UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES, COMUNICAÇÃO E DESIGN
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN

JOÃO VITOR GAZANA SILVA

INOVAÇÃO EM ORTOPEDIA: GUIAS CIRÚRGICOS PERSONALIZADOS PARA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO

Bauru
2025

Faculdade de Arquitetura, Artes, Comunicação e Design
Programa de Pós-graduação em Design
Av. Eng. Luiz Edmundo Carrijo Coube, 14-01 – CEP.
17.033-360Vargem Limpa - Bauru - SP – Brasil

JOÃO VITOR GAZANA SILVA

INOVAÇÃO EM ORTOPEDIA: GUIAS CIRÚRGICOS PERSONALIZADOS PARA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Design como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Design pela Faculdade de Arquitetura, Artes, Comunicação e Design, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Bauru.

Linha de Pesquisa: Ergonomia

Orientador: Prof. Dr. Galdenoro Botura Junior
Coorientador: Prof. Dr. Eduardo Luís Cruells Vieira

Bauru
2025

S586i

Silva, João Vitor Gazana
Inovação em ortopedia: guias cirúrgicos personalizados para artroplastia total do joelho / João Vitor Gazana Silva. -- Bauru, 2025
101 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Arquitetura, Artes, Comunicação e Design, Bauru
Orientador: Galdenoro Botura Junior
Coorientador: Eduardo Luís Cruells Vieira

1. Design. 2. Ortopedia. 3. Artroplastia total do joelho. 4. Instrumentos e aparelhos médicos. 5. Inovação. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Dados fornecidos pelo autor(a).

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE JOÃO VITOR GAZANA SILVA, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESIGN, DA FACULDADE DE ARQUITETURA, ARTES, COMUNICAÇÃO E DESIGN - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 11 dias do mês de fevereiro do ano de 2025, às 10h, no(a) https://meet.google.com/typ-aqxg-jxy, realizou-se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de JOÃO VITOR GAZANA SILVA, intitulada **INOVAÇÃO EM ORTOPEDIA: GUIAS CIRÚRGICOS PERSONALIZADOS PARA ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO**. A Comissão Examinadora foi constituída pelos seguintes membros: Professor Titular GALDENORO BOTURA JUNIOR (Orientador(a) - Participação Virtual) do(a) Programa de Pós-graduação em Design / Faculdade de Arquitetura Artes Comunicação e Design - Câmpus de Bauru, Prof. Dr. FAUSTO ORSI MEDOLA (Participação Virtual) do(a) Depto. de Design / FAAC - UNESP, Prof. Dr. FLAVIO CARDOSO VENTURA (Participação Virtual) do(a) Fatec Jaú. Após a exposição pelo mestrando e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, o discente recebeu o conceito final: Aprovado . Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.

Professor Titular GALDENORO BOTURA JUNIOR

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, fonte infinita de sabedoria, pela vida e pelas oportunidades que surgem diariamente, permitindo-me trilhar este caminho. Este trabalho reafirma uma verdade que carrego comigo: nada se constrói sozinho. Ele é fruto da contribuição, direta ou indireta, de muitas pessoas que, muitas vezes, nem têm ciência do impacto que tiveram em minha jornada.

À Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" (UNESP), pelo acolhimento em seu belo campus de Bauru e pelo Programa de Pós-Graduação em Design, que me apresentou pessoas inspiradoras e tornou este projeto possível, minha mais sincera gratidão.

À Fatec Jahu e aos seus docentes, que fomentaram em mim o espírito de pesquisa e o desenvolvimento pessoal e profissional, deixo um agradecimento especial. Meu reconhecimento ao Prof. Dr. Flávio Ventura, por me apresentar as possibilidades de uma carreira acadêmica.

Ao Hospital Amaral Carvalho, instituição que sempre me apoiou durante esta trajetória, sou imensamente grato. Aos amigos de trabalho, como Bruna Lannes Schuabb, por suas aulas de inglês, e à minha então gerente de inovação, Dárcia Lima e Silva, pelo incentivo contínuo ao meu crescimento. Ao meu atual gerente, Dr. Alexandre Tobias, meu agradecimento pela confiança e suporte em meu trabalho.

Aos meus orientadores, Prof. Dr. Galdenoro Botura Junior e Prof. Dr. Eduardo Luís Cruells Vieira, agradeço pelas orientações precisas, pelo incentivo constante e por todo o conhecimento compartilhado ao longo desta pesquisa. Aos colegas que conheci durante as disciplinas da pós-graduação, sou grato pelas trocas de experiências e pela ajuda nos momentos iniciais desta jornada.

À Henrique Tostes Melo, pelo compartilhamento de seus vastos conhecimentos na área de dispositivos médicos personalizados, meu sincero reconhecimento. Seu apoio foi fundamental para o desenvolvimento desta pesquisa e contribuiu de maneira significativa para o avanço do projeto.

À minha família, meu pilar inabalável, expresso minha mais profunda gratidão. Ao meu pai, Nelvito Cerqueira Silva, e à minha mãe, Valéria Cristina Gazana Silva, por seu amor incondicional e por serem a base de tudo que sou. À minha irmã, Jaqueline Gazana Silva, meu amor e reconhecimento por sempre estar ao meu lado,

e à Bruna Balbino, o amor da minha vida, que com seu carinho, amor, acolhimento e compreensão me motiva a ser melhor a cada dia.

Aos meus amigos, em especial Breno Pantaleão e Isaías Santos, que tornaram o caminho mais leve com suas risadas e companhias, minha eterna gratidão. À Escola Estadual Prof. Antônio Terézio Mendes Peixoto, pelos professores que me inspiraram a amar o aprendizado, e ao Senai Jaú, onde tenho o prazer de compartilhar conhecimento. Um agradecimento especial ao Coordenador de Práticas Profissionais, Rodrigo Ráfaga Souza, cujas conversas e trocas profissionais foram uma constante fonte de inspiração.

Reafirmo que nada foi feito sozinho e que fui abençoado por ter ao meu lado uma família amorosa, pessoas incríveis ao longo do caminho e oportunidades que me permitiram chegar até aqui. Este trabalho não é apenas meu, mas de todos aqueles que, de alguma forma, me ajudaram a torná-lo realidade.

RESUMO

A artroplastia total do joelho (ATJ) é um procedimento cirúrgico eficaz para tratar doenças degenerativas do joelho, mas a precisão no posicionamento dos componentes protéticos é crucial para o sucesso a longo prazo. Desalinhamentos, mesmo mínimos, podem levar a complicações pós-operatórias, como dor, desgaste prematuro da prótese e necessidade de revisões cirúrgicas, impactando negativamente a qualidade de vida do paciente e aumentando os custos do sistema de saúde. Guias cirúrgicas personalizadas, projetadas a partir da anatomia individual do paciente, surgem como uma solução inovadora e promissora para melhorar a precisão da ATJ. No entanto, os custos e a complexidade dos sistemas comerciais limitam sua acessibilidade, especialmente em ambientes com recursos restritos. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um processo para a criação de guias cirúrgicas personalizadas para ATJ, utilizando tecnologias de código aberto e manufatura aditiva (impressão 3D). Buscou-se, assim, democratizar o acesso a essa tecnologia e contribuir para o avanço e inovação na área de design em saúde. A metodologia, focada em design e inovação, empregou softwares de código aberto, como o 3D Slicer para segmentação de imagens de tomografia computadorizada do joelho e o Blender para modelagem tridimensional das guias. O processo incluiu a obtenção de imagens médicas, segmentação dos ossos do joelho (fêmur e tíbia), planejamento digital dos cortes ósseos, modelagem das guias personalizadas e impressão 3D dos protótipos em resina biocompatível. A validação inicial foi realizada através da avaliação visual da adaptabilidade das guias em biomodelos anatômicos impressos em 3D. Os resultados demonstraram a viabilidade técnica do processo proposto. A segmentação das imagens com o 3D Slicer permitiu a criação de biomodelos anatômicos. O Blender possibilitou a modelagem de guias personalizadas, adaptadas à anatomia individual do paciente, com os planos de corte e encaixes necessários. A impressão 3D, utilizando resina biocompatível, resultou em protótipos com fidelidade anatômica. Os testes iniciais de adaptação das guias aos biomodelos impressos em 3D foram satisfatórios, demonstrando um encaixe estável. Este estudo, com foco em design para geração de inovação, contribui para o avanço da ortopedia ao propor um método para a criação de guias cirúrgicas personalizadas para ATJ. A utilização de softwares e tecnologias de código aberto democratiza o acesso a essa tecnologia, tornando-a viável para uma gama maior de profissionais e instituições, especialmente em contextos com recursos limitados. Embora sejam necessários testes clínicos para

validar a eficácia das guias em pacientes reais, os resultados obtidos demonstram o potencial desta metodologia para melhorar a precisão cirúrgica, otimizar o tempo operatório e, consequentemente, melhorar os resultados clínicos e a qualidade de vida dos pacientes submetidos à artroplastia total do joelho.

Palavras-chave: Guias cirúrgicas personalizadas; Artroplastia total do joelho (ATJ); Impressão 3D; Software de código aberto; Design; Inovação

ABSTRACT

Total knee arthroplasty (TKA) is a highly effective surgical intervention for managing degenerative knee diseases. However, precise alignment and positioning of prosthetic components are critical for long-term success and prevention of complications. Misalignment, even minimal, can result in postoperative challenges, including pain, premature prosthesis wear, and revision surgeries, thereby negatively affecting patient quality of life and increasing healthcare costs. Customized surgical guides, tailored to individual patient anatomy, offer a promising innovation for improving TKA accuracy. Nevertheless, the high costs and complexity of commercial systems hinder their accessibility, especially in resource-constrained settings. This study aimed to develop an accessible, replicable process for creating customized surgical guides for TKA using open-source technologies and additive manufacturing (3D printing). The goal was to democratize access to this technology, advancing design innovation in healthcare. The methodology involved using open-source software, including 3D Slicer for tomographic image segmentation and Blender for three-dimensional guide modeling. The process encompassed obtaining medical images, segmenting the knee bones (femur and tibia), digitally planning bone cuts, designing customized guides, and 3D printing prototypes using biocompatible resin. Initial validation assessed the guides' adaptability to 3D-printed anatomical biomodels. Results demonstrated the technical feasibility of the proposed workflow. Image segmentation in 3D Slicer enabled the creation of anatomical biomodels, while Blender facilitated the design of customized guides with precise cutting planes and fittings tailored to individual anatomy. The 3D-printed prototypes exhibited anatomical fidelity, and initial tests revealed stable fits to printed biomodels. This study underscores the potential for integrating design processes and open-source technologies to innovate orthopedic procedures. While clinical trials are necessary to validate the guides in real-world settings, the findings highlight the potential to enhance surgical precision, reduce operative time, and improve patient outcomes in TKA.

Keywords: Customized surgical guides; Total knee arthroplasty (TKA); 3D printing; Open-source software; Design innovation

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO 12
2. OBJETIVOS 14
2.1. OBJETIVO GERAL 14
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS 14
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 15
3.1. ANATOMIA HUMANA 15
3.2. ANATOMIA DO JOELHO 17
3.3. ALINHAMENTO DO JOELHO 20
3.4. ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO: CIRURGIA, AVANÇOS E DESAFIOS 21
3.5. GUIAS CIRÚRGICAS PERSONALIZADAS: ESTADO DA ARTE, APLICAÇÃO, BENEFÍCIOS E DESAFIOS 25
3.6. TECNOLOGIAS DE PLANEJAMENTO DIGITAL E IMPRESSÃO 3D 28
3.7. ESTUDOS COMPARATIVOS: EFICÁCIA DAS GUIAS CIRÚRGICAS PERSONALIZADAS EM COMPARAÇÃO AOS MÉTODOS TRADICIONAIS 32
4. MATERIAIS E MÉTODOS 36
4.1. MATERIAIS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS 36
4.2. METODOLOGIA 36
4.2.1. ESTRUTURA METODOLÓGICA 38
4.3. APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DAS MÚLTIPLAS CONVERGÊNCIAS 38
5. DESENVOLVIMENTO 48
5.1. PROTOCOLO CIRÚRGICO E DESIGN DA GUIA 48
5.2. DESIGN DAS GUIAS CIRÚRGICAS 58
5.3. SEGMENTAÇÃO NO 3D SLICER E PÓS PROCESSAMENTO NO MESHMIXER 58
5.4. PLANEJAMENTO E MODELAGEM DAS GUIAS CIRÚRGICAS NO BLENDER 63
5.5. IMPRESSÃO 3D 77
6. RESULTADOS 80
6.1. SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS E GERAÇÃO DE BIOMODELOS ANATÔMICOS 80
6.2. DESIGN E MODELAGEM DAS GUIAS CIRÚRGICAS PERSONALIZADAS 82
6.3. IMPRESSÃO 3D E AVALIAÇÃO DA ADAPTABILIDADE DAS GUIAS 84
7. CONCLUSÃO 93
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 95

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Posição anatómica humana 16
Figura 2 - Planos de referência anatômica 16
Figura 3 - Termos de direção, posicionamento e movimento anatômicos 17
Figura 4 - Estrutura do joelho: Fêmur, tíbia e patela 18
Figura 5 - Côndilos medial e lateral do fêmur 18
Figura 6 - Platôs medial e lateral da tibia 19
Figura 7 - Movimentos de flexão e extensão do joelho 19
Figura 8 - Vista anterior com o joelho em flexão 20
Figura 9 - Eixo mecânico e eixo anatômico do joelho 21
Figura 10 - Conjunto de instrumentação convencional utilizado na artroplastia total do joelho 23
Figura 11 - Modelagem de guia de corte ósseo mandibular no Blender 26
Figura 12 - Guia cirúrgico para definição do eixo intramedular 27
Figura 13 - Processo de desenvolvimento e aplicação de guia para craniotomia 29
Figura 14 - Biomodelo digital obtido a partir de tomografia computadorizada do joelho 30
Figura 15 - Biomodelo digital manuseado com ferramentas do software Blender 31
Figura 16 - Processo de impressão 3D 32
Figura 17 - Representação gráfica do Método das Múltiplas Convergências 37
Figura 18 - Fluxo metodológico da pesquisa 47
Figura 19 - Eixo de Flexão-Extensão 50
Figura 20 - Eixo de Flexão-Extensão Paralelo à Linha Articular Distal 51
Figura 21 - Eixo de Flexão-Extensão Paralelo à Linha Articular Posterior 52
Figura 22 - Dano Cartilaginoso Femoral 52
Figura 23 - Correção do Desalinhamento Femoral no Eixo Distal 53
Figura 24 - Correção do Desalinhamento Femoral no Eixo Posterior 53
Figura 25 - Estrutura da prótese fabricada pela Stryker Triathlon 54
Figura 26 - Cortes Femorais referente ao ângulo interno da prótese 55
Figura 27 - Medição e Posicionamento do Implante Femoral 56
Figura 28 - Alinhamento para Compensação da Cartilagem Tibial 57
Figura 29 - Plano de corte para Correção Articular Tibial 57
Figura 30 - Design das guias femorais e tibiais MyKnee 58
Figura 31 - Importação dos arquivos DICOM para o 3D Slicer 59
Figura 32 - Utilização da ferramenta "Threshold" para segmentação óssea 60
Figura 33 - Biomodelo gerado no 3D Slicer 60
Figura 34 - Importação do biomodelo para o Meshmixer 61
Figura 35 - Seleção das partes de interesse com a ferramenta "Select" 62
Figura 36 - Inversão da seleção para partes de não interesse 62
Figura 37 - Biomodelo após processamento no Meshmixer 63
Figura 38 - Biomodelo do joelho importado para o Blender 64
Figura 39 - Separação do fêmur e da tíbia na aba "Editar" 65
Figura 40 - Definição do eixo de flexão e extensão do fêmur 66
Figura 41 - Eixo de referência para o plano de corte femoral distal 67
Figura 42 - Eixo de referência para o plano de corte femoral posterior 67
Figura 43 - Planos de corte femorais distal e posterior 68
Figura 44 - Simulação dos cortes femorais – Em (A) plano de corte, em (B) plano extrudado 69
Figura 45 - Simulação dos cortes femorais – Resultado final 69
Figura 46 - Fêmur com os planos de corte angulares internos posicionados 70
Figura 47 - Eixo de referência tangente aos platôs tibiais 71
Figura 48 - Plano de corte tibial com espessura definida 71
Figura 49 - Guia femoral distal – Componentes iniciais 72
Figura 50 - Guia femoral distal – Adição dos componentes de suporte 73
Figura 51 - Guia femoral distal – Vista anterior após operação booleana 74
Figura 52 - Guia femoral distal – Vista posterior após operação booleana 74
Figura 53 - Guia femoral proximal – Planos de corte e base 75
Figura 54 - Guia femoral proximal – Após cortes booleanos e com pinos de fixação 75

Figura 55 - Guia femoral proximal – Vista inferior após remoção dos pinos 76
Figura 56 - Guia tibial – Componentes e plano de corte 77
Figura 57 - Guia tibial – Vista posterior após operação booleana 77
Figura 58 - Biomodelos do fêmur e tíbia impressos em resina SmartDent Modelo Universal (salmão). 79
Figura 59 - Guias femorais e tibiais impressas em resina biocompatível SmartDent Bio Clear Guide 79
Figura 60 - Biomodelos do fêmur e tíbia gerados a partir da segmentação das imagens de TC. 81
Figura 61 - Design da primeira guia cirúrgica personalizada femoral, geradas no Blender 82
Figura 62 - Design da segunda guia cirúrgica personalizada femoral, geradas no Blender 83
Figura 63 - Design da guia cirúrgica personalizada tibial, geradas no Blender 83
Figura 64 - Biomodelos do fêmur e tíbia impressos em 3D 85
Figura 65 - Biomodelo do fêmur impresso em 3D 85
Figura 66 - Biomodelo da tíbia impresso em 3D 86
Figura 67 - Primeira guia femoral impressa em 3D 86
Figura 68 - Segunda guia femoral impressa em 3D 87
Figura 69 - Guia tibial impressa em 3D 87
Figura 70 - Primeira guia femoral posicionada no biomodelo do fêmur 88
Figura 71 - Segunda guia femoral posicionada no biomodelo do fêmur 88
Figura 72 - Guia tibial posicionada no biomodelo da tíbia 89

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Ferramentas, Equipamentos e Materiais Utilizados no Desenvolvimento das Guias Cirúrgicas 36

1. INTRODUÇÃO

A artroplastia total de joelho (ATJ) é um procedimento cirúrgico destinado a restaurar a funcionalidade da articulação do joelho por meio da substituição da articulação nativa por uma prótese. Este procedimento é amplamente reconhecido como um dos mais comuns e eficazes no tratamento de doenças degenerativas do joelho, como a osteoartrite em estágio avançado (Pagan *et al.*, 2024). A osteoartrite afeta mundialmente cerca de 10% da população, sendo acometida com maior prevalência após os 60 anos de idade (Fiksman, Krekhovska-Lepiavko e Lokay, 2023). Com o envelhecimento populacional e o aumento de condições ortopédicas, a demanda por cirurgias de ATJ tem crescido exponencialmente nas últimas décadas (Kurtz *et al.*, 2007). Embora o procedimento seja consolidado, um dos principais fatores que influenciam os resultados clínicos a longo prazo é a precisão cirúrgica, particularmente no que diz respeito ao alinhamento dos componentes protéticos (Johnston *et al.*, 2019).

Erros no alinhamento e no posicionamento dos componentes da prótese podem levar a uma série de complicações pós-operatórias, como dor persistente, desalinhamento da articulação, desgaste prematuro da prótese e, eventualmente, a necessidade de revisões cirúrgicas. Revisões de artroplastia são não apenas custosas, mas também apresentam riscos elevados para o paciente, com maiores tempos de recuperação e chances aumentadas de complicações (Weber *et al.*, 2018).

Diante desses desafios, tecnologias de planejamento pré-operatório vêm ganhando destaque, com o objetivo de melhorar a precisão da execução cirúrgica. Entre essas tecnologias, as guias cirúrgicas personalizadas emergem como uma das inovações para garantir cortes ósseos precisos e o correto posicionamento de componentes protéticos (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023).

As guias cirúrgicas personalizadas são dispositivos desenvolvidos a partir da anatomia específica do paciente, com base em imagens tridimensionais obtidas por imagens médicas, como por exemplo, ressonância magnética ou tomografia computadorizada. Essas guias permitem ao cirurgião executar cortes ósseos com precisão, adaptando-se às estruturas anatômicas individuais, o que pode resultar em melhores resultados funcionais e maior longevidade das próteses (Hess *et al.*, 2024).

Nos últimos anos, a manufatura aditiva (impressão 3D) tem sido utilizada para a produção de guias cirúrgicas a partir de modelos digitais. O processo envolve várias etapas: obtenção de imagens médicas, segmentação dessas imagens para reconstrução tridimensional dos ossos do joelho, planejamento digital dos cortes necessários e a modelagem da guia que será utilizada durante a cirurgia (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023). No entanto, apesar de seus benefícios, a produção dessas guias ainda enfrenta barreiras, como os custos de fabricação e a complexidade dos protocolos de planejamento e produção.

Embora as guias cirúrgicas personalizadas tenham mostrado resultados promissores, um dos desafios principais continua sendo sua acessibilidade e custo. Empresas como Medacta e Materialise apresentam soluções ao mercado com sistemas proprietários para o desenvolvimento de guias personalizadas, o que limita o acesso de hospitais menores ou em países em desenvolvimento a essas tecnologias. Outro ponto é a ausência de protocolos acessíveis que viabilizem o uso em larga escala dessas tecnologias nos sistemas de saúde.

Para superar essas barreiras, é necessário o desenvolvimento de metodologias claras, que utilizem softwares de código aberto e tecnologias de acesso facilitado, como o 3D Slicer para segmentação de imagens e o Blender para modelagem tridimensional. A combinação dessas ferramentas possibilita a criação de um fluxo de trabalho mais econômico e replicável para a produção de guias cirúrgicas personalizadas. Esse tipo de abordagem visa expandir o uso dessa tecnologia, especialmente em ambientes com recursos limitados.

A pesquisa proposta visa preencher essa lacuna ao desenvolver um processo para a criação de guias cirúrgicas personalizadas para ATJ. Focando nas etapas de obtenção de imagens, segmentação, planejamento digital e modelagem 3D, o projeto propõe uma alternativa viável para clínicas e hospitais que buscam melhorar a precisão cirúrgica, sem os custos dos sistemas comerciais. A validação desse processo contribuirá não apenas para o avanço da ortopedia, mas também para a melhoria dos desfechos clínicos e da qualidade de vida dos pacientes submetidos à artroplastia total de joelho.

2. OBJETIVOS

2.1. OBJETIVO GERAL

Desenvolver um processo acessível e replicável para a criação de guias cirúrgicas personalizadas para ATJ, utilizando tecnologias de planejamento digital de código aberto e manufatura aditiva.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- **Segmentar imagens de tomografia computadorizada:** Utilizar softwares de código aberto, 3D Slicer, para realizar a segmentação digital das estruturas anatômicas do joelho, isolando fêmur, tíbia e outros elementos relevantes.
- **Realizar o planejamento cirúrgico digital em conjunto com o profissional médico:** Convertendo as imagens segmentadas para o formato STL, identificando pontos anatômicos de referência e definindo os ângulos ideais para os cortes ósseos.
- **Modelar guias cirúrgicas personalizadas:** Projetar guias específica do paciente no Blender, com base nos dados segmentados e nas informações do planejamento digital.
- **Produzir guias por manufatura aditiva:** Fabricar as guias cirúrgicas personalizadas por impressão 3D, avaliando sua adaptação em biomodelos.

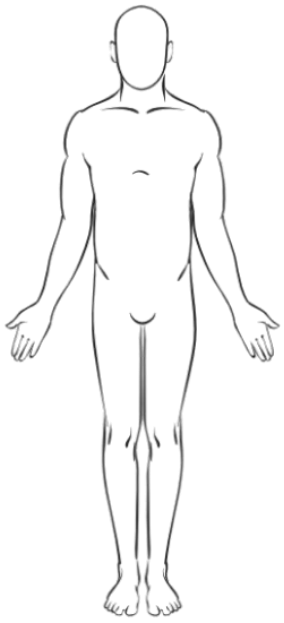
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1. ANATOMIA HUMANA

O entendimento da anatomia humana é necessário neste estudo, pois fornece a base para o desenvolvimento e a aplicação de guias cirúrgicas personalizadas para artroplastia total de joelho. A anatomia detalhada do corpo humano, particularmente dos sistemas esquelético e muscular, é fundamental para que as guias cirúrgicas possam ser desenvolvidas com precisão na orientação dos cortes ósseos, assegurando que o posicionamento dos componentes protéticos respeite a estrutura única de cada paciente.

As referências anatômicas do corpo humano são constituídas por pontos e linhas que descrevem a localização e o relacionamento entre diferentes partes, elementos essenciais para o planejamento cirúrgico. Para padronizar a visualização e a descrição das estruturas anatômicas, estabelece-se uma posição anatômica de referência: o corpo humano em postura ereta, voltado para o observador, com a face direcionada para frente, os membros superiores estendidos ao longo do corpo, as palmas das mãos voltadas para frente e os pés apontando para a frente (Figura 1) (Lippert e Minor, 2011). Essa posição anatômica geral serve como base para o uso uniforme de terminologias de direção e orientação, facilitando a comunicação precisa entre os profissionais da área da saúde durante o planejamento e a execução de procedimentos, como a artroplastia total de joelho.

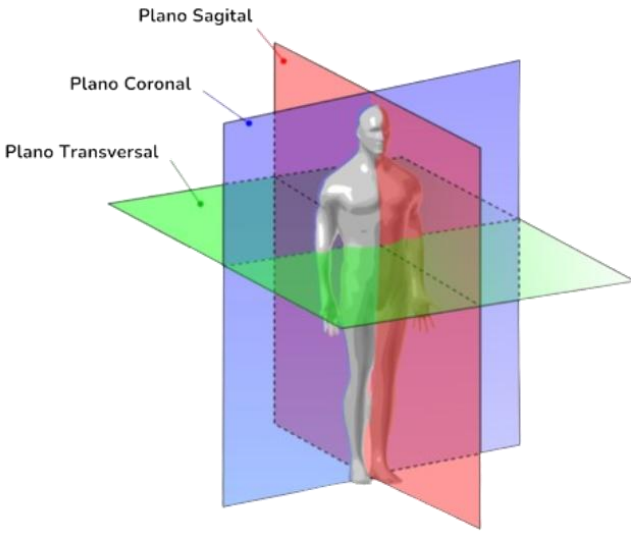
Figura 1 - Posição anatómica humana



(Lippert e Minor, 2011)

Para facilitar a descrição e a comunicação entre profissionais, a anatomia humana é organizada por planos de referência anatômica, que incluem o plano sagital, coronal (frontal) e transversal. Esses planos auxiliam na divisão do corpo em seções específicas, permitindo um entendimento claro da orientação e das relações anatômicas. O plano sagital divide o corpo em lados esquerdo e direito, o frontal em partes anterior e posterior, e o plano transversal em porções superior e inferior (Figura 2) (Medicine, 2018).

Figura 2 - Planos de referência anatômica

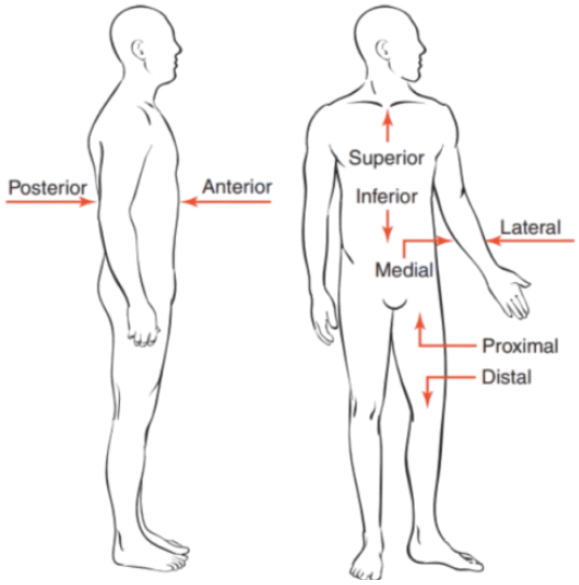


Adaptado de (Medicine, 2018)

Além dos planos de referência, são essenciais os termos de direção,

posicionamento e movimento anatômicos, que descrevem a relação entre as diferentes partes do corpo. Termos como proximal e distal, anterior e posterior, medial e lateral, permitem uma descrição precisa da localização dos ossos e das articulações (Figura 3) (Lippert e Minor, 2011).

Figura 3 - Termos de direção, posicionamento e movimento anatômicos



(Lippert e Minor, 2011)

Esses conceitos fornecem a base para o desenvolvimento das guias cirúrgicas e auxilia a manipulação de imagens médicas, além de estabelecer um padrão essencial para a comunicação durante os procedimentos cirúrgicos. Esse referencial anatômico e terminológico é, portanto, essencial para contextualizar os termos que serão utilizados ao longo desta pesquisa, assegurando precisão na descrição das estruturas anatômicas e facilitando o entendimento e a replicação das técnicas apresentadas.

3.2. ANATOMIA DO JOELHO

A articulação do joelho é uma das mais complexas do corpo humano, sendo responsável por suportar o peso do corpo e permitir movimentos essenciais para a locomoção, como flexão, extensão e, em menor grau, rotação (Innocenti, 2022).

A estrutura do joelho é composta por três ossos principais: o fêmur, a tíbia e a patela (Figura 4). A extremidade distal do fêmur e a extremidade proximal da tíbia formam a articulação femorotibial, enquanto a patela se articula com o fêmur, formando a articulação patelofemoral. Essas duas articulações trabalham em conjunto para proporcionar estabilidade e mobilidade ao joelho (Innocenti, 2022).

Figura 4 - Estrutura do joelho: Fêmur, tíbia e patela



Adaptado de (Moore, Dalley e Agur, 2018)

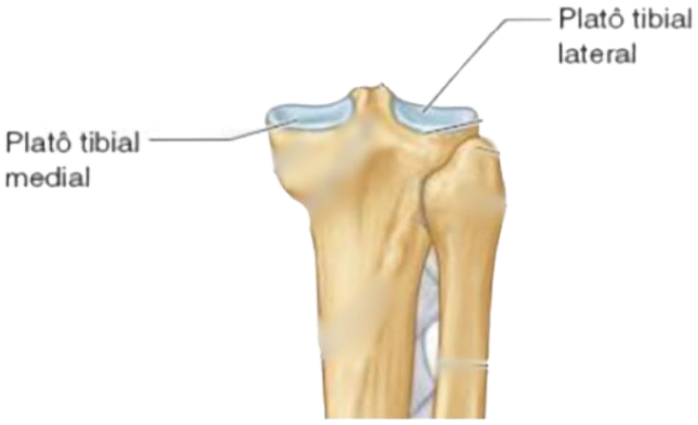
O fêmur possui os côndilos medial e lateral, estruturas arredondadas que se articulam com os platôs medial e lateral da tíbia (Figura 5) (Figura 6), facilitando os movimentos de flexão e extensão (Figura 7). A patela, por sua vez, atua como um ponto de apoio, auxiliando na extensão do joelho e reduzindo o esforço necessário para esse movimento (Moore, Dalley e Agur, 2018).

Figura 5 - Côndilos medial e lateral do fêmur



Adaptado de (Moore, Dalley e Agur, 2018)

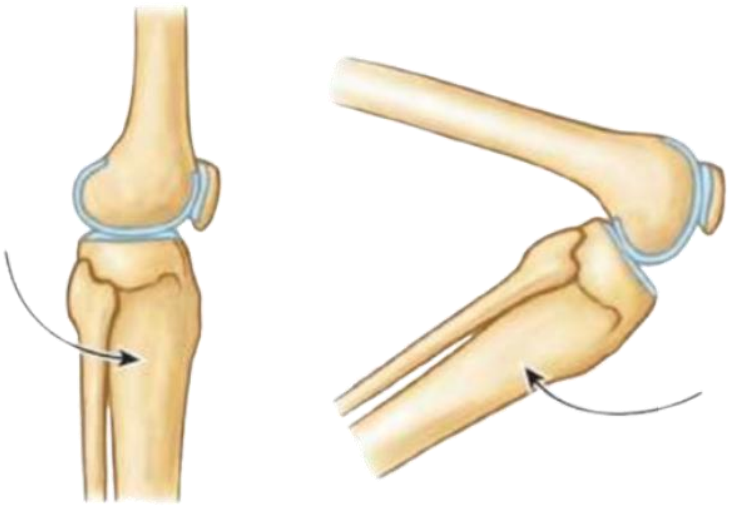
Figura 6 - Platôs medial e lateral da tibia



B. Vista posterior (lado direito)

Adaptado de (Moore, Dalley e Agur, 2018)

Figura 7 - Movimentos de flexão e extensão do joelho

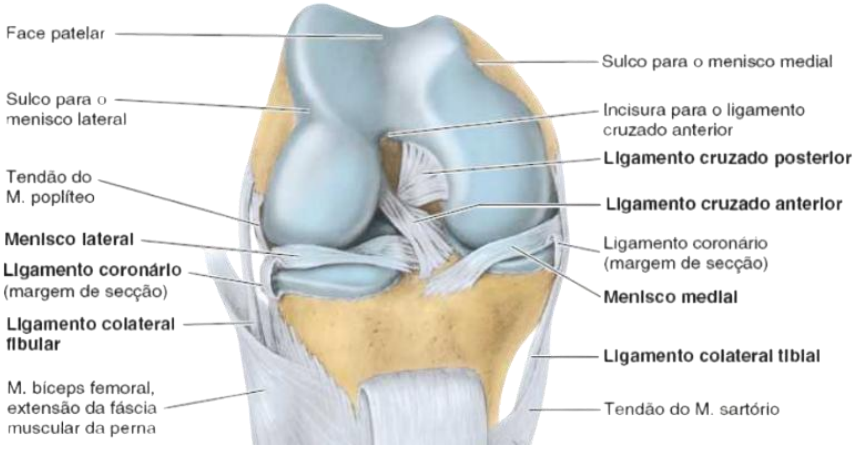


A. Extensão B. Flexão

(Moore, Dalley e Agur, 2018)

Além dos ossos, o joelho é composto por diversos elementos anatômicos essenciais, como os ligamentos, que oferecem estabilidade; a cartilagem, que reveste as superfícies articulares, permitindo o deslizamento suave dos ossos; e os meniscos, que atuam como amortecedores, distribuindo a carga sobre a articulação. Os ligamentos cruzados (anterior e posterior) e os ligamentos colaterais (medial e lateral) são fundamentais para a estabilidade do joelho, prevenindo movimentos excessivos que poderiam comprometer a articulação (Figura 8).

Figura 8 - Vista anterior com o joelho em flexão

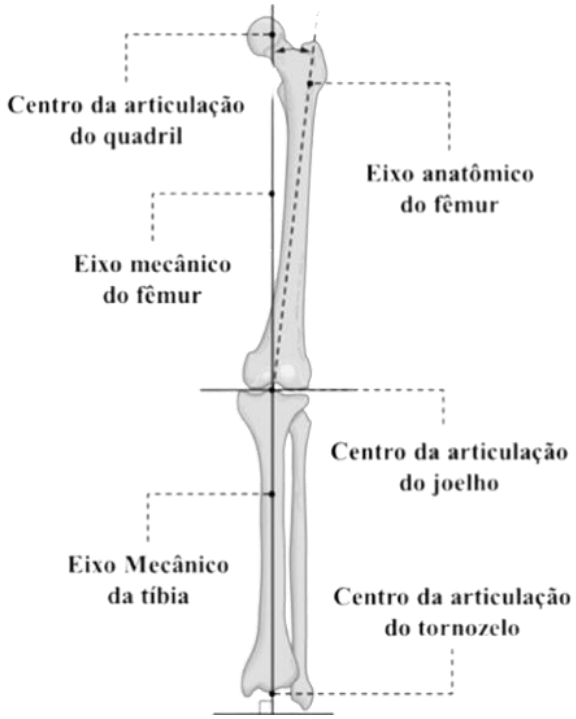


Adaptado de (Moore, Dalley e Agur, 2018)

3.3. ALINHAMENTO DO JOELHO

Para compreender o alinhamento adequado dos membros inferiores e as possíveis deformidades, é essencial introduzir os conceitos de marcos anatômicos que servem como referência no diagnóstico médico (Oliveira, 2014). A análise do posicionamento entre o fêmur e a tíbia é feita por meio da avaliação das projeções nos planos sagital e coronal, bem como dos ângulos formados entre os eixos mecânicos de cada osso. O eixo mecânico é definido pela linha que conecta os centros das articulações proximal e distal, ou seja, da articulação do quadril até o tornozelo. Já o eixo anatômico segue o canal intramedular do osso, sendo traçado ao longo da diáfise do fêmur. Esses eixos, conforme representados na Figura 9, são necessários no planejamento cirúrgico de procedimentos como a ATJ, pois fornecem marcos anatômicos e referências para o posicionamento dos componentes protéticos.

Figura 9 - Eixo mecânico e eixo anatômico do joelho



(Oliveira, 2014)

No caso de técnicas que visam o alinhamento mecânico, como a técnica de alinhamento mecânico convencional, o objetivo é posicionar a prótese de modo que o eixo mecânico do membro inferior seja reestabelecido, geralmente com um ângulo de 180° entre o fêmur e a tíbia (Borukhov *et al.*, 2024). Já nas técnicas baseadas no alinhamento cinemático, que buscam preservar o movimento natural da articulação do paciente, o eixo anatômico é utilizado como uma referência adicional para permitir uma leve variação no posicionamento, visando um resultado funcional mais próximo do joelho natural (Borukhov *et al.*, 2024). Esses marcos cirúrgicos, portanto, não apenas orientam o posicionamento e o alinhamento da prótese, mas também são base para definição da técnica cirúrgica.

3.4. ARTROPLASTIA TOTAL DO JOELHO: CIRURGIA, AVANÇOS E DESAFIOS

A ATJ é um procedimento cirúrgico consolidado e amplamente utilizado para o tratamento de condições degenerativas graves do joelho, como a osteoartrite e a artrite reumatoide. Desde sua introdução na década de 1970, a ATJ passou por contínuas inovações tecnológicas e cirúrgicas, tornando-se uma solução eficaz para a melhora da mobilidade e da qualidade de vida de pacientes em todo o mundo. A cirurgia envolve a substituição das superfícies articulares do fêmur e da tíbia por

componentes protéticos, com o objetivo de restaurar a função normal da articulação e aliviar a dor associada a doenças degenerativas (Motta Filho e Cavanellas, 2007).

Com o aumento da expectativa de vida e da prevalência de doenças ortopédicas, a demanda por cirurgias de ATJ aumentou significativamente nas últimas décadas. Considerando o período de 2005 a 2030 a projeção do aumento nos procedimentos de artroplastia total de joelho deve chegar a 601% (Kurtz *et al.*, 2007). Apesar da eficácia comprovada da ATJ, o sucesso do procedimento a longo prazo está intimamente ligado à precisão com que os componentes protéticos são implantados, o que envolve a correta realização dos cortes ósseos e o alinhamento adequado da prótese (Helmy, Dao Trong e Kühnel, 2014).

A precisão no posicionamento dos componentes protéticos durante a ATJ é fundamental para garantir resultados funcionais satisfatórios e prolongar a vida útil da prótese. Pequenos desalinhamentos podem gerar complicações como dor persistente, desgaste acelerado da prótese, instabilidade articular e, eventualmente, a necessidade de revisões cirúrgicas. Estudos têm demonstrado que a falha no alinhamento dos componentes da prótese pode resultar em uma incidência maior de revisões cirúrgicas, o que reforça a necessidade de aprimorar as técnicas que garantem a precisão cirúrgica (Johnston *et al.*, 2019).

Atualmente, o método mais comum para realizar os cortes ósseos necessários para a ATJ envolve o uso de guias mecânicas padrão, que são ajustadas no joelho do paciente durante a cirurgia. Embora essas guias sejam amplamente utilizadas, elas não se adaptam às variações anatômicas individuais. Essa limitação é particularmente crítica em pacientes com deformidades ósseas não comuns ou em cirurgias de revisão, onde o uso de guias padrão pode apresentar limitações.

Esse tipo de abordagem exige o uso de conjuntos de instrumentações metálicas compostos por diversos componentes ajustáveis. Esses sistemas são aplicados diretamente sobre a anatomia do paciente para guiar os cortes ósseos e o posicionamento dos implantes. A figura 10 a seguir apresenta uma configuração ilustrativa desses instrumentos utilizados em conjunto com um modelo anatômico.

Figura 10 - Conjunto de instrumentação convencional utilizado na artroplastia total do joelho



(Acervo pessoal do Prof. Dr. Galdenoro Botura Junior, 2024)

Contudo nos últimos anos, a introdução de tecnologias assistidas por computador e de manufatura aditiva proporcionou avanços para a realização da ATJ. A cirurgia assistida por navegação e os sistemas de robótica têm sido estudados e implementados em centros cirúrgicos de referência, oferecendo maior controle sobre o posicionamento dos componentes e a realização dos cortes ósseos (Shah, 2021). No entanto, essas tecnologias ainda enfrentam barreiras, como altos custos de aquisição e manutenção, além de uma curva de aprendizado elevada para os cirurgiões.

Além das tecnologias assistidas por computador, outro avanço na ATJ é o uso de guias cirúrgicas personalizadas, desenvolvidas especificamente para cada paciente com base em suas imagens de tomografia computadorizada (TC). As guias personalizadas são projetadas para se ajustar à anatomia do paciente, permitindo a execução dos cortes ósseos e uma melhor adaptação dos componentes protéticos. Este avanço tecnológico tem o potencial de reduzir o tempo cirúrgico, trazer controle e previsibilidade para o cirurgião, o que pode resultar em melhores desfechos clínicos (Kwon *et al.*, 2017) (Sariali, Kajetanek e Catonné, 2019).

Apesar das vantagens associadas ao uso de guias cirúrgicas personalizadas, a sua adoção ainda enfrenta desafios. Entre os principais obstáculos estão os custos de produção e o acesso limitado à tecnologia, que é monopolizada por poucas empresas globais como Medacta e Materialise. O desenvolvimento e fabricação dessas guias requerem uma infraestrutura especializada, incluindo softwares de planejamento digital e impressoras 3D. Além disso, por se tratar de um conhecimento que é desenvolvido de maneira fechada os protocolos para a criação e utilização dessas guias são propriedades individuais de cada empresa, o que implica o cirurgião utilizar as técnicas cirúrgicas que lhe são propostas, com isso sua disseminação em centros cirúrgicos menores, particularmente em países em desenvolvimento é dificultada.

Outro desafio importante está relacionado à confiabilidade e acurácia dessas guias. Embora os estudos iniciais tenham mostrado resultados promissores, há uma necessidade de estudos mais abrangentes que validem a eficácia das guias personalizadas em diferentes contextos clínicos e anatômicos (Müller *et al.*, 2022). Além disso, há um interesse em tornar o processo de criação dessas guias mais acessível, utilizando softwares de código aberto e impressoras 3D mais econômicas, a fim de democratizar o acesso a essa tecnologia.

O futuro da ATJ está ligado à evolução das tecnologias de personalização e automação cirúrgica. A possível combinação futura de técnicas de planejamento digital com manufatura aditiva e sistemas de navegação assistida poderá oferecer um cenário promissor para a melhoria contínua dos resultados cirúrgicos, vistos que tais sistemas priorizam a individualidade de cada paciente (Shah, 2021). Guias cirúrgicas personalizadas e soluções de planejamento digital têm o potencial de tornar a ATJ mais individualizada e eficiente.

Além disso, o desenvolvimento de novos materiais biocompatíveis para impressão 3D de guias cirúrgicas e componentes protéticos pode melhorar ainda mais a durabilidade e o desempenho dessas intervenções. A integração de algoritmos de inteligência artificial no planejamento cirúrgico também surge como uma tendência, possibilitando a personalização do procedimento com base em uma análise mais detalhada da anatomia e dos fatores biomecânicos de cada paciente (Rodríguez-Merchán, 2022).

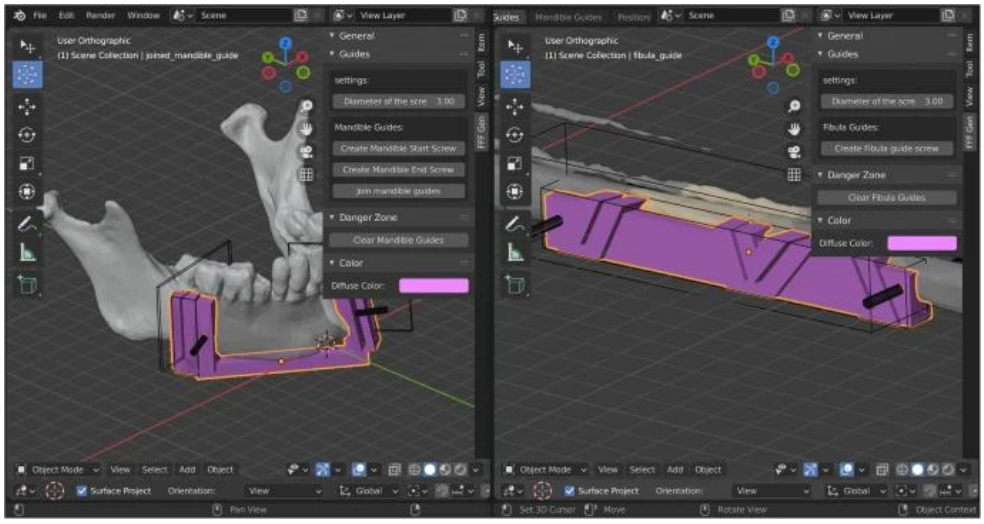
3.5. GUIAS CIRÚRGICAS PERSONALIZADAS: ESTADO DA ARTE, APLICAÇÃO, BENEFÍCIOS E DESAFIOS

As guias cirúrgicas personalizadas representam uma inovação na medicina, desenvolvidas com base em modelos tridimensionais obtidos a partir de exames de imagem, como TC, essas guias são projetadas para se ajustar à anatomia específica de cada paciente, o que permite ao cirurgião realizar cortes ósseos com alta precisão. Sua utilização visa aprimorar os resultados funcionais da cirurgia, reduzir o tempo operatório e melhorar o alinhamento dos componentes protéticos (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023).

O uso de guias personalizadas expandiu-se para diversas áreas da medicina, sendo amplamente aplicado em cirurgias ortopédicas, odontológicas e em procedimentos de reconstrução craniomaxilofacial.

O estudo de Šimić (2021) apresenta um caso de desenvolvimento de uma guia cirúrgica para reconstrução mandibular, empregando o software de código aberto Blender e um complemento específico criado em Python. Essa abordagem evidencia a viabilidade de criar guias cirúrgicas personalizadas utilizando ferramentas gratuitas, o que se torna especialmente relevante considerando que os softwares dedicados a essa finalidade geralmente apresentam um custo elevado. Tal custo elevado pode limitar o acesso a essas tecnologias em regiões com recursos financeiros restritos. Na Figura 11, observa-se o processo de geração da guia de corte no Blender, ilustrando o potencial prático dessa metodologia para locais onde a acessibilidade financeira é um fator crítico.

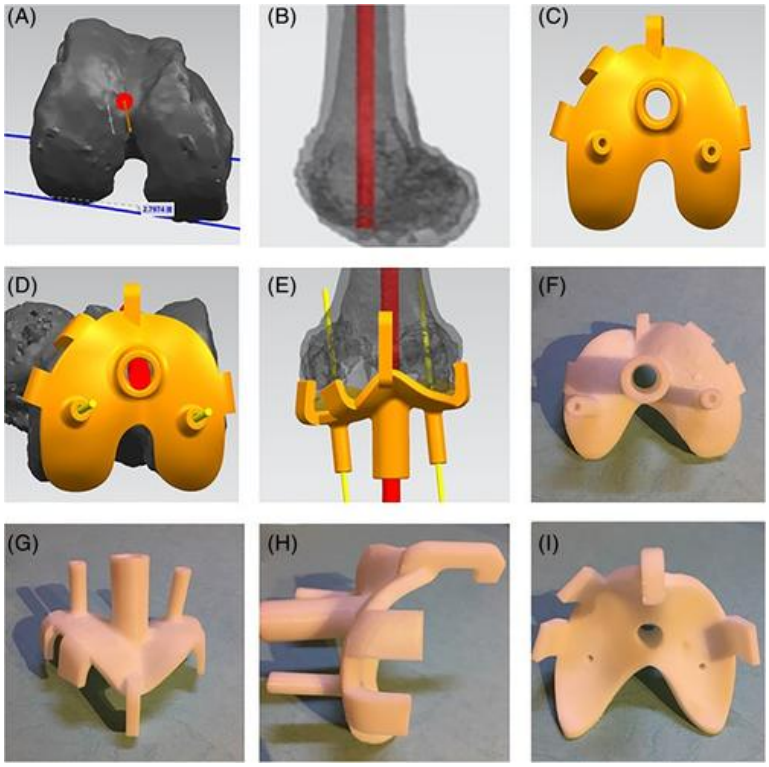
Figura 11 - Modelagem de guia de corte ósseo mandibular no Blender



(Šimić *et al.*, 2021)

O estudo conduzido por Sun (2020) exemplifica como guias cirúrgicas personalizadas podem aprimorar o processo operatório, especificamente através do desenvolvimento de uma guia para o posicionamento intramedular, utilizada para controlar a rotação do componente femoral na ATJ. Na cirurgia de ATJ, a precisão dos cortes ósseos é um fator crucial para o sucesso do procedimento. Nesse contexto, a definição do eixo transepicondilar cirúrgico, destacado em vermelho na Figura 12, é essencial, pois possibilita uma rotação femoral adequada, contribuindo para uma flexão mais estável do joelho. A Figura 12 também apresenta o guia cirúrgico desenvolvido, juntamente com uma simulação virtual de sua posição de uso, demonstrando sua funcionalidade na orientação do alinhamento femoral.

Figura 12 - Guia cirúrgico para definição do eixo intramedular



(Sun *et al.*, 2020)

O processo de criação de guias cirúrgicas personalizadas começa com a aquisição de imagens de boa resolução, geralmente obtidas por TC. Essas imagens são processadas em softwares especializados de planejamento digital, onde são segmentadas e convertidas em modelos tridimensionais dos ossos a serem operados, como o fêmur e a tíbia no caso da ATJ. Com base nesses modelos, as guias são projetadas para se encaixarem de maneira adaptada na anatomia óssea do paciente, guiando o cirurgião na execução dos cortes ósseos necessários para o correto posicionamento dos componentes protéticos.

Essas guias são produzidas por meio de tecnologias de manufatura aditiva, como impressão 3D, que permite a fabricação de dispositivos sob medida para cada paciente. Durante a cirurgia, as guias são colocadas diretamente sobre as superfícies ósseas, permitindo que o cirurgião realize os cortes, seguindo o planejamento pré-operatório.

As guias cirúrgicas personalizadas trazem algumas vantagens sobre os métodos tradicionais e as guias convencionais no contexto de ATJ. Ao serem desenvolvidas com base na anatomia específica de cada paciente, essas guias permitem considerar as particularidades de cada estrutura óssea. Essa

personalização otimiza o resultado da cirurgia, contribuindo para a redução do tempo cirúrgico, uma vez que pode reduzir a necessidade de ajustes intraoperatórios. Além disso, o uso dessas guias personalizadas reduz a quantidade de instrumentação necessária, simplificando o procedimento e, potencialmente, diminuindo os custos associados à esterilização e ao manejo de equipamentos (Blakeney e Vendittoli, 2020).

A evolução das guias cirúrgicas personalizadas está ligada aos avanços em manufatura aditiva e planejamento digital. As tendências futuras apontam para a criação de sistemas mais acessíveis e integrados, com maior automação dos processos e uso de inteligência artificial para otimizar o planejamento cirúrgico.

A democratização das tecnologias de código aberto, aliada à simplificação dos processos de fabricação, pode possibilitar que mais centros clínicos adotem guias personalizadas em suas práticas cirúrgicas. Além disso, a padronização dos protocolos clínicos e a validação de estudos comparativos serão essenciais para consolidar o uso dessas guias como uma prática clínica rotineira.

3.6. TECNOLOGIAS DE PLANEJAMENTO DIGITAL E IMPRESSÃO 3D

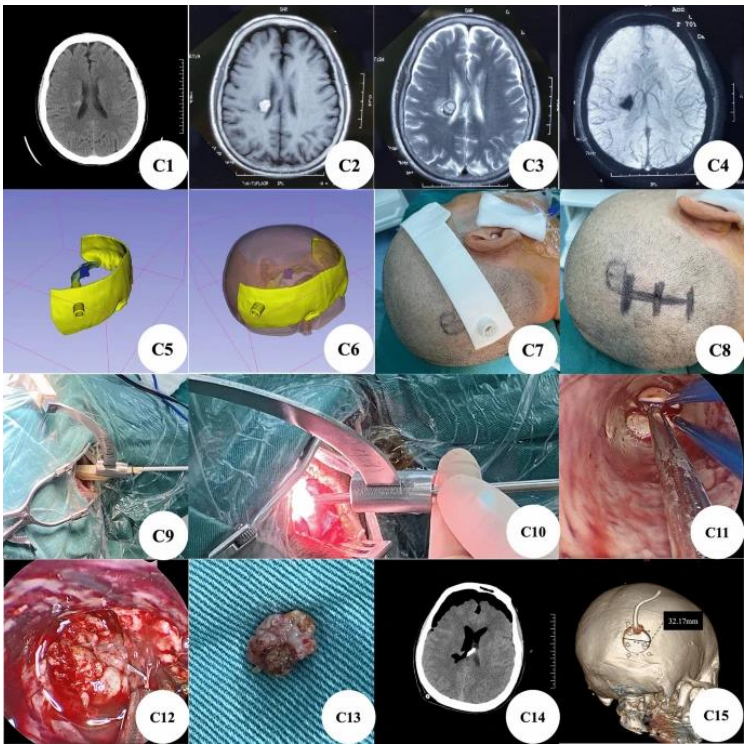
Nos últimos anos, as tecnologias de planejamento digital e impressão 3D tornaram-se ferramentas essenciais em diversas áreas da medicina, como na ortopedia, odontologia e cirurgia craniofacial. A possibilidade de criar modelos tridimensionais a partir de imagens médicas e de produzir dispositivos personalizados, como guias cirúrgicas e próteses, fomentou as possibilidades de planejamento e a execução de procedimentos cirúrgicos complexos. Entre as principais ferramentas utilizadas para esse fim estão os softwares de segmentação, como o 3D Slicer, podem ser usados para processar e converter imagens médicas, e programas de modelagem tridimensional, como o Blender, que permitem o desenvolvimento de dispositivos e modelos específicos para cada paciente. Além disso, a impressão 3D se demonstrou como um método de fabricação de guias cirúrgicas e biomodelos anatômicos, contribuindo para a personalização dos cuidados médicos (Cheng *et al.*, 2016).

O 3D Slicer é um software de código aberto utilizado para segmentação e visualização de imagens médicas, como TC e ressonâncias magnéticas (RM). A segmentação consiste na identificação e extração de estruturas anatômicas de interesse a partir de imagens médicas, permitindo a criação de modelos

tridimensionais dos órgãos ou ossos do paciente.

Para exemplificar o uso do 3D Slicer, pode-se citar o estudo de Zhou (2022), que utilizou esse software de segmentação para localizar lesões cerebrais que requeriam craniotomia para acesso e remoção. O planejamento baseado em tomografia computadorizada permitiu identificar com precisão a localização das lesões, possibilitando, assim, o desenvolvimento de uma guia cirúrgica direcionada para orientar o cirurgião quanto à posição da lesão. A Figura 13 ilustra o processo de desenvolvimento e aplicação da guia, destacando o papel do 3D Slicer no planejamento cirúrgico detalhado e na melhoria no processo operatório.

Figura 13 - Processo de desenvolvimento e aplicação de guia para craniotomia

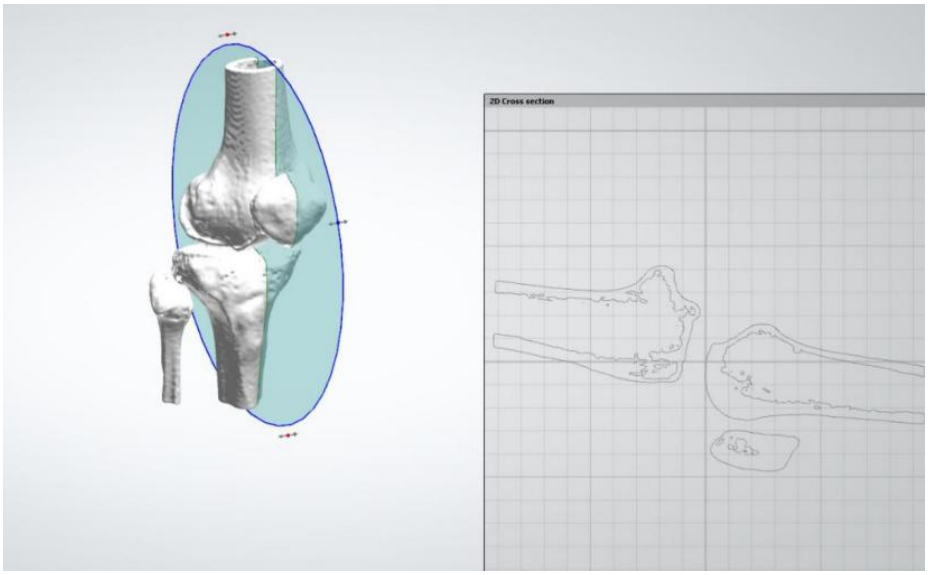


(Zhou *et al.*, 2022)

No contexto da artroplastia total de joelho, o 3D Slicer desempenha um papel importante ao segmentar o fêmur e a tíbia, gerando modelos no formato STL (Standard Tessellation Language, ou Linguagem de Mosaico Padrão), que servem como base para o planejamento cirúrgico. No estudo de Oliveira (2023), o processo de obtenção de um biomodelo é explorado a partir de imagens de tomografia computadorizada no 3D Slicer. O estudo enfatiza as possibilidades advindas da reprodução fiel da anatomia do paciente, como o suporte ao planejamento cirúrgico e o desenvolvimento de guias personalizadas para a cirurgia. A Figura 14 ilustra o resultado da extração de uma tomografia de joelho, conforme apresentado no estudo,

destacando a reprodução anatômica que esse método oferece.

Figura 14 - Biomodelo digital obtido a partir de tomografia computadorizada do joelho



(Oliveira, 2023)

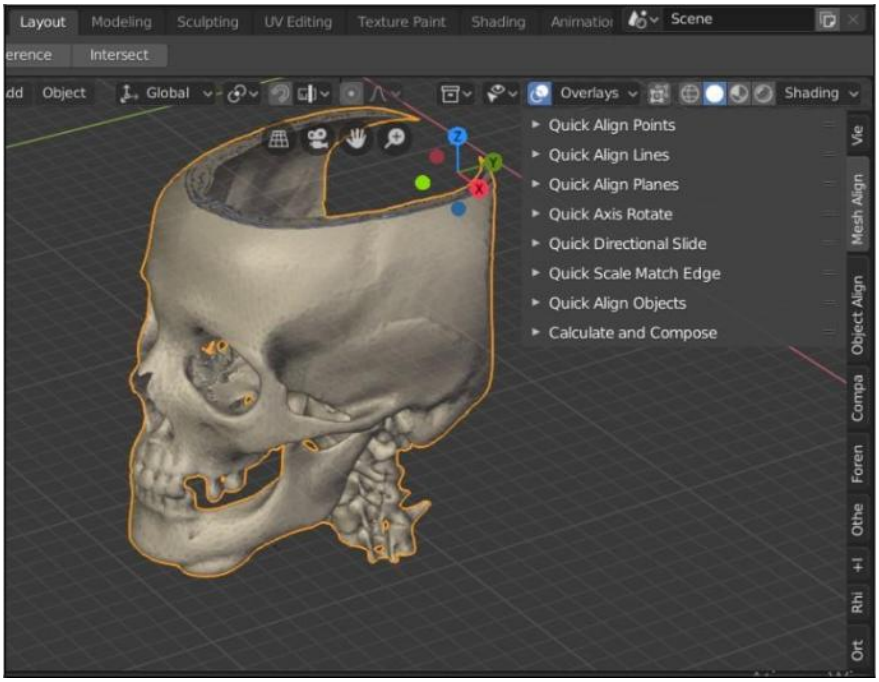
A capacidade do 3D Slicer de lidar com grandes conjuntos de dados no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, ou Comunicação Digital de Imagens na Medicina) e sua compatibilidade com uma ampla gama de plugins tornam-no uma ferramenta versátil para segmentação. Além disso, o software oferece uma interface intuitiva e é compatível com outras ferramentas de planejamento cirúrgico e impressão 3D, facilitando a integração do fluxo de trabalho digital. No contexto da ATJ, o uso de 3D Slicer permite que os cirurgiões visualizem com clareza as estruturas ósseas e planejem com precisão os cortes necessários para a inserção da prótese (Oliveira, 2023).

Em relação ao processo de desenvolvimento de soluções personalizadas, Blender é um software de modelagem tridimensional de código aberto, utilizado em diversas esferas, incluindo a medicina, devido à sua flexibilidade e recursos avançados de modelagem. Na área cirúrgica, o Blender é empregado para projetar e ajustar dispositivos médicos personalizados, como guias cirúrgicas, próteses e biomodelos anatômicos, com base nos dados de segmentação obtidos em softwares de reconstrução de imagens médicas.

A pesquisa de Silva (2023) ilustra a aplicabilidade do software Blender no desenvolvimento de dispositivos médicos personalizados, demonstrando como essa ferramenta pode atuar para a criação de guias cirúrgicas. Neste estudo, foi desenvolvida uma guia específica para a realização de uma osteotomia, destinada à

remoção de um osteoma localizado na mandíbula do paciente. A Figura 15 apresenta a manipulação do biomodelo digital no Blender, apresentando o potencial desse software na criação de soluções personalizadas em contextos clínicos.

Figura 15 - Biomodelo digital manuseado com ferramentas do software Blender

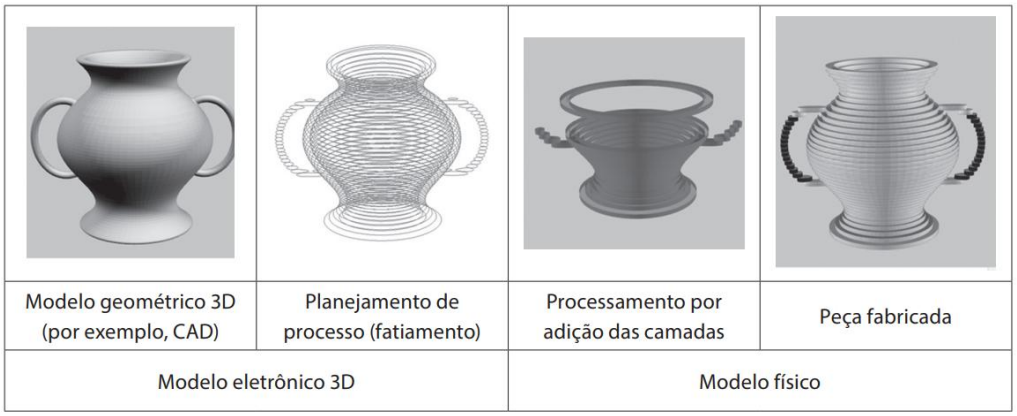


(Silva *et al.*, 2023)

O software Blender oferece suporte a uma variedade de formatos de arquivo, incluindo STL, o que facilita a integração com impressoras 3D. Sua interface personalizável, aliada ao suporte da comunidade global de desenvolvedores e usuários, tornam o Blender uma ferramenta plausível para uso no planejamento cirúrgico e na fabricação de dispositivos personalizados.

Dessa forma impressão 3D tem emergido como uma ferramenta prática na medicina ortopédica, posicionando-se como um recurso essencial para ortopedistas que buscam soluções personalizadas e eficazes para tratamentos complexos. De acordo com a pesquisa realizada por Miraldo (2019), a impressão 3D é uma tecnologia baseada no princípio de fabricação aditiva, em que estruturas tridimensionais são criadas a partir de modelos digitais por meio de sucessivas camadas de material. A fim de ilustrar o processo de fabricação aditiva Volpato (2017) simplifica as etapas de maneira ilustrada como apresenta a Figura 16.

Figura 16 - Processo de impressão 3D



(Volpato, 2017)

Miraldo (2019) ressalta que a impressão 3D tem aplicações em várias áreas da ortopedia, como traumatologia, cirurgia reconstrutiva e procedimentos na coluna vertebral. No contexto da traumatologia e da cirurgia ortopédica de revisão, essa tecnologia apresenta benefícios, proporcionando um planejamento cirúrgico mais detalhado, o que resulta em taxas reduzidas de complicações, tempo de cirurgia e perdas sanguíneas. Essas vantagens refletem a precisão que os modelos 3D personalizados conferem aos procedimentos, ajudando a minimizar erros e melhorar o controle cirúrgico.

3.7. ESTUDOS COMPARATIVOS: EFICÁCIA DAS GUIAS CIRÚRGICAS PERSONALIZADAS EM COMPARAÇÃO AOS MÉTODOS TRADICIONAIS

O avanço das guias cirúrgicas personalizadas representa uma transformação significativa na ATJ, especialmente no que diz respeito à precisão e à personalização do procedimento. No entanto, a eficácia dessas guias em comparação com os métodos tradicionais, que utilizam guias de tamanho padrão e instrumentos de alinhamento mecânico, tem sido objeto de estudos. O objetivo desses estudos comparativos é avaliar se o uso de guias personalizadas oferece melhorias significativas em termos de precisão do alinhamento, tempos cirúrgicos, redução da instrumentação e resultados clínicos.

O alinhamento correto dos componentes protéticos é um dos principais fatores que influenciam o sucesso a longo prazo da ATJ. Desvios de alinhamento, mesmo que mínimos, podem resultar em desgaste acelerado da prótese, instabilidade articular e, eventualmente, na necessidade de revisões cirúrgicas. Estudos comparativos têm avaliado a precisão do alinhamento obtido com o uso de guias

cirúrgicas personalizadas em comparação com as técnicas convencionais.

O estudo apresentado por Sariali (2019) conduziu um ensaio clínico randomizado para avaliar a precisão do alinhamento de guias personalizados com base no planejamento de tomografia computadorizada tridimensional (3D) em comparação aos métodos bidimensionais tradicionais (2D) na artroplastia total do joelho. Os resultados indicaram que o uso de guias de corte personalizadas específicas para pacientes melhorou significativamente a precisão do posicionamento dos componentes. Especificamente, o ângulo femoral coronal foi restaurado com um desvio médio de −0,1°± 1,4° no grupo guiado em 3D, em comparação com um desvio de 1,6°± 2,5° no grupo convencional, destacando uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,0001$). Além disso, os desvios padrão dos ângulos femorais foram menores no grupo 3D, indicando menor variabilidade na precisão do posicionamento nos planos coronal e axial ($p = 0,0007$ e $p = 0,01$, respectivamente).

O estudo também descobriu que a porcentagem de valores discrepantes para o componente femoral foi significativamente menor no grupo de guias personalizadas, com apenas um paciente saindo da zona-alvo de ± 3°, em comparação com sete pacientes no grupo controle ($p = 0,02$). Isso sugere que guias personalizados não apenas aumentam a precisão do alinhamento dos componentes, mas também reduzem a probabilidade de desalinhamento, o que é fundamental para minimizar complicações como dor e a necessidade de cirurgias de revisão (Sariali, Kajetanek e Catonné, 2019).

Apesar dessas melhorias na precisão do alinhamento, o estudo observou que não houve diferença significativa no alinhamento global do quadril-joelho-tornozelo entre os dois grupos, indicando que, embora guias personalizadas possam melhorar o posicionamento dos componentes locais, eles não se traduzem necessariamente em um melhor alinhamento geral dos membros. No geral, as descobertas apoiam a hipótese de que o planejamento 3D e os guias personalizados podem levar a melhores resultados de alinhamento na ATJ, potencialmente melhorando a satisfação do paciente e os resultados clínicos a longo prazo.

A eficiência do tempo operatório é outro aspecto investigado nos estudos comparativos entre guias personalizadas e métodos tradicionais. Cirurgias de ATJ que utilizam guias personalizadas tendem a ser mais rápidas, uma vez que eliminam a necessidade de ajustes intraoperatórios, como a adaptação de guias padrão à

anatomia do paciente.

O ensaio clínico randomizado elaborado por Tammachote (2018) realizou um comparativo entre guias personalizadas e o instrumento de corte convencional, observou-se que o uso das guias personalizadas resultou em uma redução significativa no tempo cirúrgico. O tempo médio de operação para o grupo com as guias personalizadas foi de 93 ± 12 minutos, enquanto o grupo controle apresentou um tempo médio de 104 ± 12 minutos, indicando uma economia de 11 minutos ao utilizar guias personalizadas (intervalo de confiança de 95%, $P < 0.0001$). Essa redução representa um ganho de tempo considerável, especialmente em contextos hospitalares de alta demanda, contudo a pesquisa expõe que nessa amostra outros ganhos não se apresentaram significativos, como alinhamento, perda de sangue e resultados funcionais do joelho.

Além do tempo cirúrgico, o número de instrumentos necessários também é reduzido com o uso de guias personalizadas. Guias convencionais requerem uma variedade de ferramentas de ajuste para garantir o posicionamento correto dos componentes, o que aumenta a complexidade do procedimento. Em contrapartida, as guias personalizadas são projetadas para eliminar a necessidade de múltiplas ferramentas, tornando o procedimento mais simples e direto.

Na pesquisa de Moerenhout (2021) o uso de guias de corte específicas para o paciente impressas em 3D baseada em TC, demonstrou uma diminuição significativa no número de bandejas de instrumentação necessárias, quando comparado ao uso de instrumentos convencionais. Observou-se que, em média, o grupo que utilizou instrumentação específica precisou de apenas 5,1 bandejas de instrumentação, em comparação com 8,0 bandejas no grupo de controle, representando uma redução de mais de um terço ($p < 0,001$). Além disso, essa redução resultou em uma economia de aproximadamente 36% nos custos de esterilização, passando de uma média de 380 para 243 francos suíços por procedimento ($p < 0,001$). Com menos instrumentação, o intervalo entre duas cirurgias consecutivas também foi reduzido, de 24 minutos para 18 minutos. Esses resultados indicam que o uso de instrumentos personalizados na ATJ pode otimizar recursos hospitalares sem comprometer a segurança ou a eficácia do procedimento, ao mesmo tempo em que reduz significativamente os custos associados ao processamento e esterilização de instrumentação.

Os resultados clínicos das cirurgias realizadas com guias de corte personalizadas têm mostrado benefícios, especialmente em casos complexos onde a instrumentação tradicional apresenta limitações. Em um estudo conduzido por Yang (2021) que avaliou a utilização de guias personalizadas em artroplastias complexas, incluindo pacientes com deformidades acentuadas e componente protético pré-existente, observou-se uma melhora substancial nos alinhamentos pós-operatórios e na funcionalidade do joelho. A média de desvio do eixo mecânico foi reduzida de 10,5° para 3,1° após a cirurgia ($P < 0,001$), indicando um alinhamento mais preciso dos membros operados. Além disso, o escore médio da Knee Society, que avalia a função e a dor no joelho, aumentou de 48,1 para 77,4 pontos, refletindo uma melhora importante nos resultados funcionais e na qualidade de vida dos pacientes ($P < 0,001$). A extensão média do joelho também melhorou, de 5,9° para 1,4° ($P = 0,049$), sugerindo maior amplitude de movimento e funcionalidade. Esses achados indicam que as guias personalizadas oferecem uma solução viável e eficaz para cirurgias complexas do joelho, onde a precisão e a adaptação às características anatômicas individuais são essenciais para o sucesso clínico.

Embora os estudos disponíveis apresentem pontos favoráveis para o uso de guias personalizadas, algumas limitações precisam ser consideradas. Parte dos estudos são realizados em centros médicos com maior disponibilidade de recursos, o que pode não refletir a realidade de hospitais menores. Além disso, por se tratar de uma técnica relativamente recente a maioria dos estudos comparativos aborda o período de curto a médio prazo, sendo necessários estudos de longo prazo para avaliar a durabilidade dos resultados e o impacto na qualidade de vida dos pacientes.

Há de se considerar também, o fator subjetivo relacionado à experiência do cirurgião que pode influenciar os resultados. Cirurgiões com maior experiência em métodos tradicionais podem obter resultados comparáveis com o uso de guias convencionais, enquanto cirurgiões com experiência em tecnologias digitais podem maximizar os benefícios das guias personalizadas.

Os estudos comparativos existentes apontam que as guias cirúrgicas personalizadas oferecem benefícios em termos de precisão cirúrgica e redução do tempo operatório. Com o avanço das tecnologias de manufatura aditiva e a disponibilização de soluções mais acessíveis, as guias personalizadas têm o potencial de se tornar uma ferramenta viável na artroplastia total de joelho, especialmente em

casos complexos que exigem maior personalização.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. MATERIAIS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

O desenvolvimento das guias cirúrgicas personalizadas foi realizado utilizando ferramentas e tecnologias, que permitiram desde a segmentação das imagens médicas até a modelagem e impressão 3D dos modelos finais. O Quadro 1 a seguir apresenta os softwares, equipamentos e materiais empregados no processo, destacando suas funções específicas em cada etapa da pesquisa.

Quadro 1 - Ferramentas, Equipamentos e Materiais Utilizados no Desenvolvimento das Guias Cirúrgicas

Categoria	Descrição
Softwares	3D Slicer: Segmentação de imagens médicas e exportação de modelos STL.
	Blender: Modelagem tridimensional e design das guias personalizadas.
	Meshmixer: Limpeza de artefatos, separação de fêmur e tíbia, e remoção da patela e fíbula.
Equipamentos	Impressora 3D DLP (Digital Light Processing ou Processamento de Luz Digital) Anycubic Mono X: Produção das guias e biomodelos.
Materiais	Resina SmartDent Bio Clear Guide: Resina biocompatível utilizada nas guias.
	Resina SmartDent Modelo Universal (salmão): Para impressão dos biomodelos anatômicos.

(Autor)

4.2. METODOLOGIA

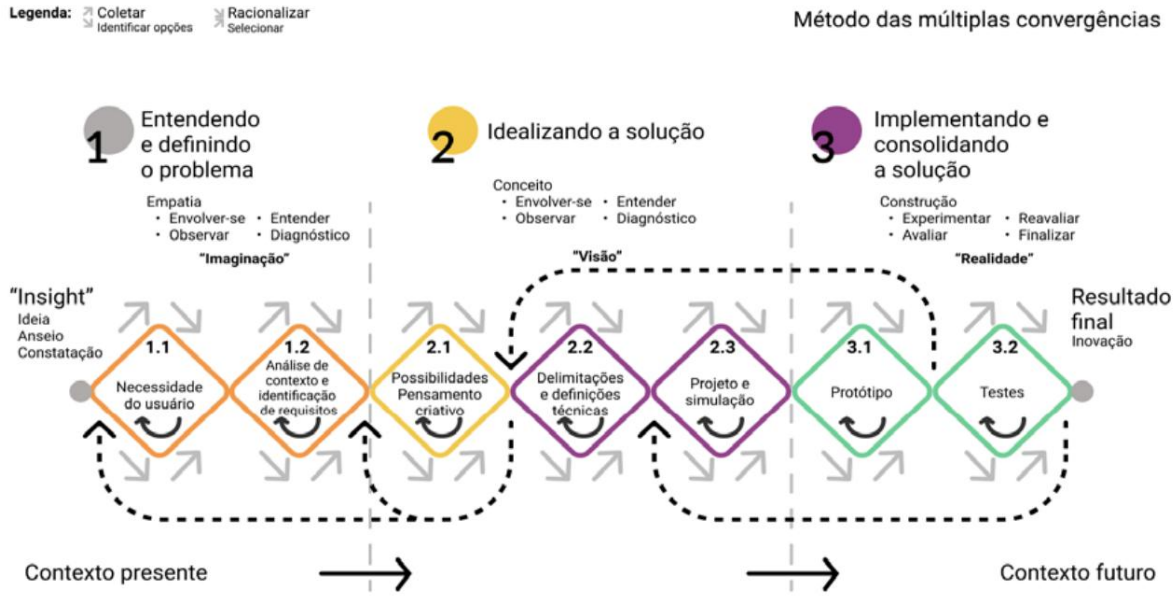
A Metodologia das Múltiplas Convergências, proposta por Barcellos (2020), foi adotada neste estudo como estrutura central para o desenvolvimento das guias

cirúrgicas personalizadas para ATJ. Esse método se destaca por integrar elementos de abordagens consagradas, como o Engineering Design Process, o Design Thinking e o Duplo Diamante, em um fluxo iterativo, flexível e direcionado para a inovação.

A metodologia é estruturada em três marcos principais: Entendendo e Definindo o Problema, Idealizando Soluções e Implementação e Consolidação, que se desdobram em sete ciclos. Cada ciclo alterna entre momentos de divergência, destinados à exploração e levantamento de possibilidades, e convergência, voltados à análise, síntese e validação de soluções. Essa dinâmica iterativa permite revisões constantes e ajustes ao longo do processo, assegurando que as soluções sejam fundamentadas e eficazes.

A Figura 17 apresenta a representação gráfica da Metodologia das Múltiplas Convergências, adaptada do estudo de Vasconcelos (2021), que utilizou o método no desenvolvimento de um aplicativo para gerenciamento de desperdícios alimentares. Nesse estudo, o autor destacou que a metodologia foi essencial para estruturar o processo de design, permitindo a identificação de problemas, a idealização de soluções criativas e a validação iterativa de protótipos. Os resultados obtidos demonstraram que o método favoreceu a criação de um produto inovador, comprovando sua eficácia em projetos que demandam soluções personalizadas e centradas nas necessidades do usuário.

Figura 17 - Representação gráfica do Método das Múltiplas Convergências



(Vasconcelos Morais Garcez *et al.*, 2021)

Essa abordagem metodológica proporcionou uma base sólida para estruturar o

desenvolvimento do projeto, desde a identificação das necessidades iniciais até a avaliação das guias cirúrgicas em biomodelos. Os detalhes da aplicação prática do método e sua integração ao referencial teórico serão apresentados nas subseções seguintes.

4.2.1. ESTRUTURA METODOLÓGICA

1 – Entendendo e Definindo o Problema

Ciclo 1.1 – Necessidades do Usuário: Focado na identificação das demandas do usuário ou contexto específico. Esse ciclo utiliza ferramentas para capturar as percepções e requisitos iniciais, muitas vezes explorando aspectos qualitativos e empáticos.

Ciclo 1.2 – Análise do Contexto e Identificação de Requisitos: Envolve a investigação detalhada do problema, considerando dados objetivos e específicos para mapear as restrições e oportunidades.

2 – Idealizando Soluções

Ciclo 2.1 – Possibilidades e Pensamento Criativo: Exploração ampla de ideias e alternativas inovadoras para abordar as necessidades identificadas. Essa etapa é marcada por brainstorming e processos criativos.

Ciclo 2.2 – Delimitação e Definição Técnica: Avaliação crítica das ideias geradas, selecionando aquelas mais alinhadas aos requisitos identificados nos ciclos anteriores.

Ciclo 2.3 – Projeto e Simulação: Criação de protótipos digitais ou conceituais que permitem validar as ideias selecionadas antes de sua materialização.

3 – Implementação e Consolidação

Ciclo 3.1 – Protótipo: Materialização das soluções em protótipos físicos ou funcionais, que refletem os resultados do processo criativo e técnico.

Ciclo 3.2 – Teste: Validação prática dos protótipos, utilizando feedbacks e experimentos controlados para refinar e concluir o processo.

4.3. APLICAÇÃO DA METODOLOGIA DAS MÚLTIPLAS CONVERGÊNCIAS

A aplicação da Metodologia das Múltiplas Convergências neste projeto foi

fundamentada em uma revisão de literatura, que guiou cada etapa e ciclo da metodologia. A integração do referencial teórico possibilitou a evolução das escolhas realizadas, alinhando-as às demandas práticas da ATJ.

Marco 1: Entendendo e Definindo o Problema

Ciclo 1.1 – Necessidades do Usuário

A etapa inicial da metodologia concentrou-se na identificação das demandas clínicas relacionadas à ATJ. O levantamento bibliográfico realizado buscou fundamentar a idealização inicial do projeto, avaliando sua pertinência e relevância. Estudos destacaram a necessidade de soluções personalizadas como meio de melhorar a precisão cirúrgica e reduzir complicações pós-operatórias, especialmente em pacientes com osteoartrite avançada, condição frequentemente agravada pela obesidade e pelo envelhecimento da população (Fiksman, Krekhovska-Lepiavko e Lokay, 2023).

Os dados epidemiológicos evidenciaram que a osteoartrite é uma das principais causas que levam à realização de cirurgias para ATJ, afetando uma parcela significativa da população, particularmente acima dos 60 anos (Fiksman, Krekhovska-Lepiavko e Lokay, 2023). Paralelamente, foram analisadas as limitações dos métodos convencionais, que incluem a falta de acessibilidade a tecnologias avançadas e a necessidade de maior precisão no alinhamento dos componentes protéticos.

Outro ponto identificado foi o impacto da precisão cirúrgica nos resultados clínicos. Estudos demonstraram que erros no alinhamento ou no planejamento podem comprometer significativamente o sucesso do procedimento, levando a complicações como desgaste prematuro da prótese e necessidade de revisões cirúrgicas. O desenvolvimento de novas tecnologias, como o planejamento digital, foi apontado como essencial para garantir maior precisão e melhorar as práticas cirúrgicas (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023).

Com base nesse diagnóstico, constatou-se que a idealização inicial era pertinente e fundamentada, justificando a necessidade de avançar no desenvolvimento de guias cirúrgicas personalizadas que utilizassem ferramentas digitais acessíveis. Essa etapa estabeleceu os alicerces para os ciclos subsequentes, orientando o projeto na busca de soluções que atendam às necessidades específicas do contexto clínico.

Ciclo 1.2 – Análise do Contexto e Identificação de Requisitos

Nesta etapa, foram analisados os aspectos técnicos, clínicos e tecnológicos relacionados ao desenvolvimento de guias cirúrgicas personalizadas ATJ. A análise do contexto foi guiada por uma exploração da literatura, que destacou o estado da arte, os benefícios e os desafios associados a essas tecnologias.

As guias cirúrgicas personalizadas representam uma inovação significativa no campo médico, sendo desenvolvidas com base em modelos tridimensionais obtidos a partir de imagens de TC. Essas guias permitem um ajuste anatômico específico para cada paciente, o que facilita cortes ósseos precisos e melhora o alinhamento dos componentes protéticos (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023). Além disso, essas guias reduzem o tempo cirúrgico e a necessidade de ajustes intraoperatórios, contribuindo para a otimização do processo operatório.

A revisão indicou que o uso de guias personalizadas não se limita à ATJ, sendo também amplamente aplicadas em cirurgias odontológicas e procedimentos de reconstrução craniomaxilofacial. O estudo de Šimić (2021) exemplifica a viabilidade do uso de ferramentas de código aberto, como o Blender, para criar guias cirúrgicas em contextos de recursos limitados. Esse estudo reforça a importância de soluções acessíveis e tecnológicas no desenvolvimento dessas guias.

Na ATJ, o estudo de Sun (2020) destacou a relevância de guias específicas para o posicionamento intramedular, fundamentais para controlar a rotação femoral e garantir uma flexão estável do joelho. Esse tipo de guia é projetado com base em modelos tridimensionais derivados de imagens médicas e fabricado por tecnologias de impressão 3D, como a manufatura aditiva.

Com base na análise do estado da arte, foram definidos os seguintes requisitos para o desenvolvimento das guias:

Imagens Médicas: A utilização de tomografia computadorizada foi identificada como essencial para criar modelos precisos do fêmur e da tíbia. Além disso, o uso de imagens complementares, como radiografias de membros inferiores, pode melhorar a identificação de pontos anatômicos de referência (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023; Sun *et al.*, 2020).

Ferramentas de Planejamento Digital: A escolha de softwares como 3D Slicer e Blender foi priorizada por sua compatibilidade com arquivos STL e capacidade de

realizar ajustes personalizados nos modelos (Šimić *et al.*, 2021).

Tecnologias de Fabricação: A impressão 3D, foi considerada viável para produzir guias com precisão e adaptabilidade anatômica (Kraeima, Visscher e Witjes, 2023).

Democratização e Acessibilidade: A adoção de soluções de código aberto e tecnologias acessíveis foi considerada uma prioridade para permitir a replicabilidade do processo em ambientes clínicos com recursos limitados.

Apesar dos benefícios, a revisão também identificou desafios, como o custo elevado de algumas soluções comerciais e a necessidade de validação clínica para consolidar o uso de guias personalizadas como prática rotineira (Blakeney e Vendittoli, 2020). A pesquisa atual propõe superar essas limitações por meio da integração de ferramentas acessíveis e práticas inovadoras, alinhadas às necessidades do contexto clínico.

Essa análise consolidou os requisitos técnicos e orientou as etapas subsequentes do projeto, garantindo que o desenvolvimento das guias fosse alinhado às demandas do estado da arte e às exigências práticas da ATJ.

Marco 2: Idealizando Soluções

Ciclo 2.1 – Possibilidades e Pensamento Criativo

Com base nos problemas identificados nos ciclos anteriores, esta etapa focou na geração de alternativas para o design das guias cirúrgicas personalizadas. A utilização de softwares de código aberto, como o 3D Slicer e o Blender, foi considerada pertinente devido à sua comprovada eficiência em projetos médicos. Estudos prévios destacam a capacidade do 3D Slicer para realizar segmentações precisas de imagens médicas, enquanto o Blender se mostrou uma ferramenta versátil para modelagem tridimensional e design de dispositivos personalizados (Cheng *et al.*, 2016; Šimić *et al.*, 2021).

Outro estudo relevante nesta etapa foi o desenvolvido por Nunes (2017), que utilizou o software Solidworks para criar guias cirúrgicas voltadas para a ATJ. No entanto, essa abordagem apresentou algumas limitações:

Dificuldade de Manuseio de Arquivos STL: O Solidworks, embora eficaz para design mecânico, não oferece a mesma fluidez e compatibilidade no processamento

de arquivos STL, frequentemente utilizados para representar modelos anatômicos gerados a partir de imagens médicas.

Uso de Biomodelos Não Derivados de Imagens Médicas: O estudo utilizou biomodelos genéricos do fêmur e da tíbia, que não refletiam com precisão as características anatômicas individuais de um paciente. Essa limitação compromete a personalização e a precisão das guias cirúrgicas.

Com base nessas observações, a pesquisa atual optou por caminhos diferentes e mais alinhados às necessidades do projeto:

Uso de Imagens Médicas para Extração de Biomodelos: A decisão de utilizar imagens médicas (como tomografias computadorizadas) garantiu que os biomodelos fossem derivados diretamente da anatomia do paciente, proporcionando personalização e aproximação da realidade cirúrgica no design das guias.

Softwares de Código Aberto com Compatibilidade com STL: A escolha do 3D Slicer e do Blender foi orientada pela facilidade com que esses softwares processam e manipulam arquivos STL. Além disso, suas funcionalidades abrangentes para segmentação e modelagem tornaram o fluxo de trabalho mais eficiente.

Essa etapa demonstrou como a análise de limitações em estudos anteriores pode orientar decisões mais informadas e eficazes. O ciclo 2.1 enfatizou a importância de aproveitar ferramentas adequadas e metodologias baseadas em evidências, resultando em alternativas que atendem às demandas da ATJ.

Ciclo 2.2 – Delimitação e Definição Técnica

Nesta etapa, as alternativas geradas no ciclo anterior foram avaliadas com base em critérios técnicos e funcionais, visando selecionar e detalhar as melhores soluções para o desenvolvimento das guias cirúrgicas personalizadas. Para assegurar a validade clínica e a eficiência técnica do projeto, foi adotado o protocolo da empresa Medacta, com seu método validado para a produção de guias personalizadas para ATJ. Esse protocolo forneceu uma base para a execução técnica das etapas subsequentes, garantindo a confiabilidade do processo (Medacta, 2022).

A pesquisa atual, entretanto, busca promover avanços e inovações no processo de desenvolvimento das guias. Para isso, foi adotada a utilização de uma TC do joelho. Estudos como o de Tian (2018) demonstraram a viabilidade dessas

modalidades para o planejamento e desenvolvimento de guias cirúrgicas, enquanto pesquisas de Corbett (2023) e Aunan (2023) reforçam que a utilização dessas imagens assegura confiabilidade no planejamento cirúrgico. Essa abordagem possibilita a identificação de pontos de referência anatômicos essenciais.

Em comparação com outros protocolos, como o da empresa Bodycad, que requer três tomografias (anca, joelho e tornozelo), a abordagem deste estudo visou também reduzir a exposição do paciente à radiação.

Embora outros trabalhos na literatura realizem a segmentação separada a partir de duas imagens distintas (uma para cada osso), a escolha por uma única imagem se deu por razões práticas e experimentais, visando testar a viabilidade do processo com recursos mínimos. Essa abordagem também reduz a complexidade de alinhamento entre volumes distintos, facilitando o fluxo de trabalho para instituições com infraestrutura limitada.

Ciclo 2.3 – Projeto e Simulação

Após a delimitação técnica no ciclo anterior, esta etapa focou no desenvolvimento de modelos tridimensionais das guias cirúrgicas personalizadas, utilizando ferramentas digitais para assegurar personalização. O software Blender foi selecionado como a principal ferramenta para o design e a simulação das guias devido à sua versatilidade.

O Blender, um software de código aberto, tem sido uma solução alternativa em projetos de dispositivos médicos personalizados. Estudos como o de Šimić (2021) demonstraram sua viabilidade para a geração de guias cirúrgicas personalizadas, evidenciando que sua interface flexível e a compatibilidade com arquivos STL permitem a integração com tecnologias de manufatura aditiva. Além disso, o Blender possui ferramentas de edição e manipulação de malhas, essenciais para ajustar os modelos às particularidades anatômicas do paciente.

Outro exemplo é o trabalho de Silva (2023), que utilizou o Blender para projetar dispositivos médicos personalizados, destacando sua capacidade de integrar dados de segmentação obtidos de imagens médicas e gerar modelos otimizados para impressão 3D.

A escolha pelo Blender foi justificada pelos seguintes fatores:

Compatibilidade com Dados Médicos: A facilidade de importar modelos em formato STL gerados no 3D Slicer e realizar ajustes detalhados.

Ferramentas de Modelagem: Recursos que permitem refinar a geometria e otimizar os modelos para garantir um ajuste anatômico.

Acessibilidade e Flexibilidade: Por ser um software de código aberto, o Blender promove maior democratização da tecnologia, alinhando-se aos objetivos do estudo de desenvolver um processo acessível.

Durante esta etapa, os modelos das guias foram projetados considerando os requisitos definidos nos ciclos anteriores.

O tempo total necessário para a execução do protótipo, considerando desde a segmentação das imagens até a impressão final da guia cirúrgica, foi de aproximadamente três horas. Ressalta-se que, por se tratar de um protótipo desenvolvido em ambiente experimental e com fins acadêmicos, o tempo de execução não deve ser considerado como limitante. Em um contexto clínico consolidado, com profissionais especializados e processos otimizados, esse tempo pode ser significativamente reduzido.

Ao empregar o Blender para o projeto e simulação, esta etapa consolidou o uso de tecnologias acessíveis e previamente utilizadas em contextos semelhantes para assegurar que as guias cirúrgicas atendessem aos requisitos de precisão, funcionalidade e personalização.

Marco 3: Implementação e Consolidação

Ciclo 3.1 – Protótipo

A fabricação dos protótipos foi realizada com base nos avanços técnicos e metodológicos identificados nos ciclos anteriores, integrando ferramentas digitais e tecnologias de manufatura aditiva. Para atender aos requisitos de precisão e funcionalidade, o processo de prototipagem envolveu duas etapas principais: a impressão dos biomodelos e a impressão das guias cirúrgicas.

Os biomodelos foram produzidos para servir como base para a confecção e validação das guias cirúrgicas. Esses modelos foram gerados a partir de imagens médicas segmentadas no 3D Slicer, e processadas para garantir precisão anatômica. Para sua fabricação, foi utilizada a resina SmartDent Universal (salmão), que oferece

boa resolução e propriedades adequadas para representações anatômicas detalhadas.

As guias cirúrgicas personalizadas foram impressas utilizando resina biocompatível, especificamente a SmartDent Bio Clear Guide, utilizada em contextos médicos. Essa escolha foi fundamentada na necessidade de aproximar a pesquisa de cenários reais de aplicação cirúrgica, garantindo que os protótipos possuíssem características compatíveis com o uso clínico, como biocompatibilidade e resistência.

A utilização da tecnologia DLP e das resinas selecionadas permitiu que os protótipos atendessem aos critérios técnicos definidos nos ciclos anteriores. Esse processo assegurou a precisão e a adaptabilidade necessárias para a próxima etapa de testes e validação.

Ciclo 3.2 – Teste

A etapa de teste teve como objetivo avaliar a adaptabilidade e o alinhamento visual das guias cirúrgicas personalizadas aos biomodelos anatômicos impressos. Esse ciclo foi projetado para assegurar que os protótipos produzidos estivessem de acordo com o planejamento digital realizado nas etapas anteriores.

Para a avaliação, optou-se por realizar uma inspeção visual e verificar a adaptabilidade das guias nos biomodelos. Essa abordagem foi escolhida para averiguar:

Compatibilidade Dimensional: Se as guias se ajustavam às superfícies ósseas representadas nos biomodelos.

Fidelidade ao Planejamento Digital: Se o design e os cortes planejados digitalmente estavam refletidos com nas guias físicas.

Estabilidade: Se as guias apresentavam estabilidade adequada ao serem posicionadas nos biomodelos.

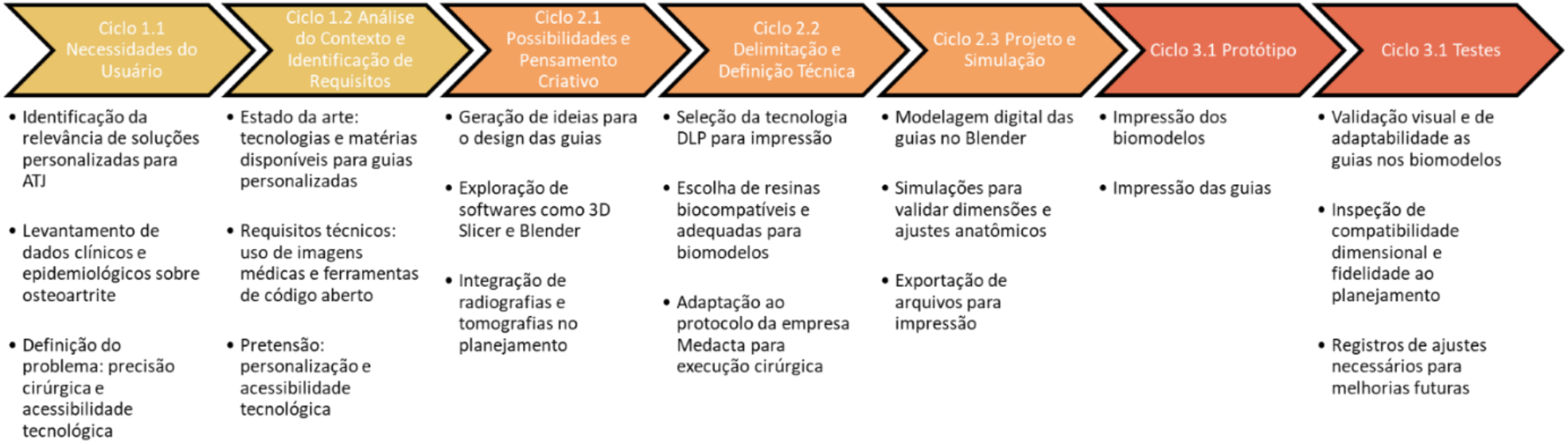
Embora o teste tenha sido limitado à avaliação visual e de adaptabilidade, ele forneceu informações para validar o design e o processo de fabricação das guias. A adaptação das guias aos biomodelos confirmou que o planejamento digital, a escolha de materiais e a tecnologia de impressão adotados foram eficazes.

Este ciclo finalizou a validação inicial do projeto, demonstrando os resultados obtidos e estabelecendo as bases para possíveis aprimoramentos ou etapas futuras

de testes mais avançados.

Para sintetizar as etapas metodológicas aplicadas, a Figura 18 apresenta o fluxo metodológico do projeto, destacando os ciclos que estruturaram o desenvolvimento das guias cirúrgicas personalizadas. O diagrama organiza as decisões tomadas em cada etapa, desde a identificação do problema até os testes dos protótipos, fornecendo uma visão sequencial do processo.

Figura 18 - Fluxo metodológico da pesquisa



(Autor)

5. DESENVOLVIMENTO

Esta seção tem como objetivo principal descrever em detalhes o processo de desenvolvimento das guias cirúrgicas personalizadas para ATJ, abrangendo todas as etapas desde a concepção inicial até a prototipagem final. Serão apresentados os fundamentos teóricos e práticos que nortearam o projeto, bem como as ferramentas e tecnologias empregadas em cada fase do desenvolvimento. O foco principal reside na personalização das guias, visando sua adaptação à anatomia individual de cada paciente.

Para atingir o objetivo proposto, esta seção está estruturada da seguinte forma: inicialmente, será apresentado o protocolo cirúrgico da Medacta (2022) e a inspiração para o design das guias. Em seguida, serão detalhadas as etapas de segmentação das imagens médicas dos ossos do joelho, utilizando os softwares 3D Slicer e Meshmixer. Posteriormente, o foco se voltará para o processo de planejamento e desenvolvimento das guias no Blender, incluindo a definição dos planos de corte e a modelagem dos encaixes e pontos de fixação. A próxima etapa abordará a impressão 3D dos biomodelos anatômicos e das guias cirúrgicas personalizadas, utilizando a tecnologia DLP. Por fim, serão apresentados os resultados dos testes iniciais dos protótipos, que consistiu em uma avaliação visual e de adaptabilidade das guias aos biomodelos impressos.

5.1. PROTOCOLO CIRÚRGICO E DESIGN DA GUIA

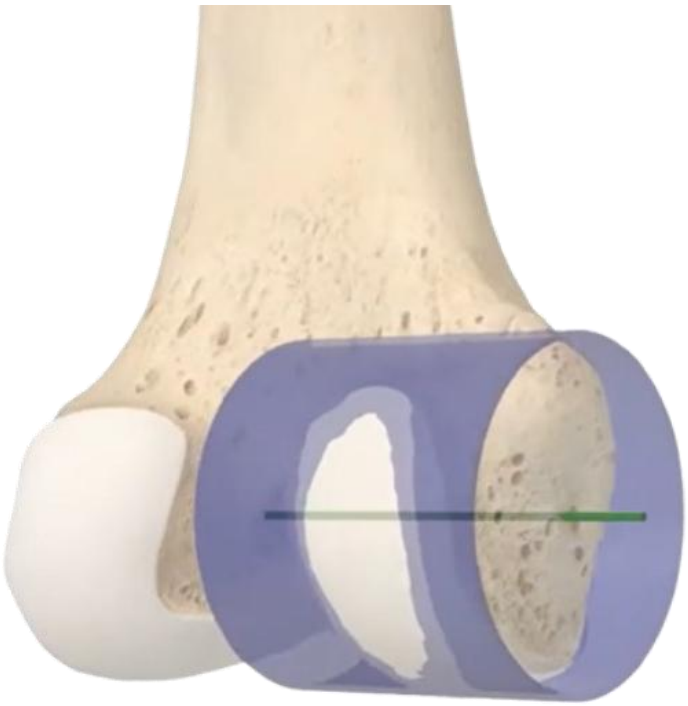
O protocolo cirúrgico de alinhamento cinemático do joelho da Medacta (2022) foi escolhido como base para o desenvolvimento das guias, visando a restauração da cinemática natural do joelho e o alinhamento dos componentes protéticos. Diferentemente dos métodos tradicionais que se baseiam no alinhamento mecânico, o alinhamento cinemático prioriza o eixo de flexão-extensão do fêmur como referência principal para o posicionamento dos implantes (Medacta, 2022). Este eixo, que representa a trajetória natural do movimento do joelho, é determinado pela interação entre os côndilos femorais e os platôs tibiais durante a flexão e extensão (Medacta, 2022). O alinhamento dos componentes protéticos em relação a este eixo permite reproduzir a cinemática fisiológica do joelho, resultando em maior estabilidade, amplitude de movimento e menor desgaste dos implantes (Medacta, 2022).

A escolha do protocolo de alinhamento cinemático do joelho se justifica por seus benefícios comprovados em estudos clínicos, que demonstram melhorias nos resultados funcionais e na satisfação dos pacientes após a ATJ (Elbuluk *et al.*, 2022). Estudos comparativos têm demonstrado que o alinhamento cinemático resulta em menor incidência de dor, maior amplitude de movimento e melhor qualidade de vida em comparação aos métodos tradicionais (Elbuluk *et al.*, 2022). Além disso, este protocolo possibilita a preservação dos ligamentos cruzados, contribuindo para a estabilidade e a propriocepção do joelho (Elbuluk *et al.*, 2022).

As imagens a seguir, extraídas do vídeo "Kinematic Alignment 3D Video animation showing the main steps of TKA procedure", ilustram os principais passos do procedimento cirúrgico da ATJ segundo o protocolo da Medacta (2022) para o alinhamento cinemático, sendo os mesmos seguidos para o desenvolvimento da guia cirúrgica nessa pesquisa.

A Figura 19 demonstra o início do planejamento cinemático do joelho com a identificação do eixo de flexão-extensão. Este eixo representa o movimento natural da tíbia em relação ao fêmur durante a flexão e extensão, e é determinado por um cilindro que melhor se ajusta aos côndilos femorais. A partir dele, definem-se os parâmetros para o posicionamento dos implantes (Medacta, 2022).

Figura 19 - Eixo de Flexão-Extensão



(Medacta, 2022)

Como visto na Figura 19, uma vez definido o eixo de flexão-extensão, é crucial garantir seu paralelismo com as linhas articulares distal (Figura 20) e posterior do fêmur (Figura 21). Essa relação anatômica é fundamental para a biomecânica adequada do joelho e deve ser respeitada durante o procedimento cirúrgico. A preservação deste alinhamento contribui para uma melhor estabilidade e função da articulação (Medacta, 2022).

Figura 20 - Eixo de Flexão-Extensão Paralelo à Linha Articular Distal



(Medacta, 2022)

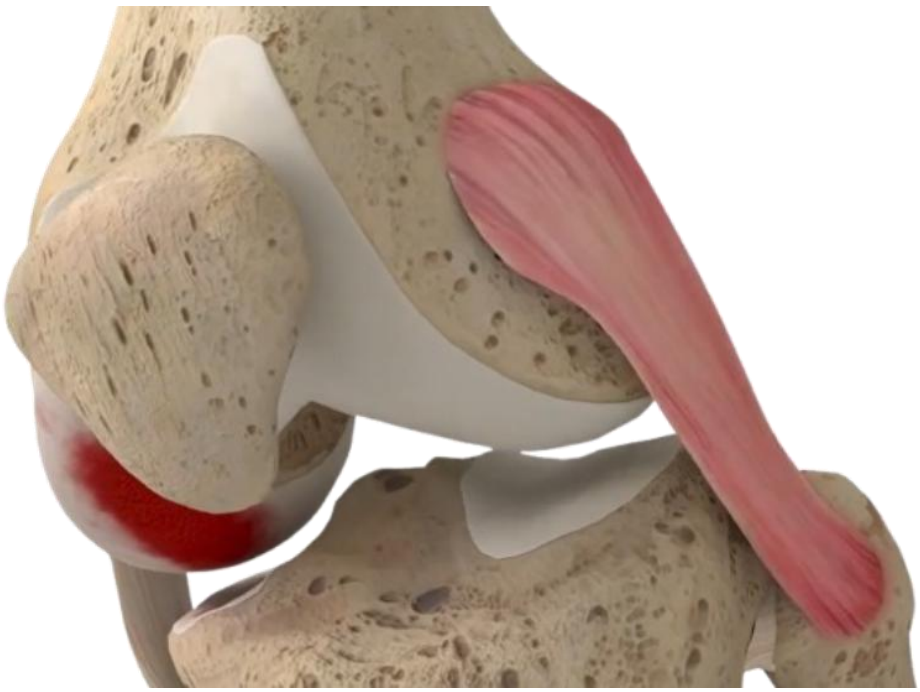
Figura 21 - Eixo de Flexão-Extensão Paralelo à Linha Articular Posterior



(Medacta, 2022)

A Figura 22 destaca o desgaste da cartilagem, comum em casos de osteoartrite, que pode causar desalinhamentos como varo ou valgo, alterando a cinemática natural da articulação. Esses desalinhamentos, por sua vez, afetam a tensão nos ligamentos colaterais, comprometendo a estabilidade do joelho e acelerando o processo degenerativo (Medacta, 2022).

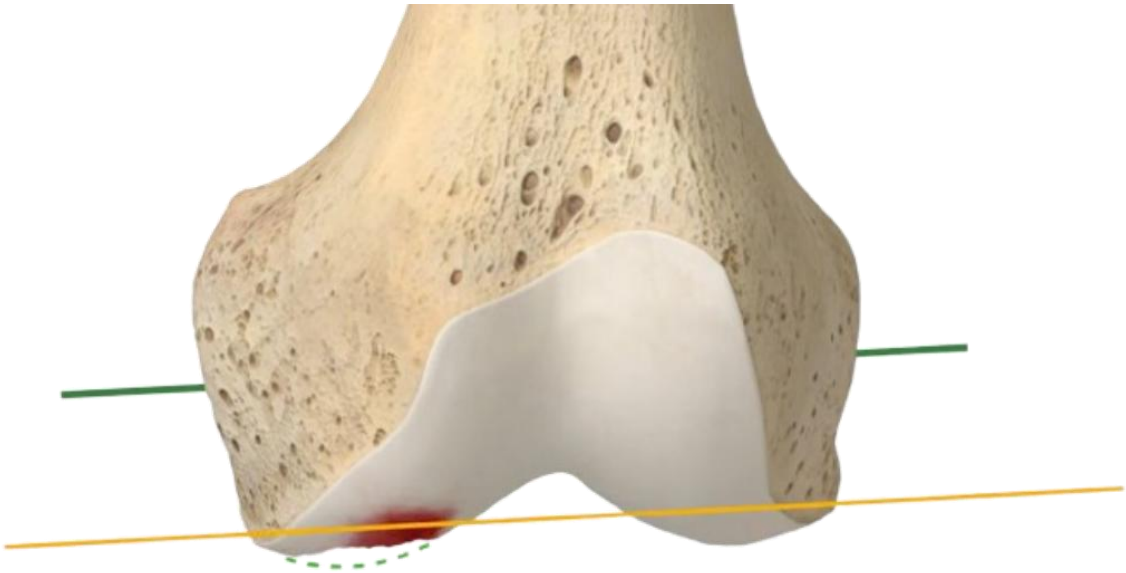
Figura 22 - Dano Cartilaginoso Femoral



(Medacta, 2022)

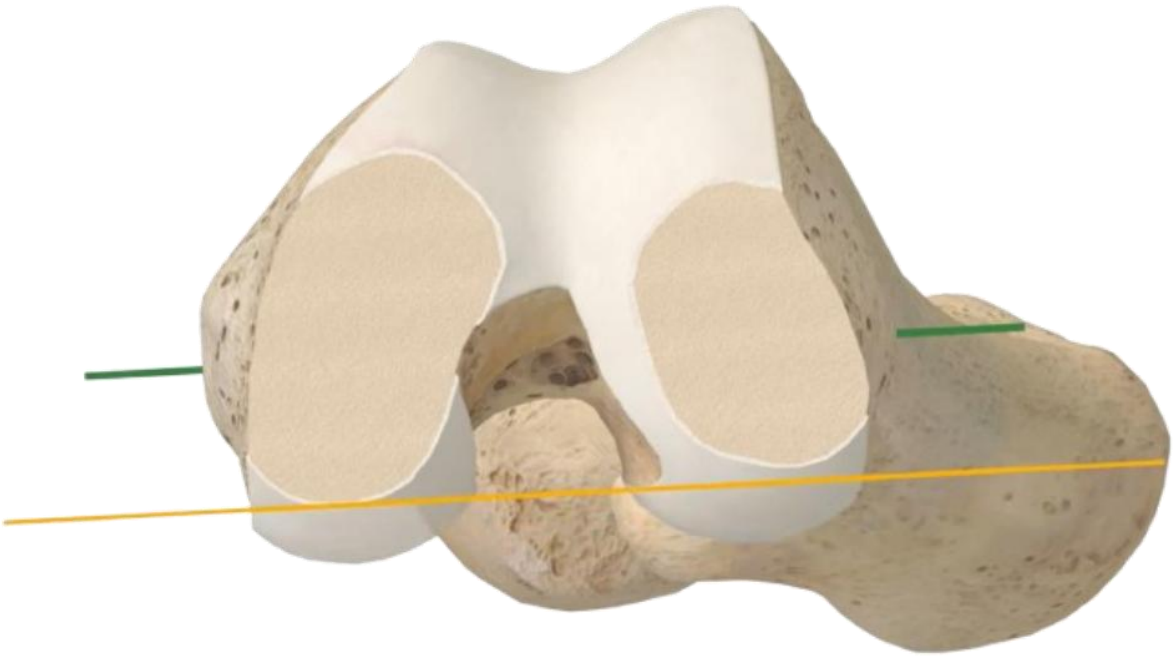
Conforme demonstrado na Figura 23, para corrigir os desalinhamentos causados pela osteoartrite, o alinhamento cinemático busca restaurar a condição pré-artrítica, compensando a perda de cartilagem. Isso envolve uma remoção óssea equivalente a espessura do implante, o que acontece também no eixo femoral posterior como apresenta a figura 24 (Medacta, 2022).

Figura 23 - Correção do Desalinhamento Femoral no Eixo Distal



(Medacta, 2022)

Figura 24 - Correção do Desalinhamento Femoral no Eixo Posterior

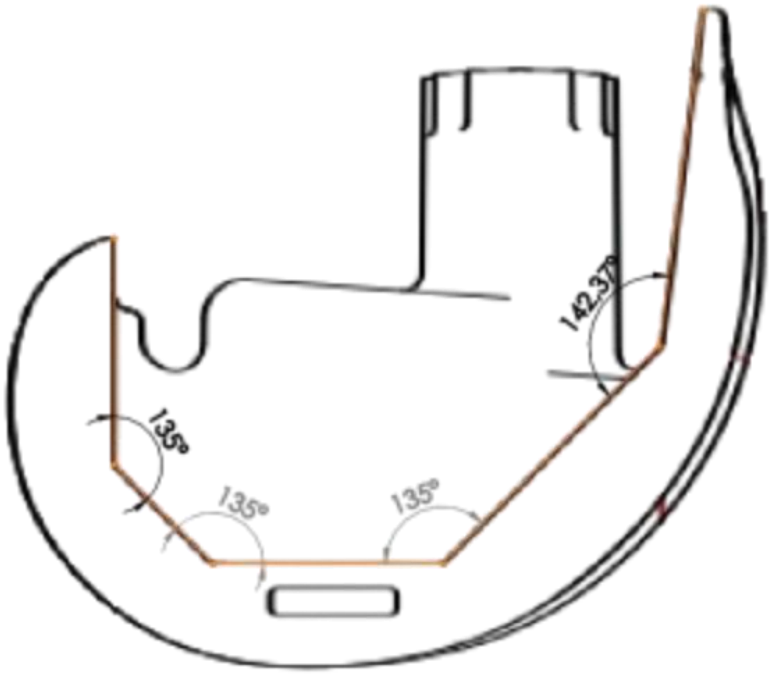


(Medacta, 2022)

Os próximos cortes femorais estão diretamente relacionados à prótese a ser

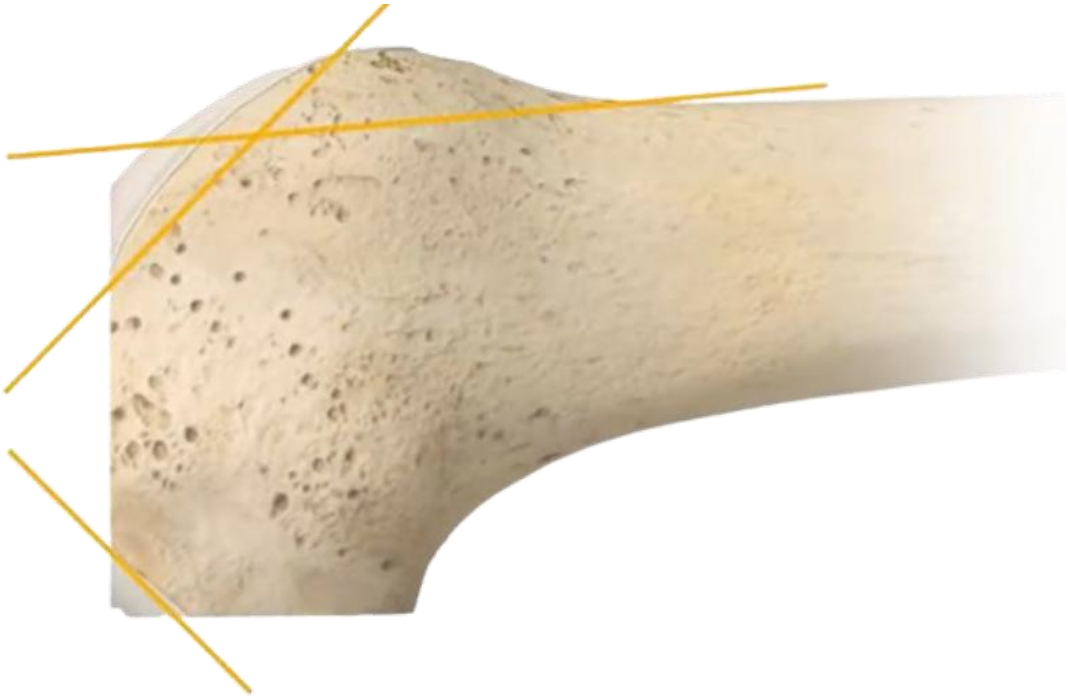
implantada. O estudo conduzido por Nunes (2017) apresentou as referências dos ângulos de corte baseadas na prótese Stryker Triathlon, que serão adotadas nesta pesquisa. A Figura 25 ilustra os ângulos internos da prótese, enquanto a Figura 26 exibe os cortes realizados no protocolo da Medacta (2022).

Figura 25 - Estrutura da prótese fabricada pela Stryker Triathlon



(Nunes, 2017)

Figura 26 - Cortes Femorais referente ao ângulo interno da prótese



(Medacta, 2022)

Na Figura 27, verificou-se o implante femoral sendo posicionado na porção distal e posterior do fêmur, restaurando a superfície articular. A medição do corte ósseo segue as medidas de 8 mm no eixo distal e 7 mm no eixo posterior (Medacta, 2022).

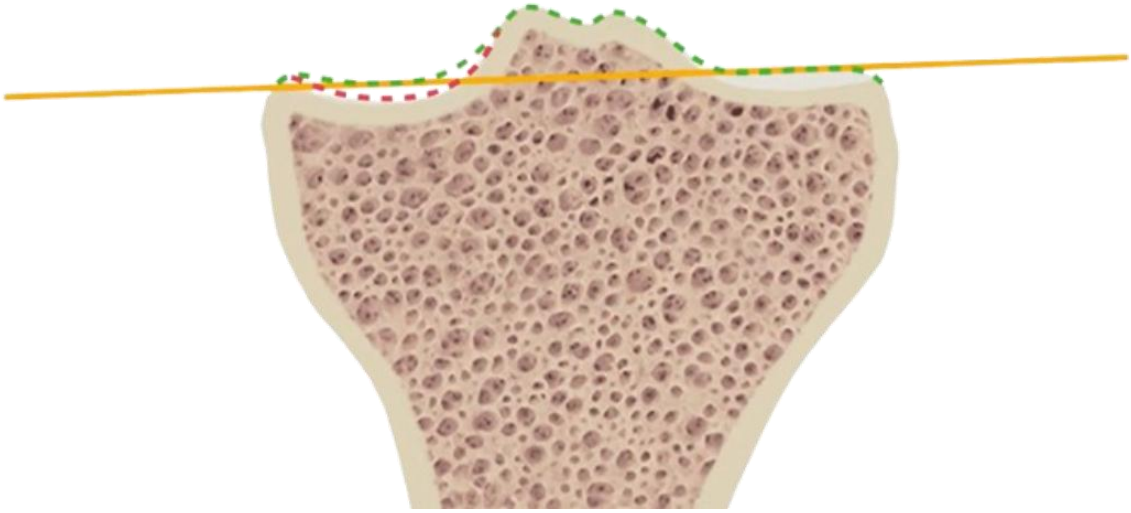
Figura 27 - Medição e Posicionamento do Implante Femoral



(Medacta, 2022)

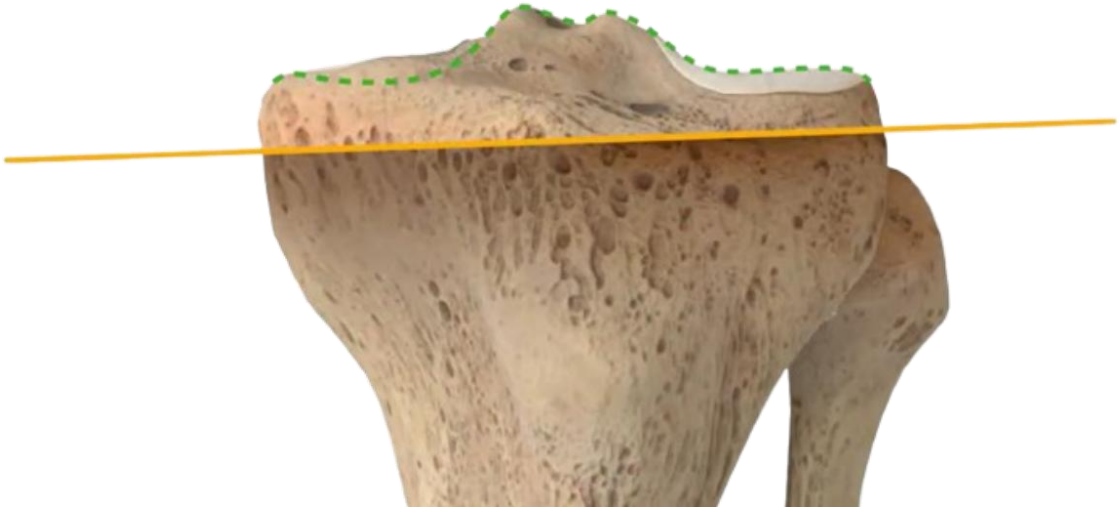
As Figuras 28 e 29 mostram como, seguindo o mesmo princípio da correção femoral, a tíbia também passa por um processo de compensação da cartilagem desgastada, com o objetivo de restaurar sua superfície articular. Um corte simétrico, tanto no lado medial quanto no lateral, é realizado para corrigir o desvio e restabelecer a inclinação anatômica da tíbia, o tamanho da ressecção óssea segue também a espessura do implante de 8 mm (Medacta, 2022).

Figura 28 - Alinhamento para Compensação da Cartilagem Tibial



(Medacta, 2022)

Figura 29 - Plano de corte para Correção Articular Tibial



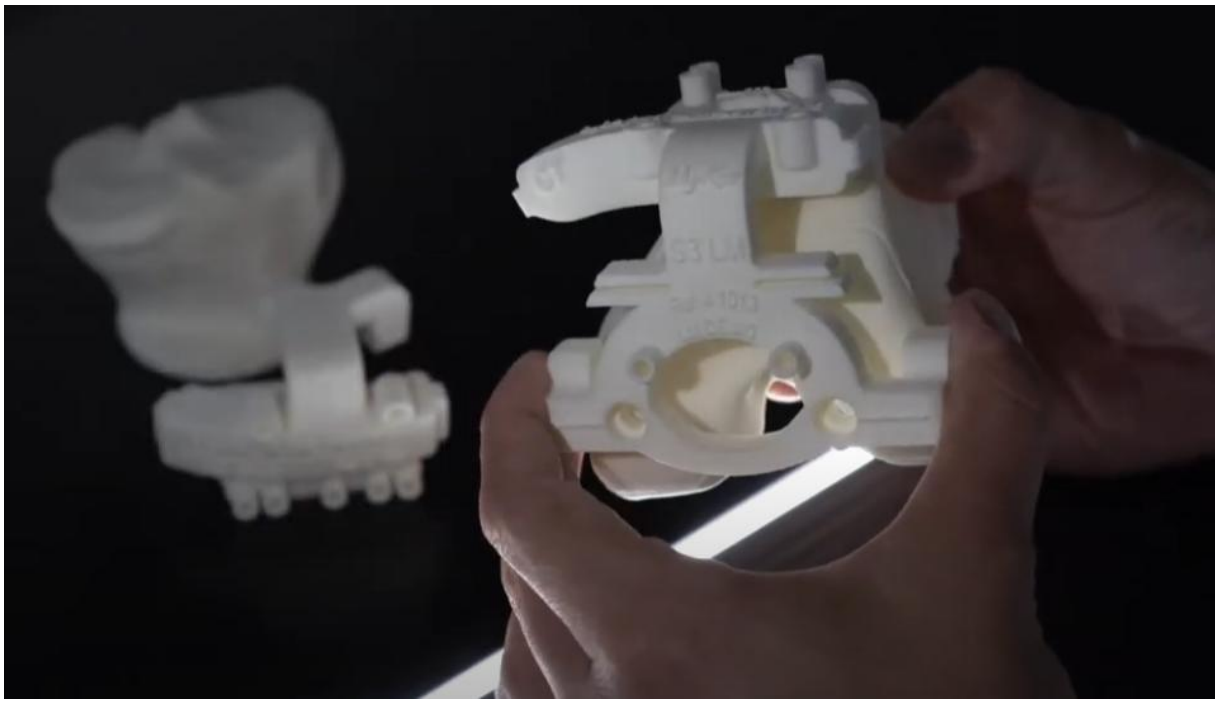
(Medacta, 2022)

Após as etapas apresentadas, concluiu-se o planejamento dos planos de corte femorais e tibiais. É importante ressaltar que o planejamento cirúrgico deve ser realizado sob supervisão médica, garantindo que o cirurgião possa definir todos os marcos anatômicos e assegurar que as particularidades de cada paciente sejam respeitadas e consideradas. Para fins de pesquisa, o desenvolvimento da guia seguiu as etapas descritas no protocolo da Medacta (2022), utilizando como referência os pontos anatômicos indicados no protocolo, os quais também são utilizados pelos cirurgiões. No entanto, ajustes pontuais podem ser realizados para atender às especificidades anatômicas individuais de cada paciente.

5.2. DESIGN DAS GUIAS CIRÚRGICAS

O design das guias cirúrgicas desenvolvidas nesta pesquisa foi inspirado na linha de guias personalizadas MyKnee da Medacta (2022). A Figura 30 apresenta as guias de corte femoral e tibial utilizadas como referência para o desenvolvimento e modelagem no Blender. Contudo, visando facilitar o desenvolvimento e garantir a replicabilidade do processo, as guias criadas neste estudo foram projetadas com formas geométricas básicas, focando em um mínimo produto viável (MVP) que atendesse às orientações necessárias para os cortes. Essa abordagem simplificada tem como objetivo tornar o método mais simplificado e facilitar sua adoção em outras pesquisas futuras que optarem por seguir o protocolo aqui proposto.

Figura 30 - Design das guias femorais e tibiais MyKnee



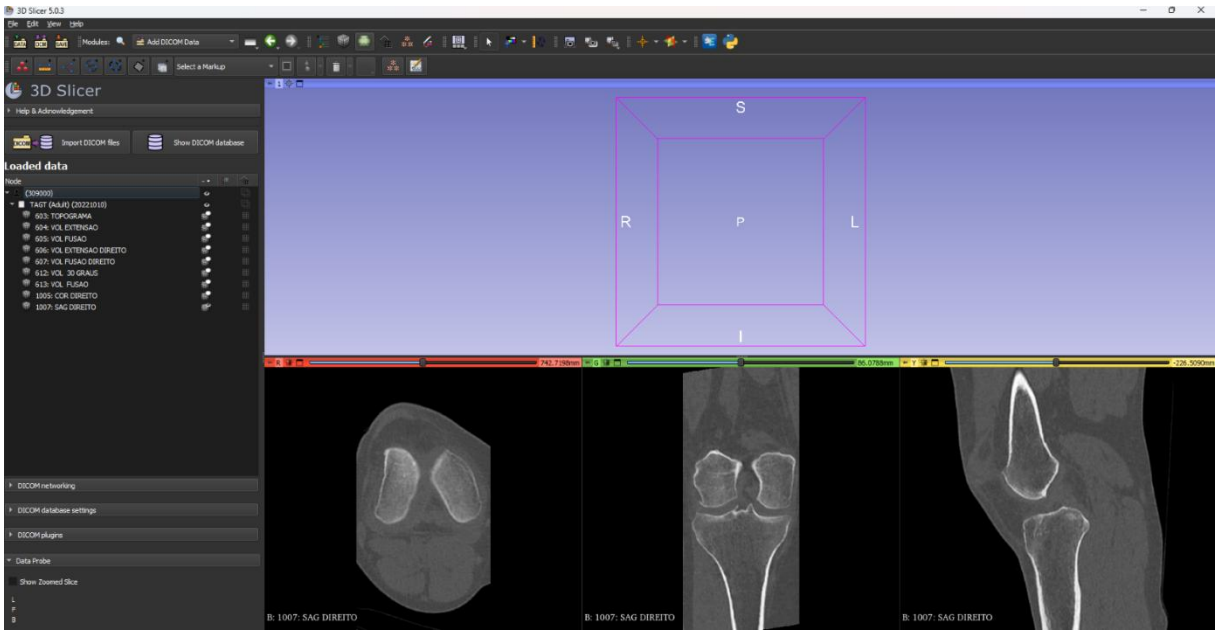
(Medacta, 2022)

5.3. SEGMENTAÇÃO NO 3D SLICER E PÓS PROCESSAMENTO NO MESHMIXER

A segmentação das imagens de TC foi realizada utilizando o software 3D Slicer. O processo de segmentação seguiu os seguintes passos:

Importação dos arquivos DICOM: Os arquivos DICOM da TC do joelho foram importados para o 3D Slicer através do módulo "DICOM". O 3D Slicer automaticamente organizou as imagens em uma série temporal, permitindo a visualização do joelho em diferentes planos (axial, coronal e sagital) (Figura 31).

Figura 31 - Importação dos arquivos DICOM para o 3D Slicer



(Autor)

O módulo "Editor" do 3D Slicer foi utilizado para segmentar as estruturas anatômicas de interesse: fêmur, tíbia, patela e fíbula. Para isolar cada osso dos tecidos adjacentes, empregou-se a ferramenta "Threshold", que permite segmentar regiões com base na intensidade dos pixels nas imagens da TC. A segmentação com "Threshold" foi escolhida por sua eficiência em isolar estruturas com contraste bem definido, como é o caso dos ossos em relação aos tecidos moles. O processo seguiu os seguintes passos:

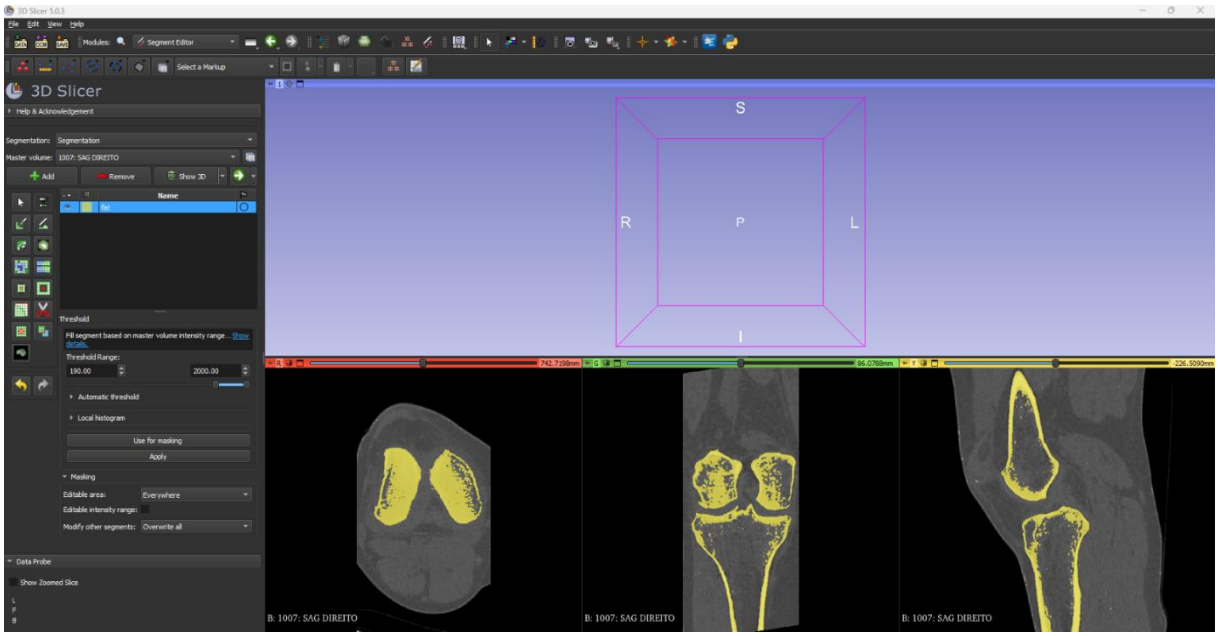
Seleção do módulo "Editor": Após importar as imagens DICOM, o módulo "Editor" foi selecionado na interface do 3D Slicer.

Escolha do efeito "Threshold": No módulo "Editor", a ferramenta "Threshold" foi selecionada na seção "Segment Editor Effects".

Ajuste dos limiares: A ferramenta "Threshold" utiliza dois limiares de intensidade para segmentar a imagem: um limiar inferior e um limiar superior. Ajustamos esses limiares interativamente, observando a segmentação em tempo real nos três planos ortogonais (axial, coronal e sagital), até que apenas o osso de interesse estivesse selecionado, excluindo os tecidos moles e outros ossos. Foram testadas diferentes combinações de limiares inferior e superior, buscando um equilíbrio entre a inclusão de todo o tecido ósseo e a exclusão dos tecidos vizinhos. A visualização simultânea nos três planos ortogonais permitiu uma avaliação completa da segmentação, garantindo que o osso fosse isolado corretamente em todas as

direções. A (figura 32) demonstra esse processo.

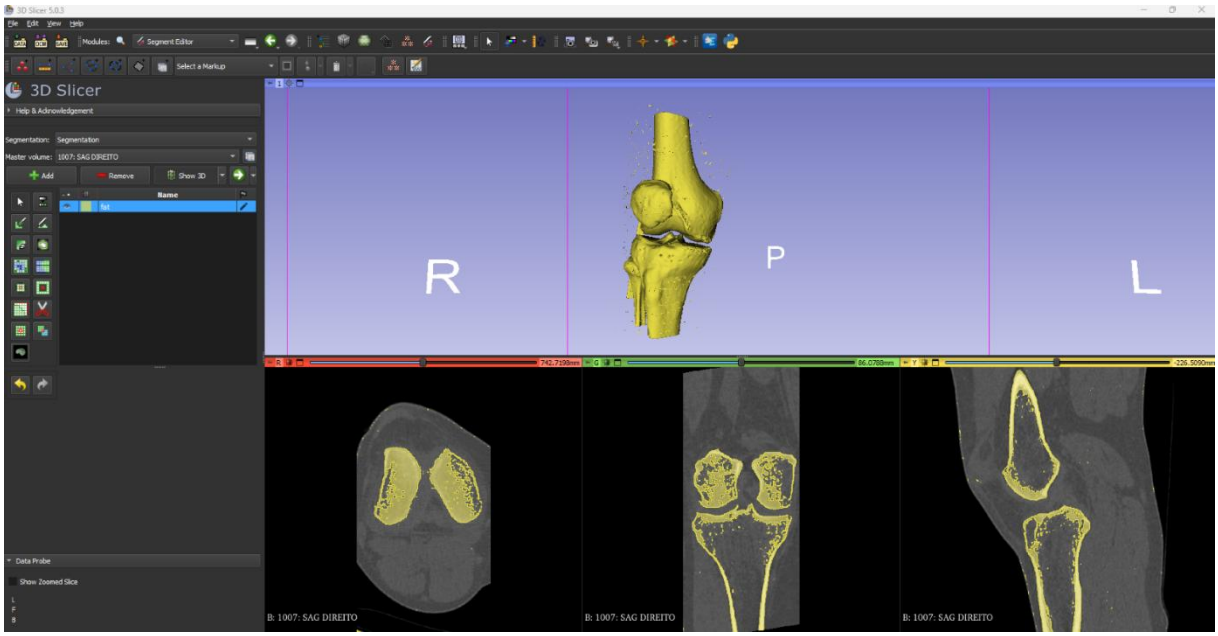
Figura 32 - Utilização da ferramenta "Threshold" para segmentação óssea



(Autor)

Aplicação do efeito "Threshold": Após ajustar os limiares, o efeito "Threshold" foi aplicado clicando no botão "Apply". Isso criou uma máscara de segmentação 3D que representa o osso isolado. Posteriormente para visualização do biomodelo foi clicado o botão "Show 3D" (Figura 33).

Figura 33 - Biomodelo gerado no 3D Slicer



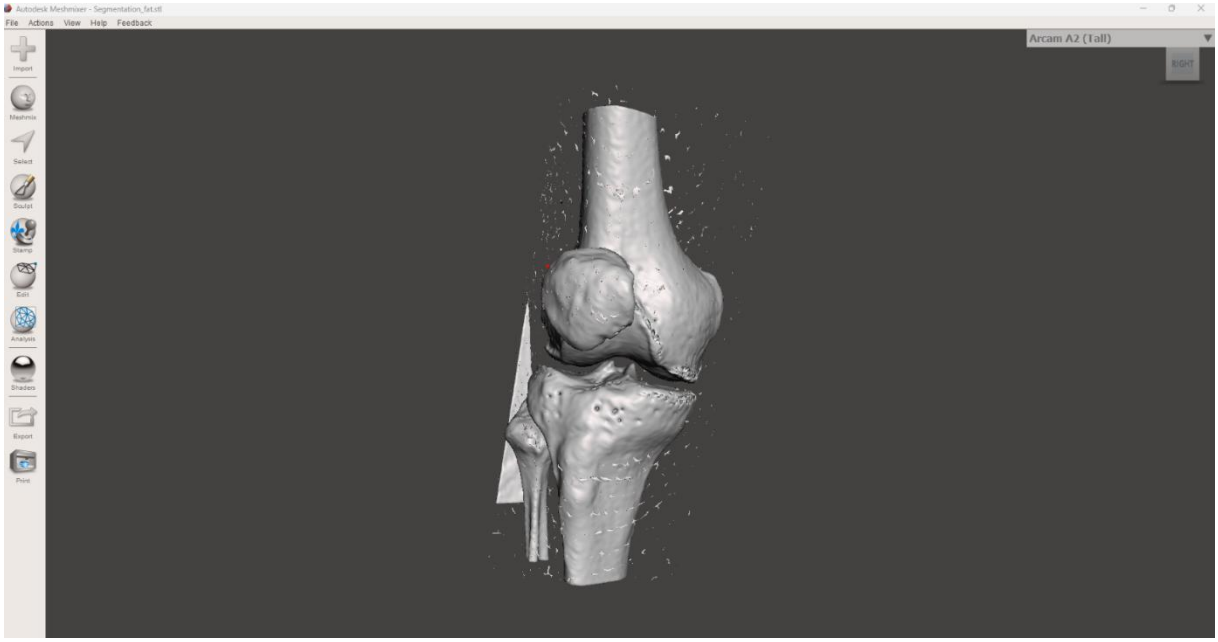
(Autor)

Exportação dos modelos em formato STL: O modelo 3D foi exportado em formato STL através do módulo "Save".

O modelo 3D segmentado no 3D Slicer, contendo fêmur, tíbia, patela e fíbula, foi importado para o Meshmixer em formato STL para o processamento e preparação para a modelagem das guias. O objetivo deste processamento foi isolar o fêmur e a tíbia, removendo a patela e a fíbula, visto que estas não foram consideradas no protocolo da Medacta (2022). O processo seguiu os seguintes passos:

Importação do modelo STL: O modelo STL gerado no 3D Slicer foi importado para o Meshmixer através da opção "Import" (Figura 34).

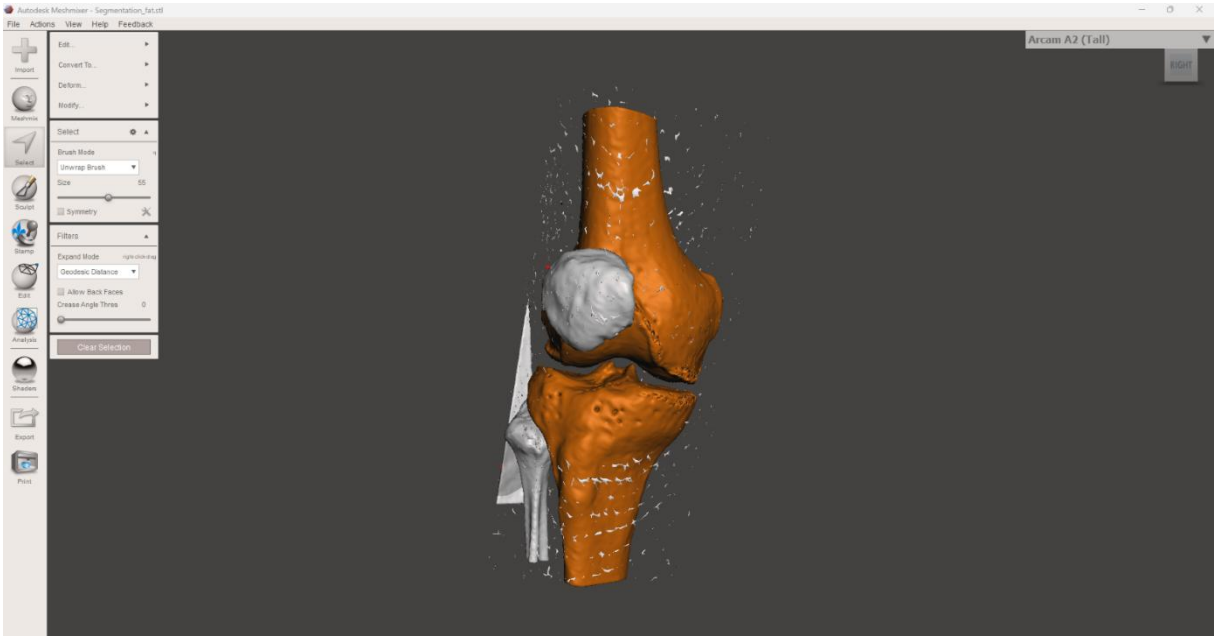
Figura 34 - Importação do biomodelo para o Meshmixer



(Autor)

Seleção do fêmur e da tíbia: Utilizando a ferramenta "Select", realizou-se um duplo clique sobre a superfície do fêmur para selecionar toda a sua malha. O mesmo procedimento foi aplicado à tíbia, garantindo que ambos os ossos foram selecionados individualmente (Figura 35).

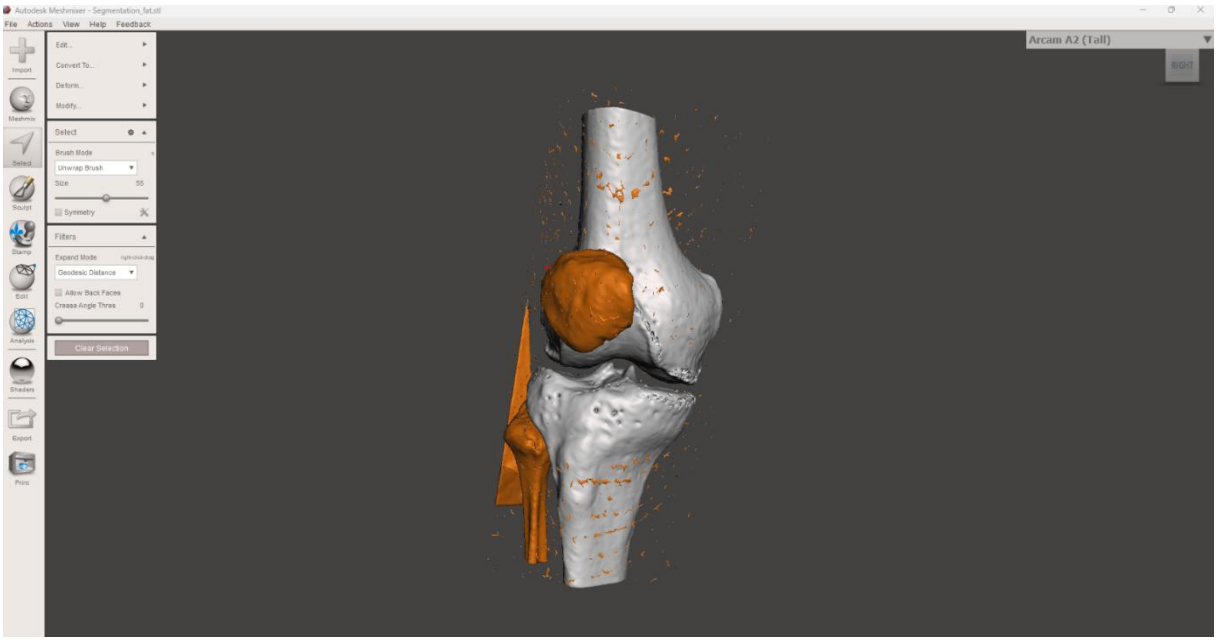
Figura 35 - Seleção das partes de interesse com a ferramenta “Select”



(Autor)

Inversão da seleção: Com o fêmur e a tíbia selecionados, foi empregada a função "Invert" para inverter a seleção, selecionando assim todas as partes do modelo que não eram o fêmur ou a tíbia (patela e fíbula, além resquícios de outros tecidos) (Figura 36).

Figura 36 - Inversão da seleção para partes de não interesse

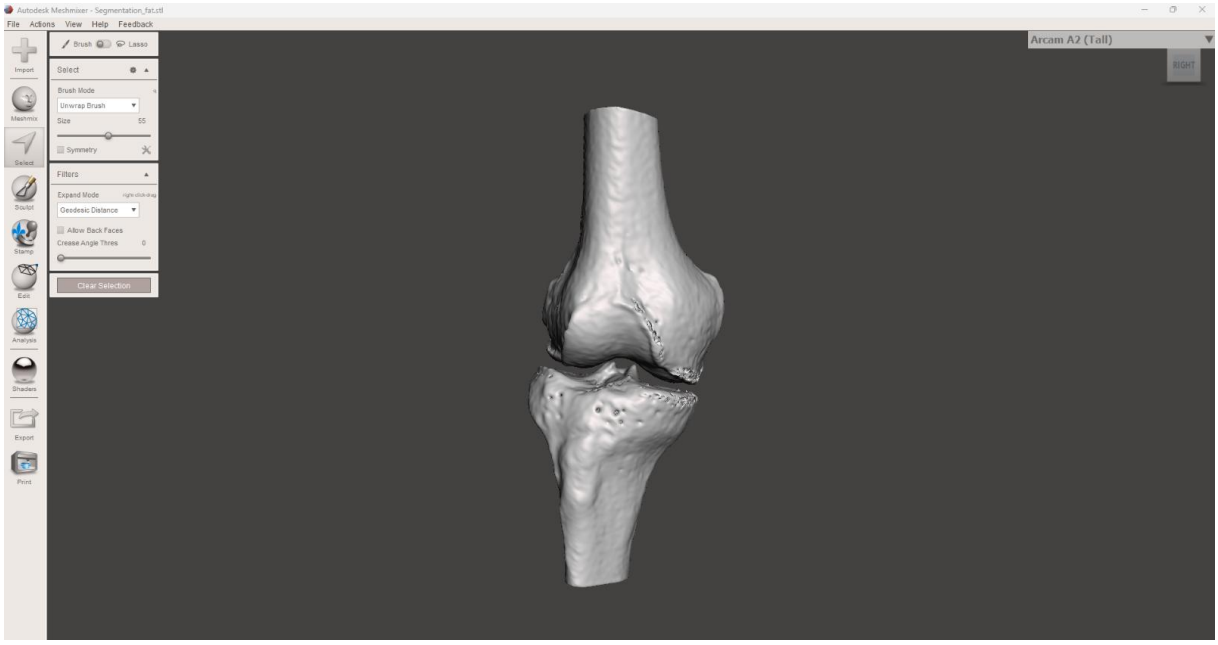


(Autor)

Remoção das partes desnecessárias: Com a seleção invertida, a ferramenta "Discard" foi utilizada para remover a patela, a fíbula e quaisquer outros elementos

indesejados. Isso resultou em um modelo 3D contendo apenas o fêmur e a tíbia, prontos para serem utilizados na modelagem das guias (Figura 37).

Figura 37 - Biomodelo após processamento no Meshmixer



(Autor)

Exportação do modelo: O modelo 3D final, contendo apenas o fêmur e a tíbia, foi exportado em formato STL através da opção "Export".

5.4. PLANEJAMENTO E MODELAGEM DAS GUIAS CIRÚRGICAS NO BLENDER

O biomodelo 3D do fêmur e da tíbia, previamente processados no 3D Slicer e Meshmixerr, foi importado para o software Blender. A importação foi realizada através da aba "Objeto", utilizando a opção de importação correspondente ao formato do arquivo do biomodelo no caso STL (Figura 38).

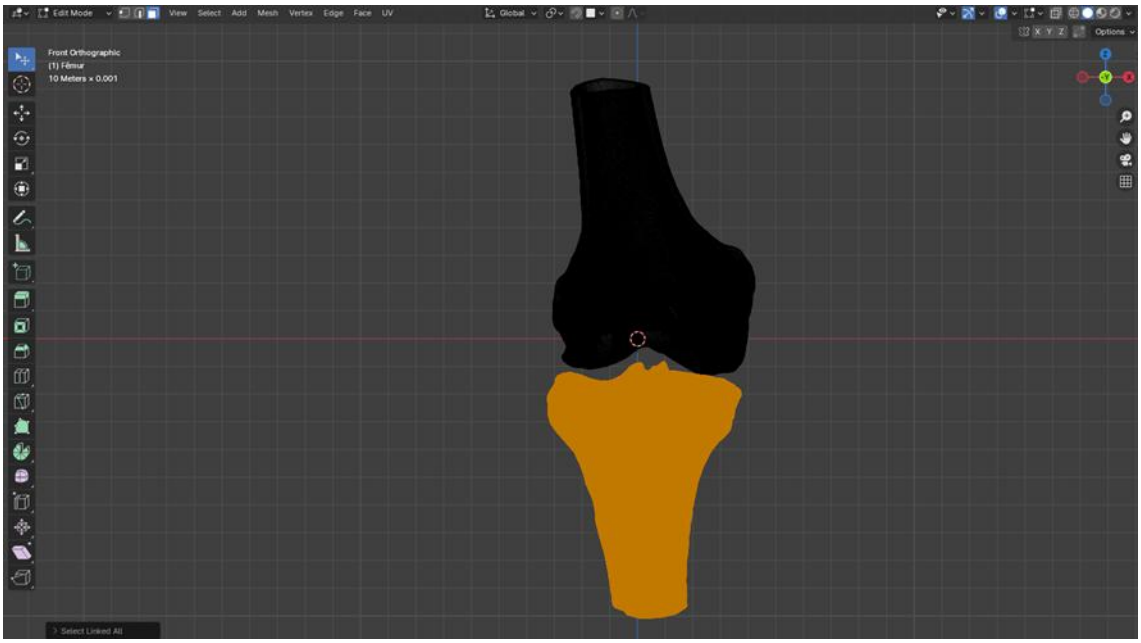
Figura 38 - Biomodelo do joelho importado para o Blender



(Autor)

Visando facilitar o processo de modelagem e permitir a manipulação individualizada de cada osso, o fêmur e a tíbia foram separados. Para isso, na aba "Editar" do Blender, selecionou-se inicialmente uma pequena região da malha poligonal da tibia. Em seguida, o comando "Ctrl+L" (Select Linked) foi utilizado para selecionar toda a malha conectada à região inicialmente selecionada, isolando assim o osso desejado. Com o botão direito do mouse pressionado sobre a seleção, a ferramenta "Separate" foi acionada, criando um novo objeto e efetivamente separando a tíbia do fêmur (Figura 39).

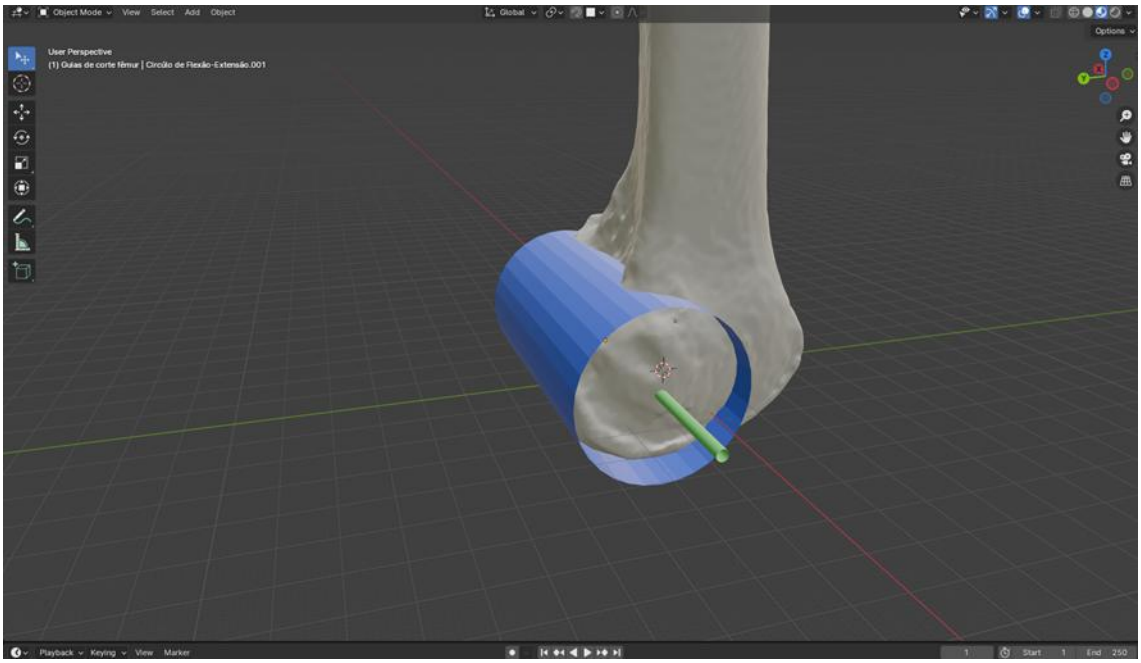
Figura 39 - Separação do fêmur e da tíbia na aba "Editar"



(Autor)

A definição dos planos de corte no fêmur seguiu o protocolo estabelecido pela Medacta (2022). Inicialmente, um cilindro foi adicionado à cena, utilizando a ferramenta de criação de primitivas do Blender. O cilindro foi posicionado de forma a tangenciar os côndilos femorais, representando o eixo anatômico de flexão e extensão do joelho. Para assegurar a precisão do posicionamento, utilizou-se a ferramenta de manipulação 3D do Blender, juntamente com as opções de alinhamento. Um segundo cilindro, com raio menor, foi criado e posicionado no centro do primeiro cilindro, representando o centro do eixo de flexão e extensão (Figura 40).

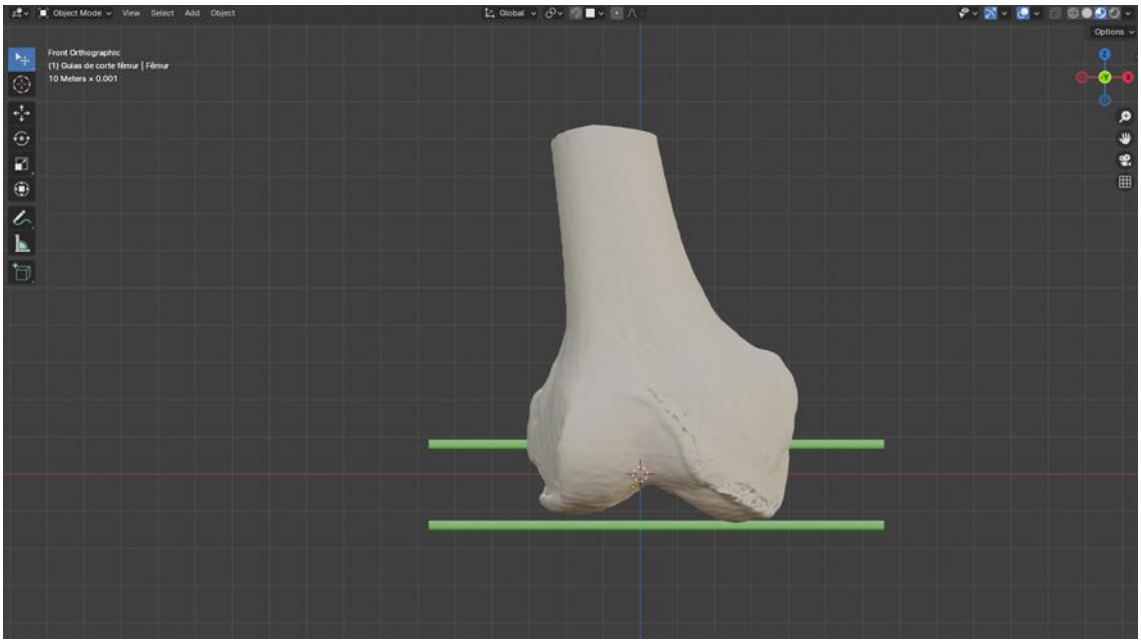
Figura 40 - Definição do eixo de flexão e extensão do fêmur



(Autor)

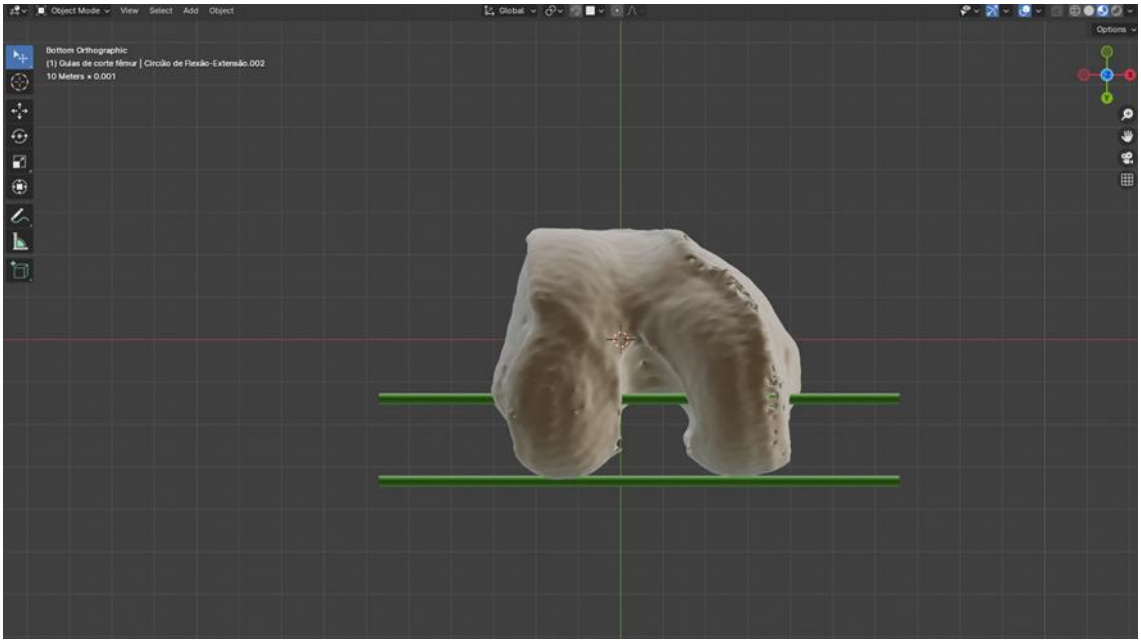
O cilindro representando o centro do eixo de flexão e extensão foi duplicado utilizando o comando "Shift+D" do Blender. A cópia foi então movida paralelamente ao eixo original até a linha articular distal do fêmur. A ferramenta "Snap" do Blender, configurada para o modo "Increment", foi utilizada para garantir a precisão e o paralelismo da movimentação. Esse procedimento foi repetido para a linha posterior do fêmur, criando assim três eixos paralelos representando as referências anatômicas (Figura 41) (Figura 42).

Figura 41 - Eixo de referência para o plano de corte femoral distal



(Autor)

Figura 42 - Eixo de referência para o plano de corte femoral posterior

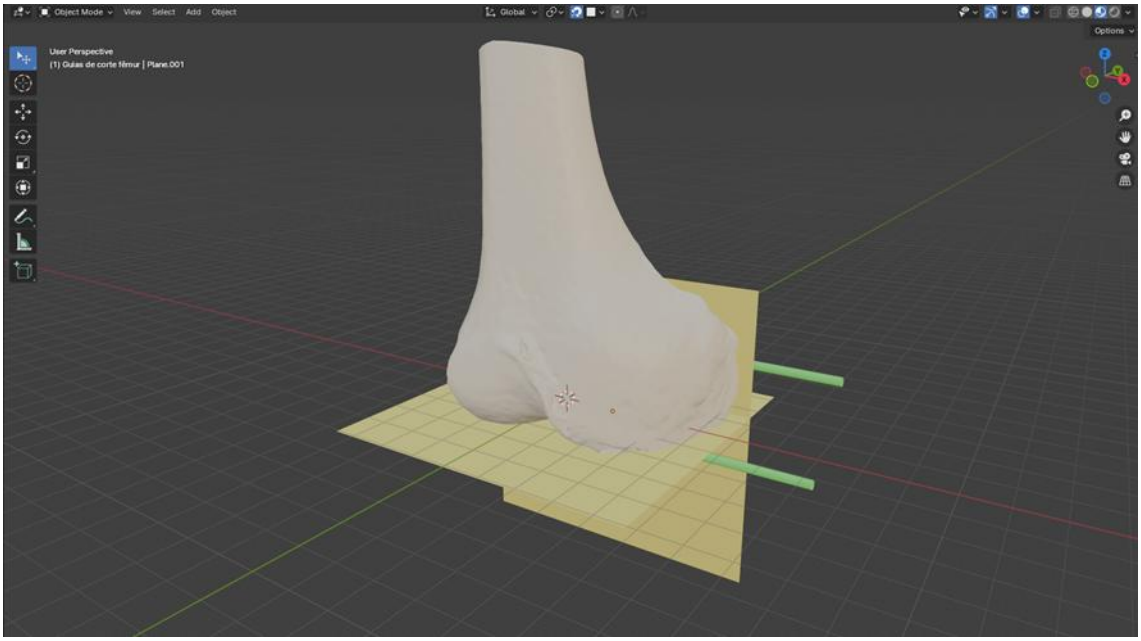


(Autor)

Com os eixos de referência definidos, a próxima etapa consistiu na criação dos planos de corte. Utilizando a ferramenta de criação de planos do Blender, planos foram criados tangentes aos eixos femorais condilar distal e femoral condilar posterior. Em seguida, esses planos foram deslocados em direção óssea, utilizando a ferramenta de manipulação 3D do Blender. O plano tangente ao eixo distal foi deslocado 8mm, e

o plano tangente ao eixo posterior foi deslocado 7mm. Esses valores foram baseados no protocolo cirúrgico da Medacta (2022). A posição final dos planos define a orientação de corte para as osteotomias femorais (Figura 43).

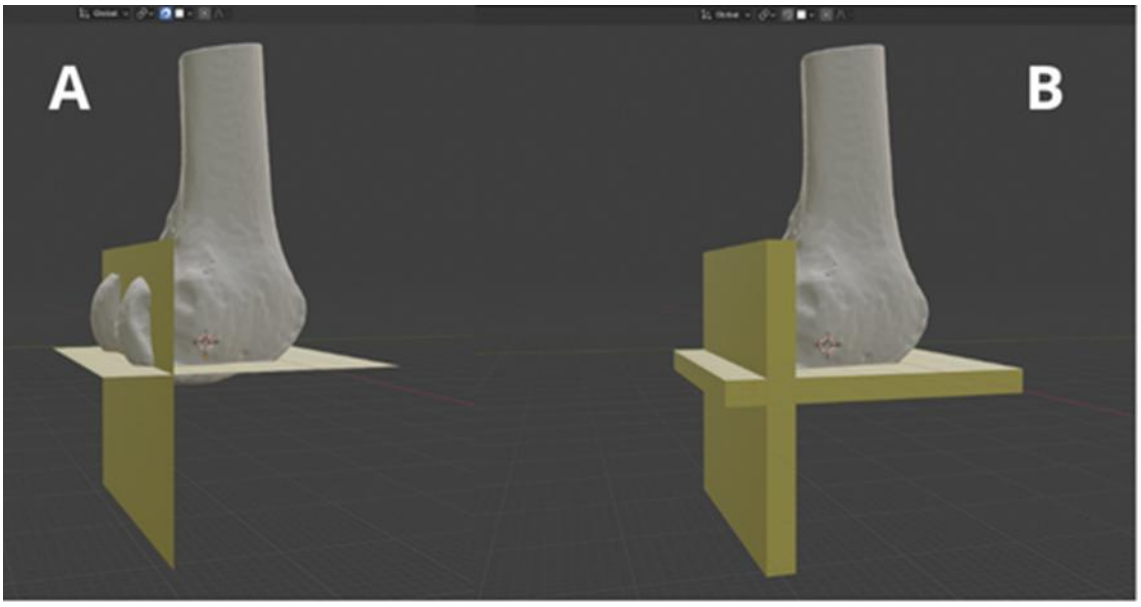
Figura 43 - Planos de corte femorais distal e posterior



(Autor)

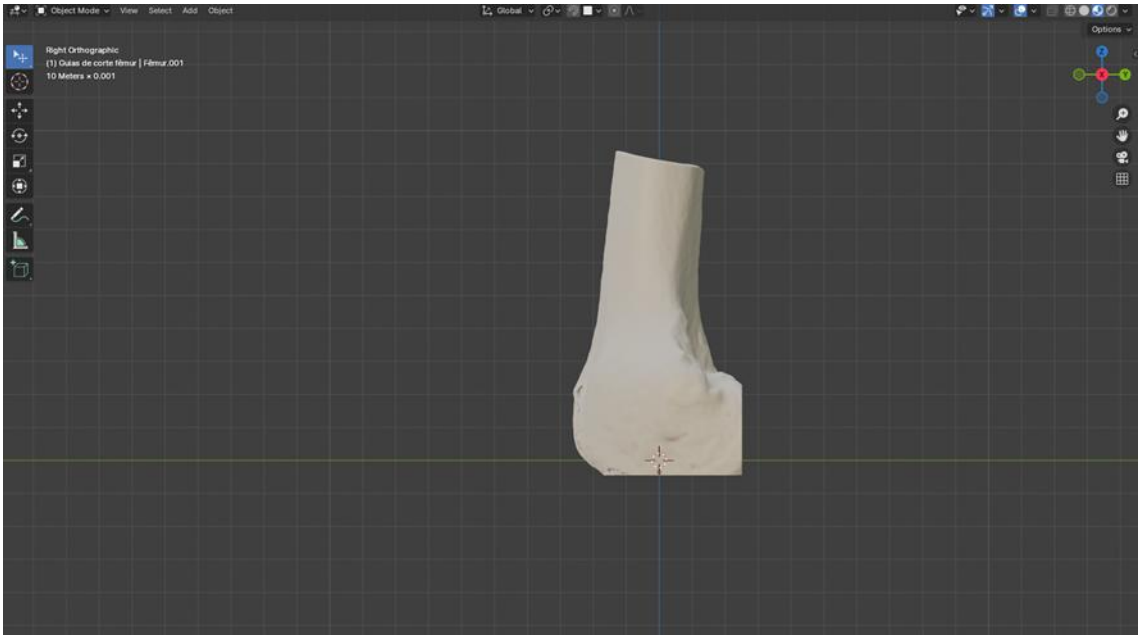
Para simular as osteotomias femorais e visualizar o resultado dos cortes, realizou-se uma simulação virtual. Os planos de corte, previamente posicionados, foram extrudados utilizando a ferramenta "Extrude" na aba "Editar" do Blender. A extrusão foi realizada em ambas as direções do plano, com uma magnitude suficiente para garantir que a geometria do plano ultrapassasse a região a ser cortada no fêmur. (Figura 44). Em seguida, a ferramenta "Boolean", com a operação "Difference", foi aplicada. Essa operação subtrai a geometria de um objeto (no caso, o fêmur) com base na interseção com outro objeto (os planos de corte extrudados). O resultado dessa operação é a simulação virtual dos dois primeiros cortes ósseos no fêmur (Figura 45).

Figura 44 - Simulação dos cortes femorais – Em (A) plano de corte, em (B) plano extrudado



(Autor)

Figura 45 - Simulação dos cortes femorais – Resultado final

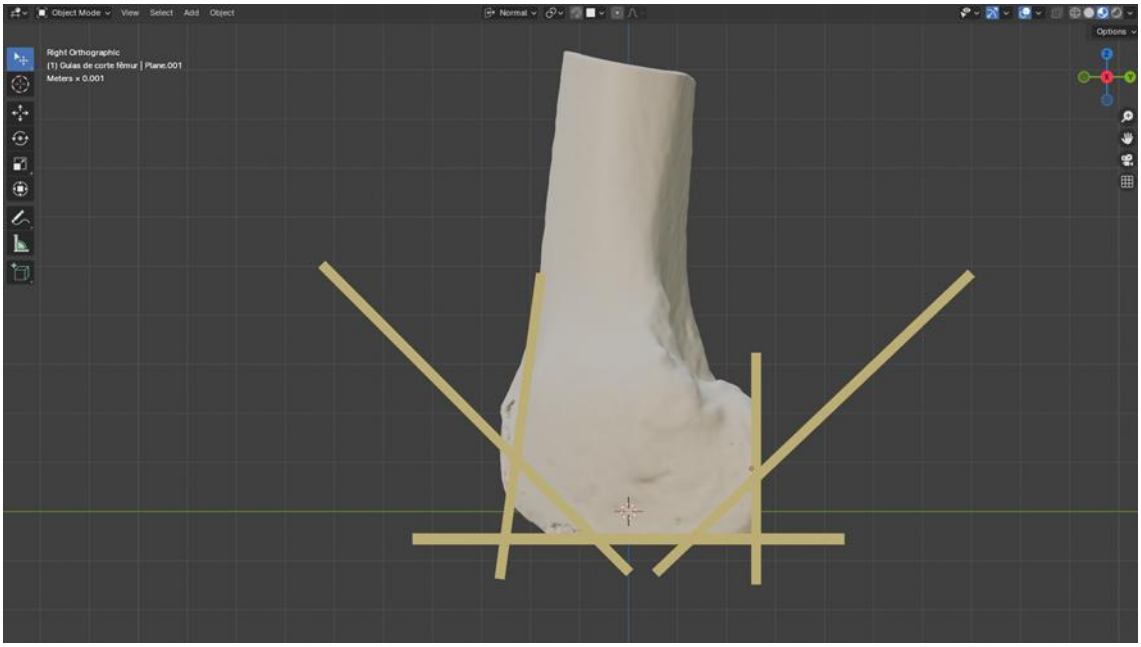


(Autor)

Para facilitar a visualização e a modelagem das guias de corte, os planos de corte e os eixos de referência foram temporariamente ocultados no Blender. A próxima etapa focou na definição dos cortes angulares internos, seguindo as especificações da prótese Stryker Triathlon, conforme descrito por Nunes (2017). Simultaneamente, a espessura dos planos de corte foi definida, levando em consideração a espessura das lâminas de osteotomia disponíveis no catálogo da ITS-MC (2024) (1,3mm para

ATJ). É importante ressaltar que, em um cenário clínico real, a espessura final das lâminas de osteotomia deve ser determinada pelo cirurgião, considerando as particularidades de cada caso (Figura 46).

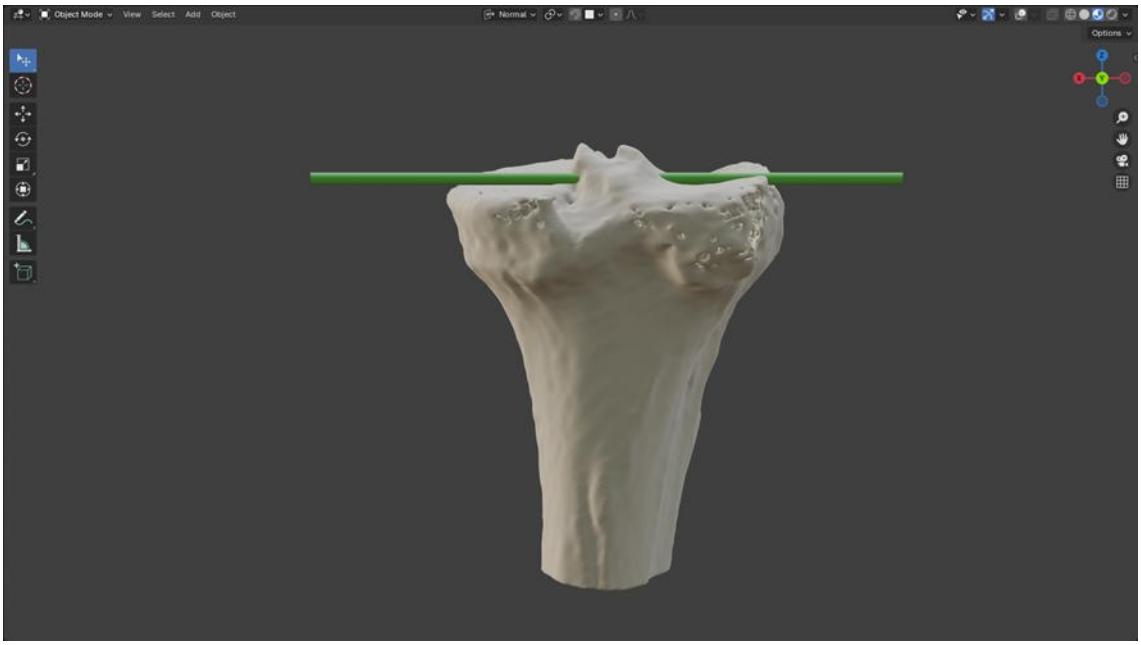
Figura 46 - Fêmur com os planos de corte angulares internos posicionados



(Autor)

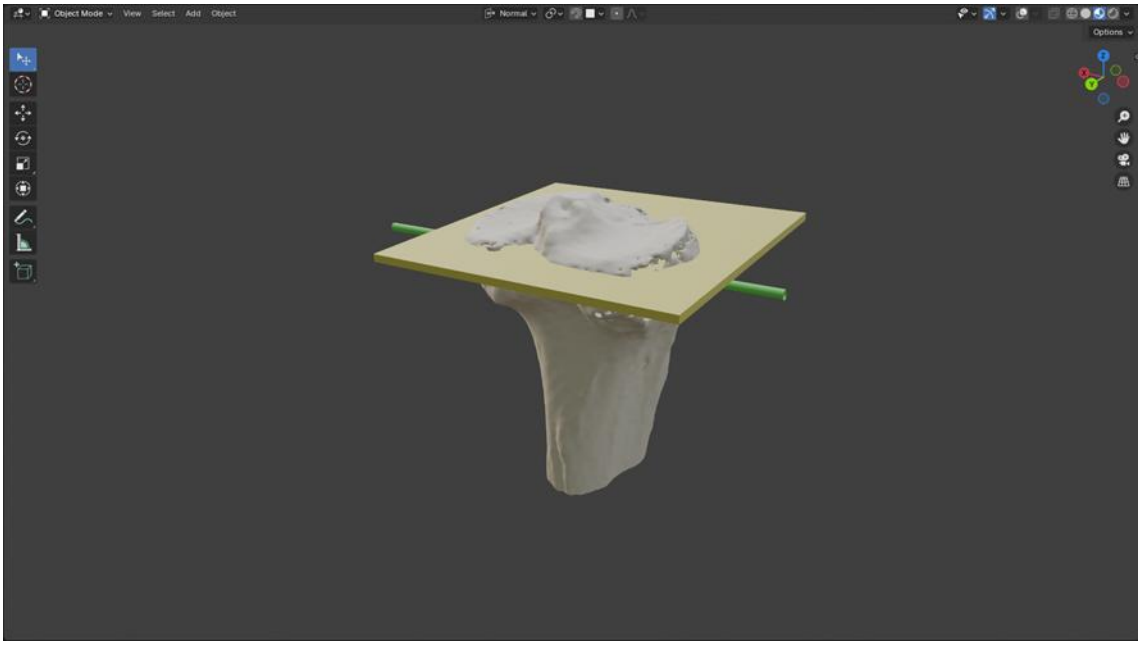
Com o planejamento dos cortes femorais concluído, a atenção foi direcionada para o planejamento dos cortes tibiais. Inicialmente, um eixo foi criado tangenciando os platôs tibiais, representando o plano anatômico da tíbia. Para garantir precisão, utilizou-se a ferramenta “Snap” do Blender, com o ajuste para vértices, assegurando que o eixo estivesse precisamente tangente à superfície dos platôs (Figura 47). Posteriormente, este eixo foi movido paralelamente 8mm, definindo assim a localização do plano de corte tibial. A distância de 8mm foi baseada no protocolo da Medacta (2022). Um plano foi então criado tangente a este novo eixo, representando o plano de corte ósseo. Finalmente, utilizando a ferramenta "Extrude" na aba "Editar", a espessura deste plano foi ajustada para corresponder à espessura da lâmina de serra a ser utilizada no corte tibial (Figura 48).

Figura 47 - Eixo de referência tangente aos platôs tibiais



(Autor)

Figura 48 - Plano de corte tibial com espessura definida



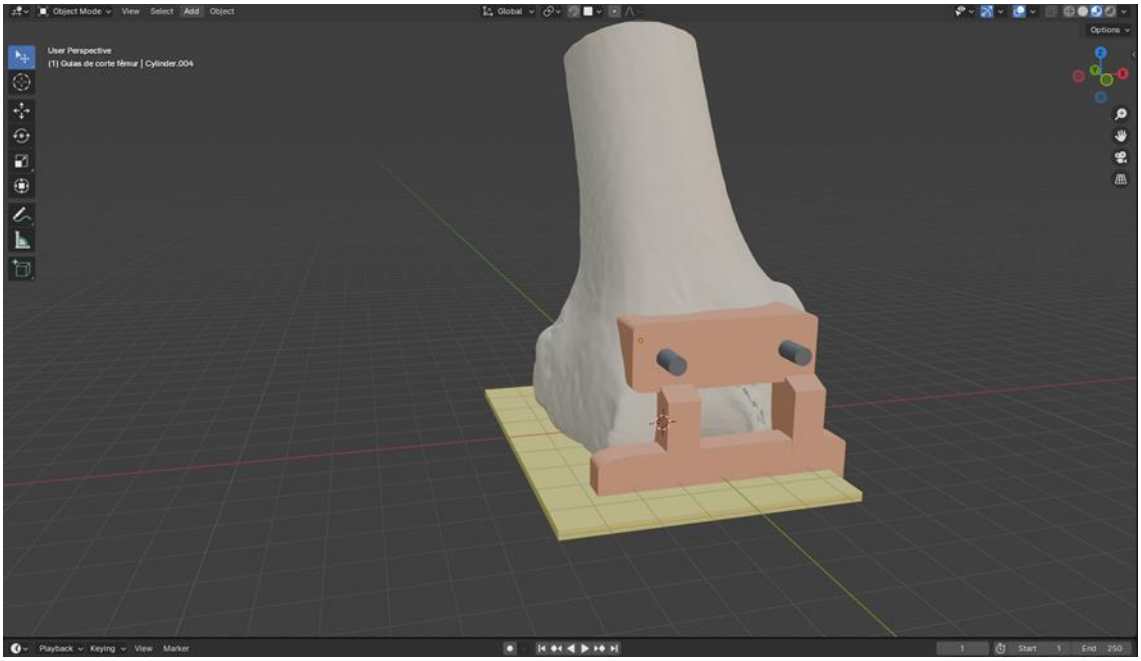
(Autor)

Concluído o planejamento dos cortes, a etapa seguinte consistiu na modelagem das guias de corte. O design das guias foi inspirado nas guias da Medacta (2022), porém com geometrias simplificadas para otimizar o processo de criação. As mesmas ferramentas utilizadas no planejamento dos cortes, como as de criação e manipulação de objetos 3D, bem como as operações booleanas, foram empregadas na modelagem

das guias.

A modelagem da primeira guia femoral, destinada ao corte condilar distal, foi iniciada com a criação de um cubo utilizando a ferramenta de primitivas do Blender. Este cubo foi dimensionado e posicionado de forma a recobrir a maior parte do plano de corte correspondente. Adicionalmente, dois cubos menores foram criados e posicionados estrategicamente para auxiliar na estrutura e estabilidade da guia durante o procedimento cirúrgico. Finalmente, dois cilindros foram posicionados nos locais designados para os furos de fixação da guia ao osso (Figura 49).

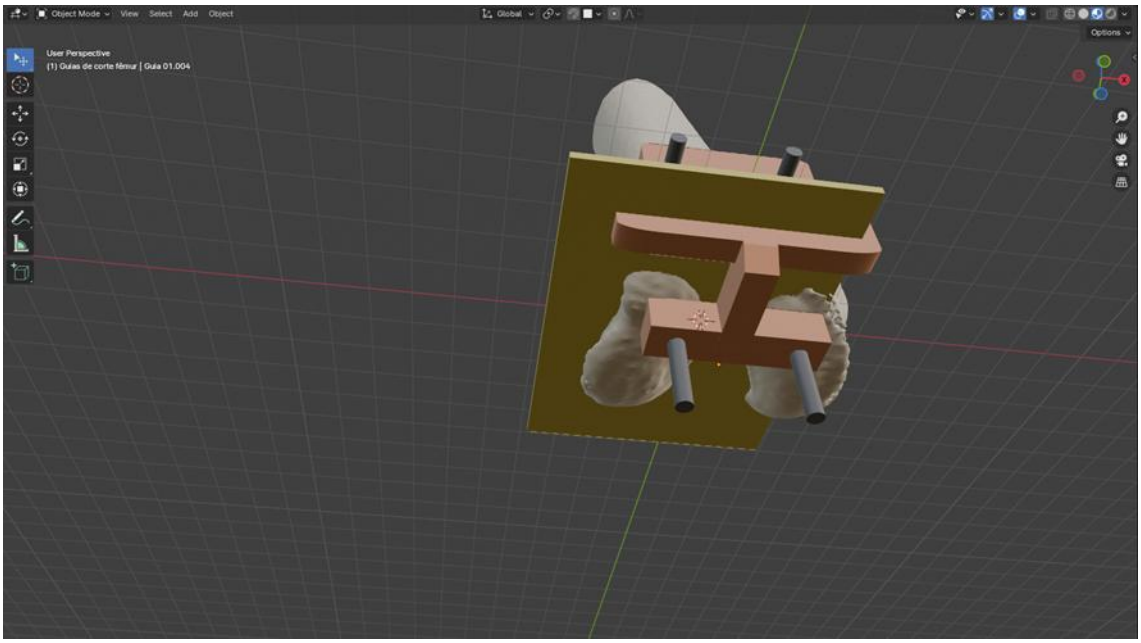
Figura 49 - Guia femoral distal – Componentes iniciais



(Autor)

Para complementar a estrutura da guia femoral distal, dois cubos adicionais foram adicionados. O primeiro cubo serviu como base para as furações de referência de posicionamento da próxima guia. O segundo cubo foi utilizado para conectar a porção distal da guia à sua porção frontal, conferindo maior rigidez à estrutura (Figura 50).

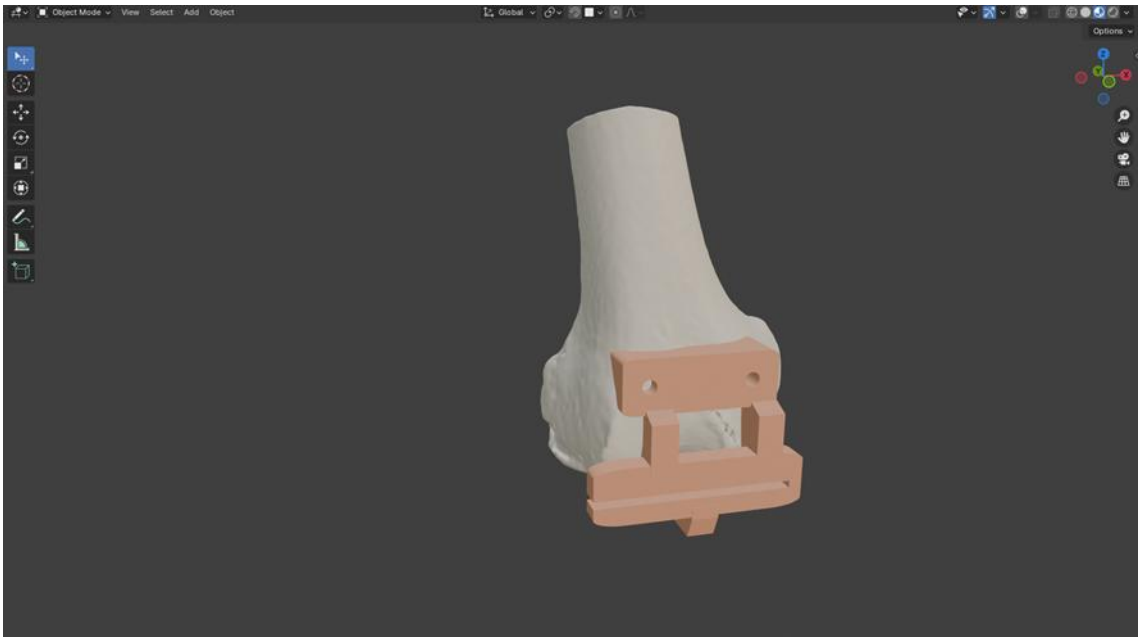
Figura 50 - Guia femoral distal – Adição dos componentes de suporte



(Autor)

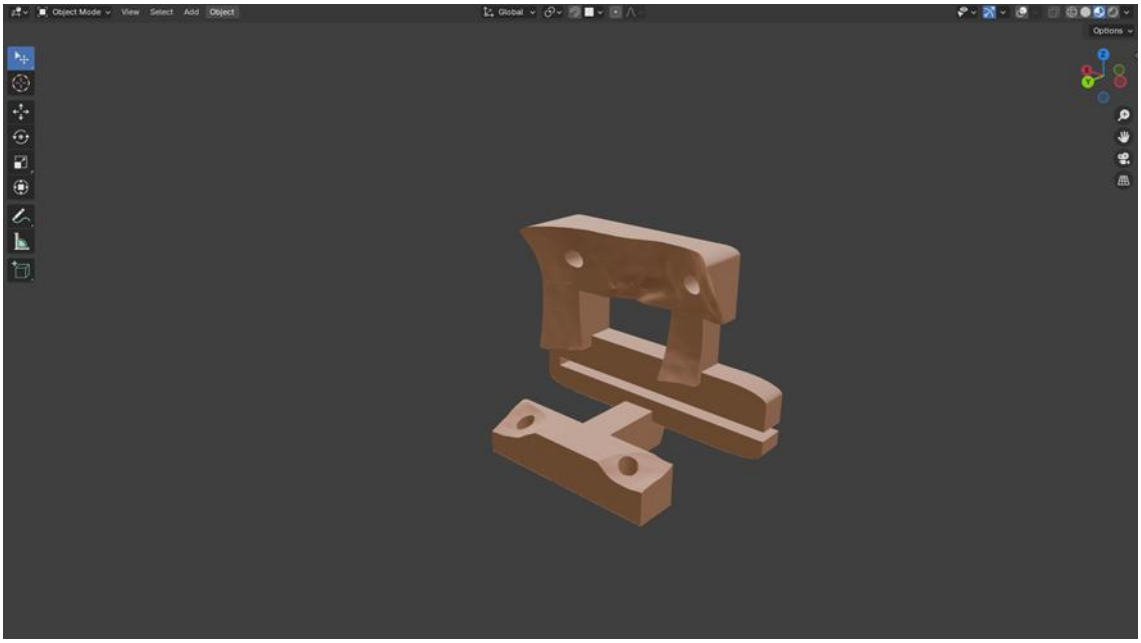
Com a geometria da guia definida, a operação "Boolean Difference" foi aplicada para integrar os componentes e criar os furos de fixação. A operação foi realizada sequencialmente: primeiro, entre o plano de corte e a guia; em seguida, entre os cilindros e a guia; e, por fim, entre a guia e o biomodelo do fêmur (Figura 51). A figura adicional (Figura 52) apresenta a vista posterior da guia, evidenciando a conformação anatômica obtida através da operação booleana em relação ao biomodelo do fêmur.

Figura 51 - Guia femoral distal – Vista anterior após operação booleana



(Autor)

Figura 52 - Guia femoral distal – Vista posterior após operação booleana

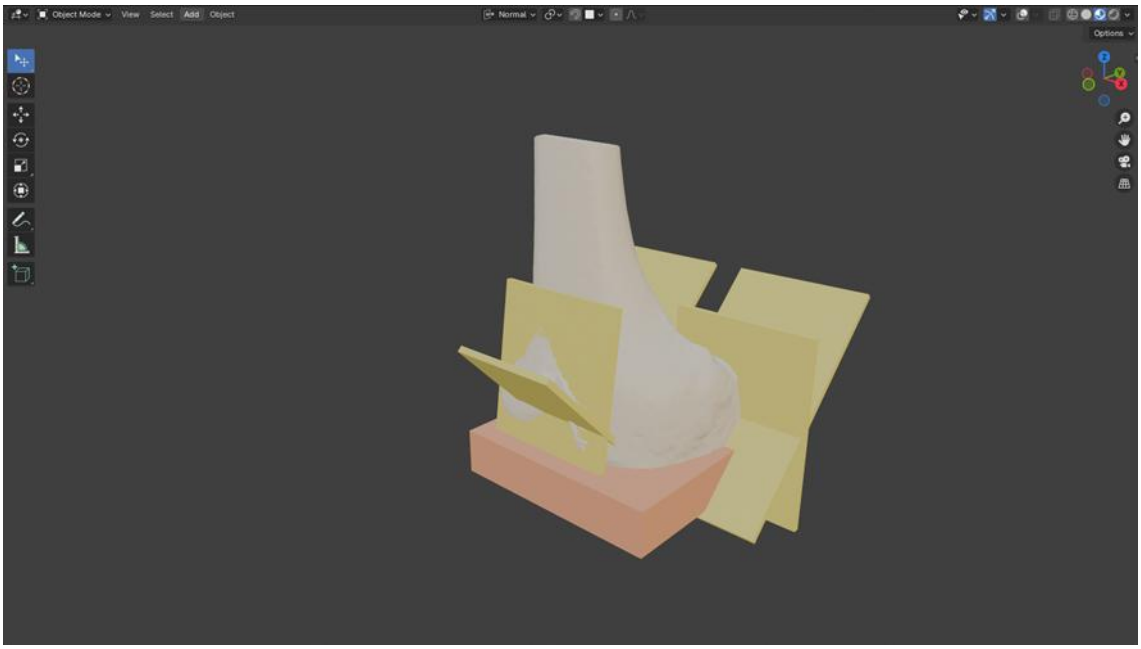


(Autor)

A segunda guia femoral, destinada aos cortes angulares internos e ao corte condilar posterior, foi modelada a partir de um cubo posicionado sobre o fêmur já seccionado pela primeira guia. Este cubo serviu como base para os planos de corte. Os planos de corte, previamente definidos, foram reposicionados no mesmo eixo, sem alterar sua orientação, com o objetivo de otimizar a distribuição dos cortes na guia e

facilitar sua manipulação durante o procedimento cirúrgico. (Figura 53)

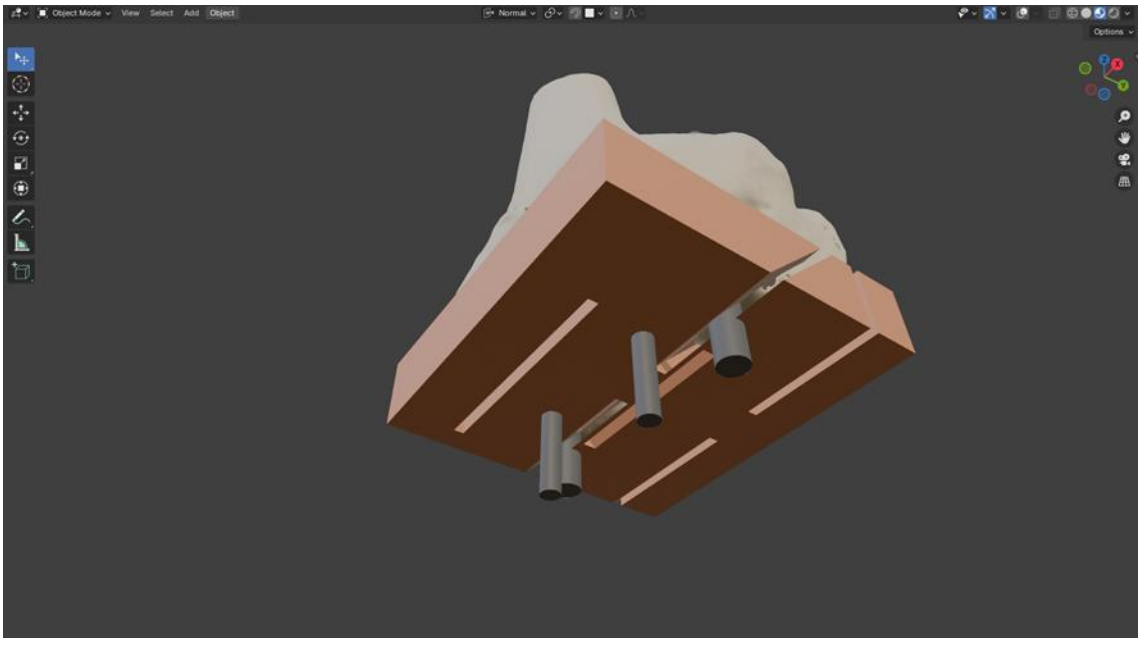
Figura 53 - Guia femoral proximal – Planos de corte e base



(Autor)

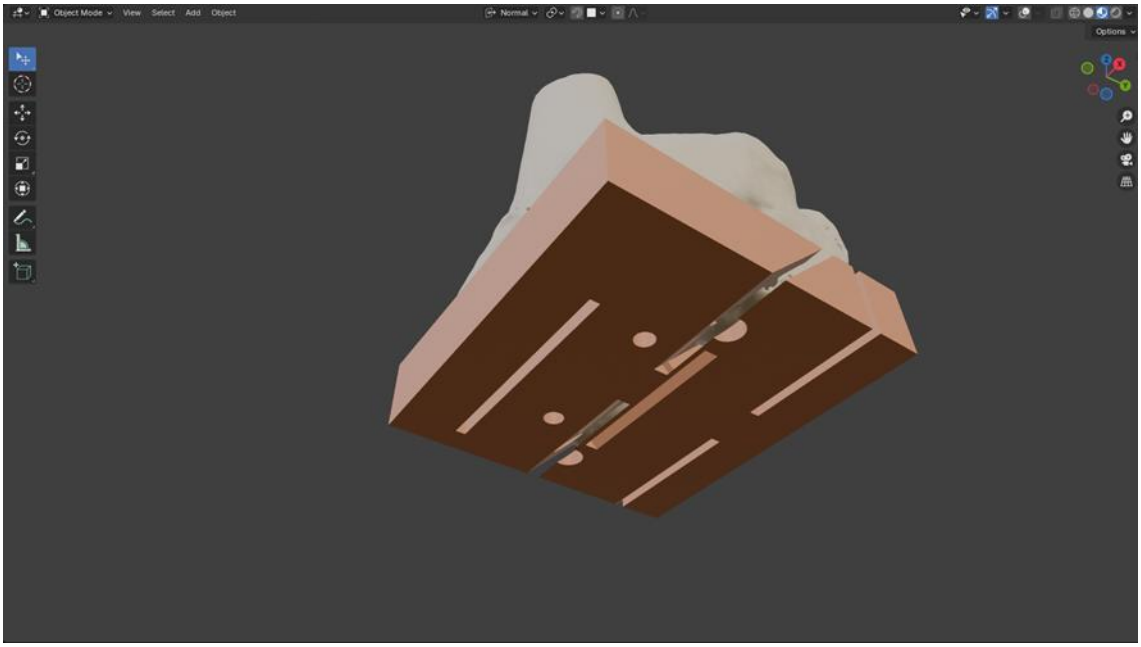
A ferramenta "Boolean Difference" foi aplicada para subtrair os planos de corte da geometria da segunda guia femoral. Similarmente, a operação foi aplicada aos cilindros de referência, criando os furos de posicionamento. Dois cilindros adicionais foram posicionados e subtraídos para criar os furos de fixação da guia ao osso (Figura 54). A Figura 55 exibe a guia após a remoção dos cilindros.

Figura 54 - Guia femoral proximal – Após cortes booleanos e com pinos de fixação



(Autor)

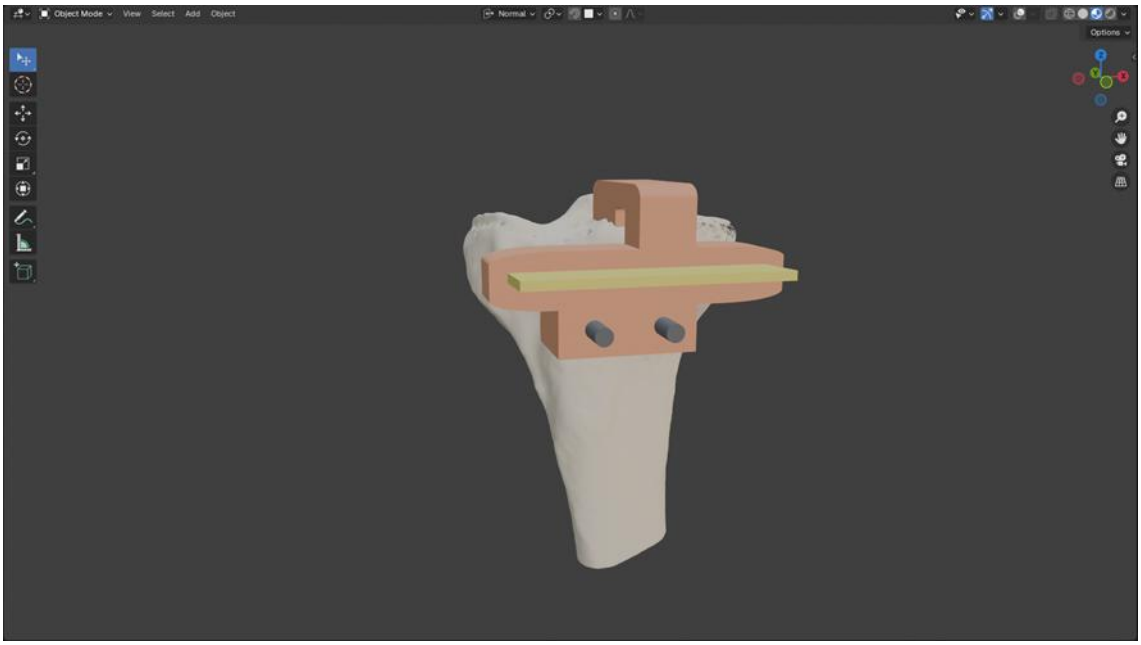
Figura 55 - Guia femoral proximal – Vista inferior após remoção dos pinos



(Autor)

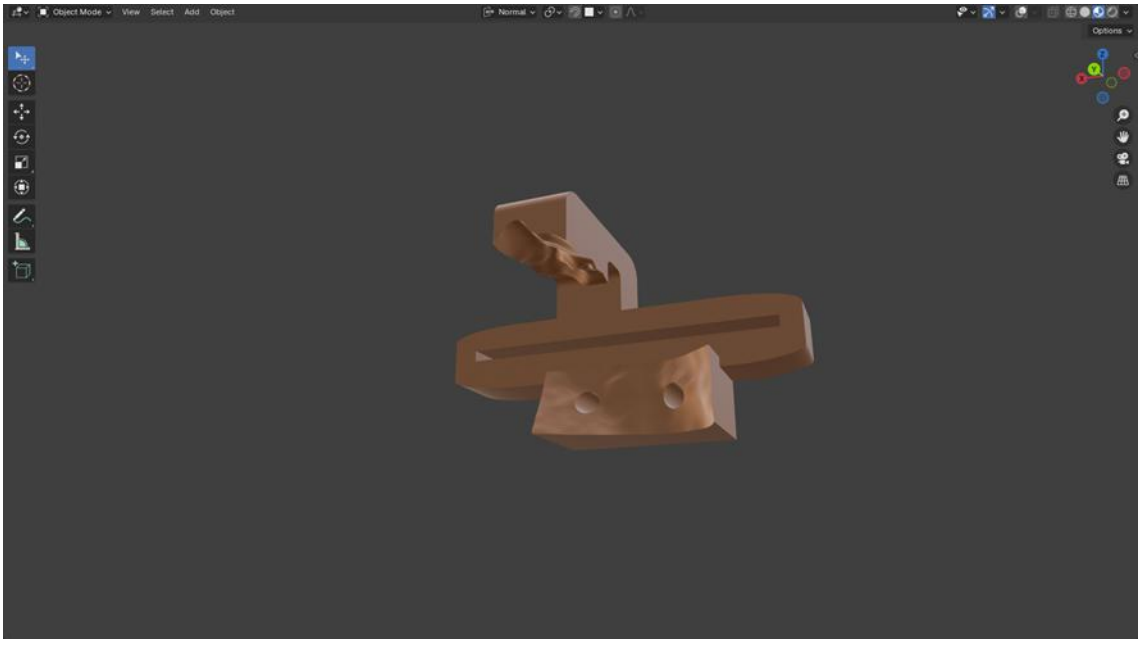
A guia tibial foi modelada seguindo o mesmo princípio das guias femorais. Três cubos foram posicionados: um para a fixação da guia à tíbia, outro correspondendo ao plano de corte tibial e o terceiro para suporte adicional. A ferramenta "Boolean Difference" foi utilizada para criar o recorte anatômico da tíbia na guia, bem como os furos de fixação a partir dos cilindros posicionados. A Figura 56 apresenta a guia tibial antes da aplicação da operação booleana, enquanto a Figura 57 mostra a vista posterior da guia após a operação, destacando a conformação anatômica.

Figura 56 - Guia tibial – Componentes e plano de corte



(Autor)

Figura 57 - Guia tibial – Vista posterior após operação booleana



(Autor)

5.5. IMPRESSÃO 3D

Após a modelagem das guias cirúrgicas personalizadas no Blender, a etapa seguinte consistiu na impressão 3D dos protótipos. Para garantir a precisão dimensional e a reprodução dos detalhes anatômicos das guias, decidiu-se pela tecnologia de impressão 3D DLP e por resina biocompatível para impressão das

guias, assegurando a compatibilidade com o uso em ambiente cirúrgico e a qualidade dos protótipos para a validação inicial.

A tecnologia DLP foi selecionada devido à sua resolução e capacidade de produzir peças com detalhes complexos e precisão dimensional. No processo DLP, um projetor digital é utilizado para curar uma resina fotossensível líquida camada por camada (Swetha *et al.*, 2024). A cada camada, o projetor exibe uma imagem da seção transversal do modelo 3D na resina, que se solidifica nas áreas expostas à luz. A plataforma de construção então se move verticalmente, permitindo que a próxima camada de resina seja curada (Swetha *et al.*, 2024).

Antes da impressão, os modelos 3D das guias, no formato STL, foram processados no software fatiador AnycubicPhotonWorkshop. O fatiador é responsável por gerar as instruções para a impressora 3D, dividindo o modelo em camadas e definindo os parâmetros de impressão, como a espessura da camada, o tempo de exposição à luz e a geração de suportes. No AnycubicPhotonWorkshop, configurou-se os seguintes parâmetros para a impressão das guias e dos biomodelos:

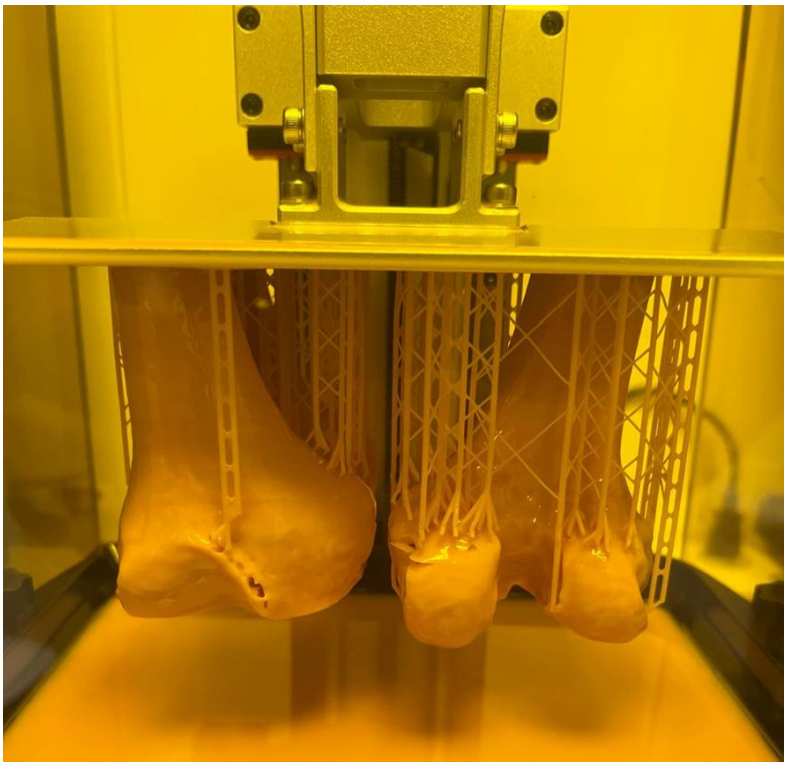
Espessura da camada: 0.05mm.

Tempo de exposição: SmartDent Modelo Universal (salmão) 2 segundos e SmartDent Bio Clear Guide (biocompatível) 1,8 segundos.

Suportes: Suportes foram gerados automaticamente para garantir a estabilidade das guias durante a impressão, principalmente nas áreas com saliências e ângulos agudos.

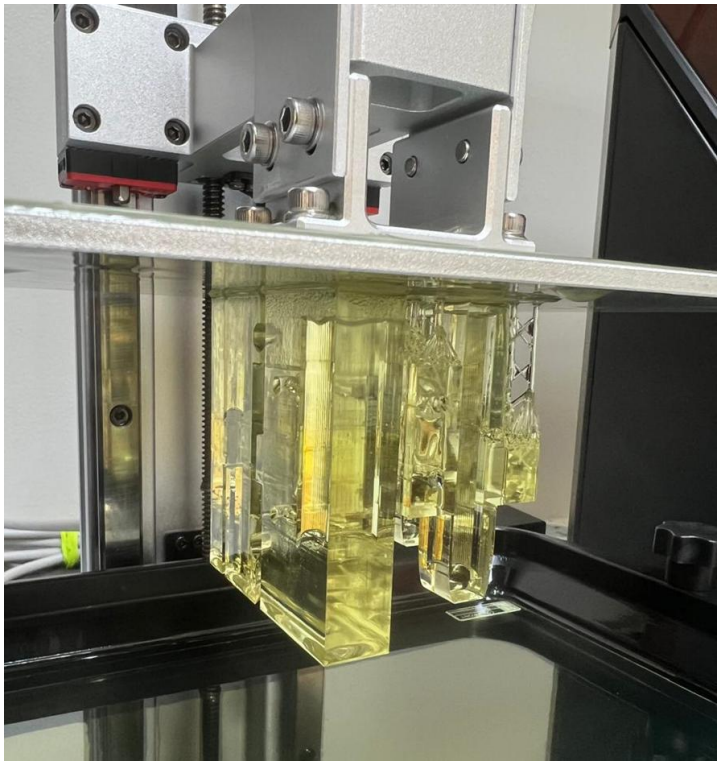
Para a impressão 3D, foi utilizada a impressora Anycubic Mono X, fabricada pela Creality. Na Figura 58, é apresentada a impressão dos biomodelos, enquanto a Figura 59 ilustra a impressão das guias cirúrgicas.

Figura 58 - Biomodelos do fêmur e tíbia impressos em resina SmartDent Modelo Universal (salmão).



(Autor)

Figura 59 - Guias femorais e tibiais impressas em resina biocompatível SmartDent Bio Clear Guide



(Autor)

Após a impressão, as guias e os biomodelos foram removidos da plataforma

de construção da impressora 3D e submetidos a um processo de pós-cura para garantir a completa polimerização da resina. Os suportes gerados durante o fatiamento foram removidos.

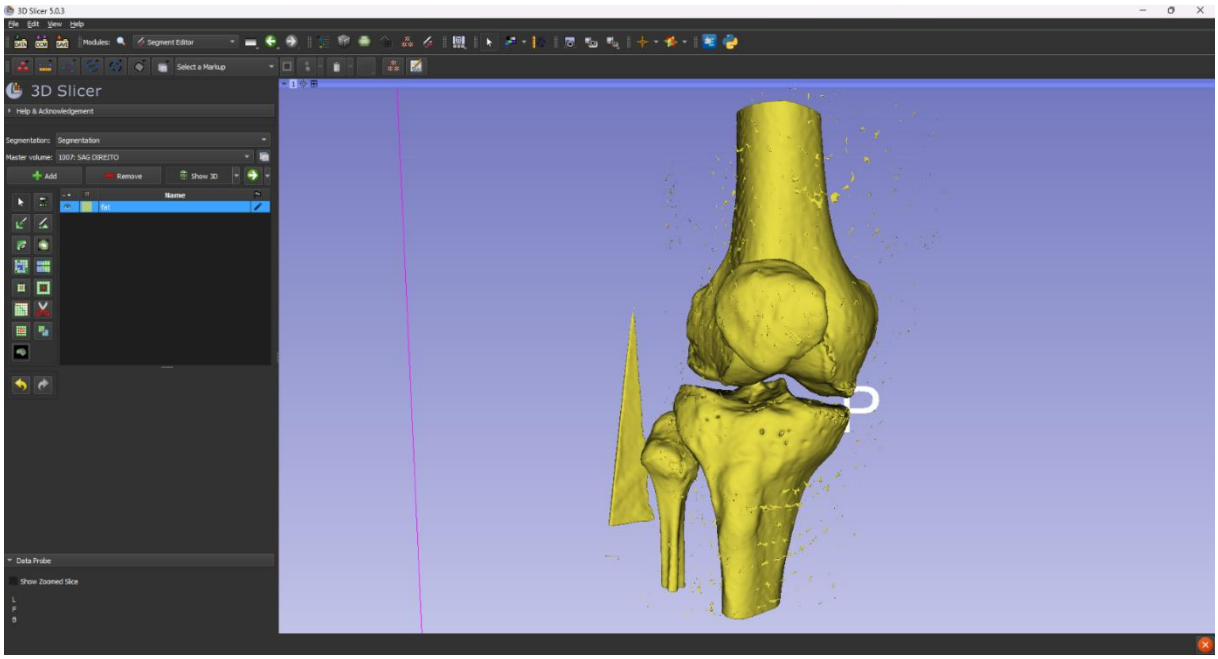
6. RESULTADOS

Esta seção apresenta os resultados obtidos durante o desenvolvimento do processo para criação de guias cirúrgicas personalizadas e biomodelos anatômicos para ATJ. Devido à natureza da pesquisa, que se concentra na fase de desenvolvimento e prototipagem, os resultados aqui apresentados são preliminares e focam na demonstração da viabilidade e eficácia do método proposto. Testes clínicos e validações in vivo serão objeto de estudos futuros. A análise dos resultados será dividida em três subseções, alinhadas aos objetivos específicos da pesquisa.

6.1. SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS E GERAÇÃO DE BIOMODELOS ANATÔMICOS

O processo de segmentação das imagens de TC utilizando o 3D Slicer demonstrou ser eficaz na extração das estruturas ósseas de interesse fêmur e tíbia para a posterior geração dos biomodelos anatômicos. A ferramenta "Threshold", empregada para isolar os ossos dos tecidos adjacentes, permitiu precisão na segmentação, evidenciado pela nítida delimitação entre as estruturas ósseas e os tecidos moles nas imagens tridimensionais resultantes. A visualização simultânea nos três planos ortogonais (axial, coronal e sagital) no 3D Slicer foi importante para garantir a completa separação dos ossos, minimizando a inclusão de ruídos ou artefatos na segmentação. Na Figura 60 é possível visualizar o modelo 3D gerado a partir da segmentação.

Figura 60 - Biomodelos do fêmur e tíbia gerados a partir da segmentação das imagens de TC.



(Autor)

A precisão da segmentação foi avaliada visualmente, comparando os biomodelos gerados com as imagens de TC originais. A sobreposição dos biomodelos às imagens de TC confirmou a fidelidade anatômica dos modelos gerados, demonstrando que o processo de segmentação preservou as características morfológicas essenciais do fêmur e da tíbia. Este resultado corrobora os achados de Oliveira (2023), que também utilizou o 3D Slicer para obter biomodelos anatômicos a partir de imagens de TC, destacando a capacidade do software em gerar reconstruções tridimensionais precisas. A capacidade do 3D Slicer de processar grandes conjuntos de dados DICOM e sua compatibilidade com diversos plugins, como mencionado por Oliveira (2023), contribuíram para a eficiência e a versatilidade do processo de segmentação.

Assim como em Zhou (2022), que utilizou o 3D Slicer para a segmentação de lesões cerebrais, a utilização de um software de código aberto neste estudo viabilizou a obtenção de biomodelos anatômicos sem a necessidade de softwares comerciais. Essa acessibilidade é fundamental para democratizar o acesso a tecnologias de planejamento cirúrgico, especialmente em contextos clínicos com recursos limitados.

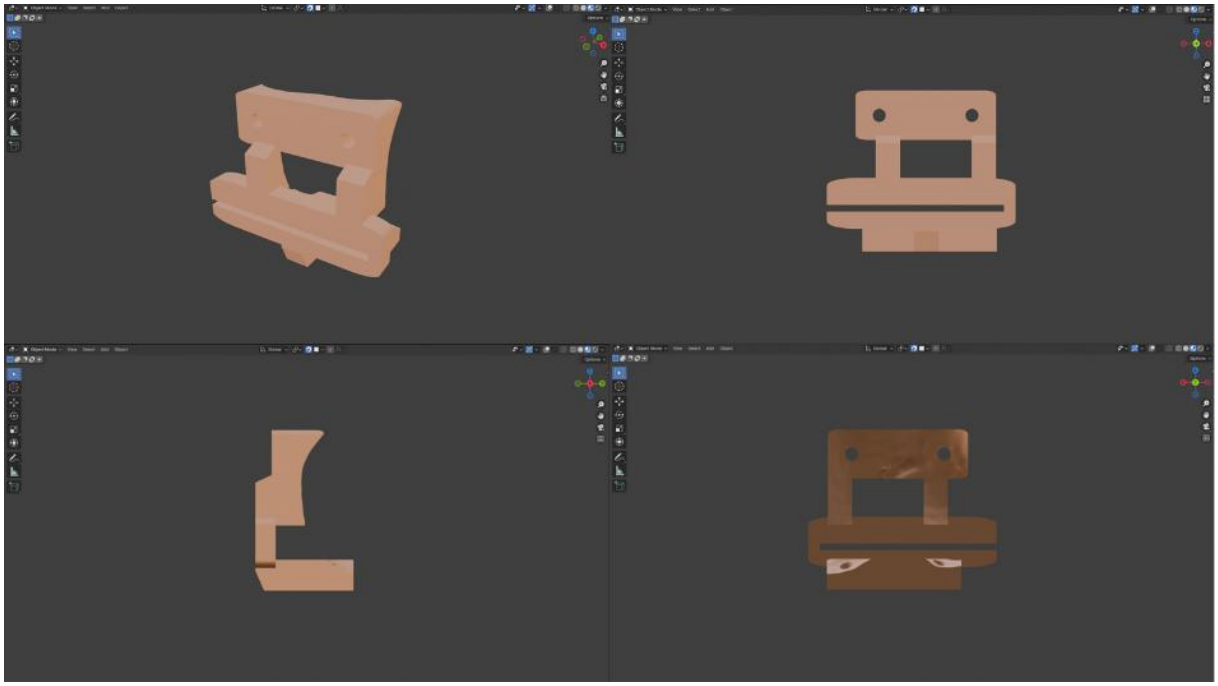
Apesar das vantagens demonstradas, o processo de segmentação, mesmo com o auxílio de ferramentas como o "Threshold", pode ser suscetível à variabilidade

interobservador e demandar tempo e expertise do usuário. A automação do processo de segmentação, utilizando algoritmos de inteligência artificial (IA), por exemplo, poderia reduzir essa variabilidade e otimizar o tempo de processamento, sendo uma perspectiva interessante para pesquisas futuras. No entanto, a abordagem manual adotada neste estudo, utilizando o 3D Slicer, mostrou-se viável e eficaz para a obtenção de biomodelos anatômicos.

6.2. DESIGN E MODELAGEM DAS GUIAS CIRÚRGICAS PERSONALIZADAS

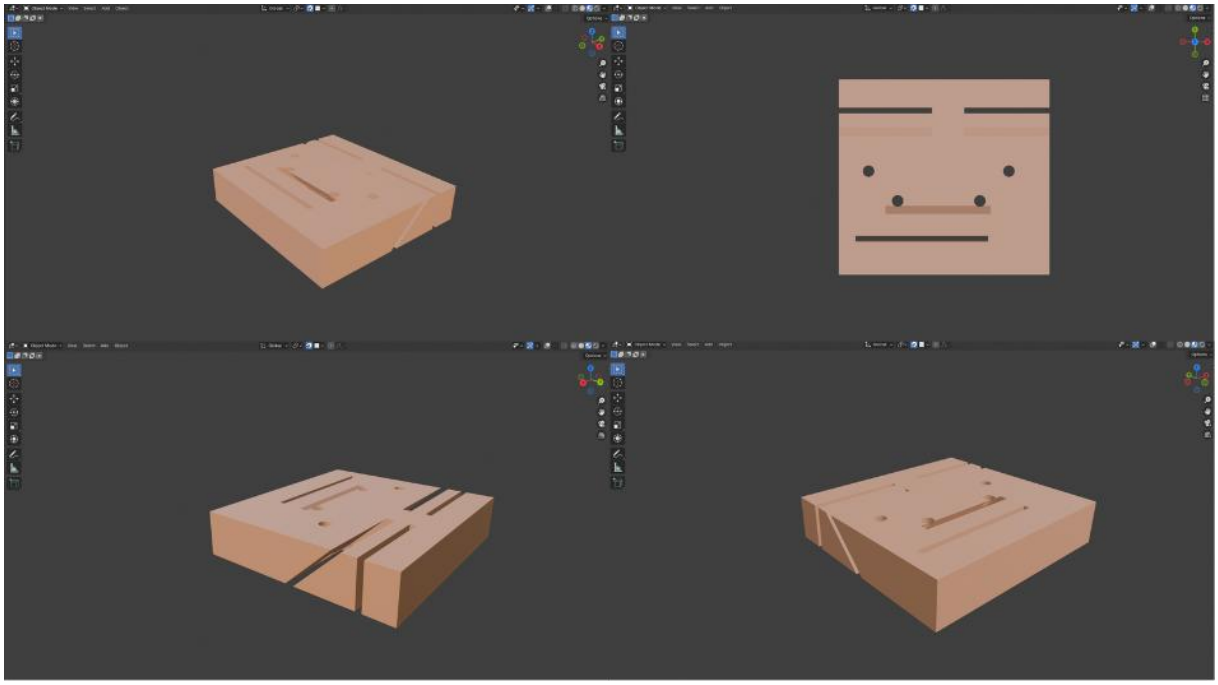
O processo de design e modelagem das guias cirúrgicas personalizadas no Blender demonstrou ser eficaz na criação de guias adaptadas à anatomia individual dos biomodelos gerados. Utilizando as ferramentas de modelagem 3D do Blender, foi possível criar guias com geometrias adequadas, que incorporam os planos de corte, os encaixes para os componentes protéticos e os furos de fixação, conforme planejado. Na Figura 61, é apresentada a primeira guia femoral; na Figura 62, a segunda guia femoral; e na Figura 63, a guia tibial.

Figura 61 - Design da primeira guia cirúrgica personalizada femoral, geradas no Blender



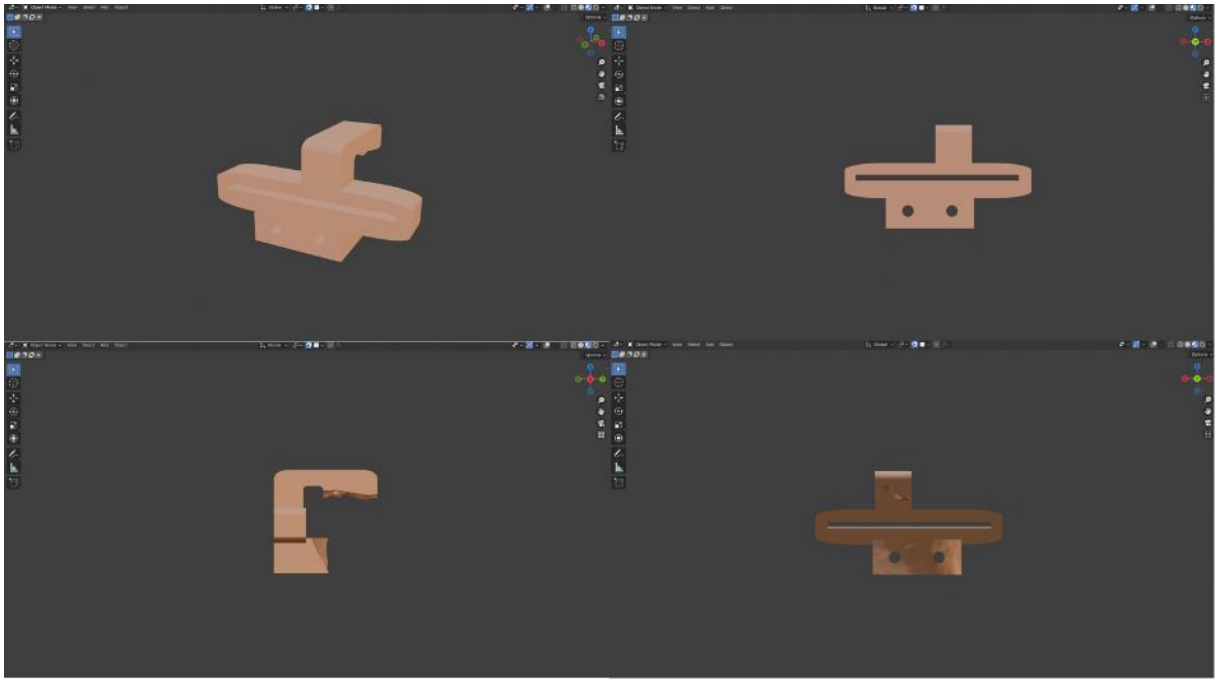
(Autor)

Figura 62 - Design da segunda guia cirúrgica personalizada femoral, geradas no Blender



(Autor)

Figura 63 - Design da guia cirúrgica personalizada tibial, geradas no Blender



(Autor)

A modelagem no Blender permitiu a personalização das guias, assegurando que os planos de corte estivessem alinhados com os eixos anatômicos definidos no protocolo cirúrgico da Medacta (2022). A flexibilidade do software permitiu ajustes na geometria das guias, otimizando sua adaptação aos contornos específicos de cada

biomodelo. Essa capacidade de personalização é uma vantagem em comparação com as guias cirúrgicas convencionais, que podem requerem ajustes intraoperatórios para se adaptarem à anatomia do paciente.

A utilização do Blender também se mostrou vantajosa em relação aos softwares CAD (Computer-Aided Design, ou Desenho Assistido por Computador) tradicionais, como o Solidworks, utilizado por Nunes (2017) em seu estudo. A compatibilidade nativa do Blender com o formato STL, utilizado para representar modelos 3D derivados de imagens médicas, simplificou o processo de importação e manipulação dos biomodelos. Além disso, as ferramentas de modelagem do Blender, como as operações booleanas, facilitaram a criação de geometrias complexas e a integração dos diferentes componentes das guias. Nunes (2017), em seu estudo, utilizou biomodelos genéricos, que não refletiam as particularidades anatômicas individuais dos pacientes. Em contraste, o método proposto, utilizando biomodelos derivados das imagens de TC do paciente, que permitiu um design adequado e personalizado das guias.

A acessibilidade do Blender, sendo um software de código aberto e gratuito, é outro fator determinante para a democratização do acesso a tecnologias de planejamento cirúrgico personalizado. Diferentemente de softwares CAD comerciais, que exigem licenças, o Blender torna a tecnologia acessível a uma gama maior de profissionais e instituições, contribuindo para a disseminação de práticas cirúrgicas personalizadas. A flexibilidade, a acessibilidade e o potencial de personalização oferecidos pelo Blender demonstram seu potencial como ferramenta para o design de guias cirúrgicas.

6.3. IMPRESSÃO 3D E AVALIAÇÃO DA ADAPTABILIDADE DAS GUIAS

A impressão 3D dos biomodelos e das guias cirúrgicas, utilizando a tecnologia DLP e resina biocompatível, resultou em protótipos com fidelidade anatômica. A tecnologia DLP permitiu a reprodução dos detalhes geométricos das guias, incluindo os planos de corte, os encaixes e os furos de fixação, conforme projetado no Blender. Na Figura 64 os biomodelos do fêmur e tíbia, sequencialmente na Figura 65 o biomodelo do fêmur e na Figura 66 o biomodelo da tíbia.

Figura 64 - Biomodelos do fêmur e tíbia impressos em 3D



(Autor)

Figura 65 - Biomodelo do fêmur impresso em 3D



(Autor)

Figura 66 - Biomodelo da tíbia impresso em 3D



(Autor)

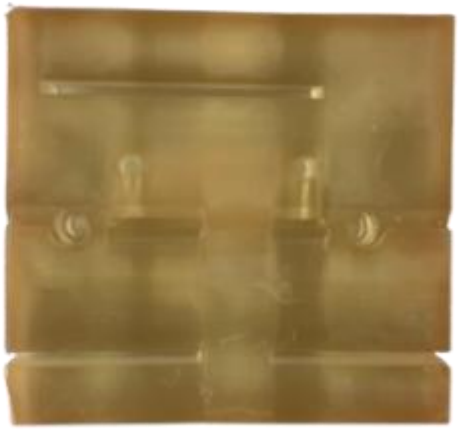
Na sequência, as figuras ilustram: a primeira guia femoral, a segunda guia femoral e a guia tibial (Figura 67, Figura 68, Figura 69).

Figura 67 - Primeira guia femoral impressa em 3D



(Autor)

Figura 68 - Segunda guia femoral impressa em 3D



(Autor)

Figura 69 - Guia tibial impressa em 3D



(Autor)

A avaliação visual da adaptabilidade das guias aos biomodelos impressos demonstrou um encaixe estável. As guias se ajustaram aos contornos anatômicos dos biomodelos, mantendo uma posição firme e alinhada com os planos de corte planejados.

Na sequência, as figuras ilustram: a primeira guia femoral posicionada no biomodelo do fêmur (Figura 70), a segunda guia femoral posicionada no biomodelo do fêmur (Figura 71) e a guia tibial posicionada no biomodelo da tíbia (Figura 72).

Figura 70 - Primeira guia femoral posicionada no biomodelo do fêmur



(Autor)

Figura 71 - Segunda guia femoral posicionada no biomodelo do fêmur



(Autor)

Figura 72 - Guia tibial posicionada no biomodelo da tíbia



(Autor)

Os resultados obtidos corroboram os achados de Sun (2020), que também utilizou a impressão 3D para a fabricação de guias cirúrgicas para ATJ, destacando a capacidade da tecnologia em produzir guias personalizadas com precisão. A escolha da tecnologia DLP se justifica por sua capacidade de produzir peças com resolução adequada e bom acabamento superficial, fator importante para a reprodução de detalhes anatômicos complexos. Além disso, a utilização de resina biocompatível SmartDent Bio Clear Guide garantiu a adequação das guias ao uso em ambiente cirúrgico.

A resina SmartDent Bio Clear Guide, além de biocompatível, apresenta resistência mecânica e estabilidade dimensional, características essenciais para garantir a precisão e a durabilidade das guias durante o procedimento cirúrgico. A combinação da tecnologia DLP com a resina biocompatível resultou em protótipos com características ideais para aplicação em ambiente clínico.

Embora a avaliação da adaptabilidade tenha sido limitada a testes com biomodelos, os resultados obtidos indicam o potencial das guias para melhorar a precisão e a eficiência da cirurgia de ATJ. Estudos futuros, com testes in vivo e avaliação clínica, são necessários para validar a eficácia das guias em pacientes reais e comprovar seus benefícios em termos de resultados clínicos.

6.4. ANÁLISE DE CUSTOS

A análise dos custos envolvidos na ATJ é essencial para compreender a viabilidade e a aplicabilidade de diferentes técnicas, especialmente quando se considera a introdução de tecnologias inovadoras como as guias cirúrgicas personalizadas. De acordo com o estudo de Christen et al. (2022), os custos médios estimados para quatro abordagens distintas foram os seguintes:

- Instrumentação Convencional (CI): USD 640
- Navegação sem Imagem (NAV): USD 650
- Instrumentação Personalizada (PSI): USD 1.520
- Assitência Robô Portátil sem Imagem (IL Robot): USD 1.530
- Assistência por Braço Robótico com Imagem (IB Robot): USD 2.600

Esses valores incluem componentes como instrumentação, equipamentos, mão de obra e tempo de sala cirúrgica. Considerando a taxa de câmbio média do dólar para o real em 2024, estimada em R$ 5,00 por USD, os valores aproximados seriam:

- CI: R$ 3.200
- NAV: R$ 3.250
- PSI: R$ 7.600
- IL Robot: R$ 7.650
- IB Robot: R$ 13.000

A inclusão dos valores em dólares se justifica pela oscilação constante do real frente à moeda americana, o que pode impactar diretamente a aquisição de equipamentos importados, royalties de softwares e custos hospitalares atrelados a tecnologias estrangeiras. Assim, a apresentação dos dados em ambas as moedas permite uma análise mais transparente e comparável com a literatura internacional, além de facilitar a adaptação para diferentes contextos institucionais e geográficos.

Além da comparação com as técnicas tradicionais de artroplastia, é importante destacar o custo envolvido especificamente na produção do protótipo desenvolvido neste estudo. Ressalta-se que esses valores não contemplam os mesmos aspectos abordados por Christen et al. (2022), como instrumentação cirúrgica, tempo de sala

operatória ou equipe médica. O cálculo apresentado refere-se exclusivamente aos materiais utilizados na impressão 3D, com o objetivo de fornecer uma referência objetiva para o escopo experimental do trabalho. Para a confecção das guias cirúrgicas personalizadas, foi utilizada a resina SmartDent Bio Clear Guide, com valor estimado de R$ 917,00 para 500g. Foram empregados aproximadamente 133 ml do material para impressão de três guias, resultando em um custo total aproximado de R$ 243,92. Já para os biomodelos utilizados nos testes físicos das guias, foi utilizada a resina SmartDent Modelo Universal (salmão), com custo estimado de R$ 587,00 para 500g. A impressão de três biomodelos consumiu cerca de 222 ml, totalizando um custo aproximado de R$ 260,62. Esses dados reforçam a acessibilidade da proposta, sobretudo considerando a possibilidade de produção local e o uso de ferramentas de código aberto, que favorecem a replicabilidade em contextos de baixa e média complexidade.

7. DISCUSSÃO

Os resultados obtidos neste estudo confirmam a viabilidade do método proposto para o desenvolvimento de guias cirúrgicas personalizadas e biomodelos anatômicos para ATJ, evidenciando o potencial dessa abordagem para transformar o planejamento cirúrgico ortopédico. Cada etapa do processo desde a segmentação de imagens à impressão 3D demonstrou eficiência técnica, o que reforça a aplicabilidade clínica futura da proposta.

A literatura científica reconhece que a utilização de guias personalizadas pode reduzir significativamente o tempo operatório e a complexidade do procedimento. Tammachote (2018) e Moerenhout (2021) destacam que essas guias diminuem a necessidade de instrumentação especializada e otimizam o tempo cirúrgico, o que pode acarretar redução nos custos hospitalares. Esses efeitos são particularmente relevantes em sistemas de saúde com recursos limitados, onde a economia de insumos e tempo representa um benefício estratégico.

Sariali (2019) reforça o impacto positivo das guias personalizadas sobre a acurácia dos cortes ósseos e o alinhamento dos componentes protéticos. A acurácia, nesse contexto, está diretamente relacionada à longevidade da prótese e à melhora dos resultados clínicos no longo prazo. Esse aspecto foi corroborado por Yang (2021), que demonstrou a eficácia dessas guias na obtenção de melhor alinhamento pós-

operatório e melhora funcional do joelho, especialmente em casos complexos.

O presente estudo dialoga com essas evidências ao demonstrar, mesmo em um contexto experimental com biomodelos, a precisão do encaixe das guias cirúrgicas desenvolvidas. A avaliação visual dos protótipos revelou bom ajuste anatômico, condição essencial para garantir segurança e eficácia durante o procedimento real. A opção metodológica por utilizar softwares de código aberto como o 3D Slicer e o Blender reafirma o compromisso com a acessibilidade e a replicabilidade do processo, sendo uma alternativa viável às soluções comerciais, muitas vezes inacessíveis em instituições de menor porte.

A integração do processo, desde a obtenção das imagens até a produção dos modelos físicos, representa um avanço significativo em termos de autonomia técnica. O fluxo de trabalho demonstrado pode ser implementado de maneira eficiente por equipes clínicas com formação básica em modelagem digital, eliminando a dependência de fornecedores externos. Esse ganho em autonomia também pode contribuir para a personalização em tempo reduzido, beneficiando pacientes com deformidades atípicas ou em situações de emergência cirúrgica.

Ainda que os resultados sejam promissores, a ausência de testes clínicos constitui uma limitação relevante. A avaliação in vitro com biomodelos não permite inferir diretamente os impactos em variáveis como sangramento, dor pós-operatória, tempo de internação ou taxa de complicações. Nesse sentido, estudos clínicos controlados são essenciais para validar a eficácia do método em ambiente cirúrgico real.

As perspectivas futuras incluem a automação da segmentação por meio de IA, como apontado por Rodriguez-Merchan (2022). A aplicação de IA nesse estágio inicial do processo pode reduzir a variabilidade interobservador, otimizar o tempo de planejamento e tornar o método ainda mais acessível para instituições com menor expertise em manipulação de imagens médicas. Da mesma forma, o desenvolvimento de novos materiais para impressão 3D, como os biodegradáveis ou com osteointegração, poderá ampliar a aplicabilidade das guias, permitindo até mesmo seu uso permanente em alguns casos.

A integração de tecnologias como realidade aumentada (RA), navegação cirúrgica e robótica também tem sido apontada como tendência futura (Shah, 2021).

A fusão dessas ferramentas com as guias personalizadas pode criar um ecossistema digital completo para a cirurgia ortopédica, em que o planejamento, a execução e o acompanhamento estejam interligados de forma inteligente e automatizada.

Dessa forma, a presente pesquisa se alinha com uma tendência crescente de personalização na medicina, explorando a manufatura aditiva e os recursos digitais abertos para criar soluções acessíveis e eficientes. Os achados reforçam o papel dessas tecnologias na democratização do acesso ao planejamento cirúrgico de alta precisão, contribuindo para um futuro em que a qualidade do atendimento não dependa exclusivamente da disponibilidade financeira de pacientes ou instituições.

8. CONCLUSÃO

Este estudo demonstrou a viabilidade técnica do desenvolvimento de guias cirúrgicas personalizadas e biomodelos anatômicos para artroplastia total do joelho utilizando ferramentas digitais de código aberto e impressão 3D. O processo proposto se mostrou funcional em todas as etapas, desde a segmentação das imagens de tomografia até a impressão dos modelos, resultando em protótipos com boa fidelidade anatômica e precisão dimensional.

A proposta se destaca por oferecer uma alternativa acessível e replicável às soluções comerciais, especialmente útil em contextos com recursos limitados. A escolha por softwares gratuitos e amplamente disponíveis, associada a uma metodologia clara e sistematizada, reforça o potencial de democratização tecnológica no planejamento cirúrgico ortopédico.

A integração entre segmentação, modelagem e manufatura aditiva permitiu não apenas o desenvolvimento de guias adaptadas à anatomia individual dos pacientes, mas também a criação de um fluxo de trabalho que pode ser incorporado à prática clínica com relativa facilidade. Mesmo diante de limitações inerentes ao caráter experimental do estudo, os resultados obtidos abrem caminho para aplicações futuras e adaptações clínicas.

Além disso, a pesquisa evidencia como a personalização pode ser incorporada de forma pragmática à rotina cirúrgica, sem depender de soluções proprietárias ou de alto custo. Os avanços tecnológicos nas áreas de imagem médica, modelagem digital e impressão 3D possibilitam um novo paradigma na cirurgia ortopédica, centrado na

individualização do cuidado e na otimização dos resultados.

Por fim, este trabalho contribui para o avanço do conhecimento no campo da inovação em ortopedia, apresentando um método que alia simplicidade, precisão e acessibilidade. O potencial transformador da abordagem aqui apresentada justifica novos investimentos em pesquisa e desenvolvimento, visando não apenas sua validação clínica, mas também sua aplicação em larga escala na prática cirúrgica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AUNAN, E. *et al.* 3-dimensional computer tomography is more accurate than traditional long-leg radiographs in the planning and evaluation of coronal alignment in total knee arthroplasty: a prospective study on 121 knees. **Acta Orthopaedica**, v. 94, 26 out. 2023.

BARCELLOS, E. E. I. **Metodologia de Design para geração de inovação**. Bauru: Universidade Estadual Paulista (Unesp), 16 jun. 2020.

BLAKENEY, W. G.; VENDITTOLI, P.-A. Kinematic Alignment Total Knee Replacement with Personalized Instruments. *Em*: RIVIÈRE, C.; VENDITTOLI, P.-A. (Eds.). . **Personalized Hip and Knee Joint Replacement**. Cham: Springer International Publishing, 2020. p. 301–309.

BORUKHOV, I. *et al.* Kinematic alignment recreates femoral trochlear geometry more closely than mechanical alignment in total knee arthroplasty: a CT analysis. **The Bone & Joint Journal**, v. 106-B, n. 8, p. 817–825, 1 ago. 2024.

CHENG, G. Z. *et al.* Three-dimensional Printing and 3D Slicer. **Chest**, v. 149, n. 5, p. 1136–1142, maio 2016.

CHRISTEN, B. *et al.* Comparative Cost Analysis of Four Different Computer-Assisted Technologies to Implant a Total Knee Arthroplasty over Conventional Instrumentation. **Journal of Personalized Medicine**, v. 12, n. 2, p. 184, 30 jan. 2022.

CORBETT, J. *et al.* Comparison of CT and EOS in assessing coronal lower limb alignment when planning total knee arthroplasty. **The Knee**, v. 42, p. 400–408, jun. 2023.

ELBULUK, A. M. *et al.* Head-to-Head Comparison of Kinematic Alignment Versus Mechanical Alignment for Total Knee Arthroplasty. **The Journal of Arthroplasty**, v. 37, n. 8, p. S849–S851, ago. 2022.

FIKSMAN, F.; KREKHOVSKA-LEPIAVKO, O. M.; LOKAY, B. A. OSTEOARTHRITIS: ITS PREVALENCE, RISK FACTORS, CLINICAL MANIFESTATION, DIAGNOSIS AND TREATMENT: (LITERATURE REVIEW). **Медсестринство**, n. 4, p. 7–9, 1 maio 2023.

HELMY, N.; DAO TRONG, M. L.; KÜHNEL, S. P. Accuracy of Patient Specific Cutting Blocks in Total Knee Arthroplasty. **BioMed Research International**, v. 2014, p. 1–10, 2014.

HESS, S. *et al.* Applications and accuracy of 3D-printed surgical guides in traumatology and orthopaedic surgery: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Experimental Orthopaedics**, v. 11, n. 3, p. e12096, jul. 2024.

INNOCENTI, B. Biomechanics of the knee joint. *Em*: **Human Orthopaedic Biomechanics**. Amesterdã: Elsevier, 2022. p. 239–263.

ITS-MC. **ITS-MC | Inovações para o bloco cirúrgico**. Disponível em: <https://www.its-mc.com/>. Acesso em: 19 jan. 2025.

JOHNSTON, H. *et al.* The effect of surgical alignment and soft tissue conditions on the kinematics and wear of a fixed bearing total knee replacement. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 100, p. 103386, dez. 2019.

Kinematic Alignment 3D Video animation showing the main steps of TKA procedure. , 20 abr. 2022. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=VViubKRShZY>. Acesso em: 15 jan. 2025

KRAEIMA, J.; VISSCHER, S. D.; WITJES, M. (EDS.). **3D Innovations in Personalized Surgery**. Basel: MDPI, 2023.

KURTZ, S. *et al.* Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030: **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 89, n. 4, p. 780–785, abr. 2007.

KWON, O.-R. *et al.* The Effect of Patient-Specific Instrumentation Incorporating an Extramedullary Tibial Guide on Operative Efficiency for Total Knee Arthroplasty. **BioMed Research International**, v. 2017, p. 1–7, 2017.

LIPPERT, L.; MINOR, M. A. D. **Laboratory manual for clinical kinesiology and anatomy**. 3rd ed ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Co, 2011.

MEDICINE, L. **1.4D: Body Planes and Sections**. Disponível em: <https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Anatomy_and_Physiology_(Boundless)/1%3A_Introduction_to_Anatomy_and_Physiology/1.4%3A_Mapping_the_Body/1.4D%3A_Body_Planes_and_Sections>. Acesso em: 13 nov. 2024.

MIRALDO, L. C. **Impressão 3D em ortopedia - aplicações no presente e futuro**. 13 jun. 2019. Disponível em: <https://estudogeral.uc.pt/handle/10316/89834>. Acesso em: 31 out. 2024.

MOERENHOUT, K. *et al.* Advantages of patient-specific cutting guides with disposable instrumentation in total knee arthroplasty: a case control study. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, v. 16, n. 1, p. 188, dez. 2021.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. **Anatomia orientada para a clínica**. Barueri: Editora Guanabara Koogan Ltda, 2018.

MOTTA FILHO, G. R.; CAVANELLAS, N. Artroplastia minimamente invasiva do joelho. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 42, n. 9, p. 269–277, set. 2007.

MÜLLER, K. *et al.* Accuracy of a patient-specific instrumentation for coronal plane alignment of an anatomic alignment total knee arthroplasty system: A radiographic study. **Technology and Health Care**, v. 30, n. 6, p. 1397–1406, 12 nov. 2022.

MyKnee. 12 jul. 2022. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=gIXRy1f8hQM>. Acesso em: 18 jan. 2025

NUNES, K. S. **Impressão 3D de guias de corte específicas para a Artroplastia Total do Joelho**. Coimbra: Universidade de Coimbra, 19 set. 2017.

OLIVEIRA, H. **Desenvolvimento De Um Método Para Montagem Do Sistema Osso-Prótese Em Modelos Computacionais Da Artroplastia Total Do Joelho**. Florianópolis: Universidade Federal De Santa Catarina, 7 abr. 2014.

OLIVEIRA, V. P. M. DE. **Inovação em cirurgias de joelhos: implementação de biomodelos 3D para preparação do processo cirúrgico**. Bauru: Universidade Estadual Paulista (Unesp), 15 jun. 2023.

PAGAN, C. A. *et al.* Technology in Total Knee Arthroplasty in 2023. **The Journal of Arthroplasty**, v. 39, n. 9, p. S54–S59, set. 2024.

RODRÍGUEZ-MERCHÁN, E. C. The current role of the virtual elements of artificial intelligence in total knee arthroplasty. **EFORT Open Reviews**, v. 7, n. 7, p. 491–497, 1 jul. 2022.

SARIALI, E.; KAJETANEK, C.; CATONNÉ, Y. Comparison of custom cutting guides based on three-dimensional computerized CT-scan planning and a conventional ancillary system based on two-dimensional planning in total knee arthroplasty: a

randomized controlled trial. **International Orthopaedics**, v. 43, n. 11, p. 2529–2538, nov. 2019.

SHAH, S. M. After 25 years of computer-navigated total knee arthroplasty, where do we stand today? **Arthroplasty**, v. 3, n. 1, p. 41, dez. 2021.

SILVA, J. L. D. *et al.* Navegação em software livre e impressão 3D aplicada ao tratamento de osteoma mandibular. **Research, Society and Development**, v. 12, n. 14, p. e33121444507, 15 dez. 2023.

ŠIMIĆ, L. *et al.* Improved technique of personalised surgical guides generation for mandibular free flap reconstruction using an open-source tool. **European Radiology Experimental**, v. 5, n. 1, p. 30, dez. 2021.

SUN, M. *et al.* Accuracy of a Novel 3D-Printed Patient-Specific Intramedullary Guide to Control Femoral Component Rotation in Total Knee Arthroplasty. **Orthopaedic Surgery**, v. 12, n. 2, p. 429–441, abr. 2020.

SWETHA, S. *et al.* Review on digital light processing (DLP) and effect of printing parameters on quality of print. **Interactions**, v. 245, n. 1, p. 178, 29 jul. 2024.

TAMMACHOTE, N.; PANICHKUL, P.; KANITNATE, S. Comparison of Customized Cutting Block and Conventional Cutting Instrument in Total Knee Arthroplasty: A Randomized Controlled Trial. **The Journal of Arthroplasty**, v. 33, n. 3, p. 746-751.e3, mar. 2018.

TIAN, H. *et al.* Patient-Specific Instruments Based on Knee Joint Computed Tomography and Full-Length Lower Extremity Radiography in Total Knee Replacement. **Chinese Medical Journal**, v. 131, n. 5, p. 583–587, 5 mar. 2018.

VASCONCELOS MORAIS GARCEZ, L. *et al.* UX e Design Inovação: evoluções metodológicas no processo de construção de apps. **Design e Tecnologia**, v. 11, n. 23, p. 116–126, 29 dez. 2021.

VOLPATO, N. **Manufatura aditiva: tecnologias e aplicações da impressão 3D**. 1. ed. São Paulo: Editora Blucher, 2017.

WEBER, M. *et al.* Revision Surgery in Total Joint Replacement Is Cost-Intensive. **BioMed Research International**, v. 2018, p. 1–8, 25 set. 2018.

YANG, J. *et al.* Outcomes of complex primary total knee arthroplasties performed with custom cutting guides. **The Knee**, v. 30, p. 106–112, jun. 2021.

ZHOU, L. *et al.* Clinical application of 3D-Slicer + 3D printing guide combined with transcranial neuroendoscopic in minimally invasive neurosurgery. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 20421, 28 nov. 2022.