

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA  
FACULDADE DE ENGENHARIA & INSTITUTO DE CIÊNCIAS EXATAS  
BACHARELADO EM ENGENHARIA COMPUTACIONAL**

**Ewerson dos Santos Rodrigues**

**OTIMIZAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS PARA OSTEOTOMIA  
PERIACETABULAR UTILIZANDO SCRIPTING EM PYTHON E  
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Juiz de Fora

2025

Ewerson dos Santos Rodrigues

**OTIMIZAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS PARA OSTEOTOMIA  
PERIACETABULAR UTILIZANDO SCRIPTING EM PYTHON E  
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Bacharelado em Engenharia Computacional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de grau de bacharel em Engenharia Computacional.

Orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dra. Flávia de Souza Bastos

Juiz de Fora

2025

Ficha catalográfica elaborada através do Modelo Latex do CDC da UFJF  
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Rodrigues, Ewerson dos Santos.

OTIMIZAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS PARA OSTEOTOMIA PERIACETABULAR UTILIZANDO SCRIPTING EM PYTHON E MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS / Ewerson dos Santos Rodrigues. – 2025.  
56 f. : il.

Orientadora: Flávia de Souza Bastos

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Engenharia & Instituto de Ciências Exatas. Bacharelado em Engenharia Computacional, 2025.

1. Otimização Topológica. 2. Guias Cirúrgicas. 3. Python. 4. Abaqus. 5. Osteotomia Periacetabular. I. Bastos, Flávia de Souza, orient. II. Profa. Dra. .

Ewerson dos Santos Rodrigues

**OTIMIZAÇÃO DE GUIAS CIRÚRGICAS PARA OSTEOTOMIA  
PERIACETABULAR UTILIZANDO SCRIPTING EM PYTHON E  
MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Bacharelado em Engenharia Computacional da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de grau de bacharel em Engenharia Computacional.

Aprovada em 14 de janeiro de 2026

**BANCA EXAMINADORA**

---

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Flávia de Souza Bastos - Orientadora  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Lahis Souza de Assis  
Universidade Federal de Juiz de Fora

---

Prof. Dr. Joventino de Oliveira Campos  
Universidade Federal de Juiz de Fora

Dedico este trabalho aos meus avós Vicentina Gomes dos Santos (in memoriam) e Joaquim Francisco dos Santos (in memoriam) por terem sonhado com este momento.

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pelas infinitas bênçãos que me deram forças para chegar até aqui.

Aos meus familiares, que me apoiaram e me incentivaram durante toda essa etapa. Aos meus pais, Gislene e Cristiano, que me deram ensinamentos valiosos e não mediram esforços para que eu pudesse viver este sonho. À minha irmã, Yasmim, e ao meu "irmãozinho" de quatro patas, Snoopy.

A todos os professores com quem um dia tive a oportunidade de ter aulas e que me prepararam, ao longo dos anos, para este momento. Em especial, aos professores Angélica, Gabriela, Fábio, Maria Aparecida e Neusa, que foram além da sala de aula e proporcionaram lições que me marcaram para sempre.

Aos meus grandes amigos da minha cidade natal, Yago, Ana Clara, Rafael e Gabriel, que, apesar da distância e caminhos diferentes, seguimos torcendo pelo sucesso uns dos outros.

À UFJF, pela oportunidade do ensino público de qualidade e pela bolsa de iniciação científica que proporcionou a realização deste trabalho. A todos os docentes, servidores e técnicos que são responsáveis pela formação não só minha, mas de milhares de universitários ao longo dos anos.

À minha orientadora, Flávia, que me aturou ao longo dos últimos quatro anos. Agradeço imensamente pela parceria e ensinamentos que jamais me esquecerei.

Ao projeto LabMaker, que, além de todo aprendizado adquirido ao longo dos anos, me trouxe amizades únicas. Anna, Alexandre, Bruno, Camila, Daniel, "Greg", Matheus, Víctor e Thaís, muito obrigado por fazerem essa jornada ser muito mais leve. Por vários momentos, vocês foram o motivo pelo qual decidi permanecer e, mesmo que o futuro nos distancie, vocês estarão para sempre em minha memória.

A coorientadora do projeto, "Alê", por proporcionar os melhores coffee breaks e por ser uma pessoa de um coração enorme.

Muito obrigado a todos que, de alguma forma, tornaram este momento possível!

*“Hold on to the memories,  
they will hold on to you.”*

(Taylor Swift, New Years Day - 2017)

*“You drew stars around my scars  
But now I’m bleedin’.”*

(Taylor Swift, cardigan - 2020)

## RESUMO

A Displasia do Desenvolvimento do Quadril (DDQ) é uma deformidade anatômica que frequentemente exige intervenção cirúrgica, sendo a Osteotomia Periacetabular (OPA) o tratamento de escolha para pacientes esqueleticamente maduros. O uso de guias cirúrgicas personalizadas, manufaturadas via impressão 3D, tem aumentado a precisão deste procedimento; contudo, o volume excessivo destes dispositivos pode ampliar a invasividade cirúrgica. Este trabalho teve como objetivo desenvolver uma rotina computacional automatizada para otimização topológica dessas guias, visando a redução de massa sem comprometimento estrutural. Para superar as dificuldades de manipulação direta de malhas órfãs (STL) e erros de continuidade topológica identificados em estudos preliminares, adotou-se uma metodologia baseada em geometria paramétrica simplificada. Utilizando a linguagem Python e a interface de *scripting* do *software* Abaqus/CAE, implementou-se um algoritmo heurístico que ajusta dinamicamente pontos de controle da geometria em resposta aos níveis de tensão de Von Mises. O método foi aplicado a um grupo de teste contendo uma geometria base e nove geometrias personalizadas de pacientes reais. Os resultados demonstraram uma redução de volume variando entre 23,40% e 57,40%, com média de aproximadamente 45%, mantendo o volume de material plastificado abaixo do critério de segurança estabelecido de 10%. Conclui-se que a abordagem paramétrica automatizada é eficaz para o design de instrumentos cirúrgicos mais eficientes, reduzindo tempo de impressão e potencializando a aplicação clínica de guias menos invasivas.

Palavras-chave: otimização topológica; guias cirúrgicas; python; abaqus; osteotomia periacetabular.

## ABSTRACT

Developmental Dysplasia of the Hip (DDH) is an anatomical deformity that often requires surgical intervention, with Periacetabular Osteotomy (PAO) being the treatment of choice for skeletally mature patients. The use of patient-specific surgical guides, manufactured via 3D printing, has improved the precision of this procedure; however, the excessive volume of these devices can increase surgical invasiveness. This work aimed to develop an automated computational routine for the topology optimization of these guides, seeking mass reduction without structural compromise. To overcome the difficulties of direct manipulation of orphan meshes (STL) and topological continuity errors identified in preliminary studies, a methodology based on simplified parametric geometry was adopted. Using the Python language and the Abaqus/CAE scripting interface, a heuristic algorithm was implemented to dynamically adjust geometry control points in response to Von Mises stress levels. The method was applied to a test group containing one base geometry and nine real patient-specific geometries. The results showed a volume reduction ranging from 23.40% to 57.40%, with an average of approximately 45%, keeping the volume of plastified material below the established 10% safety criterion. It is concluded that the automated parametric approach is effective for the design of more efficient surgical instruments, reducing printing time and enhancing the clinical application of less invasive guides.

Keywords: topology optimization; surgical guides; python; abaqus; periacetabular osteotomy.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	– Anatomia do osso do quadril . . . . .	15
Figura 2	– Exemplo do procedimento de OPA . . . . .	16
Figura 3	– Procedimento de OPA com guia em ABS . . . . .	17
Figura 4	– Interface do InVesalius . . . . .	21
Figura 5	– Segmentação óssea . . . . .	22
Figura 6	– Planejamento virtual da OPA . . . . .	23
Figura 7	– Modelo virtual da guia . . . . .	24
Figura 8	– Guia cirúrgica impressa em ABS . . . . .	25
Figura 9	– Exemplo de correção da malha da guia orgânica . . . . .	29
Figura 10	– Modelo proposto . . . . .	30
Figura 11	– Modelo "paciente_0" com carregamento . . . . .	31
Figura 12	– Projeções 2D e pontos de controle . . . . .	33
Figura 13	– Fluxograma do algoritmo . . . . .	34
Figura 14	– Heurística de otimização . . . . .	37
Figura 15	– Resultados Paciente 0 . . . . .	41
Figura 16	– Resultados Paciente 01 . . . . .	41
Figura 17	– Resultados Paciente 02 . . . . .	42
Figura 18	– Resultados Paciente 03 . . . . .	42
Figura 19	– Resultados Paciente 04 . . . . .	43
Figura 20	– Resultados Paciente 05 . . . . .	43
Figura 21	– Resultados Paciente 06 . . . . .	44
Figura 22	– Resultados Paciente 07 . . . . .	44
Figura 23	– Resultados Paciente 08 . . . . .	45
Figura 24	– Resultados Paciente 09 . . . . .	45
Figura 25	– Resultados Retângulo . . . . .	46
Figura 26	– Resultados Elipse . . . . .	46
Figura 27	– Resultados Círculo . . . . .	47
Figura 28	– Gráfico de Volume Total Guias . . . . .	48
Figura 29	– Gráfico de Volume Total Geometrias . . . . .	49
Figura 30	– Gráfico de Volume Plastificado Guias . . . . .	49
Figura 31	– Gráfico de Volume Plastificado Geometrias . . . . .	50
Figura 32	– Gráfico de Percentual Plastificado Guias . . . . .	50
Figura 33	– Gráfico de Percentual Plastificado Geometrias . . . . .	51

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Propriedades mecânicas e elásticas do ABS adotadas na simulação. . .	30
Tabela 2 – Resultados de redução de volume e média de plastificação por paciente.	47
Tabela 3 – Resultados de redução de volume e média de plastificação geometria. .	47

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
API	<i>Application Programming Interface</i>
ASI	<i>Abaqus Scripting Interface</i>
CAD	<i>Computer-Aided Design</i>
CAE	<i>Computer-aided Engineering</i>
CSG	<i>Constructive Solid Geometry</i> (Geometria Construtiva de Sólidos)
DDQ	Displasia do Desenvolvimento do Quadril
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
ESO	<i>Evolutionary Structural Optimization</i>
FBP	<i>Filtered Back Projection</i> (Retroprojeção Filtrada)
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i> (Modelagem por Deposição Fundida)
MA	Manufatura Aditiva
MEF	Método dos Elementos Finitos
ODB	<i>Output Database</i>
OPA	Osteotomia Periacetabular
OT	Otimização Topológica
PSI	<i>Patient-Specific Instruments</i>
SLA	<i>Stereolithography</i> (Estereolitografia)
STL	<i>Standard Triangle Language</i>
TC	Tomografia Computadorizada

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\mathbf{b}$	Vetor de forças de corpo
$C_{el}$	Centroide do elemento finito tetraédrico
$d$	Distância Euclidiana
$\mathbf{D}^{el}$	Tensor de elasticidade de quarta ordem
$E$	Módulo de Elasticidade (Young)
$\{F\}$	Vetor de forças externas nodais
$[K$	$]Matriz\ de\ rigidez\ global$
$P_i$	Ponto de controle da geometria (nó da spline)
$R_p$	Razão percentual de volume plastificado
$\mathbf{S}$	Tensor de tensão desviador
$T$	Vetor de translação para normalização
$\{u\}$	Vetor de deslocamentos nodais incógnitos
$V_{plast}$	Volume de material em regime plástico
$V_{total}$	Volume total da guia cirúrgica
$\varepsilon^{el}$	Tensor de deformação elástica
$\nu$	Coefficiente de Poisson
$\sigma$	Tensor de tensões de Cauchy / Tensão mecânica
$\sigma_{escoamento}$	Tensão de escoamento do material
$\sigma_{vm}$	Tensão equivalente de Von Mises
$\sigma_{ref}$	Tensão de referência para o critério de otimização

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
1.1	DISPLASIA DO DESENVOLVIMENTO DO QUADRIL	14
1.2	MOTIVAÇÃO	14
<b>1.2.1</b>	Abordagem Biomimética e Otimização de Forma	16
1.3	OBJETIVO	17
<b>1.3.1</b>	Objetivo Geral	17
<b>1.3.2</b>	Objetivos Específicos	17
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO</b>	<b>18</b>
2.1	ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS NA ORTOPEdia	18
2.2	OTIMIZAÇÃO ESTRUTURAL	18
2.3	TRABALHOS RELACIONADOS: GUIAS PARA OPA	18
<b>2.3.1</b>	Diferencial da Proposta Atual	19
<b>3</b>	<b>CONSTRUÇÃO DA GUIA CIRÚRGICA</b>	<b>20</b>
3.1	TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	20
3.2	RECONSTRUÇÃO 3D: INVESALIUS	20
3.3	MODELAGEM E PLANEJAMENTO: MESHMIXER	21
3.4	MANUFATURA ADITIVA (IMPRESSÃO 3D)	24
<b>4</b>	<b>MODELAGEM BIOMECÂNICA E ESTRATÉGIA COMPUTACIONAL</b>	<b>27</b>
4.1	ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS COM ABAQUS CAE	27
<b>4.1.1</b>	Modelo Constitutivo Adotado	27
4.2	O DESAFIO DA MALHA ÓRFÃ (STL)	28
4.3	MODELO PROPOSTO: GEOMETRIA SIMPLIFICADA	28
<b>4.3.1</b>	Vantagens para Otimização	31
<b>5</b>	<b>DESENVOLVIMENTO DA ROTINA COMPUTACIONAL DE OTIMIZAÇÃO</b>	<b>32</b>
5.1	PREPARAÇÃO DAS GEOMETRIAS	32
5.2	PARAMETRIZAÇÃO E ESTRUTURA DE DADOS	34
5.3	AUTOMATIZAÇÃO DA MODELAGEM	35
<b>5.3.1</b>	Geração Geométrica e Normalização	35
<b>5.3.2</b>	Operações Booleanas e Seleção Robusta	35
5.4	MODELO NUMÉRICO E DISCRETIZAÇÃO	36
5.5	HEURÍSTICA DE OTIMIZAÇÃO	36
5.6	CRITÉRIOS DE PARADA E CONVERGÊNCIA	37
<b>5.6.1</b>	Critério 1: Estagnação Heurística (Convergência Geométrica)	37
<b>5.6.2</b>	Critério 2: Limite de Integridade Estrutural (Plastificação)	39
<b>5.6.3</b>	Persistência de Dados	39

<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> . . . . .	<b>40</b>
6.1	APLICAÇÃO DO ALGORITMO . . . . .	40
6.2	ANÁLISE DOS RESULTADOS . . . . .	40
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO</b> . . . . .	<b>52</b>
7.1	TRABALHOS FUTUROS . . . . .	53
	<b>REFERÊNCIAS</b> . . . . .	<b>54</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A engenharia biomecânica tem desempenhado um papel fundamental na evolução da ortopedia moderna, oferecendo ferramentas que aumentam a precisão cirúrgica e melhoram o prognóstico dos pacientes (1). Neste contexto, a aplicação de métodos computacionais para o planejamento e desenvolvimento de instrumentais cirúrgicos personalizados representa uma fronteira de inovação, unindo a análise estrutural à prática clínica (2). Este trabalho se insere nessa interseção, propondo uma metodologia de otimização para guias cirúrgicas utilizadas no tratamento de deformidades do quadril.

### 1.1 DISPLASIA DO DESENVOLVIMENTO DO QUADRIL

A Displasia do Desenvolvimento do Quadril (DDQ) em pacientes esqueleticamente maduros compreende um espectro de anormalidades na formação da articulação coxofemoral. Essa condição altera a biomecânica do quadril, concentrando tensões excessivas na cartilagem articular, o que frequentemente leva ao desenvolvimento precoce de osteoartrite se não tratada adequadamente (3).

Para pacientes onde os métodos conservadores não são mais eficazes, a intervenção cirúrgica torna-se mandatória. O tratamento padrão-ouro para a preservação da articulação nesses casos é a Osteotomia Periacetabular (OPA) bernesa, descrita originalmente por Ganz et al. (4).

O procedimento consiste em realizar cortes controlados (osteotomias) no ílio, ísquio e púbis, permitindo a reorientação tridimensional do acetábulo para cobrir adequadamente a cabeça femoral (5). Para facilitar a identificação dessas estruturas anatômicas citadas, a Figura 1 apresenta a divisão do osso do quadril em suas três regiões fundamentais.

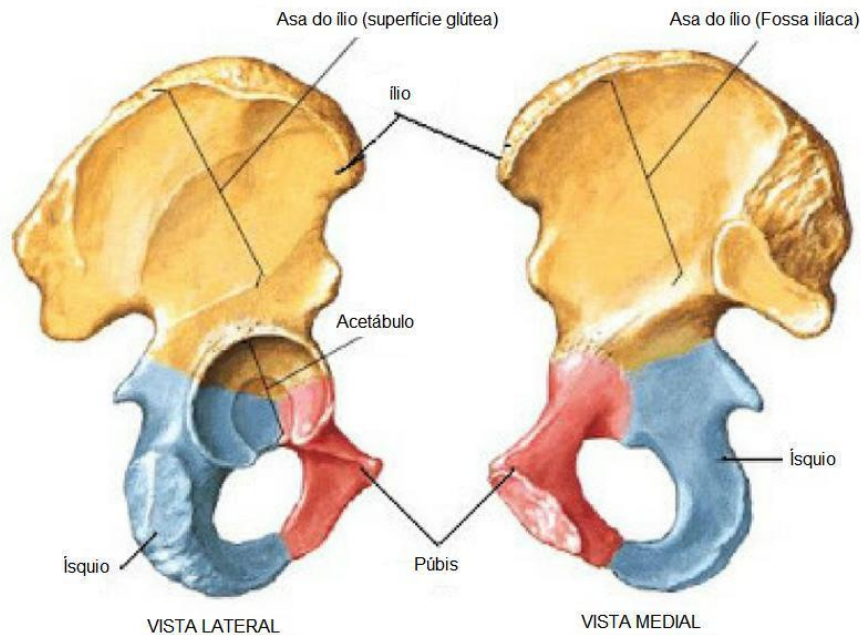
Um exemplo prático do procedimento de OPA, onde esses cortes são realizados, é ilustrado na Figura 2.

No entanto, a OPA é reconhecida por sua alta complexidade técnica e curva de aprendizado acentuada. Complicações severas, como fraturas intra-articulares e lesões vasculares, estão diretamente associadas à execução da técnica cirúrgica (8). É neste cenário de risco que a tecnologia de planejamento 3D se insere como uma ferramenta auxiliar vital.

### 1.2 MOTIVAÇÃO

A motivação para este trabalho fundamenta-se na eficácia do uso de guias cirúrgicas personalizadas (*Patient-Specific Instruments* - PSI) para aumentar a segurança da Osteotomia Periacetabular. Estudos recentes, como o relato de caso apresentado por Schröder e Souza et al. (9) e ilustrado na Figura 3, demonstram que o uso de guias prototipadas em

Figura 1 - Anatomia do osso do quadril: vista lateral e medial, destacando as regiões do ílio (amarelo), ísquio (azul) e púbis (vermelho).



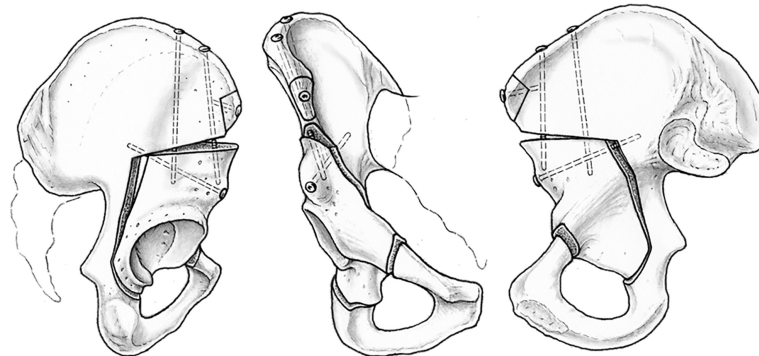
Fonte: Adaptado de Moore, Dalley e Agur (6).

plástico de Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) estéril oferece boa acurácia, segurança e baixo custo de produção.

Neste caso, a metodologia de confecção da guia envolveu o uso de *softwares* de CAD para gerar a geometria através da extrusão de uma superfície em uma direção constante, resultando em uma peça com espessura uniforme de 10 mm (9). Embora eficazes para orientar o osteótomo (formão), guias com volume excessivo demandam incisões maiores e maior descolamento de tecidos moles (músculos), aumentando a invasividade da cirurgia e o tempo de recuperação do paciente.

Existe, portanto, uma lacuna para a otimização estrutural desses dispositivos. Diferente da abordagem puramente geométrica utilizada por Schröder e Souza et al. (9) e outros autores focados na manufatura, como Wang et al. (10), este trabalho propõe utilizar a Análise via Método dos Elementos Finitos (MEF) não apenas para validação, mas como ferramenta ativa de design para reduzir o volume da guia. O objetivo é criar um dispositivo que mantenha a rigidez necessária para suportar a instrumentação cirúrgica, porém com o mínimo de material possível.

Figura 1 - Exemplo do procedimento de Osteotomia Periacetabular Bernesa (OPA).



Fonte: Ganz e Leunig (7).

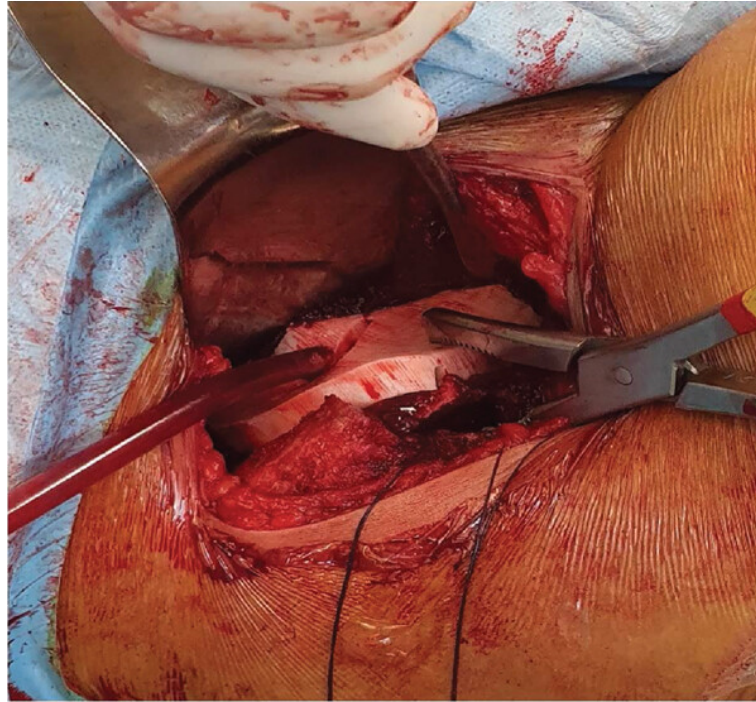
### 1.2.1 Abordagem Biomimética e Otimização de Forma

A busca por componentes mecânicos que conciliem redução de massa e desempenho estrutural deixou de ser baseada apenas na intuição do projetista para se tornar um processo matemático iterativo. Embora existam métodos tradicionais de Otimização Topológica que buscam a distribuição ideal de material dentro de um domínio (11), este trabalho adota uma abordagem heurística inspirada em processos biológicos.

A lógica proposta traça um paralelo direto com a Lei de Wolff (12) na biomecânica. Segundo essa lei, o tecido ósseo é um material dinâmico que se remodela em resposta às cargas mecânicas: o osso é depositado onde as tensões são altas e reabsorvido onde as tensões são baixas, otimizando sua arquitetura para as demandas funcionais (13).

Apropriando-se desse conceito, o presente trabalho desenvolve um algoritmo automatizado de Otimização de Forma. Inspirada nos métodos evolucionários (ESO - *Evolutionary Structural Optimization*) propostos originalmente por Xie e Steven (14), a rotina computacional desenvolvida em Python utiliza os níveis de tensão de Von Mises calculados pelo Abaqus para identificar regiões de material ineficiente. Diferente do ESO clássico que remove elementos da malha, o algoritmo proposto reposiciona dinamicamente os pontos de controle da geometria (nós), "contraíndo" as fronteiras da peça em regiões subsolicitadas. Esse processo mimetiza digitalmente a reabsorção óssea, resultando em guias cirúrgicas anatomicamente adaptadas e estruturalmente eficientes.

Figura 3 - Procedimento de OPA utilizando guia confeccionada em ABS.



Fonte: Schröder e Souza et al. (9).

### 1.3 OBJETIVO

#### 1.3.1 Objetivo Geral

Desenvolver uma rotina computacional automatizada no *software* Abaqus capaz de otimizar a topologia de guias cirúrgicas para OPA, utilizando como referência a técnica de guias em ABS descrita na literatura recente (9), visando a redução de volume sem comprometer a resistência mecânica.

#### 1.3.2 Objetivos Específicos

- Reproduzir digitalmente uma geometria simplificada de guia cirúrgico baseada nos parâmetros de *design* (espessura e encaixe) utilizados em casos reais de OPA (9);
- Desenvolver um código em linguagem Python integrado ao Abaqus para automatizar o pré-processamento e a análise de tensões de Von Mises;
- Implementar um algoritmo de otimização que remova material de regiões com baixas tensões, gerando uma geometria final mais leve e funcional.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Este capítulo apresenta os conceitos fundamentais que norteiam este trabalho, abordando a aplicação de métodos numéricos na bioengenharia e revisando a literatura no desenvolvimento de guias cirúrgicas para osteotomias pélvicas.

### 2.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS NA ORTOPEDIA

O Método dos Elementos Finitos (MEF) consolidou-se como uma ferramenta indispensável na biomecânica ortopédica, permitindo avaliar o comportamento estrutural de ossos e implantes sem a necessidade de testes invasivos ou destrutivos iniciais. Segundo Helgason et al. (15), a capacidade de converter dados de tomografia computadorizada em malhas com propriedades de material heterogêneas revolucionou a fidelidade dessas simulações.

No contexto de dispositivos cirúrgicos, a análise estrutural visa garantir que o instrumental suporte as cargas intraoperatórias, como o impacto de martelos e formões, sem sofrer deformações plásticas que comprometam a precisão do corte ósseo.

### 2.2 OTIMIZAÇÃO ESTRUTURAL

A busca pela eficiência no design de componentes médicos frequentemente recorre a técnicas de Otimização Estrutural. Tradicionalmente, a Otimização Topológica (OT) busca a melhor distribuição de material dentro de um domínio fixo (16). No entanto, em geometrias complexas derivadas de anatomia paciente-específica, abordagens de otimização de forma, que ajustam as fronteiras do objeto baseando-se em níveis de tensão, têm se mostrado uma alternativa robusta para refinamento de *designs* iniciais (17, 18), mimetizando processos biológicos de adaptação de carga (Lei de Wolff).

### 2.3 TRABALHOS RELACIONADOS: GUIAS PARA OPA

A utilização de prototipagem rápida para auxiliar a Osteotomia Periacetabular (OPA) tem sido explorada por diversos grupos de pesquisa, embora com enfoques distintos do proposto neste trabalho.

Otsuki et al. (19) desenvolveram guias de corte personalizadas feitas de titânio para osteotomias rotacionais esféricas. Embora tenham obtido sucesso na precisão cirúrgica em sete pacientes, o uso de titânio eleva significativamente o custo e a complexidade de fabricação se comparado aos polímeros utilizados na impressão 3D convencional. Diferentemente da abordagem de Otsuki, este trabalho foca no uso de polímero ABS, um material de baixo custo e acessível em impressoras FDM hospitalares.

Zhou et al. (20) realizaram um estudo em cadáveres utilizando guias de corte impressas em 3D baseadas em planejamento digital. O estudo comprovou a segurança da técnica, não havendo violação da cartilagem articular ou fraturas indesejadas. Contudo, o foco dos autores limitou-se à acurácia geométrica (navegação), sem uma preocupação explícita com a otimização do volume ou massa da guia, resultando em dispositivos funcionalmente eficazes, mas potencialmente volumosos.

Mais recentemente, Wang et al. (10) apresentaram a primeira série clínica de 20 pacientes submetidos à OPA com guias de corte e rotação personalizadas. Os autores reportaram redução no tempo cirúrgico e na exposição à radiação, com excelente correção dos ângulos radiográficos.

### **2.3.1 Diferencial da Proposta Atual**

Embora os trabalhos de Zhou et al. (20) e Wang et al. (10) validem o uso clínico de guias impressas, a metodologia de design empregada por esses autores baseia-se majoritariamente em operações booleanas manuais de CAD, resultando em peças com espessura constante e volume não otimizado.

O presente trabalho propõe-se a introduzir uma etapa de análise e otimização estrutural automatizada, iniciada por (21). Enquanto a literatura vigente foca na viabilidade cirúrgica (acurácia), esta pesquisa foca na eficiência mecânica e volumétrica. A proposta de reduzir o volume da guia por meio de simulação por elementos finitos visa mitigar um dos problemas citados indiretamente na literatura: a invasividade necessária para acomodar guias grandes. Ao garantir matematicamente que a guia suporta os esforços cirúrgicos com o mínimo de material possível, avança-se no sentido de tornar a cirurgia menos agressiva aos tecidos moles.

### 3 CONSTRUÇÃO DA GUIA CIRÚRGICA

Neste capítulo, é descrito o fluxo de trabalho completo para a confecção das guias cirúrgicas personalizadas utilizadas na Osteotomia Periacetabular (OPA). O processo engloba desde a aquisição da imagem médica até a manufatura aditiva do dispositivo final.

#### 3.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

O desenvolvimento da Tomografia Computadorizada (TC) representou um marco revolucionário no diagnóstico por imagem. A tecnologia foi concebida independentemente por Godfrey Hounsfield e Allan Cormack no início da década de 1970 (22). O primeiro *scanner* comercial foi introduzido em 1971, permitindo pela primeira vez a visualização não invasiva de tecidos moles com alta resolução. É amplamente utilizada para oncologia, traumatologia e planejamento cirúrgico, devido à sua capacidade de detalhar estruturas ósseas e tecidos moles simultaneamente (23).

O funcionamento da TC baseia-se na emissão de feixes de raios-X que atravessam o corpo em diferentes ângulos. Conforme detalhado por Bushberg et al. (23), o sistema é composto por um tubo de raios-X e detectores opostos montados em um arco rotativo (*gantry*).

O processo ocorre em etapas:

1. **Aquisição:** Os detectores medem a atenuação da radiação, gerando dados brutos conhecidos como sinograma (24).
2. **Processamento:** Computadores aplicam algoritmos matemáticos, como a Retro-projeção Filtrada (FBP), para reconstruir a imagem a partir das projeções (25).
3. **Exibição:** A imagem é gerada em pixels baseados na Escala Hounsfield.

No contexto deste trabalho, o exame de TC possibilita a criação de um modelo tridimensional fidedigno da pelve do paciente. Esse modelo virtual é a base para o planejamento cirúrgico e para o design das guias que orientarão os formões durante os cortes no acetábulo (9).

#### 3.2 RECONSTRUÇÃO 3D: INVESALIUS

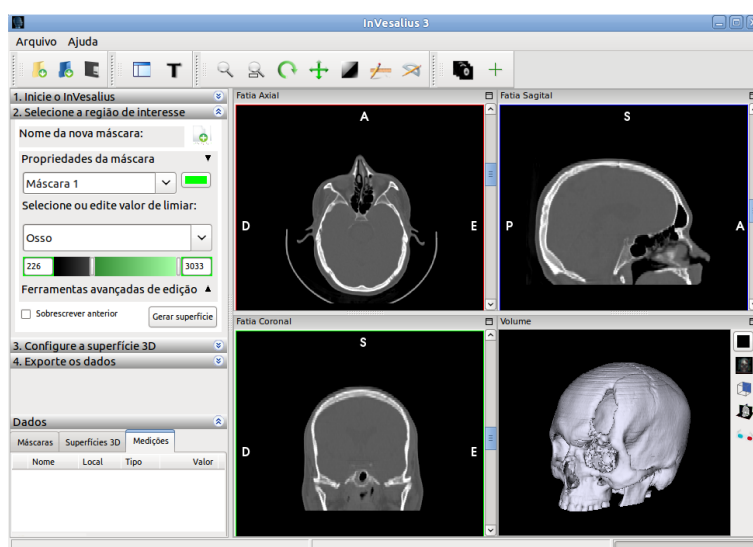
Os exames de TC geram arquivos de imagem no padrão DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*). Uma imagem DICOM, além dos voxels, contém metainformações, como nome do paciente, informações do equipamento e posição da imagem em relação ao espaço (26). De acordo com esse padrão, cada imagem de TC

representa um "corte" do corpo. A reconstrução 3D é feita por meio do empilhamento desses "cortes", interpolando o espaço entre eles para formar um volume.

No estudo desenvolvido por Schröder e Souza et al. (9), foi utilizado o InVesalius, um *software* nacional livre desenvolvido por Amorim et al. (27), para a reconstrução 3D da região do quadril dos pacientes submetidos a OPA.

Inicialmente, seleciona-se os arquivos de imagem (no formato DICOM) que são convertidos em uma matriz tridimensional. Após a abertura das imagens, é possível visualizar o exame percorrendo suas fatias nas orientações axial, coronal, sagital e também na sua reconstrução tridimensional, como pode ser visto na Figura 4.

Figura 4 - Visualização da interface do InVesalius durante a segmentação.



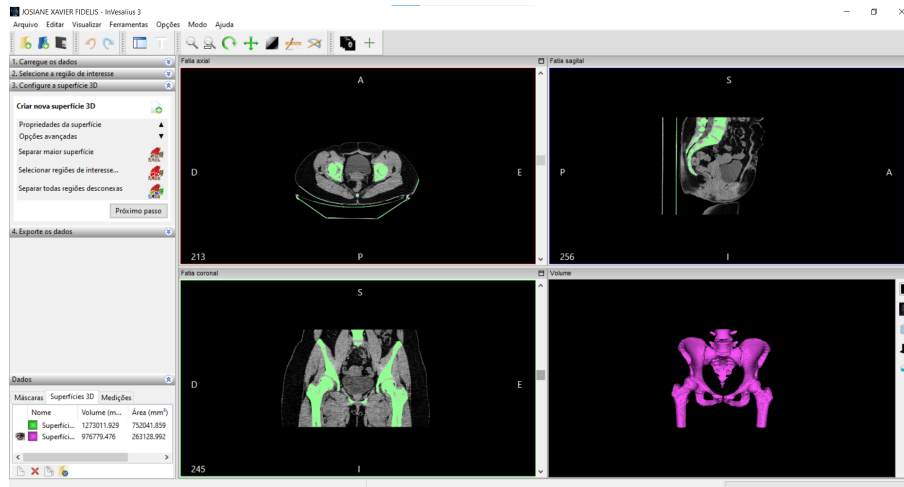
Fonte: Amorim et al. (27).

Utilizando o recurso de segmentação de imagem através da técnica *threshold* (28), há predefinições no *software* para certas estruturas da anatomia humana cujos valores de voxels já são conhecidos, como para a estrutura óssea nesse caso. Após a segmentação, a reconstrução da superfície 3D é realizada através do algoritmo *Marching Cubes* (29), que gera uma malha poligonal triangular representando a isossuperfície óssea. O modelo resultante é então exportado no formato STL (*Standard Triangle Language*). Essa etapa é ilustrada pela Figura 5.

### 3.3 MODELAGEM E PLANEJAMENTO: MESHMIXER

O Meshmixer foi desenvolvido inicialmente por Ryan Schmidt na Universidade de Toronto como uma ferramenta de pesquisa para composição de superfícies 3D (30).

Figura 5 - Exemplo de segmentação óssea da região do quadril.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

Adquirido posteriormente pela Autodesk, o *software* estabeleceu-se como uma solução padrão para a manipulação de malhas triangulares, servindo como uma etapa intermediária crucial entre a aquisição de imagens médicas e a simulação computacional.

Ao contrário da modelagem paramétrica (CAD), o Meshmixer opera sobre geometria discreta (malhas poligonais). O *software* oferece algoritmos robustos para a correção de topologia, permitindo reparar malhas e fechar superfícies abertas.

Uma funcionalidade crítica para a engenharia é a remalhagem (*remeshing*). Segundo Gibson et al. (31), a qualidade dos triângulos (*aspect ratio*) influencia diretamente a convergência em análises de elementos finitos. O Meshmixer permite:

- **Regularização:** Tornar os triângulos uniformes em tamanho e forma.
- **Redução Adaptativa:** Diminuir o número de polígonos em áreas planas preservando detalhes em zonas de alta curvatura.
- **Suavização:** Remoção de ruídos ("escada") típicos da conversão de voxels (TC) para malhas (32).

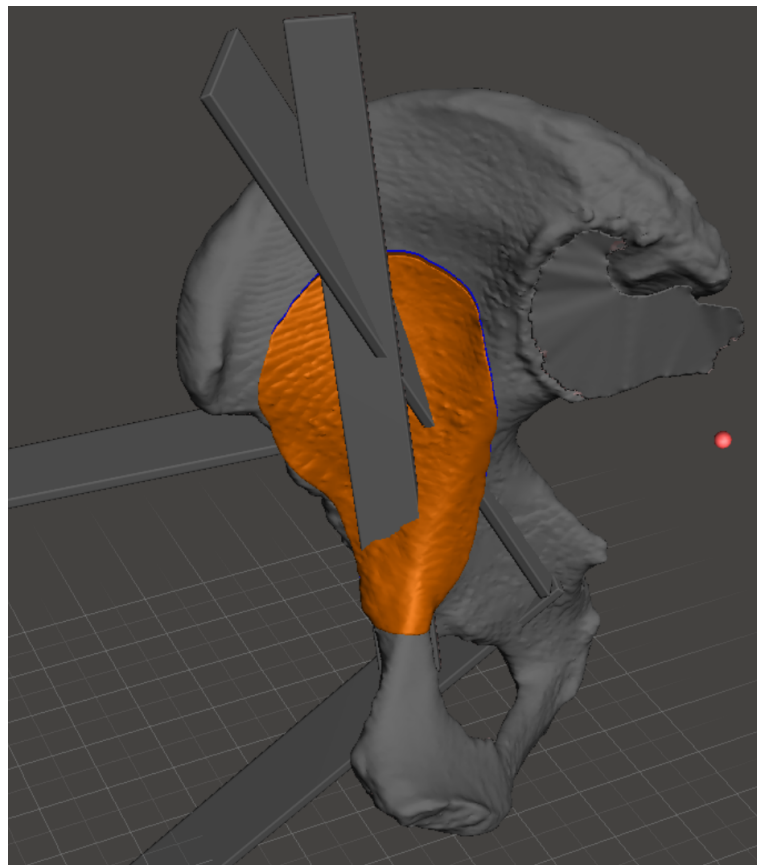
Na bioengenharia, a ferramenta é amplamente utilizada para limpar modelos anatômicos extraídos de tomografias, preparando-os para manufatura aditiva ou análise estrutural (32). Sua capacidade de operações booleanas complexas também facilita o *design* de implantes personalizados.

Para a confecção da guia, após a importação do arquivo STL gerado no InVesalius, realiza-se a limpeza da malha, removendo artefatos flutuantes e estruturas ósseas

desnecessárias (como o fêmur e a coluna lombar), isolando apenas a hemipelvis (pelve) de interesse.

A confecção da guia segue a técnica de subtração booleana. Primeiramente, como mostra a Figura 6, o cirurgião ortopedista posiciona virtualmente prismas retangulares que representam os formões nas posições exatas onde os cortes ósseos devem ser realizados, conforme a técnica de Ganz et al. (4).

Figura 6 - Planejamento virtual da OPA no MeshMixer para confecção da guia.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

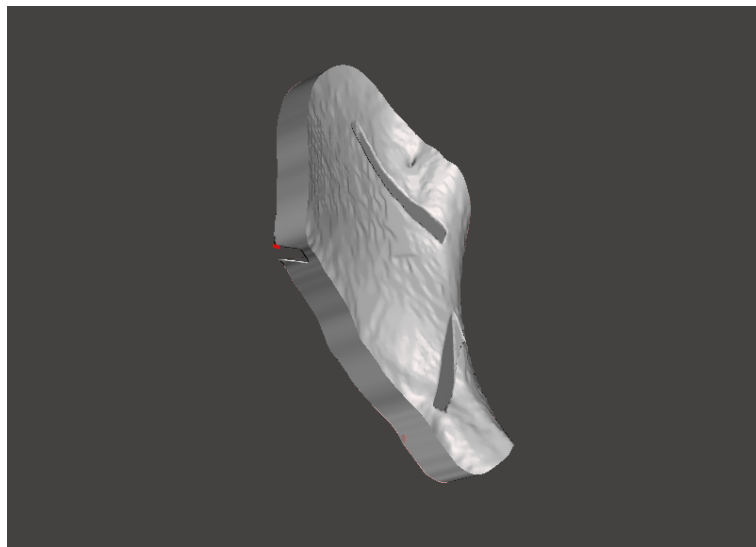
Uma vez definido o planejamento:

1. Seleciona-se a superfície interna da pelve ao redor dos pontos de entrada dos cortes.
2. Essa superfície é duplicada e extrudada em uma direção constante para criar um volume sólido, geralmente com 10 mm de espessura, que se adapta perfeitamente à anatomia do paciente (9).
3. Realiza-se uma Operação Booleana de Diferença: subtrai-se o volume dos "formões virtuais" do volume da guia criada. Isso cria as fendas precisas por onde o cirurgião

introduzirá o instrumento real.

O resultado é uma guia personalizada que possui o negativo da anatomia óssea em uma face (garantindo encaixe único e estável) e as fendas direcionais para os cortes cirúrgicos, ilustrados na Figura 7.

Figura 7 - Modelo virtual da guia confeccionada no MeshMixer.



Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

### 3.4 MANUFATURA ADITIVA (IMPRESSÃO 3D)

A Manufatura Aditiva (MA), popularmente conhecida como Impressão 3D, refere-se a um conjunto de tecnologias que constroem objetos tridimensionais adicionando material camada por camada, a partir de um modelo digital. O conceito foi pioneiro em 1984 por Charles Hull, inventor da Estereolitografia (SLA) e criador do formato de arquivo STL, que se tornou o padrão universal para transferência de geometria facetada (33).

A terminologia e os princípios fundamentais da área são atualmente regidos pela norma internacional ISO/ASTM 52900 (34), que classifica os processos com base na forma como o material é depositado ou fundido.

O fluxo de trabalho inicia-se com o processamento do arquivo STL em um *software* de fatiamento (*slicer*), como o PrusaSlicer (35). Segundo Gibson et al. (31), este *software* converte a geometria da malha em uma série de instruções de máquina (G-Code), definindo o percurso da ferramenta.

A etapa final da construção da guia consiste na materialização do modelo virtual através da impressão 3D. Devido ao baixo custo, acessibilidade e facilidade de operação, a

tecnologia empregada é a Modelagem por Deposição Fundida (FDM - *Fused Deposition Modeling*). Conforme descrito por Gibson et al. (31), o processo utiliza um filamento contínuo que é tracionado até uma câmara de aquecimento (bico extrusor), onde é levado a um estado semilíquido. O cabeçote move-se no plano XY, depositando o material fundido sobre uma plataforma de construção seguindo a geometria da seção transversal da peça. Após a deposição, o material resfria e solidifica rapidamente, aderindo à camada anterior, enquanto a plataforma desce no eixo Z para permitir a construção da próxima camada.

As guias são manufaturadas utilizando filamento ABS em impressoras 3D comerciais, como a GtMax Core A1 utilizada em Schröder e Souza et al. (9). A escolha do filamento justifica-se por suas propriedades mecânicas, como alta resistência ao impacto e rigidez, essenciais para suportar o atrito dos instrumentos cirúrgicos sem deformação (36). Um exemplo da guia impressa por ABS pode ser visto na Figura 8.

Figura 8 - Guia cirúrgica impressa em filamento ABS.



Fonte: Schröder e Souza et al. (9).

Para aplicações médicas, utiliza-se ABS puro e incolor para minimizar riscos de toxicidade ou reações alérgicas a pigmentos. O material demonstrou ser biocompatível para contato transitório com tecido ósseo e sanguíneo durante o procedimento (9).

Os arquivos STL das guias são preparados no *software* fatiador, onde são definidos parâmetros como altura de camada, preenchimento e suportes. Após a impressão, as peças passam por acabamento manual para remoção de suportes e verificação do encaixe dos formões nas fendas.

A esterilização é uma etapa crítica. Como o ABS possui uma temperatura de transição vítrea relativamente baixa, ele não suporta a esterilização por autoclave (calor úmido). Portanto, as guias são esterilizadas utilizando Óxido de Etileno, um método

químico de baixa temperatura amplamente validado para polímeros sensíveis ao calor, garantindo a assepsia sem comprometer a integridade dimensional da peça (9).

## 4 MODELAGEM BIOMECÂNICA E ESTRATÉGIA COMPUTACIONAL

Este capítulo detalha as ferramentas computacionais e a estratégia de modelagem adotada. Parte-se da fundamentação do Método dos Elementos Finitos, discute-se as limitações encontradas em abordagens anteriores com malhas STL e justifica-se a adoção do modelo simplificado utilizado neste trabalho.

### 4.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS COM ABAQUS CAE

O Abaqus foi originalmente desenvolvido em 1978 e consolidou-se como uma ferramenta robusta para análise numérica. O software baseia-se no Método dos Elementos Finitos (MEF) para resolver as equações diferenciais parciais que regem o comportamento físico dos materiais.

No contexto deste trabalho, a análise realizada é do tipo estática linear e não-linear (devido à plasticidade e contato). O *solver* Abaqus/Standard resolve a equação de equilíbrio estático, que em sua forma diferencial para um corpo sólido em um domínio  $\Omega$ , é descrita por Bathe (37) como:

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \mathbf{b} = 0 \quad (4.1)$$

Onde  $\boldsymbol{\sigma}$  é o tensor de tensões de Cauchy e  $\mathbf{b}$  representa as forças de corpo. No método dos elementos finitos, esta equação é discretizada e resolvida na forma matricial global (37):

$$[K]\{u\} = \{F\} \quad (4.2)$$

Onde  $[K]$  é a matriz de rigidez global (dependente da geometria e das propriedades do material),  $\{u\}$  é o vetor de deslocamentos nodais incógnitos e  $\{F\}$  é o vetor de forças externas aplicadas.

#### 4.1.1 Modelo Constitutivo Adotado

Para representar o comportamento mecânico do ABS, adotou-se um modelo constitutivo Elastoplástico Isotrópico, conforme documentado no manual do software (38). A correlação entre tensão e deformação ocorre em duas etapas distintas:

- **Regime Elástico Linear:** Segue a Lei de Hooke generalizada para materiais isotrópicos, onde a relação tensão-deformação é governada pelo Módulo de Young ( $E$ ) e o Coeficiente de Poisson ( $\nu$ ):

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{D}^{el} : \boldsymbol{\varepsilon}^{el} \quad (4.3)$$

Onde  $\mathbf{D}^{el}$  é o tensor de elasticidade de quarta ordem.

- **Regime Plástico:** Para representar o início do escoamento e o comportamento pós-elástico, utilizou-se o critério de cedência de von Mises, amplamente utilizado para polímeros dúcteis e metais. A superfície de escoamento é definida quando a tensão equivalente de von Mises ( $\sigma_{vm}$ ) atinge a tensão de escoamento do material ( $\sigma_y$ ) (38):

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{3}{2} \mathbf{S} : \mathbf{S}} \geq \sigma_y \quad (4.4)$$

Onde  $\mathbf{S}$  é o tensor de tensão desviador. No Abaqus, o comportamento plástico foi modelado considerando encruamento isotrópico perfeito ou tabular conforme os dados de entrada definidos na Tabela 1.

## 4.2 O DESAFIO DA MALHA ÓRFÃ (STL)

Em estudos preliminares conduzidos por Rodrigues e Bastos (39), buscou-se realizar a otimização estrutural aplicando um código em Python diretamente sobre a malha STL original da guia cirúrgica, obtida após o planejamento realizado no MeshMixer.

A malha STL é caracterizada como uma "malha órfã" (*orphan mesh*), ou seja, uma coleção de nós e elementos triangulares de superfície sem uma geometria paramétrica subjacente (como curvas ou sólidos CAD). A simulação direta sobre este tipo de malha apresentou desafios significativos para a automação do processo de otimização:

1. **Erros de Continuidade:** A remoção direta de elementos baseada em critérios de tensão gerava "buracos" e descontinuidades na malha que o solver do Abaqus não conseguia processar na iteração seguinte (39).
2. **Necessidade de Intervenção Manual:** Conforme relatado em Rodrigues e Bastos (39), após cada ciclo de remoção de material, o modelo precisava ser exportado novamente para reparo, suavização e fechamento de malha no MeshMixer, tornando o processo inviável para uma rotina de otimização iterativa automática. Um exemplo disso pode ser visto na Figura 9.

Essas limitações motivaram a busca por uma abordagem geométrica que permitisse a parametrização e a modificação automática da forma sem quebra de topologia.

## 4.3 MODELO PROPOSTO: GEOMETRIA SIMPLIFICADA

Visando superar as limitações da malha órfã, este trabalho adota a estratégia desenvolvida e validada em Rodrigues et al. (21), que propõe o uso de uma geometria parametrizada simplificada.

Figura 9 - Modelo da guia orgânica em STL que passou pelo processo de correção de malha no MeshMixer.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

O modelo simplificado atua como um "meta-modelo" ou prova de conceito. Ele abstrai a complexidade anatômica da superfície pélvica, mantendo, contudo, as características funcionais críticas da guia: a espessura, o volume aproximado e a posição das fendas para os formões.

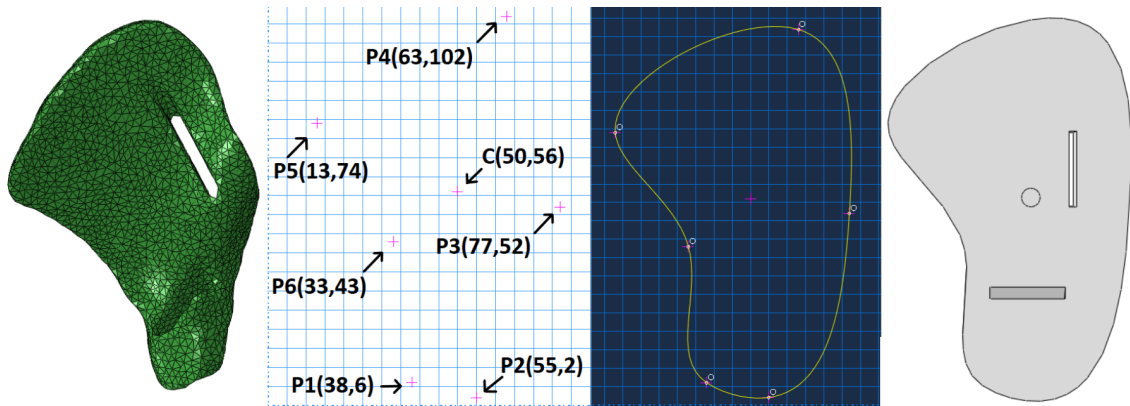
A construção do modelo, ilustrado na Figura ??, segue o script descrito em Rodrigues et al. (21):

1. **Definição do Perfil:** A partir da maior projeção 2D da guia anatômica original, são definidos pontos de controle (P1 a P6) que delimitam o contorno da peça.
2. **Geração da Forma:** Uma curva *Spline* conecta estes pontos, criando uma superfície fechada e suave.
3. **Extrusão e Corte:** A superfície é extrudada (geralmente 10 mm, conforme descrito em Schröder e Souza et al. (9)), gerando um sólido 3D. Em seguida, prismas representando os formões são subtraídos do volume através de operações booleanas, criando três fendas.

Este modelo foi denominado "paciente\_0" e utilizado como referência para a construção do algoritmo descrito no próximo capítulo.

As propriedades do material ABS foram definidas com base em dados de caracterização de grades comerciais de média resistência (40) e na literatura específica de componentes fabricados via manufatura aditiva (41), que apresentam rigidez inferior ao material injetado. Dessa forma, adotou-se o módulo de elasticidade de 1850,5 MPa e tensão de escoamento de 43 MPa. O coeficiente de Poisson de 0,37 foi selecionado por

Figura 10 - Processo de criação do modelo proposto, passando pela projeção 2D da guia orgânica até a geometria simplificada.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

ser consistente com a faixa típica para polímeros termoplásticos vítreos (0,35 a 0,40), conforme descrito por McCrum et al. (42), representando uma abordagem conservadora para a análise estrutural. Estes valores são ilustrados na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas e elásticas do ABS adotadas na simulação.

Propriedade	Símbolo	Valor Adotado	Unidade
Módulo de Elasticidade	$E$	1850,5	MPa
Coefficiente de Poisson	$\nu$	0,37	-
Tensão de Escoamento	$\sigma_{esc}$	43	MPa

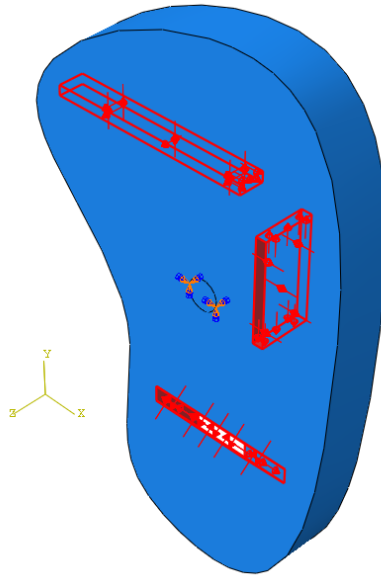
Fonte: Elaborado autor (2025), adaptado de Versalis S.p.A (40), Tymrak et al. (41) e McCrum et al. (42).

Além disso, partindo do centróide foi desenhado um círculo de diâmetro 3.5mm de modo a simular o parafuso utilizado na OPA (43), com a condição de contorno de engaste.

No decorrer do procedimento da OPA, o cirurgião ortopedista martela o formão contra o osso para que ele seja fraturado. Essa martelada imposta é, na maioria das vezes, excêntrica e, conseqüentemente, gera torque na base da guia, podendo levar à sua falha/ruptura. No estudo realizado por Marques et al. (44), em testes de convergência onde a simulação da martelada era excêntrica, foi observado que o maior valor de tensão transmitido à guia, antes do processo de otimização, era em torno de 13MPa em uma determinada região.

Dessa forma, buscando criar um cenário hipoteticamente crítico, aplicou-se a carga de 13MPa ao redor de todas as três fendas simultaneamente. Este modelo pode ser observado na Figura 11.

Figura 11 - Modelo "paciente\_0" com as condições de contorno de engaste e carregamento de pressão aplicado nas fendas.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

#### 4.3.1 Vantagens para Otimização

A principal vantagem desta abordagem é a robustez paramétrica. Ao contrário da remoção de elementos (que danifica a malha), a otimização neste modelo ocorre através da movimentação das coordenadas dos Pontos de Controle ( $P_n$ ) em direção ao centróide da peça (21).

Isso permite que o algoritmo em Python altere a forma da guia iterativamente, reduzindo seu volume, sem nunca gerar uma malha inválida ou aberta. O Abaqus consegue "remalhar" (*remesh*) a nova geometria automaticamente a cada ciclo, permitindo um fluxo de trabalho 100% automatizado e livre de intervenção manual.

## 5 DESENVOLVIMENTO DA ROTINA COMPUTACIONAL DE OTIMIZAÇÃO

O desenvolvimento central deste trabalho consiste na elaboração de uma rotina computacional autônoma, capaz de integrar a modelagem geométrica, a análise estrutural e a tomada de decisão de projeto em um ciclo contínuo. O algoritmo foi implementado na linguagem Python, utilizando a Interface de Scripting do Abaqus (ASI), que permite o acesso direto e a manipulação do *kernel* do *software* Abaqus/CAE.

A arquitetura do código foi projetada para operar segundo uma heurística de Otimização de Forma. Diferente da otimização paramétrica convencional, que altera apenas dimensões fixas (como raio ou comprimento), este algoritmo possui liberdade para alterar a topologia da fronteira do componente, movendo seus pontos de controle para mimetizar o comportamento de adaptação biológica, removendo material de regiões energeticamente ineficientes (baixa tensão).

A seguir, detalha-se a preparação das geometrias, estrutura de dados, o ciclo de processamento e os critérios de convergência adotados. A seguir, detalha-se a preparação das geometrias, estrutura de dados, o ciclo de processamento e os critérios de convergência adotados. Todo o código fonte desenvolvido neste trabalho, incluindo a rotina de otimização e scripts auxiliares, encontra-se disponível em repositório público hospedado no GitHub<sup>1</sup>.

### 5.1 PREPARAÇÃO DAS GEOMETRIAS

Para avaliar a eficácia do método proposto em cenários realistas, foram utilizadas geometrias baseadas no planejamento cirúrgico de nove pacientes reais submetidos à OPA, cujos dados anonimizados foram cedidos pelo Dr. Bruno Gonçalves Schröder e Souza.

O processo de digitalização e parametrização seguiu um fluxo de trabalho específico para garantir a fidelidade dimensional:

1. **Captura da Geometria:** A projeção 2D de cada guia foi obtida através de capturas de tela da vista frontal dos modelos 3D originais, buscando construir um modelo simplificado sobre a maior projeção da guia anatômica original.
2. **Escalonamento:** Para garantir que as imagens estivessem em escala real (1:1), utilizou-se o *software PrusaSlicer*. A ferramenta de medição deste *software* permitiu aferir a distância exata entre os vértices mais distantes de cada modelo STL original.
3. **Definição dos Pontos de Controle:** As imagens e as medidas de referência foram importadas para o *software SketchUp* (45). A imagem foi referenciada na origem do

<sup>1</sup> Disponível em: <<https://github.com/Ewerson-rod20/otimizacao-guias-cirurgicas>>. Acesso em: jan. 2026.

sistema de coordenadas (0,0,0). Diferentemente do "paciente\_0", que possuía um número inferior de pontos (6), nos outros casos a quantidade de pontos de controle foi variável e definida arbitrariamente para garantir que a *spline* gerada pelo Abaqus contornasse a silhueta da guia com a máxima fidelidade possível. A Figura 12 ilustra as projeções 2D e a distribuição dos pontos para cada caso.

Figura 12 - Projeções 2D e distribuição dos pontos de controle para as guias dos pacientes.



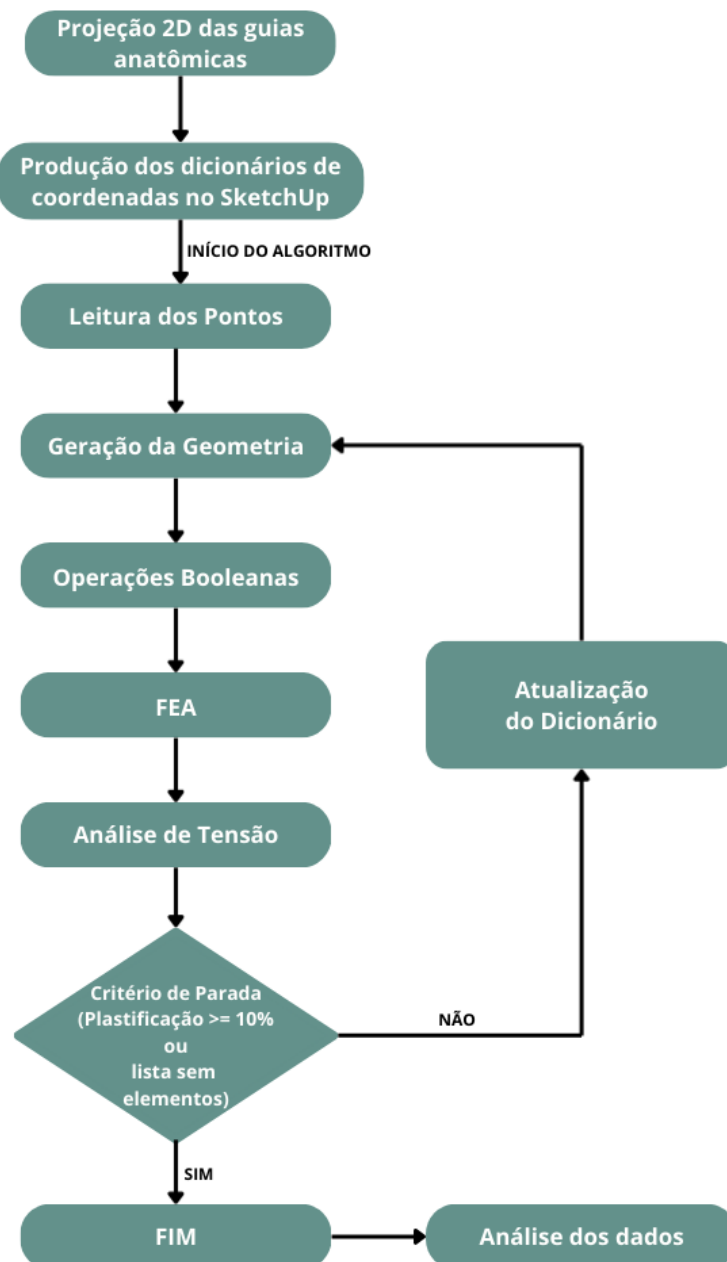
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Uma etapa crucial no pré-processamento foi a normalização espacial das coordenadas. Como os pontos definidos no *SketchUp* possuíam origens arbitrárias, e o *script* de otimização no Abaqus foi parametrizado com base no arquivo do "paciente\_0", onde os prismas booleanos (cortes dos formões) ocupam uma posição fixa, fez-se necessária uma estratégia de alinhamento. Como as demais guias não possuíam o planejamento cirúrgico finalizado, optou-se por manter a posição das fendas inalterada para todas as geometrias. Para isso, aplicou-se um algoritmo auxiliar desenvolvido em ambiente *Google Colab* (disponível no repositório do projeto), que realiza a translação dos dicionários de pontos a partir de seus centroides. O código calcula o centro geométrico de cada nuvem de pontos e aplica um vetor de translação para coincidi-lo com a coordenada de trabalho (50, 56, 0). Esse procedimento assegura que todas as peças sejam geradas centralizadas no espaço de trabalho do Abaqus, garantindo a interseção correta com os prismas booleanos fixos.

## 5.2 PARAMETRIZAÇÃO E ESTRUTURA DE DADOS

O algoritmo opera em um laço de repetição (*loop*) condicional, onde a geometria do componente é atualizada a cada iteração com base nos resultados da análise de tensões do passo anterior. O fluxo de execução pode ser dividido em três etapas macro: (1) Pré-processamento e Modelagem, (2) Solução Numérica e (3) Análise Heurística e Atualização Geométrica. A Figura 13 ilustra o fluxograma do código desenvolvido.

Figura 13 - Fluxograma do algoritmo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Para viabilizar a manipulação matemática da forma, cada perfil anatômico foi convertido em um conjunto ordenado de pontos de controle  $P_i(x, y, z)$ . No armazenamento e manipulação desses dados, optou-se pela utilização da estrutura `OrderedDict` (Dicionário Ordenado) da biblioteca nativa `collections` do Python. A escolha por esta estrutura, em detrimento de listas simples ou dicionários comuns (*hash maps*), justifica-se por dois motivos técnicos:

1. **Indexação Nominal:** Permite acessar pontos específicos por identificadores únicos (ex: ‘p1’, ‘p2’), facilitando a depuração do código.
2. **Preservação Topológica:** Garante que a sequência de conexão dos pontos durante a geração das *Splines* seja imutável. Isso é crítico para evitar o cruzamento de linhas (*self-intersection*) no esboço 2D, o que invalidaria a geração do sólido 3D.

Além dos pontos de controle, o algoritmo recebe como parâmetros de entrada as propriedades constitutivas do material (modelo elastoplástico), as dimensões das ferramentas de corte (formões) e os vetores de posição para a normalização espacial da peça.

### 5.3 AUTOMATIZAÇÃO DA MODELAGEM

A etapa de pré-processamento é totalmente automatizada e reconstruída a cada iteração do laço de otimização. Esta abordagem, embora computacionalmente mais custosa do que apenas alterar os nós da malha, garante que a geometria permaneça matematicamente consistente e livre de distorções excessivas na malha.

#### 5.3.1 Geração Geométrica e Normalização

A função `criar_perfil` utiliza os pontos do dicionário para gerar um esboço fechado (*sketch*), que é posteriormente extrudado para formar o sólido base.

Um desafio significativo neste processo é o posicionamento relativo. Como cada paciente possui uma anatomia distinta, o centroide da peça varia. Para assegurar que as operações de corte ocorram sempre no local correto, aplicou-se o código para a translação das coordenadas dos dicionários, já descrita anteriormente. O algoritmo calcula o centroide atual da peça e aplica um vetor de translação  $T(x, y, z)$  para mover o componente para uma “Origem de Trabalho” padronizada em (50.0, 56.0, 0.0).

#### 5.3.2 Operações Booleanas e Seleção Robusta

A funcionalidade do dispositivo é inserida através de Geometria Construtiva de Sólidos (CSG). Sólidos auxiliares (formões) são instanciados e subtraídos da peça principal via operação *Boolean Cut*.

Para a criação de características secundárias, como o furo de fixação, desenvolveu-se um método de seleção baseado em coordenadas (`findAt`). Ao invés de confiar em índices fixos de faces e arestas (que se alteram dinamicamente a cada corte, causando erros de referência), o algoritmo localiza topologias baseando-se em sua posição espacial absoluta. Isso confere robustez ao código, permitindo que ele processe geometrias com diferentes números de faces sem interrupção.

#### 5.4 MODELO NUMÉRICO E DISCRETIZAÇÃO

Para a avaliação estrutural, definiu-se um modelo de material com comportamento elastoplástico. A discretização do domínio (malha) utilizou uma estratégia híbrida adaptativa:

- **Tipo de Elemento:** Predominância de elementos tetraédricos lineares (C3D4) e prismáticos (C3D6).
- **Justificativa:** Devido à natureza orgânica e irregular das formas geradas, malhas hexaédricas estruturadas tenderiam a sofrer distorções durante a movimentação dos pontos. Elementos tetraédricos oferecem maior flexibilidade para preencher volumes complexos sem degeneração geométrica.

As condições de contorno foram aplicadas nas faces resultantes das operações booleanas, simulando o engaste na base e a aplicação de pressão de contato nas fendas laterais.

#### 5.5 HEURÍSTICA DE OTIMIZAÇÃO

O foco do trabalho reside no laço iterativo que toma decisões de *design* baseadas no estado de tensão do material. A lógica heurística baseia-se na premissa de que material subsolicitado é ineficiente.

O algoritmo executa os seguintes passos lógicos a cada ciclo, que são ilustrados na Figura 14:

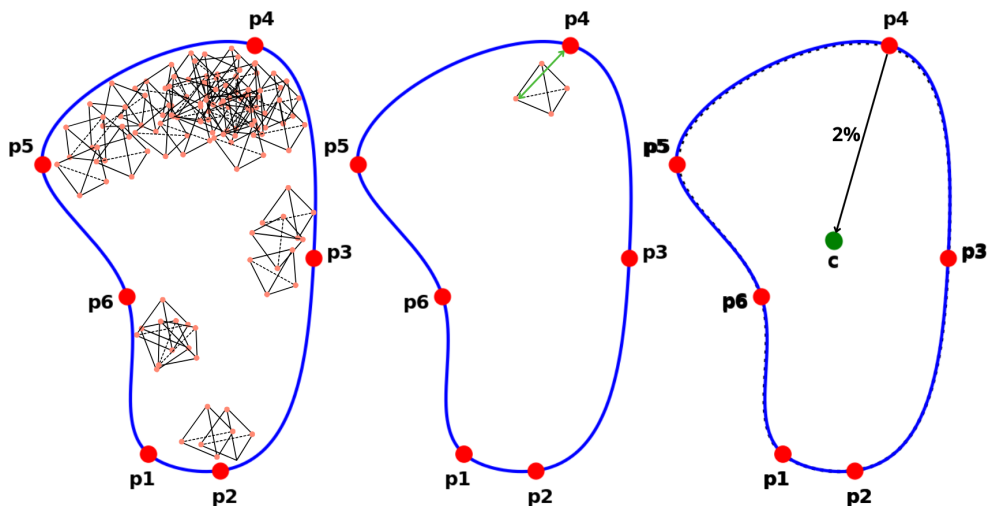
1. **Mapeamento de Campo:** O código varre o banco de dados de resultados (*ODB*) e identifica todos os elementos finitos cuja tensão de von Mises ( $\sigma_{vm}$ ) é inferior a 5% da tensão máxima de referência.
2. **Associação Espacial:** Para cada iteração, o algoritmo precisa decidir qual ponto de controle deve ser movido. Utiliza-se a função `ponto_com_mais_proximos`, que calcula a Distância Euclidiana 3D entre a coordenada 0 dos elementos tetraédricos ( $C_{el}$ ) de baixa tensão identificados e todos os pontos de controle ( $P_i$ ) da geometria:

$$d(C_{el}, P_i) = \sqrt{(x_{pi} - x_{cel})^2 + (y_{pi} - y_{cel})^2 + (z_{pi} - z_{cel})^2} \quad (5.1)$$

O contador referente ao ponto de controle  $P_i$  que minimiza esta distância é incrementado e, ao final, o ponto que possui o contador mais incrementado é selecionado como candidato à modificação.

3. **Atualização de Coordenadas:** O ponto selecionado é transladado em direção ao centroide global da peça por um fator de 2%. Este passo pequeno é crucial para manter a estabilidade numérica do processo, evitando que a geometria colapse ou inverta sobre si mesma em uma única iteração.

Figura 14 - Representação da aproximação do ponto de controle feita a cada iteração pelo algoritmo.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Para facilitar a compreensão do fluxo lógico, o Algoritmo 1 apresenta o pseudoalgoritmo do processo.

## 5.6 CRITÉRIOS DE PARADA E CONVERGÊNCIA

A definição de quando interromper o ciclo de otimização é tão importante quanto a regra de modificação. Neste trabalho, implementou-se uma abordagem de duplo critério, visando equilibrar a maximização da redução de massa com a garantia da integridade estrutural.

### 5.6.1 Critério 1: Estagnação Heurística (Convergência Geométrica)

Este critério detecta o esgotamento do potencial de otimização para a configuração de parâmetros dada. O algoritmo monitora a existência de elementos finitos com tensão abaixo do limiar de 5% da referência.

---

**Algorithm 1** Rotina Computacional de Otimização Heurística
 

---

```

1: Inicialização: Carregar pontos do paciente  $P$ 
2: Definir  $\sigma_{ref}$  (Tensão de Referência) e Limite de Plástico  $V_{lim} = 10\%$ 
3: Definir dimensões do formão
4:  $Iteracao \leftarrow 0$ 
5: loop
6:   Pré-Processamento:
7:     Gerar Sketch e Extrusão baseada em  $P_{atual}$ 
8:     Gerar Sketch e Extrusão do formão
9:     Executar Cortes Booleanos (Formões)
10:    Desenhar círculo de 3.5mm originado do centróide para simular parafuso
11:    Gerar Malha Tetraédrica Não-Estruturada
12:    Atribuir seção e material
13:   Solução:
14:     Aplicar carregamento e condição de contorno
15:     Submeter Job ao Solver Abaqus Standard
16:     Aguardar Convergência
17:   Pós-Processamento e Decisão:
18:     Ler arquivo de resultados (ODB)
19:      $Set_{BaixaTensao} \leftarrow \{el \mid \sigma_{el} \leq 0.05 \cdot \sigma_{ref}\}$ 
20:      $Set_{AltaTensao} \leftarrow \{el \mid \sigma_{el} \geq \sigma_{Escoamento}\}$ 
21:   Atualização Geométrica:
22:   for all  $el$  em  $Set_{BaixaTensao}$  do
23:     Encontrar  $P_k$  mais próximo de  $el$ 
24:     if Algum  $P_k$  é Vazio then
25:       Break (Critério 1: Estagnação)
26:     end if
27:      $P_k \leftarrow P_k + 0.02 \cdot (\vec{Centroide} - P_k)$ 
28:   end for
29:   Verificação de Segurança:
30:     Calcular Volume Plastificado  $V_{plast}$ 
31:   if  $V_{plast}/V_{total} \geq V_{lim}$  then
32:     Break (Critério 2: Integridade Estrutural)
33:   end if
34:   Exportar dados e incrementar  $Iteracao$ 
35: end loop

```

---

- A função de mapeamento `ponto_com_mais_proximos` verifica se os elementos de baixa tensão (5% da referência) possuem correspondência geométrica direta com algum ponto de controle da superfície.
- Caso a função retorne um valor nulo (`None`), infere-se que nenhum ponto de controle  $P_i$  não possui um elemento próximo a ele que admitiu a tensão definida de 5% (lista vazia).

Neste cenário, modificações adicionais não trariam benefícios significativos, e o laço é interrompido por estagnação da heurística.

### 5.6.2 Critério 2: Limite de Integridade Estrutural (Plastificação)

O segundo critério atua como uma barreira de segurança física. Dado que o material possui comportamento elastoplástico, a redução excessiva de volume leva inevitavelmente ao aumento das tensões médias e ao início do escoamento.

Foi estabelecido, arbitrariamente, um limite máximo de percentual de plastificação ( $R_p$ ) de 10%. A cada iteração, o *script* calcula a razão entre o volume dos elementos que superaram a tensão de escoamento ( $\sigma \geq 43$  MPa) e o volume total da peça:

$$R_p = \frac{\sum_{i=1}^n V_{el\_plastico,i}}{V_{total}} \times 100\% \quad (5.2)$$

Se  $R_p \geq 10\%$ , o algoritmo força a interrupção do processo (*Break*). Este critério assegura que a guia cirúrgica otimizada, embora possua menor massa, mantenha rigidez suficiente para suportar os esforços da cirurgia sem falha funcional ou deformação permanente excessiva.

### 5.6.3 Persistência de Dados

Para permitir a análise posterior e criação de gráficos comparativos, o código foi instrumentado para exportar arquivos de texto (.txt) a cada iteração, contendo:

- Coordenadas atualizadas dos pontos de controle.
- Volume total e volume plastificado.
- Identificação dos nós críticos

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados obtidos a partir da aplicação do algoritmo de otimização desenvolvido. A análise estende-se para além do "paciente\_0" utilizada na prova de conceito, abrangendo geometrias complexas oriundas de casos reais e formas primitivas de validação. O objetivo é demonstrar a robustez e a adaptabilidade do *script* frente a diferentes anatomias e condições de contorno.

### 6.1 APLICAÇÃO DO ALGORITMO

O algoritmo de otimização, executado na versão 6.14 do Abaqus, foi submetido a dois grupos de teste para verificação de estabilidade e convergência:

- **Grupo de Casos Reais:** Composto pelo *paciente\_0* e mais nove geometrias anatômicas (intituladas de *paciente\_01* a *paciente\_09*). Este grupo visa validar a aplicabilidade clínica do método.
- **Grupo de Controle (Validação):** Composto por geometrias primitivas (circular, elipsoide e retangular). O objetivo deste grupo foi isolar variáveis e verificar o comportamento do algoritmo em formas que diferissem das guias geometricamente.

Para todas as simulações, foram mantidas as mesmas propriedades do material (ABS), condições de contorno (engaste no parafuso) e carregamentos (pressão nas fendas) descritos na metodologia, garantindo a comparabilidade dos resultados.

### 6.2 ANÁLISE DOS RESULTADOS

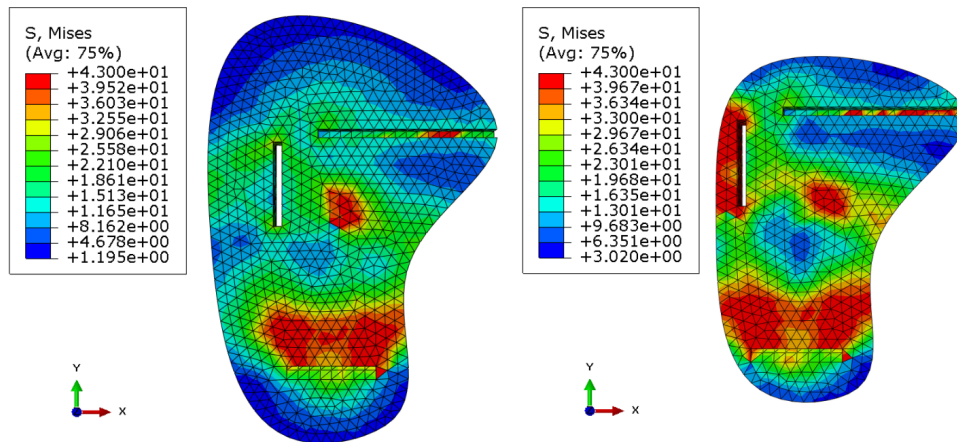
As Figuras 15 a 24 apresentam comparativamente a geometria inicial e a geometria final otimizada para os casos representativos. Observa-se visualmente a tendência do algoritmo em remover material das bordas externas em direção ao centroide, preservando a região crítica ao redor das fendas dos formões e do ponto de fixação.

A mesma análise visual foi realizada para as geometrias primitivas (circular, elipsoide e retangular), conforme apresentado nas Figuras 25 a 27, demonstrando a consistência do algoritmo em formas não anatômicas.

A Tabela 2 sumariza os indicadores de desempenho do algoritmo para cada geometria testada, correlacionando o percentual de volume removido com a média de plastificação final da peça. E a Tabela 3 faz o mesmo para as geometrias retangular, elipsoide e circular.

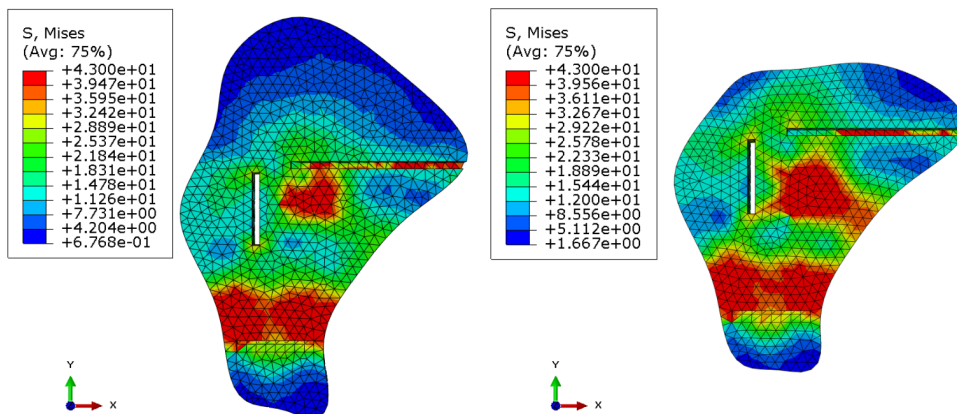
Para compreender a dinâmica de convergência do algoritmo, não basta analisar apenas os estados inicial e final. A monitoração das variáveis ao longo do processo iterativo permite verificar a estabilidade da otimização.

Figura 15 - Distribuição de tensões de Von Mises na Geometria "paciente\_0" (à esquerda) e otimizada (à direita).



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 16 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 01.

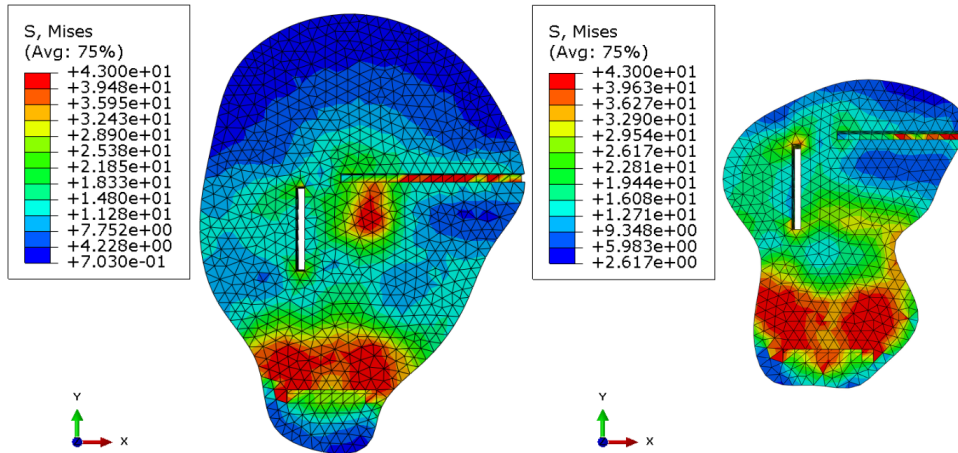


Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Os dados de saída de cada iteração foram processados para gerar curvas comparativas que ilustram três comportamentos distintos: o decaimento da massa total, a variação absoluta do volume plastificado e a evolução relativa da plastificação. Os dados de saída de cada iteração foram processados para gerar curvas comparativas que ilustram três comportamentos distintos: o decaimento da massa total, a variação absoluta do volume plastificado e a evolução relativa da plastificação. O código utilizado para geração dos gráficos, desenvolvido em ambiente *Google Colab*, encontra-se igualmente disponível no repositório do projeto.

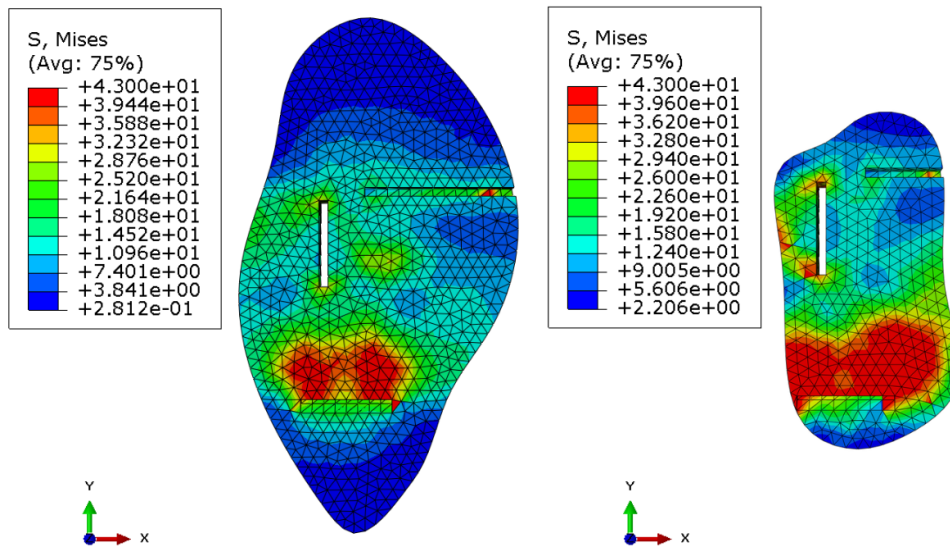
A Figura 28 apresenta o histórico de redução de volume total ( $mm^3$ ) para as dez

Figura 17 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 02.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 18 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 03.

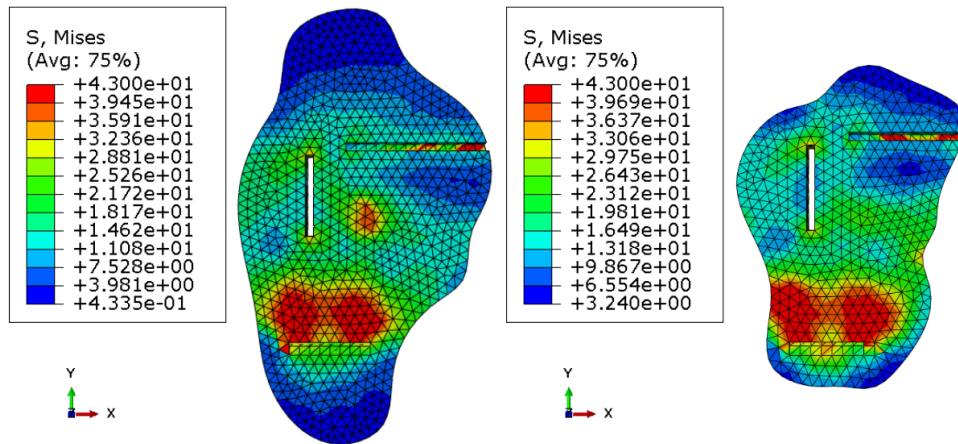


Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

geometrias testadas ao longo das iterações (representadas no eixo X como "Número da Guia") e a figura 29 mostra o mesmo gráfico para as geometrias retangular, elipsoide e circular.

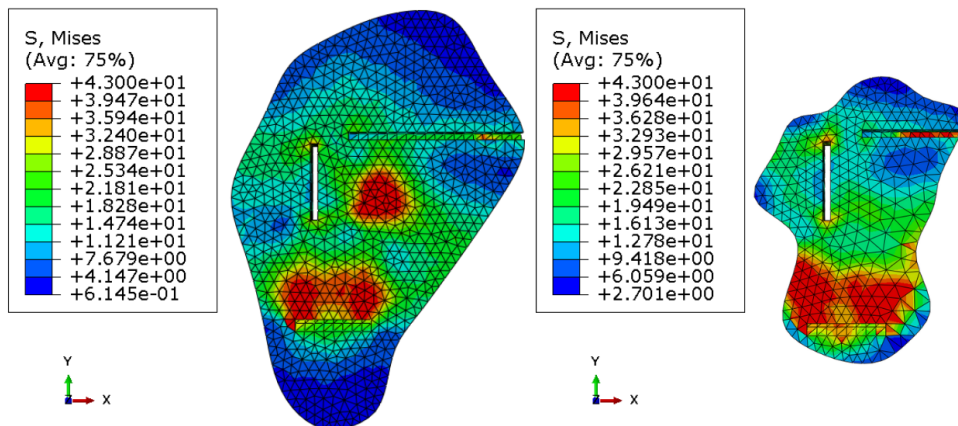
Observa-se um comportamento de decaimento linear consistente em quase todas as amostras. A inclinação negativa das curvas indica que o algoritmo manteve uma taxa de remoção de material constante, o que demonstra a estabilidade da abordagem baseada em pontos de controle.

Figura 19 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 04.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 20 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 05.

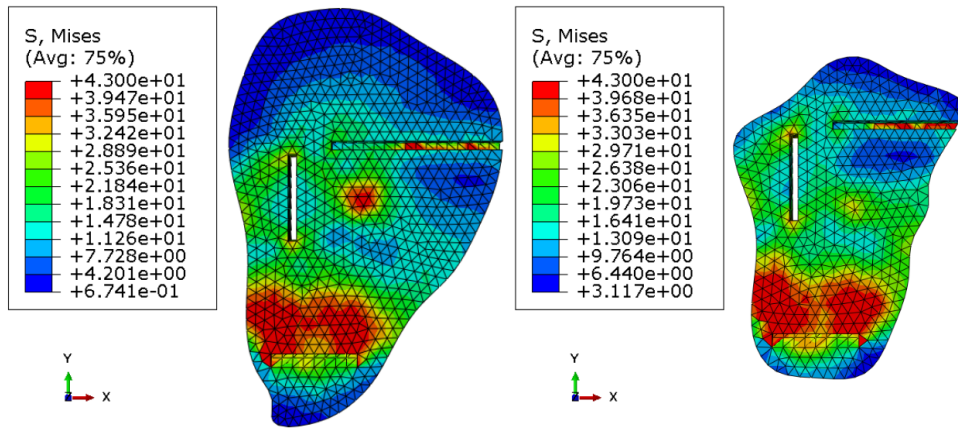


Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

A geometria "paciente\_0" atingiu o Critério 2 de parada mais rapidamente, encerrando o processo próximo à iteração 50, enquanto as outras geometrias com um número de pontos de controle maior exigiram entre 200 e 350 iterações para atingir o Critério 1 de parada. Isso evidencia que essas guias possuíam uma quantidade significativamente maior de "material ocioso" (regiões de baixa tensão) disponível para remoção inicial em comparação ao modelo simplificado de prova de conceito.

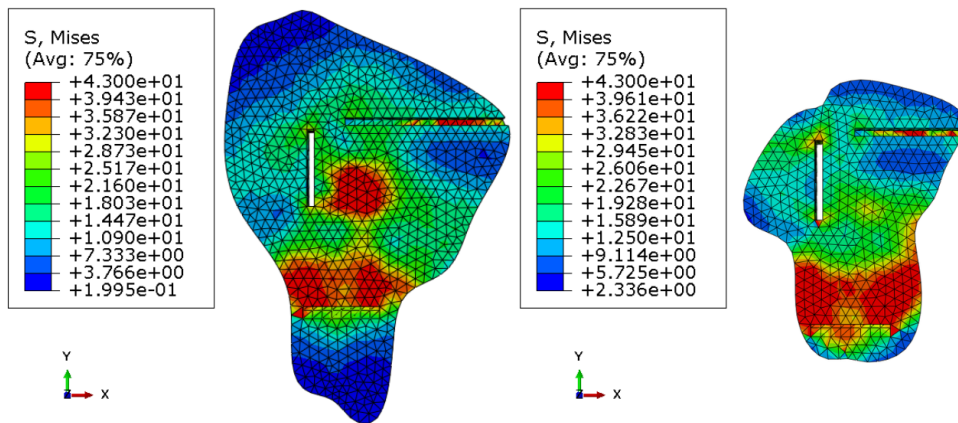
A Figura 30 e 31 monitora o volume absoluto de material ( $mm^3$ ) que atingiu a tensão de escoamento do ABS (43 MPa). Diferente do volume total, esta variável apresenta um comportamento oscilatório, característico de métodos heurísticos de otimização.

Figura 21 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 06.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 22 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 07.

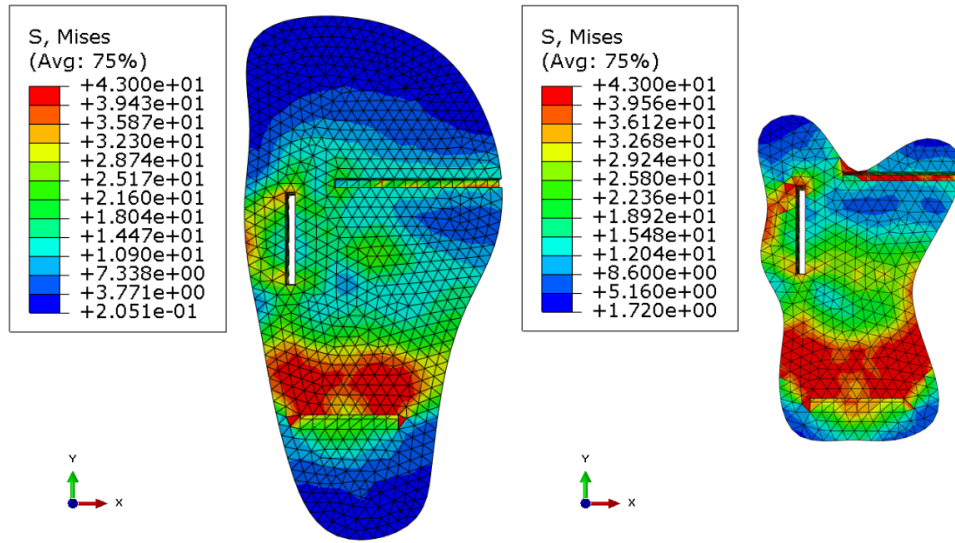


Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

É importante destacar que, na maioria dos casos (como no "TestePaciente03"), o volume de material plastificado tende a diminuir ou manter-se estável durante a primeira metade do processo. Isso ocorre porque o algoritmo remove primeiramente as bordas externas que não participam da transferência de carga. Apenas nas etapas finais (após a iteração 200 para a maioria dos casos) observa-se uma tendência de aumento ou picos de plastificação, indicando que a geometria remanescente está começando a ser mais solicitada estruturalmente. O fato de o volume plastificado não crescer exponencialmente valida a segurança do método.

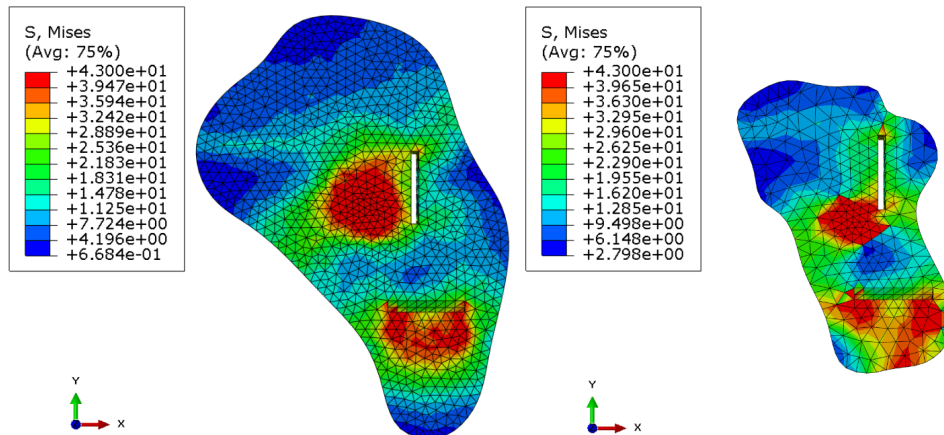
Por fim, a Figura 32 e 33 normaliza os dados, exibindo a razão entre o volume plastificado e o volume total corrente. Este é o indicador mais crítico para o critério de

Figura 23 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 08.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 24 - Resultado da simulação estrutural para o Paciente 09.



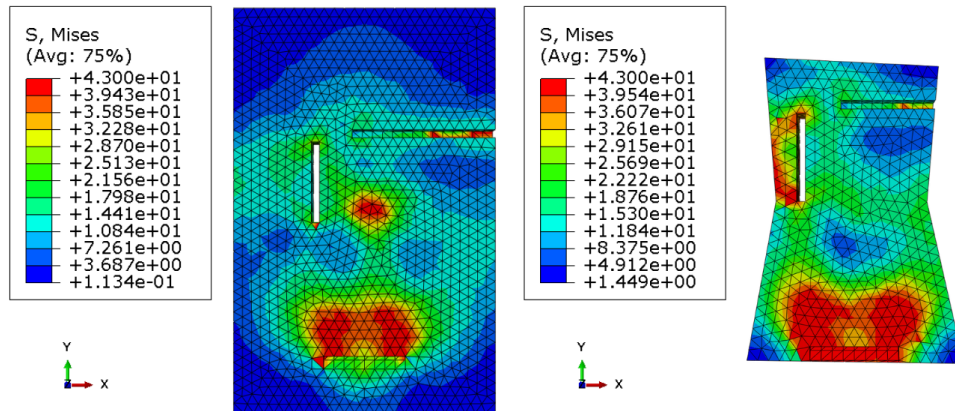
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

parada .

Todas as curvas apresentam uma tendência ascendente. Matematicamente, isso é esperado: como o volume total (denominador) está decrescendo rapidamente e o volume plastificado (numerador) mantém-se relativamente estável, a porcentagem resultante aumenta.

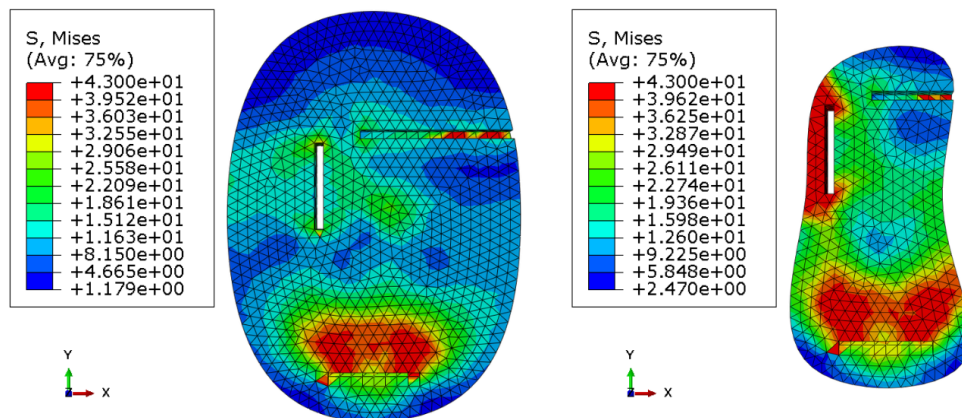
O gráfico demonstra que as guias iniciam o processo com uma taxa de plastificação entre 3% e 6% e evoluem para um patamar final entre 7% e 10%. As oscilações visíveis

Figura 25 - Resultado da simulação estrutural para a geometria retangular.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 26 - Resultado da simulação estrutural para a geometria elipsoide.



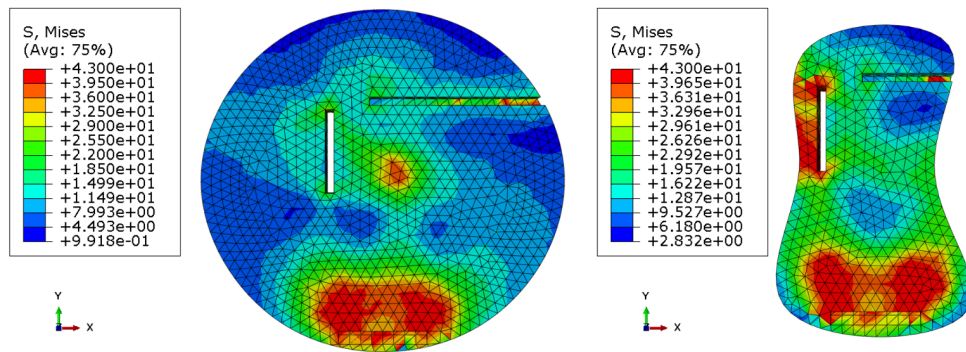
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

refletem a sensibilidade da Análise por Elementos Finitos a pequenas alterações na malha a cada passo de remalhagem (*remeshing*). O algoritmo demonstrou robustez ao manter o percentual final abaixo de 11% em todos os casos, garantindo que a redução de massa não levasse a um colapso plástico global da peça.

A análise dos dados revela uma variação significativa no potencial de redução de volume entre os diferentes pacientes, oscilando entre 23,40% (Paciente 01) e 57,40% (Paciente 03). Essa disparidade não indica instabilidade do algoritmo, mas sim a sua sensibilidade à topologia inicial da guia.

Guias que originalmente possuíam grandes áreas de material distantes das regiões de tensão (fendas e parafuso) permitiram uma remoção de massa mais agressiva, como

Figura 27 - Resultado da simulação estrutural para a geometria circular.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Tabela 2 – Resultados de redução de volume e média de plastificação por paciente.

Geometria / Paciente	Redução de Volume (%)	Média de Plastificação (%)
Paciente 0	36,08	6,09
Paciente 01	23,40	7,96
Paciente 02	50,89	5,73
Paciente 03	57,40	4,01
Paciente 04	36,94	4,57
Paciente 05	54,47	5,61
Paciente 06	38,84	5,60
Paciente 07	48,09	6,56
Paciente 08	49,91	5,68
Paciente 09	51,58	6,55

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Tabela 3 – Resultados de redução de volume e média de plastificação geometria.

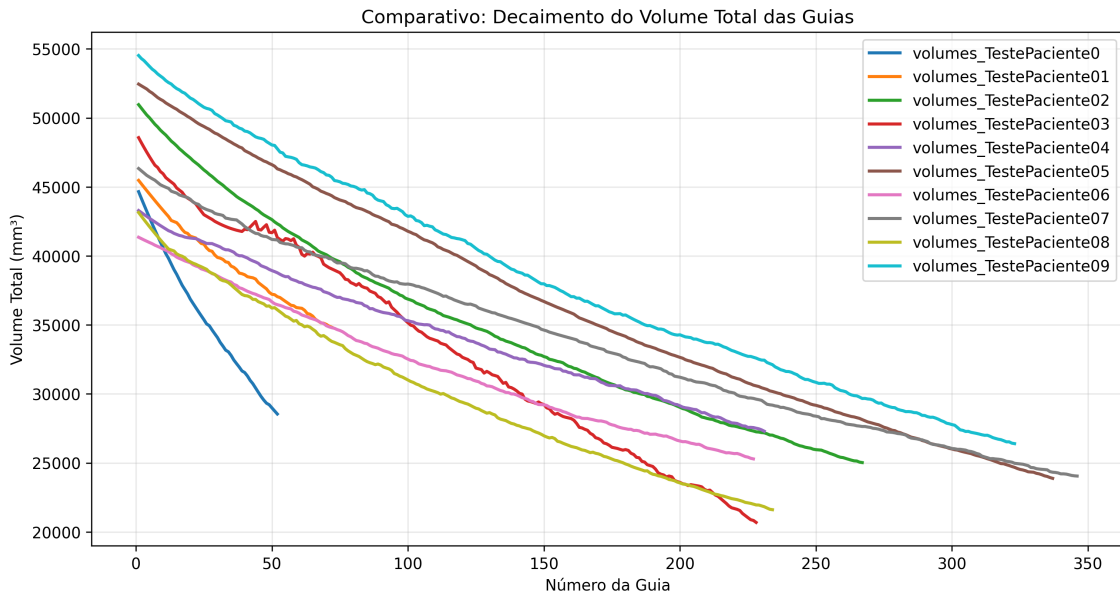
Geometria / Paciente	Redução de Volume (%)	Média de Plastificação (%)
Retângulo	53,83	5,55
Elipse	55,04	4,32
Círculo	59,47	5,13

Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

observado nos pacientes 02, 03, 05 e 09, todos superando 50% de redução. Em contrapartida, o Paciente 01 apresentou a menor taxa de redução (23,40%) acompanhada da maior média de plastificação (7,96%). Isso sugere que a geometria inicial deste paciente já se encontrava próxima de um limite estrutural, ou que a disposição das fendas exigia uma área maior de material para dissipar as tensões de forma segura.

Um ponto crucial a ser destacado é o controle da integridade estrutural. Mesmo nos

Figura 28 - Comparativo do decaimento do volume total das guias ao longo das iterações.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

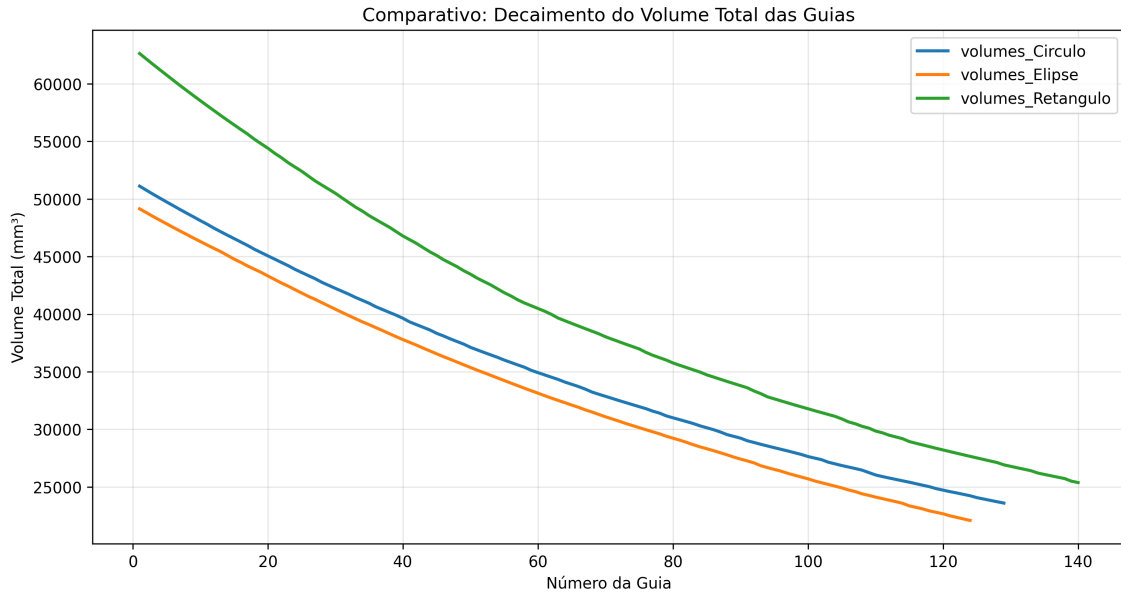
casos de redução drástica de volume (acima de 50%), a média de plastificação manteve-se em patamares baixos e seguros (entre 4% e 6,5%). Isso demonstra que o critério de parada e o controle dos pontos de controle foram eficazes em evitar que a otimização comprometesse a resistência mecânica da peça.

Comparando com as geometrias de controle (circular, elipsoide e retangular), o comportamento nos casos reais foi consistente. O algoritmo demonstrou capacidade de "esculpir" a guia, removendo material ocioso e convergindo para uma forma orgânica que acompanha o fluxo de tensões, independentemente da complexidade da silhueta inicial.

Em termos de aplicação clínica, esses resultados validam o método proposto. A capacidade de reduzir, em média, cerca de 45% do volume das guias (considerando todos os casos) implica diretamente em:

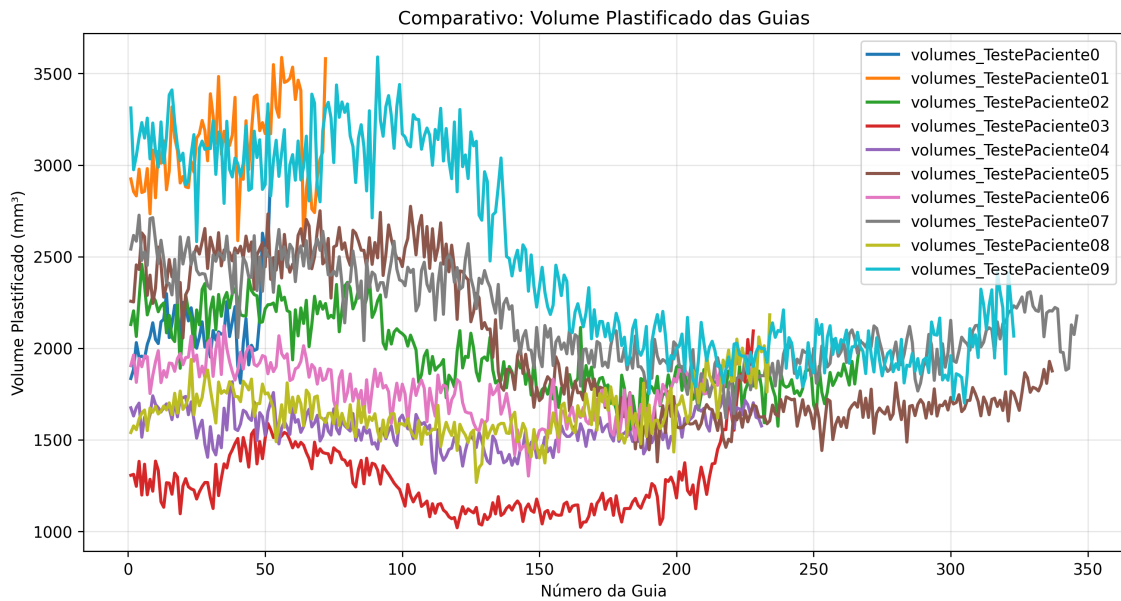
- **Menor tempo de impressão 3D:** Reduzindo o custo operacional e agilizando o fluxo hospitalar.
- **Menor invasividade:** Guias com menor volume facilitam a inserção e manuseio no sítio cirúrgico restrito da OPA, exigindo menores descolamentos de tecidos moles.

Figura 29 - Comparativo do decaimento do volume total das geometrias retangular, elipsoide e circular ao longo das iterações.



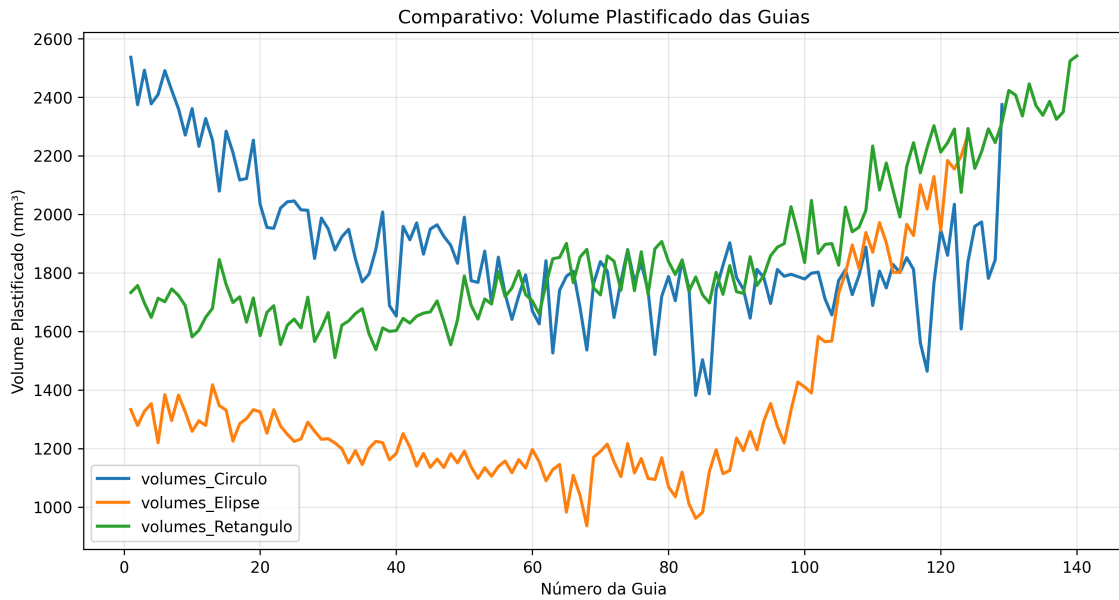
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 30 - Evolução do volume plastificado absoluto ( $mm^3$ ) por iteração.



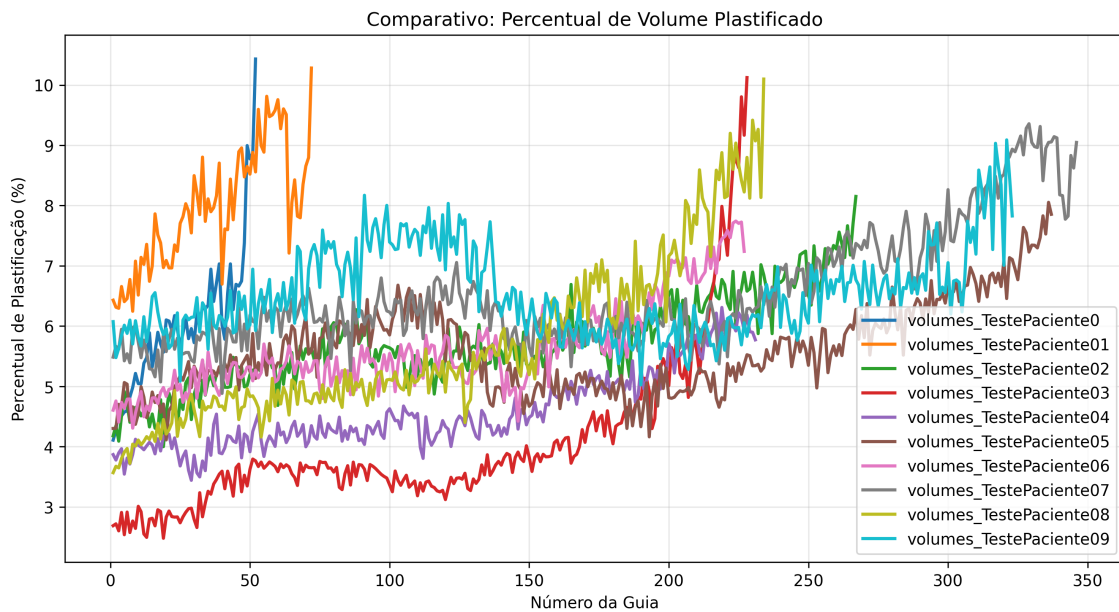
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 31 - Evolução do volume plastificado absoluto ( $mm^3$ ) das geometrias retangular, elipsoide e circular por iteração.



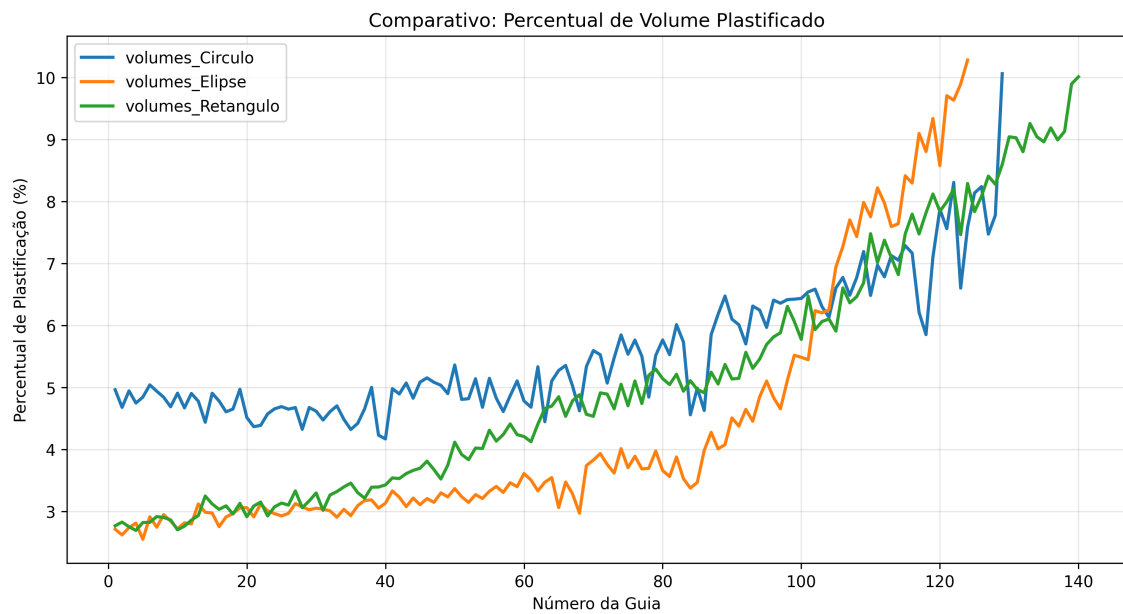
Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 32 - Evolução do percentual de volume plastificado em relação ao volume total remanescente.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

Figura 33 - Evolução do percentual de volume plastificado das geometrias retangular, elipsoide e circular em relação ao volume total remanescente.



Fonte: Elaborado pelo autor (2025).

## 7 CONCLUSÃO

O presente trabalho atingiu seu objetivo principal ao desenvolver e validar uma rotina computacional automatizada, baseada em *scripting* Python e integrada ao *software* Abaqus/CAE, capaz de otimizar a geometria de guias cirúrgicas para Osteotomia Periacetabular (OPA). A abordagem proposta enfrentou o desafio da complexidade das malhas anatômicas (*orphan meshes*) através da implementação de um modelo paramétrico simplificado, o que permitiu a execução de ciclos iterativos de otimização sem erros de continuidade topológica.

Os resultados obtidos nas simulações com dez geometrias distintas (uma base e nove específicas de pacientes) demonstraram a eficácia do algoritmo heurístico desenvolvido. Observou-se uma redução significativa no volume final das guias, variando entre 23,40% e 57,40%, com uma média de redução de aproximadamente 45%. Esses números validam a hipótese de que as guias projetadas puramente por operações geométricas manuais possuem excesso de material que não contribui efetivamente para a rigidez estrutural.

Em relação ao critério de parada, a análise revelou que o limite de 10% (Critério 2) de escoamento raramente foi o fator determinante para o fim do ciclo iterativo. Na maior parte dos casos, o algoritmo cessou a remoção de material devido à indisponibilidade de elementos de baixa tensão próximos aos nós móveis (Critério 1). Isso evidencia uma oportunidade de aprimoramento no método: a substituição ou complementação da heurística de tensão por um controle baseado na forma, priorizando a manutenção de uma espessura mínima constante ao redor das fendas, poderia maximizar a redução de massa.

A análise da integridade mecânica, monitorada através do volume de plastificação, confirmou a segurança do método. O critério de parada, estabelecido em 10% de volume plastificado, mostrou-se adequado para impedir o colapso estrutural da peça. Conforme evidenciado pelas curvas de evolução, mesmo diante da remoção agressiva de massa, o percentual de material em regime plástico manteve-se controlado e estável, indicando que o algoritmo priorizou corretamente a remoção de material de regiões subsolicitadas, mimetizando digitalmente o princípio da Lei de Wolff.

Do ponto de vista da aplicação clínica e de manufatura, a metodologia apresenta vantagens claras. Guias com menor volume tendem a ser menos invasivas, facilitando o manuseio intraoperatório em sítios cirúrgicos restritos e exigindo menor descolamento de tecidos moles, o que pode contribuir para uma melhor recuperação do paciente.

Contudo, é importante ressaltar que o estudo limitou-se ao uso de uma geometria simplificada (extrusão 2D) como prova de conceito. Embora esta abordagem tenha solucionado os problemas de automação, ela não captura perfeitamente a complexidade da superfície óssea tridimensional da pelve. Além disso, a simulação considerou o material como isotrópico homogêneo, uma simplificação em relação à anisotropia real presente em

peças fabricadas por deposição fundida (FDM).

Em suma, a ferramenta desenvolvida provou ser um método promissor para auxiliar o *design* de dispositivos médicos personalizados, transformando um processo que anteriormente dependia exclusivamente da intuição do projetista em um fluxo de trabalho orientado por dados e análise estrutural.

## 7.1 TRABALHOS FUTUROS

Considerando os resultados alcançados e as limitações identificadas, sugerem-se as seguintes propostas para a continuidade desta pesquisa:

- **Aplicação em Malhas Complexas:** Desenvolver um método para projetar (mápear) os pontos de controle otimizados da geometria simplificada de volta para a malha anatômica original (STL), permitindo a fabricação de guias que se adaptem perfeitamente à superfície óssea real.
- **Validação Experimental:** Realizar a impressão 3D das guias otimizadas e submetê-las a ensaios mecânicos destrutivos e não-destrutivos para validar as previsões numéricas do modelo de elementos finitos.

## REFERÊNCIAS

- 1 VICECONTI, M.; CLAPWORTHY, G.; JAN, S. V. S. A tentative roadmap for the virtual physiological human. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, The Royal Society, v. 366, n. 1878, p. 2979–2994, 2008.
- 2 JAVAID, M.; HALEEM, A. Additive manufacturing applications in medical cases: A literature review. *Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences*, v. 31, n. 3, p. 353–367, 2019.
- 3 LERCH, T. D. et al. One-third of hips after periacetabular osteotomy survive 30 years with good clinical results, no progression of arthritis, or conversion to tha. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Springer, v. 475, n. 4, p. 1154–1168, 2017.
- 4 GANZ, R. et al. A new periacetabular osteotomy for the treatment of hip dysplasias. technique and preliminary results. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 232, p. 26–36, 1988.
- 5 STEPPACHER, S. D. et al. Mean 20-year followup of bernese periacetabular osteotomy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Springer, v. 466, n. 7, p. 1633–1644, 2008.
- 6 MOORE, K. L.; DALLEY, A. F.; AGUR, A. M. R. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 8. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2019.
- 7 GANZ, R.; LEUNIG, M. Bernese periacetabular osteotomy (pao): from its local inception to its worldwide adoption. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, Springer, v. 24, n. 1, p. 55, 2023.
- 8 DAVEY, J. P.; SANTORE, R. F. Complications of periacetabular osteotomy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 363, p. 33–37, 1999.
- 9 SOUZA, B. G. Schröder e et al. Three-dimensional digital surgical planning and rapid prototyped surgical guides in bernese periacetabular osteotomy. *Case Reports in Orthopedics*, Hindawi, v. 2020, p. 1–9, 2020.
- 10 WANG, X. et al. Development of a novel customized cutting and rotating template for bernese periacetabular osteotomy. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, v. 14, n. 1, p. 217, 2019.
- 11 BENDSØE, M. P.; SIGMUND, O. *Topology Optimization: Theory, Methods, and Applications*. Berlin: Springer Science & Business Media, 2003.
- 12 DINIZ, J. S. et al. Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. *Encontro latino americano de iniciação científica*, v. 9, 2005.
- 13 FROST, H. M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *The Angle Orthodontist*, Allen Press, v. 64, n. 3, p. 175–188, 1994.
- 14 XIE, Y. M.; STEVEN, G. P. A simple evolutionary method for structural optimization. *Computers & Structures*, Elsevier, v. 49, n. 5, p. 885–896, 1993.

- 15 HELGASON, B. et al. Mathematical modeling of bone density, modulus, and strain relationships for use in finite element modeling. *Journal of Biomechanics*, v. 41, n. 2, p. 240–255, 2008.
- 16 BENDSØE, M. P.; SIGMUND, O. *Topology Optimization: Theory, Methods, and Applications*. [S.l.]: Springer, 2003.
- 17 MATTHECK, C. *Design in Nature: Learning from Trees*. [S.l.]: Springer, 1998.
- 18 HAFTKA, R. T.; GRANDHI, R. V. Structural shape optimization—a survey. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, v. 57, n. 1, p. 91–106, 1986.
- 19 OTSUKI, B. et al. Developing a novel custom cutting guide for curved peri-acetabular osteotomy. *International Orthopaedics*, v. 37, n. 6, p. 1033–1038, 2013.
- 20 ZHOU, Y. et al. Application of a 3-dimensional printed navigation template in bernese periacetabular osteotomies: a cadaveric study. *Medicine*, v. 95, n. 50, p. e5557, 2016.
- 21 RODRIGUES, E. d. S. et al. Modelagem geométrica de guias cirúrgicas para osteotomia periacetabular em busca de adaptabilidade, precisão e eficiência mecânica. In: *Anais do VIII Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI 2024)*. [S.l.]: ABCM, 2024.
- 22 HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. description of system. *British Journal of Radiology*, British Institute of Radiology, v. 46, n. 552, p. 1016–1022, 1973.
- 23 BUSHBERG, J. T. et al. *The Essential Physics of Medical Imaging*. 4. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer, 2020.
- 24 GOLDMAN, L. W. Principles of ct and ct technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Society of Nuclear Medicine, v. 35, n. 3, p. 115–128, 2007.
- 25 KAK, A. C.; SLANEY, M. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York: IEEE Press, 1988.
- 26 PIANYKH, O. S. *Digital imaging and communications in medicine (DICOM) a practical introduction and survival guide*. [S.l.]: Springer, 2012.
- 27 AMORIM, P. H. J. et al. Invesalius: Software livre de imagens médicas. In: *SBC. Simpósio Brasileiro de Computação Aplicada à Saúde (SBCAS)*. [S.l.], 2011. p. 1732–1737.
- 28 GONZALEZ, R. C.; WOODS, R. E. Digital image processing. *Pearson Prentice Hall*, Upper Saddle River, NJ, 2008.
- 29 LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm. In: *Seminal graphics: pioneering efforts that shaped the field*. [S.l.: s.n.], 1998. p. 347–353.
- 30 SCHMIDT, R.; SINGH, K. Meshmixer: an interface for rapid mesh composition. In: *ACM. ACM SIGGRAPH 2010 Talks*. [S.l.], 2010. p. 1–1.
- 31 GIBSON, I. et al. *Additive Manufacturing Technologies*. 3. ed. Cham: Springer, 2021.

- 32 MISHRA, R.; SINGH, P. Role of meshmixer in rapid prototyping of anatomical models for medical applications. *Journal of Medical Engineering & Technology*, v. 43, n. 7, p. 405–415, 2019.
- 33 Charles W. Hull. *Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography*. 1986. US Patent 4,575,330.
- 34 INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. *ISO/ASTM 52900:2021 - Additive manufacturing – General principles – Fundamentals and vocabulary*. Geneva, Switzerland, 2021.
- 35 SLICER, P. *Site oficial do software PrusaSlicer*. Online. Acessado em 14/12/2025, <[https://www.prusa3d.com/page/prusaslicer\\_424/](https://www.prusa3d.com/page/prusaslicer_424/)>.
- 36 SOUSA, J. G. Q. *Efeito dos parâmetros de impressão 3D na resistência à tração de peças impressas com filamento ABS*. Monografia de Especialização — Universidade Federal do Ceará, 2022.
- 37 BATHE, K.-J. *Finite Element Procedures*. Watertown, MA: Klaus-Jurgen Bathe, 2006.
- 38 Dassault Systèmes. *Abaqus 2020 Documentation*. Providence, RI, USA, 2020.
- 39 RODRIGUES, E. dos S.; BASTOS, F. de S. Comparação de guias cirúrgicas para osteotomia periacetabular quanto à eficiência mecânica através de simulação por elementos finitos. *Revista Interdisciplinar de Pesquisa em Engenharia*, v. 9, n. 2, p. 75–82, 2023.
- 40 Versalis S.p.A. *Technical Data Sheet: Sinkral® B 432/E Acrylonitrile-Butadiene-Styrene*. San Donato Milanese, Itália, 2020. Disponível em site do fabricante.
- 41 TYMRAK, B. M.; KREIGER, M.; PEARCE, J. M. Mechanical properties of components fabricated with open-source 3-d printers under realistic environmental conditions. *Materials & Design*, Elsevier, v. 58, p. 242–246, 2014.
- 42 MCCRUM, N. G.; BUCKLEY, C. P.; BUCKNALL, C. B. *Principles of Polymer Engineering*. 2. ed. Oxford: Oxford University Press, 1997.
- 43 Marquardt Medizintechnik GmbH. *Small Fragment System*. Spaichingen, Alemanha, 2024. Rev. 005/00. REF 03.99100.002. Disponível em: <<https://www.marquardt-medizintechnik.de/>>.
- 44 MARQUES, G. S. O. et al. Modelo bidimensional para avaliação de guia cirúrgica no procedimento de osteotomia periacetabular através de simulação no abaqus® e otimização usando algoritmo genético. In: *XLI Ibero-Latin American Congress on Computational Methods in Engineering*. [S.l.: s.n.], 2020. v. 2, n. 02.
- 45 Trimble Inc. *SketchUp*. 2024. Disponível em: <<https://www.sketchup.com/>>. Acessado em: 14 dez. 2025.