

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB

FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM ENGENHARIA - FCTE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA

**DESENVOLVIMENTO DE PLACAS OTIMIZADAS PARA FRATURAS MANDIBULARES: UMA ABORDAGEM
INTEGRADA DE MODELAGEM COMPUTACIONAL E MANUFATURA ADITIVA**

EUCLIDES DELGADO MARQUES SANTANNA

ORIENTADORA: PROFA. DRA. CARLA TATIANA MOTA ANFLOR

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM ENGENHARIA - FCTE

Desenvolvimento de Placas Otimizadas para Fraturas Mandibulares: Uma
Abordagem Integrada de Modelagem Computacional e Manufatura Aditiva

EUCLIDES DELGADO MARQUES SANTANNA

ORIENTADORA: PROFA. DRA. CARLA TATIANA MOTA ANFLOR

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM
INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA

PUBLICAÇÃO: 117A/2025

BRASÍLIA/DF, JULHO DE 2025

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UNB
FACULDADE DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIAS EM ENGENHARIA - FCTE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA

Desenvolvimento de Placas Otimizadas para Fraturas Mandibulares: Uma
Abordagem Integrada de Modelagem Computacional e Manufatura Aditiva

EUCLIDES DELGADO MARQUES SANTANNA

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM INTEGRIDADE DE MATERIAIS DA ENGENHARIA DA FACULDADE DO GAMA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.

APROVADA POR:

ORIENTADOR(A)
PROFA. DRA. CARLA TATIANA MOTA ANFLOR

PROF. DR. GUILHERME FERREIRA GOMES
EXAMINADOR – UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ (UNIFEI)

PROF. DR. MATHEUS BRENDON FRANCISCO
EXAMINADOR – UNIVERSIDADE FEDERAL DE ITAJUBÁ (UNIFEI)

RELATÓRIO (ATA) DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO ASSINADO ELETRONICAMENTE PELA BANCA AVALIADORA, VIA SISTEMA ELETRÔNICO DE INFORMAÇÕES - SEI, DOCUMENTO 12945942, PROCESSO 23106.049288/2025-02.

BRASÍLIA/DF, JULHO DE 2025

FICHA CATALOGRÁFICA

SANTANNA, EUCLIDES DELGADO MARQUES

Desenvolvimento de Placas Otimizadas para Fraturas Mandibulares: Uma Abordagem Integrada de Modelagem Computacional e Manufatura Aditiva [Distrito Federal], 2025. xvii, 79p. 210 x 297 mm (FCTE/UnB, Mestre, Integridade de Materiais da Engenharia, 2025).

Dissertação de Mestrado – Universidade de Brasília. Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia.

1.Manufatura Aditiva

2. Fraturas Mandibulares

3.Otimização Topológica

4. Método dos Elementos Finitos

I. FCTE/UnB

II. Título (série)

Referência

Santanna, Euclides Delgado Marques (2025). Desenvolvimento de Placas Otimizadas para Fraturas Mandibulares: Uma Abordagem Integrada de Modelagem Computacional e Manufatura Aditiva. Dissertação de mestrado em Integridade de Materiais da Engenharia, Publicação 2025, Programa de Pós-Graduação, Faculdade de Ciências e Tecnologias em Engenharia, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 79p.

Cessão de Direitos

Autor: Euclides Delgado Marques Santanna

Título: Desenvolvimento de Placas Otimizadas para Fraturas Mandibulares: Uma Abordagem Integrada de Modelagem Computacional e Manufatura Aditiva.

Grau: Mestre

Ano: 2025

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender essas cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

euclidesunb@gmail.com

Brasília, DF – Brasil

*Aos meus pais, Euclides e Hosana, e à minha irmã, Maria Clara,
por todo o amor, apoio e dedicação incondicional ao longo desta
jornada.*

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar minha profunda gratidão aos meus pais, Euclides e Hosana, por todo o apoio, dedicação e cuidado ao longo da minha vida, fundamentais para a realização dos meus sonhos. À minha irmã Maria Clara, pelo acolhimento, amizade e constante incentivo. À minha orientadora, Profa. Dra. Carla Anflor, por acreditar no meu potencial, pelo apoio acadêmico e pessoal, pelos valiosos ensinamentos, pelas risadas e pela amizade construída ao longo desta jornada. Aos professores do PPG Integridade, pela competência e dedicação na formação de mestres. À banca examinadora, pela disponibilidade em avaliar este trabalho e pelas contribuições que certamente o tornarão ainda melhor. Ao Grupo de Mecânica Experimental e Computacional (GMEC), pelas experiências compartilhadas, pelo aprendizado sobre o valor do trabalho em equipe e pelos momentos de descontração que tornaram essa caminhada mais leve. Ao CNPq e à FAP-DF, pelo suporte financeiro essencial para o desenvolvimento desta pesquisa. Por fim, agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para que esta conquista se tornasse possível.

RESUMO

A fratura mandibular, particularmente na região da sínfise, representa um dos desafios mais complexos na cirurgia oral e maxilofacial, demandando abordagens que equilibrem funcionalidade biomecânica e estabilidade estrutural. Neste cenário, o uso de placas de fixação personalizadas, desenvolvidas por meio de otimização topológica e fabricadas por manufatura aditiva metálica em titânio surge como uma alternativa inovadora e promissora. Este estudo utiliza o Método dos Elementos Finitos (MEF) para analisar e comparar diferentes modelos de placas mandibulares, considerando propriedades mecânicas isotrópicas e ortotrópicas, bem como o efeito da orientação de impressão no processo de *Laser Powder Bed Fusion* (LPBF). A metodologia adotada inclui a reconstrução tridimensional da mandíbula a partir de imagens tomográficas, o tratamento do modelo CAD e a simulação numérica das condições de carga. Os resultados evidenciam que a otimização topológica possibilita a redução do volume de material empregado sem comprometer a estabilidade biomecânica da fixação, além de promover uma distribuição mais uniforme das tensões na área da fratura. Dessa forma, o estudo contribui significativamente para o avanço das técnicas de fixação personalizadas, fornecendo bases para futuras aplicações clínicas e aprimoramento das práticas cirúrgicas na reabilitação de fraturas mandibulares.

Palavras-chave: Fraturas mandibulares, Otimização topológica, Método dos Elementos Finitos, Manufatura aditiva metálica.

ABSTRACT

Mandibular fractures, particularly in the symphysis region, represent one of the most complex challenges in oral and maxillofacial surgery, requiring approaches that balance biomechanical functionality and structural stability. In this context, the use of customized fixation plates, developed through topological optimization and metallic additive manufacturing, emerges as an innovative and promising solution. This study employs the Finite Element Method (FEM) to analyze and compare different models of mandibular plates, considering both isotropic and orthotropic mechanical properties, as well as the effect of printing orientation in the Laser Powder Bed Fusion (LPBF) process. The methodology includes three-dimensional reconstruction of the mandible from tomographic images, CAD model processing, and numerical simulation of loading conditions. The results demonstrate that topological optimization enables a reduction in material volume without compromising the biomechanical stability of the fixation, while also promoting a more uniform stress distribution in the fracture area. Thus, this study significantly contributes to the advancement of customized fixation techniques, providing a foundation for future clinical applications and the improvement of surgical practices in the rehabilitation of mandibular fractures.

Keywords: Mandibular fractures, Topological optimization, Finite Element Method, Metal Additive Manufacturing.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Objetivos	3
1.1.1	Objetivo Geral	3
1.1.2	Objetivo Específico	3
2	REFERENCIAL TEÓRICO PARA UM MODELO BIOMECÂNICO	4
2.1	Boas Práticas em Modelagem Computacional.....	15
2.1.1	Qualidade e Métrica de Malha	15
2.1.2	Otimização topológica.....	18
2.1.3	Problema de contato	19
3	MATERIAIS E MÉTODOS	22
3.1	Tratamento do Modelo CAD.....	24
3.2	Subdivisões do Modelo e condições de contorno	31
3.3	Determinação de contatos entre as placas, parafusos e ossos	34
3.4	Simulação do processo LPBF	37
4	RESULTADOS NUMÉRICOS.....	41
4.1	Mandíbula.....	41
4.2	Placas Comerciais.....	52
4.2.1	Simplex e Dupla	52
4.2.2	Placa Otimizada	55
4.3	Modelagem MA	63
4.3.1	Variações de orientação e avaliação de desempenho.....	63
4.3.2	Tensões e deformações oriundas do processo LPBF	66
5	CONCLUSÃO	70
6	Considerações Finais e Produções Relacionadas.....	73
6.1	Propostas para Trabalhos Futuros	73
6.2	Produções Científicas Derivadas	73
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	75

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 Propriedades dos materiais ósseos avaliados.....	32
Tabela 3.2. Valores de fricção entre materiais.	37
Tabela 3.3 Propriedades isotrópicas elásticas do Ti-6Al-4V.	39
Tabela 4.1. Detalhes da métrica de malha.	42
Tabela 4.2 Pico e média da tensão de von-Mises.....	49
Tabela 4.3. Deslocamento total dos parafusos.	61
Tabela 4.4. Tensão máxima dos parafusos.....	62

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Subdivisão mandibular.....	5
Figura 2.2. (a) Fratura mandibular de sínfise, (b) reconstrução da fratura	8
Figura 2.3. Placas comerciais – a) corrente simples, b) corrente dupla	8
Figura 2.4. motor micro turbo fabricado por manufatura aditiva metálica. Fonte: Developmentscout. 2023. .	11
Figura 2.5. Esquema de impressão LPBF	12
Figura 2.6. Fluxograma impressão LPBF	13
Figura 2.7. Esquema da transformada do Jacobiano e sua inversa.....	17
Figura 2.8. Processo iterativo usando Newton-Raphson.....	21
Figura 3.1. Esquemático do desenvolvimento.....	23
Figura 3.2. Imagens tomográficas da mandíbula: a) isométrica, b) direita, c) frontal, d) posterior, e) Superior f) inferior.....	25
Figura 3.3. Detalhes da mandíbula facetada: a) original e b) Dividida na área de sínfise.....	25
Figura 3.4. Detalhes da evolução do processo de recorte.....	27
Figura 3.5. Esquema de detecção: (a) Estrutura original, b) Remoção do nervo alveolar inferior e estrutura óssea final.....	27
Figura 3.6. Esquema de detecção: (a) Estrutura original, b) Remoção do nervo alveolar inferior e estrutura óssea final.....	27
Figura 3.7. Osso cortical: (a) STL facetado e b) Sólido.....	27
Figura 3.8. Composição mandibular: a) STL tecido trabecular, b) Tecido trabecular solido e c) Tecido trabecular e cortical.....	28
Figura 3.9. Modelagem Mandibular.....	30
Figura 3.10. Condições de contorno impostas a mandíbula saudável.....	33
Figura 3.11. Modelo de mandíbula considerando subregiões.....	34
Figura 3.12. Orientação dos materiais.....	34
Figura 3.13. Geometrias de placas testadas: a) S-Plate, b) D-Plate, c) F-Plate, d) Opt-Plate.....	35
Figura 3.14. Configuração de fixação dos parafusos.....	35
Figura 3.15 Configuração de contato. (a) Parafuso-Osso, (b) Parafuso-Placa, (c) Osso-Osso e (d) Osso-Placa.....	36
Figura 3.16. Tensão versus Deformação em função da temperatura para o material Ti-6Al-4V.....	39
Figura 3.17. Fluxograma de simulação para placa protética.....	40
Figura 4.1. Métrica de malha: a) mandíbula e b) Região de sínfise.....	42
Figura 4.2. Métrica de malha: a) Distribuição dos elementos na região de sínfise, b) Distribuição de elementos na fração alveolar.....	43
Figura 4.3. Gráfico de métrica de malha.....	43
Figura 4.4. Linha de acompanhamento do campo de tensões: a) Caminho horizontal versus tensão de von-Mises b) Caminho vertical versus tensão de von-Mises.....	44
Figura 4.5. Seção transversal mandibular: a) Fernandez (2003), b) Lovald (2010), c) Palka (2020) e d) Caraveo (2008).....	46
Figura 4.6. Seção transversal mandibular vertical: a) Fernandez (2003), b) Lovald (2010), c) Palka (2020) e d) Caraveo (2008).....	47
Figura 4.7. Distribuição de tensões mandibulares frontais e posteriores.....	48
Figura 4.8. O RMSE de todos os modelos: a) Linha vertical e b) Linha horizontal.....	50
Figura 4.9. Boxplot: a) Linha horizontal e b) Linha vertical.....	52
Figura 4.10. Placa simples (Corrente): a) Campo de deslocamentos, b) Tensão de von-Mises.....	53
Figura 4.11. Placa dupla: a) Campo de deslocamentos, b) Tensão de von-Mises.....	54
Figura 4.12. Comparação de contatos com fricção e sem fricção: (a) Deslocamento e (b) Tensão de von-Mises.....	55
Figura 4.13. Resultados da placa sólida. (a) Deslocamento do contato com fricção, (b) Tensão de von-Mises para contato com fricção, (c) Deslocamento para contato sem fricção e (d) Tensão de von-Mises para contato sem fricção.....	56
Figura 4.14. Histórico de otimização das placas: Massa [g] versus Iteração. (a) Contato da placa sem fricção e (b) Contato da placa com fricção.....	57
Figura 4.15. Placa otimizada: (a) Detalhe da placa de fixação, (b) Deslocamento e (c) Tensão de von-Mises.....	59
Figura 4.16. Comparativo do resultado das placas. a) Deslocamento, b) Tensão de von-Mises.....	59
Figura 4.17. Numeração e distribuição das conexões parafusadas.....	60

Figura 4.18. Avaliação e comparação das placas.	62
Figura 4.19. Diagrama de reposta da geometria. (a)Tempo de fabricação, (b) Tendencia a deformação, (c)Volume de suporte.	64
Figura 4.20. Configuração de tempo de fabricação.	65
Figura 4.21. Configuração de tendencia de deformação.	65
Figura 4.22. Configuração de volume de suporte.	66
Figura 4.23. Comparação do deslocamento em função da posição de fabricação: (a) P_1 , (b) P_2 e (c) P_3	67
Figura 4.24. Comparação do campo de tensões em função da posição de fabricação: (a) P_1 , (b) P_2 e (c) P_3	67
Figura 4.25. Comparação dos resultados de posição.	68
Figura 4.26. Avaliação dos parâmetros de posição.	69

LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIações

ATMs – Articulações Temporomandibulares
CAD – Computer-Aided Design (Desenho Assistido por Computador)
DED – Directed Energy Deposition
EBM – Electron Beam Melting
KKT – Karush-Kuhn-Tucker
LPBF – Laser Powder Bed Fusion
MA – Manufatura Aditiva
MEF – Método dos Elementos Finitos
OT – Otimização Topológica
RMSE – Root Mean Square Error (Erro Quadrático Médio)
SIMP – Solid Isotropic Material with Penalization
STL – Standard Tessellation Language
TCMD – Tomografia Computadorizada de Múltiplos Detectores
ZTA – Zona Termicamente Afetada

ρ – Densidade do material
 k – Matriz global de rigidez
 V – Fração de volume
 p – Fator de penalização
 C – Conformidade da estrutura
 ν – Coeficiente de Poisson
 E, E_x, E_y, E_z – Módulo de Elasticidade (direções x, y e z)
 G_{xy}, G_{yz}, G_{xz} – Módulo de Cisalhamento (planos xy, yz, xz)
 $\sigma(u)$ – Tensor de tensões em função do deslocamento
 ε – Tensor de deformações
 u – Campo de deslocamentos
 u_i – Deslocamento nodal no ponto “i”
 d – Vetor global de deslocamentos nodais
 f – Vetor de forças de corpo
 t – Vetor de forças de superfície
 $gn(u)$ – Função de separação normal no contato
 $gt(u)$ – Função de deslizamento tangencial
 λ_n – Multiplicador de Lagrange normal
 λ_t – Multiplicador de Lagrange tangencial
 R – Vetor de resíduos do sistema
 K – Matriz global de rigidez
 $N(x)$ – Função de forma no ponto “x”
 J – Matriz Jacobiana da transformação de coordenadas
 $\varepsilon_n, \varepsilon_t$ – Parâmetros de penalização normal e tangencial
 μ – Coeficiente de atrito

1 INTRODUÇÃO

A evolução das técnicas de engenharia aplicada a traumas faciais tem sido de grande importância para a melhoria dos procedimentos cirúrgicos. O uso de tecnologias como a manufatura aditiva (MA), tomografia computacional e simulação numérica avançada, trouxe avanços no desenvolvimento de próteses, permitindo uma modelagem mais precisa das interações prótese/osso. Estudos recentes enfatizam a mandíbula como um dos ossos mais frequentemente fraturados na região maxilofacial, exigindo técnicas que reduzam o tempo operatório e melhorem a eficiência biomecânica das próteses utilizadas (Palka et al., 2020). Esses modelos são usados para simular a análise estrutural de fraturas na região mandibular promovendo avanços na produção das próteses. Placas e parafusos, geralmente fabricados em titânio, são utilizados para estabilizar fraturas ósseas, e o principal desafio está em determinar sua posição e forma ideais para alcançar a melhor estabilidade biomecânica da mandíbula. Com o avanço das tecnologias de manufatura aditiva, especialmente o processo de fusão de leito de pó a laser (LPBF), a produção de próteses metálicas personalizadas tornou-se uma solução viável e altamente eficaz. A MA em metais permite criar placas customizadas que se ajustam precisamente à anatomia específica de cada paciente, resultando em melhor fixação e recuperação pós-operatória. Essas próteses podem ser otimizadas topologicamente, o que significa que seu design é calculado para maximizar a eficiência estrutural, minimizando o peso e o uso de material, ao mesmo tempo em que garante a estabilidade biomecânica da fratura. A utilização dessa tecnologia proporciona soluções que melhoram os resultados cirúrgicos, diminuindo a probabilidade de complicações associadas ao uso de placas comerciais padronizadas. No entanto, o modelo numérico das estruturas ósseas acoplado aos componentes mecânicos é altamente complexo devido à não linearidade resultante do problema de contato. A interface entre parafusos, osso e placa envolve problemas de contato não lineares, onde coeficientes de atrito são considerados, levando a uma análise mais exigente e dispendiosa do ponto de vista computacional. Desenhos assistidos por computador (CAD) são gerados a partir de imagens tomográficas dos

pacientes e precisam ser tratados e preparados adequadamente para análise numérica. Embora a tomografia ofereça um nível elevado de detalhamento geométrico, algumas simplificações são comumente adotadas na modelagem. Exemplos incluem a representação dos parafusos como cilindros simples, a desconsideração de certas cavidades anatômicas, como as do processo alveolar mandibular, e o tratamento dos dentes como um bloco único acoplado à mandíbula, o que pode aumentar sua rigidez. Além disso, frequentemente as propriedades mecânicas ortotrópicas não são contempladas, e os tecidos trabecular e cortical são modelados como uma única entidade. O Método dos Elementos Finitos (MEF) é amplamente empregado para analisar deslocamentos, deformações e tensões, sendo que a precisão dessa técnica depende predominantemente da qualidade da malha. Embora o refinamento da malha seja importante, ele, por si só, não garante resultados precisos. A literatura aponta várias métricas de malha que determinam parâmetros para avaliar e aprimorar sua qualidade. Além disso, poucos estudos, como o de Caraveo et al. (2008), consideram condições de contorno de contato não lineares, essenciais para capturar o real comportamento do problema. Nesse sentido, o foco deste trabalho é realizar uma análise detalhada da modelagem computacional de fratura mandibular de sínfise, com a otimização do design de placas personalizadas. Além disso, são abordadas as condições de fabricação dessas placas por meio da manufatura aditiva em metais, utilizando o processo LPBF simulado em ambiente computacional, utilizando MEF para uma análise completa de todo o processo.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

Avaliar, desenvolver e otimizar a geometria de placas protéticas para fraturas mandibulares por meio de simulações computacionais, integrando a modelagem biomecânica e o processo de manufatura aditiva LPBF.

1.1.2 Objetivo Específico

- Propor uma solução otimizada para placas protéticas utilizadas na estabilização de fraturas na região da sínfise mandibular;
- Analisar a influência do processo de manufatura aditiva LPBF na fabricação e no desempenho biomecânico das placas, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF);
- Avaliar como diferentes orientações de impressão afetam a precisão dimensional e a qualidade final das placas propostas por meio de simulação numérica.

2 REFERENCIAL TEÓRICO PARA UM MODELO BIOMECÂNICO

A mandíbula é considerada a segunda região óssea com maior incidência de fraturas faciais, ficando atrás apenas dos ossos nasais. Essa recorrência deve-se à sua posição anatômica e à exposição a traumas diretos. Devido à gravidade e complexidade dessas lesões, o tratamento envolve geralmente procedimentos cirúrgicos abertos, que visam corrigir o desalinhamento ósseo, estabilizar a fratura, e restaurar a funcionalidade e estética facial. Em casos de trauma, a tomografia computadorizada de múltiplos detectores (TCMD) tornou-se uma ferramenta essencial para determinar o tipo de fratura e auxiliar na melhor abordagem cirúrgica. A TCMD desempenha um papel crucial na avaliação e redução de possíveis complicações no período pós-operatório. Para restaurar adequadamente a forma e a função da mandíbula, assim como para lidar com complicações no pós-operatório, é fundamental que os cirurgiões reconstrutores possuam um conhecimento detalhado da biomecânica mandibular, oclusão e anatomia. Nesse contexto, a utilização de imagens radiológicas desempenha um papel significativo ao contribuir para o diagnóstico, direcionando o tratamento das fraturas mandibulares (Dreizin et al., 2016).

Dentro da biomecânica é estudado o comportamento biológico sob a influência de forças externas, aplicando as leis da mecânica utilizando estruturas biológicas (De Stefano et al. 2024). Essa área de pesquisa incluindo a biomecânica computacional, onde o MEF desempenha um papel crucial na obtenção de resultado próximos aos obtidos experimentalmente (Shu et al. 2021). No caso da mandíbula, a relevância de estudos biomecânicos é considerável, já que o resultado dessas análises é utilizado no desenvolvimento de próteses personalizadas e no planejamento de tratamentos mais eficazes para traumas e fraturas mandibulares (Tanaka & van Eijden 2003).

Os movimentos mastigatórios, uma das funções biomecânicas mais complexas do corpo humano, envolvem a interação entre a mandíbula, os músculos mastigatórios, as articulações temporomandibulares (ATMs) e os dentes. As ATMs conectam a mandíbula ao crânio próximo a região do côndilo, permitindo a

transmissão de forças durante atividades como mastigação, deglutição e fala, e desempenham um papel essencial na distribuição de cargas, minimizando tensões que possam danificar estrutura como um todo. Estudos sugerem que essas articulações realizam mais de 2.000 movimentos diários, o que demonstra sua importância funcional (Shu et al., 2021). Durante a mastigação, a mandíbula é submetida a diferentes carregamentos, como compressão, tração e cisalhamento, geradas pelos músculos mastigatórios. Essas forças são transmitidas às ATMs, onde os discos articulares atuam como amortecedores, reduzindo o impacto entre o côndilo mandibular e a fossa temporal (Tanaka & van Eijden 2003). A distribuição de tensões na mandíbula varia conforme a posição da força aplicada, com tensões verticais mais intensas próximas à linha mediana facial e tensões horizontais predominando em áreas periféricas, como os ângulos mandibulares (Figura 2.1) (Shu et al., 2021).

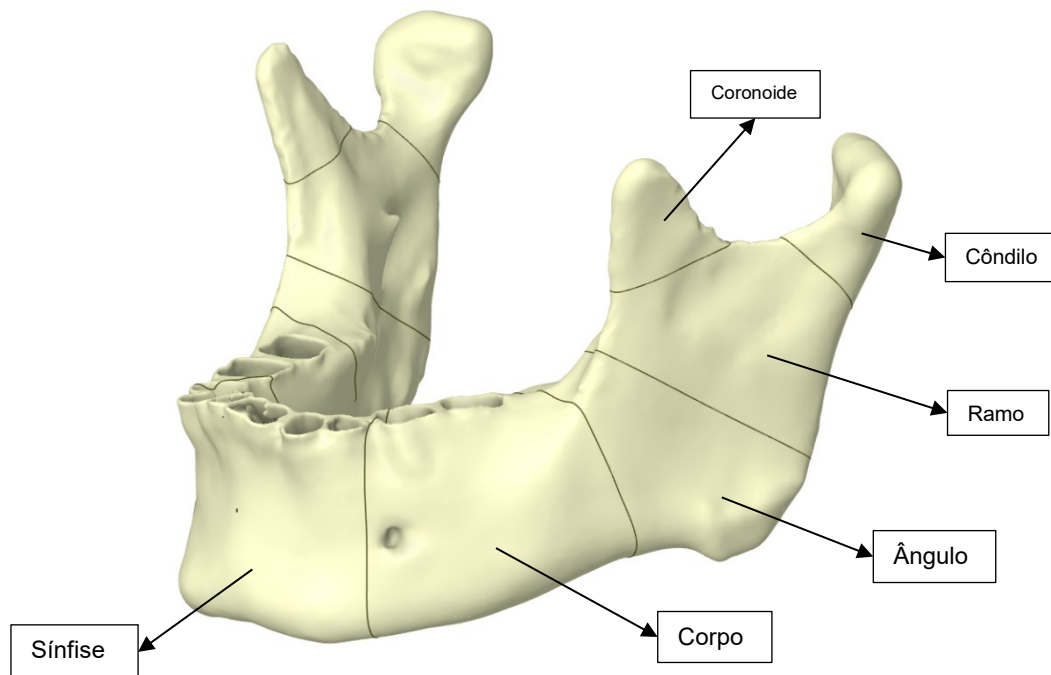


Figura 2.1. Subdivisão mandibular.

Quando estudado o comportamento de fraturas, o MEF tem sido amplamente utilizado para modelar e simular o comportamento biomecânico da mandíbula sob diferentes condições de carga. Por meio do TCMD, modelos tridimensionais precisos são desenvolvidos para simular cenários clínicos, como oclusão central, apertamento

dentário e movimentos laterais (De Stefano et al., 2024). Em validações experimentais, modelos fabricados por MA e extensômetros têm sido utilizados para determinar a precisão dessas simulações, destacando o MEF como uma ferramenta confiável na análise de distribuições de tensões e no suporte ao planejamento cirúrgico (Shu et al., 2021). Além de seu impacto na pesquisa, a análise biomecânica da mandíbula possui aplicações clínicas essenciais. Ela é fundamental para o desenvolvimento de próteses personalizadas, permitindo a identificação de regiões críticas sujeitas à maiores tensões e, conseqüentemente, o aprimoramento da estabilidade estrutural e da longevidade das próteses. Esses avanços têm auxiliado profissionais da saúde no planejamento de cirurgias e tratamentos ortodônticos, adaptando as soluções às necessidades individuais de cada paciente (Tanaka & van Eijden 2003; Shu et al. 2021).

As aplicações de próteses no contexto mandibular possui a finalidade de estabilização de fraturas, utilizando placas de titânio com diversos formatos, sejam retas ou tridimensionais. Essas placas alinham e fixam os fragmentos ósseos, garantindo estabilidade e promovendo regeneração. A manufatura aditiva possibilita a criação de placas personalizadas, ajustadas às necessidades anatômicas do paciente, o que melhora a eficiência biomecânica. A reconstrução óssea é outra aplicação das próteses, atuando em casos de perda de massa óssea devido a traumas ou ressecções oncológicas, próteses personalizadas são utilizadas para reconstruir estruturas mandibulares, restaurando a funcionalidade e a estética. A integração de tecnologias como otimização topológica e MA tem revolucionado esse campo, criando dispositivos mais leves e resistentes. Por fim existe a utilização como suporte funcional, além de estabilizar e reconstruir, as próteses mandibulares auxiliam na recuperação das funções mastigatória, fonatória e deglutitória. A fixação das placas de forma precisa, evita deslocamentos indesejados garantindo a distribuição uniforme das forças mastigatórias e promovendo a recuperação adequada a longo prazo (Al-Watary et al., 2023).

A biomecânica da mandíbula é uma área interdisciplinar que une conhecimentos de engenharia e medicina para melhorar a compreensão e o tratamento de condições maxilofaciais. Tecnologias como o MEF e a MA, associadas à análises biomecânicas detalhadas, contribuem para um melhor tratamento e

redução dos impactos pós operatórios no paciente. Em pacientes com dentição completa, a sínfise e o corpo da mandíbula são as regiões mais resistentes, mas também as mais expostas, tornando-se frequentemente suscetíveis a fraturas por impacto direto. Em casos de agressão ou acidentes automobilísticos, quando a linha de fratura atravessa o canal alveolar inferior, há um risco significativo de distúrbio neurosensorial, especialmente quando o deslocamento da fratura ultrapassa 2mm (Peña-Cardelles JF et al., 2025). Além disso, a identificação dos triângulos basais na tomografia pré-operatória é crucial para o planejamento cirúrgico. A ausência desse reconhecimento pode resultar em uma abordagem inadequada e comprometer a estabilidade da fixação. Outro aspecto crítico é o risco de comprometimento das vias aéreas em mandíbulas instáveis ou em casos associados a lesões nos tecidos moles. A falha em proteger as vias aéreas após traumas faciais é uma das principais causas de mortalidade nesses pacientes.

Do ponto de vista anatômico, a mandíbula é composta por dois tipos principais de tecido ósseo: o osso cortical e o osso trabecular. O osso cortical, mais denso e compacto, reveste externamente a mandíbula e confere resistência à compressão e ao cisalhamento. Já o osso trabecular, localizado no interior da estrutura, possui uma arquitetura porosa e leve, sendo responsável por amortecer cargas e facilitar a vascularização óssea. No contexto de fraturas da sínfise região mediana da mandíbula, situada entre os dois caninos inferiores essa dualidade de tecidos influencia diretamente a estratégia de fixação, exigindo soluções que considerem tanto a rigidez da cortical quanto a fragilidade relativa da porção trabecular (Wongwaithongdee U et al., 2023).

Em casos de fraturas múltiplas, é comum que a fratura de sínfise seja tratada inicialmente, uma vez que a região anterior oferece melhor acesso cirúrgico e maior previsibilidade de estabilização por meio de abordagem intraoral. Embora não haja consenso definitivo sobre uma técnica de fixação superior, desde que os princípios de osteossíntese sejam respeitados, bons resultados podem ser alcançados. Uma das técnicas disponíveis é a fixação por parafuso de compressão, que consiste em perfurar a cortical próxima para criar um orifício guia e permitir que as roscas se fixem na cortical oposta, gerando compressão Inter fragmentar. Essa técnica, apesar de exigir maior habilidade cirúrgica, reduz o tempo operatório por dispensar a

necessidade de adaptação de placas. No entanto, falhas na execução, como a má angulação do parafuso, podem comprometer a eficácia da fixação.

Alternativamente, placas quadradas tridimensionais também são utilizadas, especialmente em fraturas mais complexas. Entre os dispositivos disponíveis, as placas em formato de corrente destacam-se por sua flexibilidade e conformação anatômica, permitindo melhor adaptação à curvatura mandibular, menor risco de complicações pós-operatórias e maior eficiência biomecânica (Mittal et al., 2011).

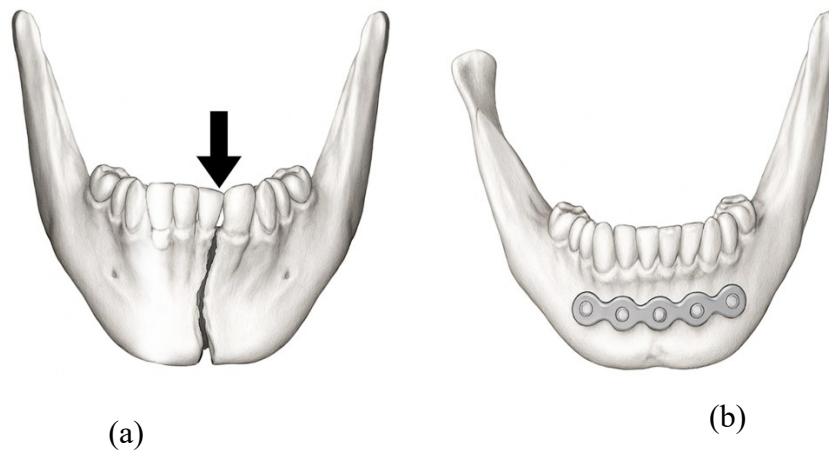


Figura 2.2. (a) Fratura mandibular de sínfise, (b) reconstrução da fratura

Placas em formato de corrente têm se mostrado amplamente eficazes devido à sua capacidade de distribuir cargas uniformemente e resistir a tensões multidirecionais, especialmente na região da sínfise. Esses modelos podem ser classificados em dois tipos principais figura 2.3.

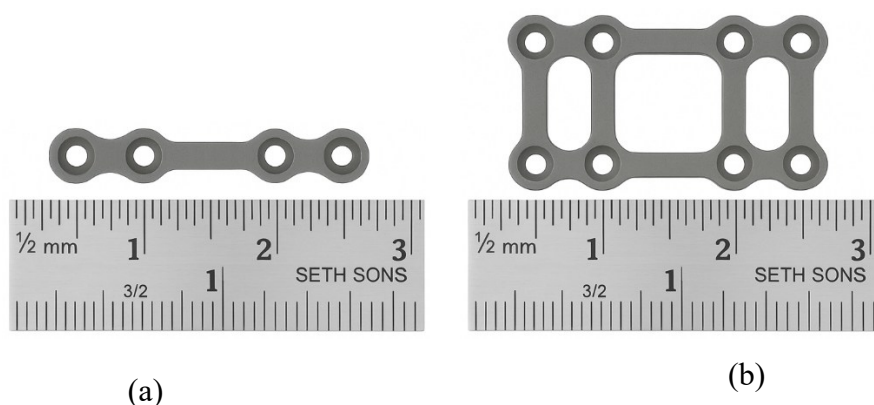


Figura 2.3. Placas comerciais – a) corrente simples, b) corrente dupla

Ao avaliar os benefícios e limitações das placas, destaca-se sua adaptação anatômica. O design permite acompanhar o contorno mandibular, reduzindo danos aos tecidos moles adjacentes. As placas possuem estabilidade multidimensional oferecendo resistência a forças aplicadas em várias direções, sendo ideal para fraturas complexas. Além disso, sua configuração reduz o tempo cirúrgico, permitindo inserção rápida e eficiente com mínima manipulação do tecido periosteal, membrana que reveste os ossos do corpo humano. No entanto, existem limitações, por serem feitas de titânio, um material rígido e biocompatível, ajustes durante a cirurgia podem ser desafiadores. Além disso, em fraturas próximas ao nervo alveolar inferior, é necessário um planejamento cuidadoso para evitar danos neurológicos durante a fixação dos parafusos (Peto Marinela et al., 2024; Wittenberg et al. 1997). As placas comerciais, frequentemente projetadas com base em critérios anatômicos e não biomecânicos, apresentam limitações, como maior volume e menor eficiência na estabilização de fraturas. Modelos mais novos, como placas otimizadas, oferecem melhorias significativas, incluindo menor tensão e deformação sob cargas, além de maior facilidade de adaptação cirúrgica, reduzindo o tempo operatório (Mittal et al., 2011). O desenvolvimento de placas otimizadas por meio de técnicas de otimização topológica e impressão 3D tem potencial para superar as limitações dos modelos convencionais. Essas tecnologias permitem projetar dispositivos personalizados, que se ajustam de forma ideal à anatomia do paciente, minimizando o uso de material, melhorando a estabilidade biomecânica e aumentando o conforto do paciente (Hughes 2000).

Com tecnologias como a MA em metais, o TCMD e a simulação numérica, torna-se possível a fabricação de soluções únicas e personalizadas para cada caso de fratura. Esse processo torna as cirurgias mais rápidas, seguras e minimiza as possibilidades de falha, uma vez que não há a necessidade de adaptações da placa durante a cirurgia.

O processo de otimização topológica é essencial para o desenvolvimento de placas personalizadas, oferecendo soluções que maximizam a eficiência estrutural e biomecânica. Esse processo começa com a análise de uma placa sólida de titânio, visando otimizar sua matriz de rigidez global sob condições de carga oclusiva. Durante essa etapa, até 90% do material pode ser removido estrategicamente,

mantendo a máxima estabilidade na região da fratura, fator crucial para a fixação eficaz de fraturas mandibulares (Mittal et al., 2011). A principal meta da otimização topológica é aumentar a rigidez e a estabilidade da placa na área da fratura, especialmente durante o apertamento unilateral de molares. Para isso, as condições de carga são analisadas e o material é removido de forma estratégica, resultando em um formato ideal que proporciona suporte adequado à fratura e reduz tensões desnecessárias (Hughes 2000). Após a otimização inicial, é realizada uma análise paramétrica do design da placa. Essa etapa envolve a criação de um modelo paramétrico, permitindo testes iterativos de diferentes parâmetros, como a espessura da placa. O objetivo é identificar a alocação de material mais eficiente, garantindo a integridade estrutural (Mittal et al., 2011). A análise por elementos finitos (FEA) desempenha um papel crucial nesse processo, permitindo avaliar deslocamentos, tensões e deformações no design da placa óssea. Essa abordagem identifica a configuração estrutural ideal, maximizando a estabilidade e minimizando o volume do material utilizado, reduzindo, assim, a intrusão para o paciente (Peto Marinela et al., 2024). Esses avanços reforçam a relevância da otimização topológica no desenvolvimento de placas ósseas avançadas. Além de aumentar a estabilidade e a eficácia na fixação de fraturas mandibulares, essas técnicas minimizam o impacto para o paciente, promovendo resultados clínicos mais eficazes.

A MA mudou a forma como a indústria trabalha com protótipos e o desenvolvimento de peças funcionais. Por meio da implementação da tecnologia, houve um impulso para a próxima geração de inovações em engenharia. A MA possui uma influência notável em indústrias, pois permite a fabricação de peças com geometrias mais complexas utilizando menos material que os meios convencionais de fabricação (Bidare, P et al., 2022). A flexibilidade do design é explorada por meio de softwares CAD. Quando combinado com ferramentas de simulação computacional, permite ao projetista estimar o desempenho de cada componente, aumentando a eficiência do design e reduzindo o custo de produção (Vido, M et al. 2024). Os processos de MA fabricam peças tridimensionais (3D) adicionando repetidamente camadas sobrepostas do material de fabricação. Esse processo ocorre por meio de um código de máquina previamente processado a partir do CAD da geometria. Devido à forma como o fluxo de trabalho no processo de MA ocorre, se

torna possível a fabricação de formas únicas e complexas diretamente do modelo computadorizado da geometria, sem o uso de ferramental específico, como fresas ou moldes, eliminando as diversas etapas de fabricação convencionais (Bidare, P et al., 2022). Citando os benefícios mencionados acima, a MA é amplamente utilizada nos setores aeroespacial, energia, automotiva e biomédica para projetar e produzir peças de alto desempenho (Khorasani, M et al., 2021) (Figura 2.4).



Figura 2.4. motor micro turbo fabricado por manufatura aditiva metálica. Fonte: Developmentscout. 2023.

O uso otimizado do material reduz os resíduos, sendo um dos benefícios da MA quando utilizado matérias de alto valor. Além disso, o material não processado pode ser parcialmente reutilizado em outra peça a ser fabricada por MA, tornando-se economicamente mais atrativo quando comparado a métodos subtrativos de fabricação (Mohd Javaid et al., 2021).

Na fabricação de peças metálicas densas, métodos como a fusão a laser em leito de pó, como LPBF, fusão por feixe de elétrons (EBM) e deposição de energia direta (DED), são amplamente empregados (Walaa Abd-Elaziem et al., 2022). Esses processos envolvem a interação do pó alimentado com o laser ou feixe de elétrons, que gera a poça de fusão, resultando em um rápido processo de derretimento e solidificação. Devido ao curto período de interação e ao calor intensamente localizado em uma pequena área, observam-se altos gradientes de temperatura e elevadas taxas de resfriamento. Esses fatores influenciam significativamente as

microestruturas formadas durante a construção e contribuem para a geração de tensões residuais elevadas (Santecchia et al., 2020). Além disso, a presença inevitável de defeitos leva à deterioração das propriedades mecânicas e de fadiga da peça (Aliyu, A.A.A et al., 2024). As propriedades mecânicas das peças finais são cruciais para determinar se a manufatura aditiva pode substituir os métodos tradicionais em termos de qualidade e durabilidade das peças produzidas.

O processo de LPBF é um dos avanços mais significativos na MA em metais, transformando a indústria ao permitir a produção de componentes complexos com redução de custos, tempo e necessidade de mão de obra. Compreender o LPBF é fundamental para estabelecer a relação entre os parâmetros operacionais e as propriedades finais da peça. O método consiste na distribuição de uma camada de pó sobre uma plataforma, e regiões específicas são expostas à energia de um laser de alta intensidade. Esse procedimento permite que material seja fundido e solidificados camada por camada, seguindo o design elaborado no software CAD.

O sistema LPBF é composto por uma fonte de laser, uma mesa de impressão, um sistema automático de distribuição de pó, um sistema de controle e componente auxiliar, como rolo e motores. O movimento e o foco do feixe de laser de alta intensidade são controlados por um sistema de deflexão, que inclui espelhos Galvano e uma lente de focalização de campo plano, a disposição dos componentes de uma máquina LPBF é ilustrada na figura 2.5 (Cobbinah, P.V. et al., 2021).

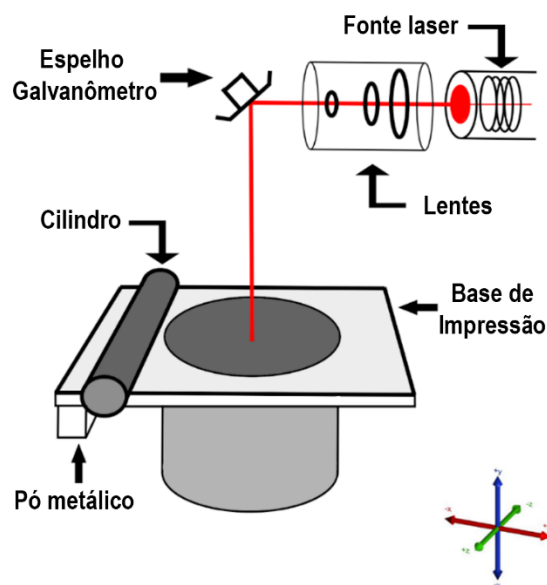


Figura 2.5. Esquema de impressão LPBF

A produção de uma peça por LPBF pode ser dividida nas seguintes etapas (Figura 2.6):

Etapa 1: Projeto e modelagem da peça tridimensional em um software CAD, seguida do fatiamento do modelo em camadas com espessura previamente definida;

Etapa 2: Na fase de fabricação, um substrato é fixado na plataforma de construção, servindo como base para a deposição das camadas subsequentes;

Etapa 3: A câmara de construção é então pressurizada em uma atmosfera protetora, geralmente composta por nitrogênio ou argônio, para minimizar o risco de oxidação superficial;

Etapa 4: De acordo com a espessura de camada definida, a primeira camada de pó é distribuída sobre a plataforma de construção;

Etapa 5: O feixe de laser escaneia o leito de pó seguindo um caminho predefinido, fabricando a peça camada por camada conforme o modelo gerado no software CAD;

Etapa 6: A plataforma de construção é gradualmente rebaixada, repetindo-se os processos de espalhamento do pó e escaneamento até que a peça final seja completamente produzida.

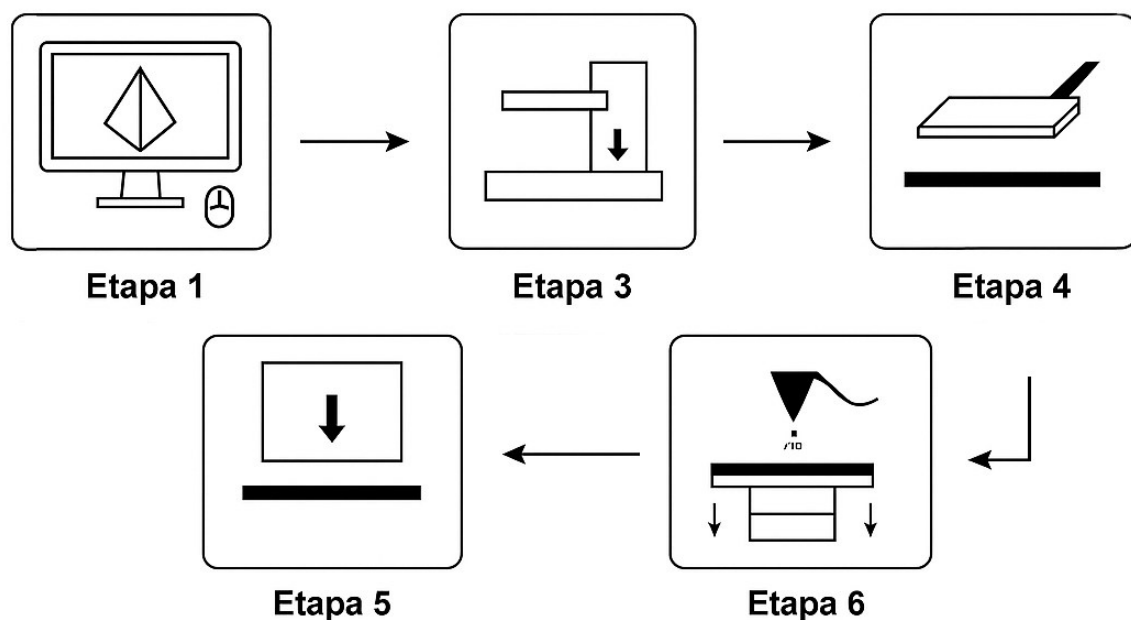


Figura 2.6. Fluxograma impressão LPBF

O objetivo central do método LPBF é a fabricação de peças com alta densidade. Contudo, alcançar esse resultado apresenta desafios. No processo de fabricação, a ausência de pressão mecânica implica que a dinâmica dos fluidos é regida exclusivamente pela gravidade e por forças capilares. Essa falta de pressão mecânica durante a solidificação contribui para a solubilidade dos elementos, resultando em trilhas de fusão descontínuas e superfícies irregulares e de baixa qualidade (Jie Yin et al., 2020). A considerável variação térmica a que os materiais são submetidos durante o processo LPBF intensifica as tensões residuais nas camadas que sofrem rápida solidificação. Zonas termicamente afetadas (ZTA) se formam em torno da poça de fusão devido às elevadas taxas de aquecimento e resfriamento. Essas zonas têm o potencial de alterar a microestrutura e a composição do material, influenciando diretamente a qualidade da peça final (Stadler, M. et al., 2021).

Os parâmetros de processamento desempenham um papel crucial no controle do comportamento térmico em cada etapa do processo. Entre esses parâmetros, destacam-se o espaçamento entre as trilhas, a espessura das camadas, a velocidade de varredura, a potência do laser e a estratégia de varredura. A correta configuração desses parâmetros é essencial para assegurar a fusão completa do pó e a integração eficaz com a camada subjacente. A seleção inadequada desses parâmetros pode desencadear efeitos indesejáveis, como fissuras térmicas, formação de esferas, porosidade, entre outros defeitos. Portanto, estabelecer uma correlação precisa entre esses parâmetros e os resultados obtidos é fundamental para otimizar o processo e alcançar os resultados desejados.

Atualmente, o principal desafio na MA reside na necessidade de um entendimento profundo da relação entre os parâmetros de processamento e as propriedades finais das peças, bem como nas propriedades dos materiais utilizados (M Bhuvanesh Kumar et al., 2021). A variabilidade das propriedades, especialmente em peças metálicas, é consideravelmente elevada devido aos complexos ciclos térmicos que ocorrem durante os processos de impressão. Embora existam diferenças metalúrgicas sutis entre as propriedades de peças produzidas por MA e aquelas fabricadas por métodos convencionais, como tensões residuais, anisotropia

e a presença de defeitos, essas características são intrínsecas à MA. (Lee, J. et al. 2021).

Um dos principais diferenciais do LPBF são os tipos de materiais que pode ser utilizado, sendo considerado como o método mais versátil para o uso de uma variedade de materiais. No entanto, apesar de suas vantagens, o LPBF enfrenta diversos desafios. A exigência de peças altamente densas e as elevadas taxas de resfriamento impactam diretamente as microestruturas formadas (Sohini Chowdhury et al., 2022). Como consequência, as peças produzidas por LPBF tendem a apresentar baixa ductilidade. Outros defeitos, como a formação de esferas e porosidade, também influenciam o processo, particularmente no desempenho em fadiga. Além disso, a alta taxa de resfriamento e o gradiente de temperatura geram tensões residuais que afetam significativamente a iniciação de trincas (Niloofar Sanaei et al., 2021).

2.1 Boas Práticas em Modelagem Computacional

Esta seção apresenta os fundamentos teóricos utilizados para a formulação da solução da modelagem computacional aplicada à análise biomecânica da mandíbula. O foco desta abordagem está na análise da qualidade da malha e de seu impacto direto na precisão das soluções obtidas pelo MEF, com ênfase nas métricas geométricas responsáveis por garantir a estabilidade numérica. Também contempla a aplicação de técnicas de otimização topológica em especial o método SIMP como estratégia para o desenvolvimento de placas personalizadas com máxima eficiência estrutural. Por fim, inclui-se a formulação variacional de problemas de contato com atrito, modelados por meio do método do Lagrangiano aumentado, fundamental para representar adequadamente a interação mecânica entre os componentes do sistema de fixação óssea.

2.1.1 Qualidade e Métrica de Malha

O MEF é amplamente reconhecida como uma ferramenta robusta para a análise numérica de problemas complexos em engenharia e ciências aplicadas. Sua aplicação abrange diversas áreas, como engenharia estrutural, dinâmica de fluidos,

transferência de calor e eletromagnetismo, permitindo a simulação detalhada de fenômenos físicos tridimensionais. No contexto biomecânico, o MEF tem sido particularmente eficaz na modelagem de estruturas ósseas e interação biomecânica, como a mandíbula, e na avaliação do desempenho de Próteses, como placas de fixação mandibulares.

No MEF, o domínio contínuo de interesse é discretizado em subdomínios menores os chamados elementos finitos que, em análises tridimensionais, geralmente assumem formas geométricas simples, como tetraedros ou hexaedros. O comportamento físico dentro de cada elemento é aproximado por funções de interpolação, possibilitando a formulação de um sistema de equações algébricas. Essa formulação inicia-se com a definição das equações diferenciais parciais que regem o fenômeno em estudo, as quais são então convertidas para sua forma fraca. Nessa etapa, variáveis contínuas, como deslocamentos e tensões, são discretizadas em pontos nodais, originando expressões para a matriz de rigidez e os vetores de força nodais.

A qualidade da malha gerada para a discretização do domínio exerce influência direta sobre a precisão, a estabilidade e a convergência dos resultados obtidos pelo MEF. Estudos demonstram que malhas que não possuem qualquer tipo de avaliação métrica introduzem erros significativos nos campos de deslocamento e tensão, comprometendo a validade das simulações numéricas (Sorgente et al., 2023). Para garantir a confiabilidade dos resultados, é fundamental aplicar métricas de qualidade específicas durante a etapa de geração da malha. Entre os critérios mais relevantes, destacam-se o aspecto dos elementos, a uniformidade das arestas e a proporcionalidade entre o tamanho dos elementos e as dimensões geométricas críticas do modelo. Além disso, é recomendado avaliar diferentes níveis de refinamento de malha a fim de equilibrar a precisão da simulação com o custo computacional envolvido. Métricas como o índice Jacobiano e a esfericidade dos elementos tetraédricos têm se mostrado particularmente úteis na verificação da qualidade da malha, especialmente em regiões de interesse clínico, como a interface entre osso e implantes (Sorgente et al., 2023). A correta aplicação dessas métricas contribui para a integridade da solução numérica, especialmente em simulações que

envolvem geometrias complexas e materiais com comportamento anisotrópico, como ocorre na análise da biomecânica mandibular.

Essas expressões envolvem integrais que precisam ser avaliadas numericamente para cada elemento individual. A transformação Jacobiana $[J]$ desempenha um papel crucial na aplicação de técnicas de integração numérica, permitindo avaliar as integrais relacionadas aos elementos finitos. Essa transformação estabelece a relação entre as coordenadas físicas (x, y) e as coordenadas paramétricas ξ, η dentro de um elemento finito. Um Jacobiano não singular indica que a transformação está bem definida e que não há perda de informações durante a conversão entre o domínio físico e o domínio paramétrico.

A Figura 2.7 apresenta um esquema ilustrando a transformação Jacobiana das coordenadas cartesianas para o espaço de coordenadas naturais, onde a integração numérica é realizada utilizando a quadratura de Gauss. Para mais detalhes sobre a metodologia dos elementos finitos, recomenda-se a consulta à literatura clássica, como Cook (2007) e Zienkiewicz et al. (2013).

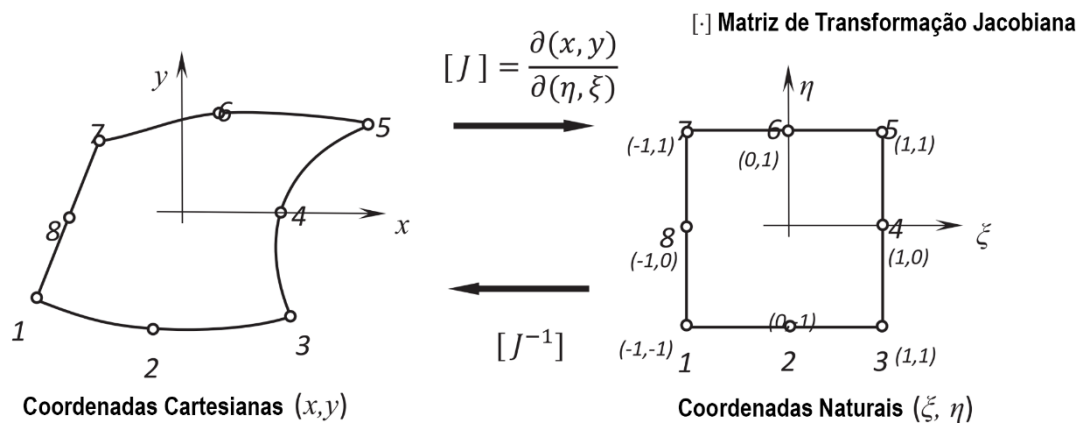


Figura 2.7. Esquema da transformada do Jacobiano e sua inversa.

Quando o Jacobiano é singular ou degenerado, isso indica que a transformação não é única ou que não é possível inverter com precisão a relação entre as coordenadas físicas e paramétricas. Tal situação pode ocorrer em casos de geometrias complexas, pontos singulares ou elementos degenerados. Nesse contexto, a simetria e a uniformidade dos elementos são de extrema importância para qualquer método numérico que utilize a discretização de um contínuo. Elementos simétricos com lados uniformes são considerados de alta qualidade, e diversas

métricas baseadas em verificações geométricas podem ser empregadas para determinar a qualidade da malha.

Neste trabalho, o software ANSYS 25R1 foi utilizado para realizar a análise por elementos finitos. Entre as métricas de malha disponíveis na biblioteca do ANSYS, a métrica *Element Quality* foi selecionada para avaliar a qualidade dos elementos, visando aprimorar a precisão da integração numérica. A funcionalidade *Element Quality* fornece uma métrica abrangente para avaliar a qualidade dos elementos, com valores variando de 0 a 1. Essa métrica é calculada analisando o volume do elemento em relação à raiz quadrada do cubo da soma dos comprimentos das arestas ao quadrado para elementos tridimensionais (eq. 1). Um valor igual a 1 indica que o elemento se aproxima de uma forma perfeita, como um cubo ou quadrado, enquanto um valor igual a 0 indica que o elemento possui volume nulo ou negativo.

$$Element\ Quality = C \frac{volume}{\sqrt{[\sum(edge\ length)^2]^3}} \quad (1)$$

2.1.2 Otimização topológica

A otimização topológica (OT) é uma técnica matemática utilizada para otimizar a disposição de materiais dentro de um espaço de projeto definido, considerando um conjunto específico de cargas, condições de contorno e restrições, com o objetivo de melhorar o desempenho do sistema. Os princípios de OT foram aplicados no design da placa utilizada no tratamento de fraturas na região da sínfise. Durante o processo de design, as áreas capazes de suportar adequadamente as forças são preservadas, enquanto aquelas que não são requisitadas são eliminadas. Esse processo de preservação e eliminação baseia-se no método bem estabelecido de Material Isotrópico Sólido com Penalização (SIMP) (Bendsoe & Sigmund, 2003). A ideia fundamental envolve tratar a densidade do material ρ dentro do domínio do projeto como uma variável que varia de 0 a 1, onde 0 indica material que pode ser removido e 1 indica material que deve ser mantido. O problema de otimização pode ser formulado da seguinte maneira:

$$\begin{aligned}
\text{minimize } C(\rho, u) &= \sum_{i=1}^n \int_{\Omega} f_i u_i \cdot d\Omega + \sum_{i=1}^n \int_{\Gamma} t_i u_i d\Gamma \\
\text{subject to } k(\rho)u &= f(\rho) \\
V(\rho) &= \int_{\Omega} \rho dV \leq V_S \\
0 < \rho_{min} &\leq \rho(x) \leq 1
\end{aligned} \tag{2}$$

Onde C representa a conformidade das estruturas, ρ é o vetor de densidade, u é o vetor de deslocamento, f e t são os vetores de força de corpo e força de superfície, respectivamente, Ω e Γ correspondem aos domínios de projeto, k é a matriz global de rigidez, V é a restrição da fração de volume, e $\rho_{min} = 0.001$ é o vetor de densidade relativa mínima (um valor diferente de zero para evitar singularidades). A elasticidade é parametrizada pela seguinte expressão:

$$E(x) = \rho_{(x)}^p E_0 \tag{3}$$

Onde p é o fator de penalização, E_0 é a propriedade de referência do material isotrópico adotado, e E é a propriedade intermediária do material, que está relacionada à sua densidade. Utilizando $p = 3$, as densidades intermediárias aproximam-se de 0 ou 1 (Bendsoe e Sigmund, 1999).

2.1.3 Problema de contato

Problemas de contato envolvendo corpos deformáveis com atrito estão entre os desafios clássicos da mecânica computacional. A presença de restrições unilaterais e leis de atrito não suaves, como o modelo de Coulomb, impõe dificuldades tanto analíticas quanto numéricas. O método do Lagrangiano aumentado tem se mostrado eficaz para a imposição estável dessas restrições, especialmente em cenários de grandes deformações ou quando a convergência do método de multiplicadores de Lagrange puro é problemática. Esta seção apresenta uma formulação variacional baseada no método do Lagrangiano aumentado para o problema de contato com atrito, considerando a discretização por elementos finitos. Considere, por exemplo, um corpo deformável ocupando um domínio $\Omega \subset \mathbb{R}^d$, onde $d = 2$ ou 3 , com sua fronteira particionada em Γ_D , Γ_N , e Γ_C , correspondendo,

respectivamente, às regiões de deslocamentos prescritos, de trações aplicadas e de potencial contato. Seja \mathbf{u} o campo de deslocamentos e $\boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u})$ o tensor de tensões obtido por meio de uma lei constitutiva (por exemplo, elasticidade linear). As condições de contato são modeladas como restrições unilaterais sobre o deslocamento normal, associadas ao atrito tangencial regido pela lei de Coulomb. A funcional do Lagrangiano aumentado é introduzida de acordo com a equação 4.

$$L_{aug}(\mathbf{u}, \lambda_n, \lambda_t) = \Pi_{int}(\mathbf{u}) - \ell(\mathbf{u}) + \lambda_n g_n(\mathbf{u}) + \left(\frac{\varepsilon_n}{2}\right) g_n(\mathbf{u})^2 + \lambda_t \cdot \mathbf{g}_t(\mathbf{u}) + \left(\frac{\varepsilon_t}{2}\right) \|\mathbf{g}_t(\mathbf{u})\|^2 \quad (4)$$

Onde Π_{int} representa a energia interna ($\int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon} d\Omega$), ℓ é o potencial associado às forças externas, g_n e \mathbf{g}_t correspondem, respectivamente, à função de separação normal e ao deslizamento tangencial, enquanto λ_n e λ_t são os multiplicadores de Lagrange associados às restrições normais e tangenciais. Os parâmetros ε_n e ε_t representam os coeficientes de penalização introduzidos pelo método do Lagrangiano aumentado. As condições de Karush-Kuhn-Tucker (KKT) para o problema de contato unilateral são expressas de acordo com a equação 5.

$$g_n(\mathbf{u}) \geq 0, \lambda_n \geq 0, \lambda_n g_n(\mathbf{u}) = 0 \quad (5)$$

O atrito de Coulomb é imposto pela condição $\|\lambda_t\| \leq \mu \lambda_n$. Os deslocamentos são aproximados por meio das funções de forma do Método dos Elementos Finitos, conforme descrito na equação 6.

$$\mathbf{u}(x) \approx \sum N_i(x) \mathbf{u}_i = \mathbf{N}(x) \mathbf{d} \quad (6)$$

Nessa formulação, \mathbf{d} representa o vetor global de deslocamentos nodais. A formulação é aplicada ponto a ponto sobre a superfície de contato, utilizando integração numérica apropriada. A equação de equilíbrio do sistema discretizado, considerando o Lagrangiano aumentado, é dada pela equação 7.

$$\mathbf{R}(\mathbf{d}, \lambda_n, \lambda_t) = \mathbf{K} \mathbf{d} - \mathbf{f}_{ext} + \mathbf{G}_n^T \lambda_n + \varepsilon_n \mathbf{G}_n^T \mathbf{g}_n(\mathbf{d}) + \mathbf{G}_t^T \lambda_t + \varepsilon_t \mathbf{G}_t^T \mathbf{g}_t(\mathbf{d}) = 0 \quad (7)$$

Nesta equação, \mathbf{K} é a matriz de rigidez, \mathbf{f}_{ext} é o vetor de forças externas, e os operadores \mathbf{G}_n e \mathbf{G}_t realizam projeções nas direções normal e tangencial. A imposição

das restrições é conduzida de forma iterativa, utilizando uma estratégia de conjunto ativo. Para cada ponto de contato, o conjunto ativo deve ser verificado conforme: Contato ativo: $g_n < 0 \Rightarrow \lambda_n > 0$ Sem contato: $g_n > 0 \Rightarrow \lambda_n = 0$ O atrito também deve ser avaliado conforme: Aderência (*stick*): $||\mathbf{g}_t|| = 0$ e $||\lambda_t|| < \mu \lambda_n$ Deslizamento (*slip*): $||\lambda_t|| = \mu \lambda_n$, com $\lambda_t \propto -\mathbf{g}_t$. O sistema não linear é resolvido por meio do método de Newton-Raphson, e o procedimento iterativo está ilustrado na Figura 2.8.

1. Inicializar deslocamentos e multiplicadores de Lagrange.
 2. Atualizar os conjuntos ativos.
 3. Calcular resíduo \mathbf{R} e o Jacobiano \mathbf{J} .
 4. Solução: $\mathbf{J} \Delta \mathbf{d} = -\mathbf{R}$
 5. Atualizar deslocamentos e multiplicadores:
- $$\mathbf{d}^{\{k+1\}} = \mathbf{d}^k + \Delta \mathbf{d}$$

$$\lambda_n^{\{k+1\}} = \max(0, \lambda_n^k + \varepsilon_n g_n(\mathbf{d}^{\{k+1\}}))$$

$$\lambda_t^{\{k+1\}} = Proj_{\{||\cdot|| \leq \mu \lambda_n\}} \left(\lambda_t^k + \varepsilon_t \mathbf{g}_t(\mathbf{d}^{\{k+1\}}) \right)$$

Figura 2.8. Processo iterativo usando Newton-Raphson.

A projeção garante o cumprimento da condição de atrito de Coulomb. A convergência é avaliada com base na norma do resíduo e nos incrementos de deslocamento. A formulação do Lagrangiano aumentado, combinada com a discretização por elementos finitos, mostrou-se eficaz na modelagem de problemas de contato com atrito. A técnica de aumento contribui para a estabilidade numérica e para a imposição precisa das restrições, enquanto o algoritmo de conjunto ativo permite o tratamento adaptativo das condições de contato e atrito.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A seção descreve detalhadamente as etapas realizadas para o desenvolvimento e análise dos modelos biomecânicos da mandíbula e das placas de fixação utilizadas neste estudo (Figura 3.1). O processo incluiu a obtenção de imagens tomográficas para a construção do modelo tridimensional da mandíbula, a preparação dessas geometrias em software CAD, a definição das propriedades mecânicas dos materiais e a aplicação de simulações numéricas por meio do MEF. Além disso, foram consideradas estratégias de otimização topológica e modelagem do processo de manufatura aditiva metálica, com o objetivo de avaliar o comportamento biomecânico das placas personalizadas em comparação com modelos comerciais.

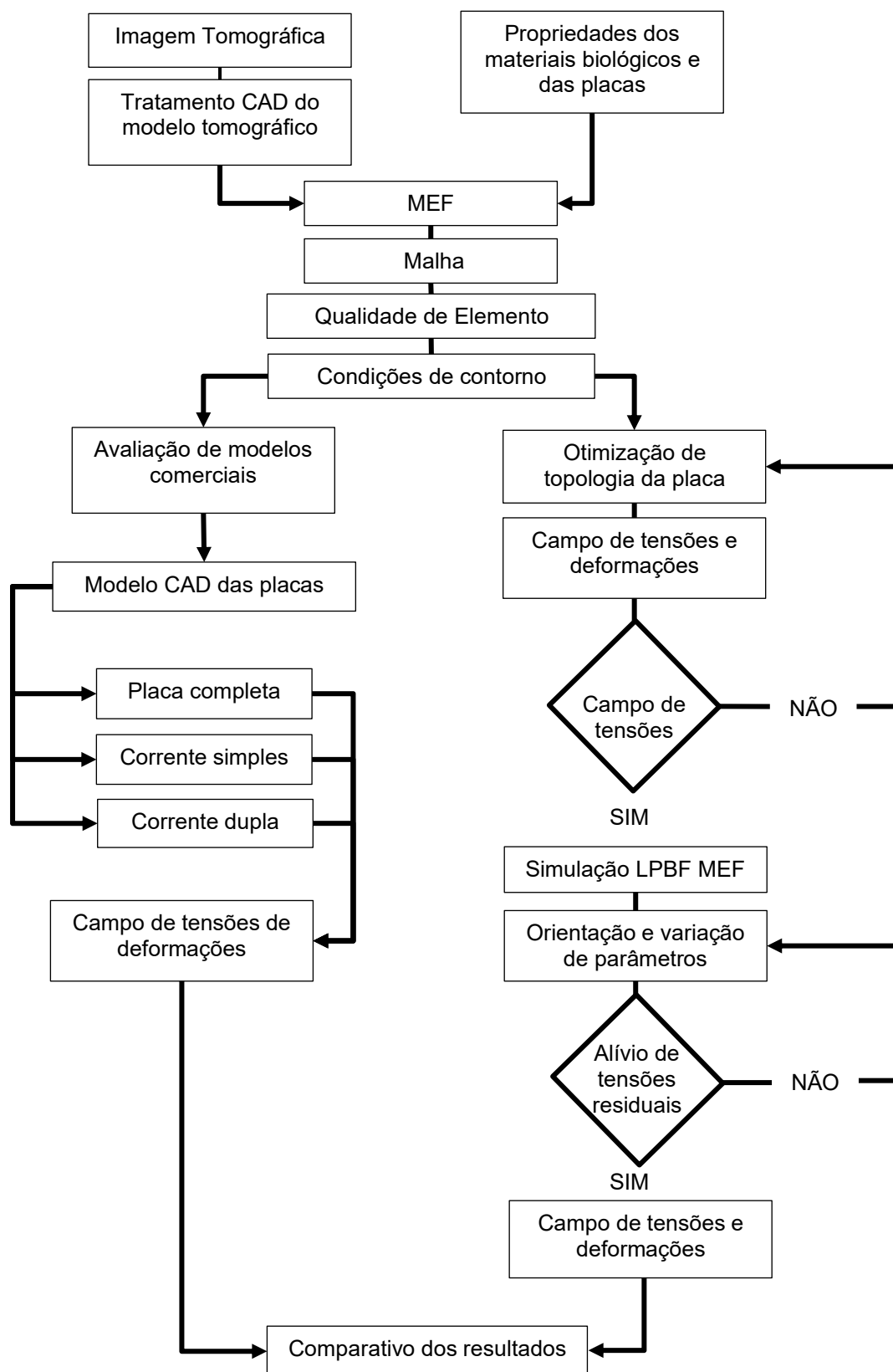
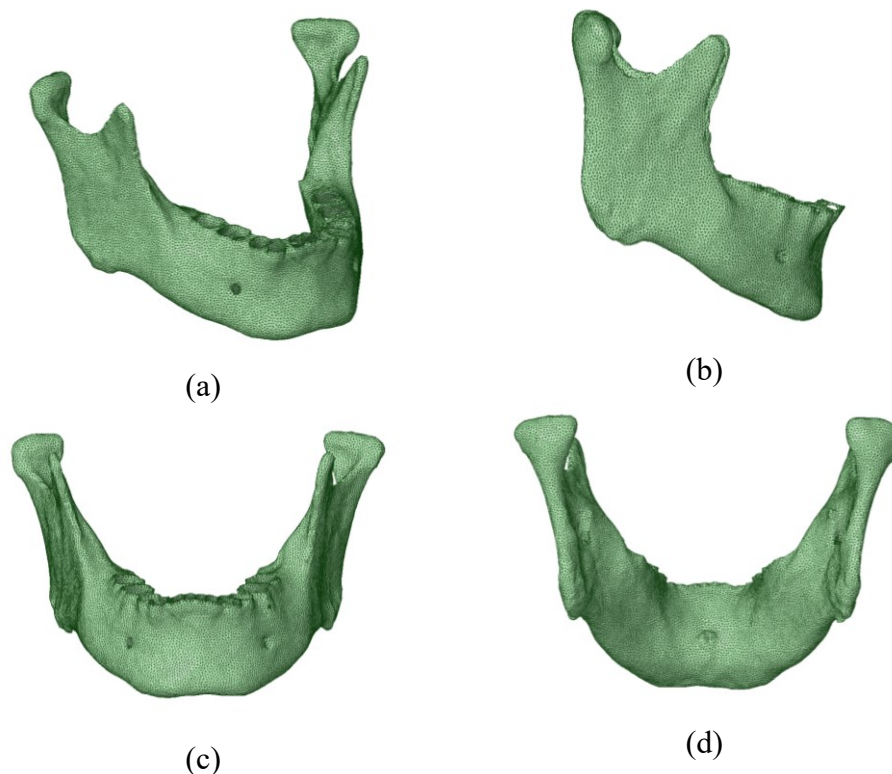


Figura 3.1. Esquemático do desenvolvimento.

3.1 Tratamento do Modelo CAD

Um dos principais desafios deste estudo é o processamento das imagens tomográficas, normalmente adquiridas no formato *Standard Tessellation Language* (STL), para eliminar sólidos e estruturas adicionais não estruturados que não possuem conexão estrutural com o osso mandibular, como os dentes. Para enfrentar esse desafio, introduzimos uma metodologia detalhada e inovadora nesta análise, que pode servir como guia para outros pesquisadores no processamento de suas próprias imagens para modelagem computacional. Ressalta-se que a abordagem aqui apresentada não é obrigatória, mas sim uma recomendação baseada nos resultados obtidos neste caso específico.

É altamente recomendável que o processamento das imagens seja realizado em conformidade com a teoria dos elementos finitos, a fim de gerar uma malha de alta qualidade e confiabilidade. Uma métrica de malha bem projetada resulta em um alto nível de precisão na integração numérica. Diversas métricas, como razão de aspecto, razão de Jacobiano, obliquidade e qualidade ortogonal, podem ser utilizadas para quantificar a qualidade da malha. A Figura 3.2 ilustra as imagens tomográficas (STL) do paciente sob diferentes perspectivas.



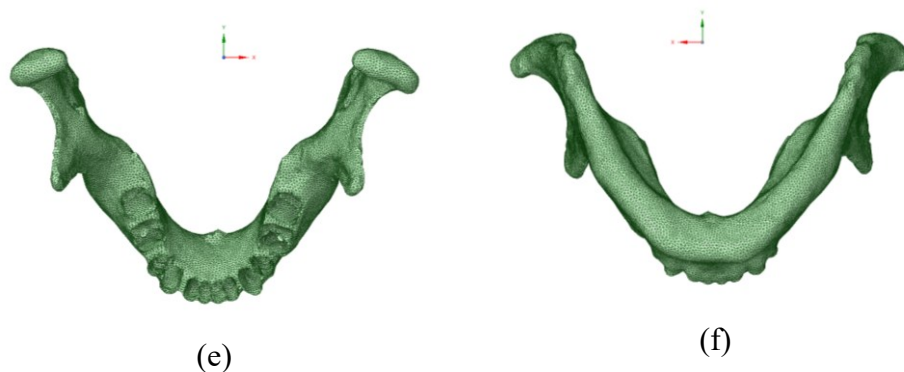


Figura 3.2. Imagens tomográficas da mandíbula: a) isométrica, b) direita, c) frontal, d) posterior, e) Superior f) inferior.

Para processar a imagem da mandíbula, a estrutura sólida em formato STL é convertida em uma estrutura facetada, conforme ilustrado na Figura 3.3a. Essa conversão permite criar uma casca da geometria da mandíbula e dividi-la na zona da linha mediana (sínfise). Ao dividir a mandíbula em duas partes, torna-se possível investigar a estrutura interna com maior precisão, como demonstrado na Figura 3.3b. Essa metodologia não apenas facilita a detecção do nervo alveolar inferior, mas também possibilita a definição da espessura do osso cortical e o preenchimento da cavidade interna restante com um material representativo do osso trabecular.

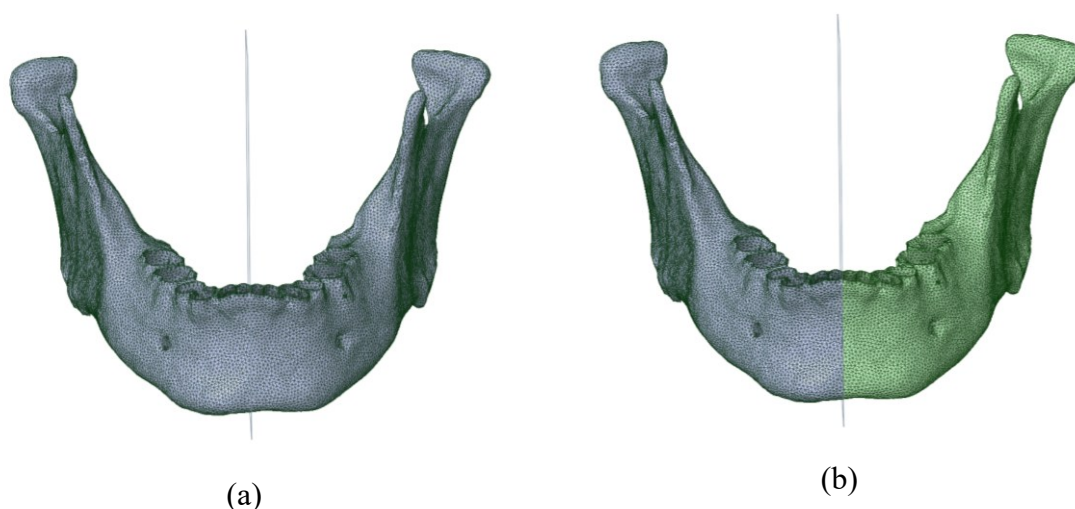
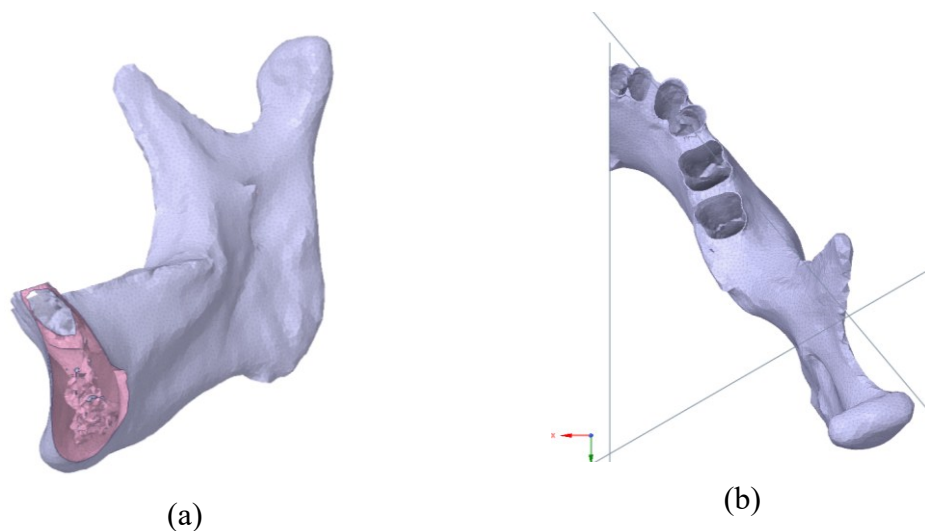


Figura 3.3. Detalhes da mandíbula facetada: a) original e b) Dividida na área de sínfise.

O arquivo original gerado durante o processo tomográfico inclui o canal mandibular juntamente com o nervo alveolar inferior. Para modelar os tecidos cortical e trabecular da mandíbula, é necessário realizar um tratamento prévio em CAD para remover estruturas indesejadas, como nervos e outras estruturas desconectadas. A

Figura 3.4 ilustra a estratégia de remoção de material da mandíbula. Diversos planos geométricos são criados para seccionar a mandíbula, com o objetivo de isolar a estrutura nervosa. A Figura 3.5 apresenta o histórico de separação e remoção do material. Após a separação completa do nervo da geometria principal (Figura 3.5b), ele pode ser excluído (Figura 3.5c). O mesmo procedimento foi aplicado ao lado esquerdo da mandíbula, como mostrado na Figura 3.6.

A Figura 3.7 ilustra o processo de reconstrução do osso cortical mandibular. Primeiramente, a mandíbula é transformada em uma estrutura facetada em forma de casca, conforme mostrado na Figura 3.7a. Em seguida, a espessura da estrutura facetada em casca é criada, como demonstrado na Figura 3.7b, antes de ser convertida em uma estrutura sólida. No entanto, durante o processo descrito nas Figuras 3.7a e 3.7b, diversos problemas geométricos podem surgir, como arestas divididas, arestas extras, faces duplicadas, auto interseções, arestas/vértices com conexões excessivas e aberturas nos corpos facetados. Qualquer um desses problemas pode impedir a conversão para uma estrutura sólida e, mesmo que a conversão seja bem-sucedida, pode resultar em falhas na geração da malha de elementos finitos. Portanto, todos os defeitos na estrutura facetada devem ser corrigidos antes de sua conversão para uma estrutura sólida.



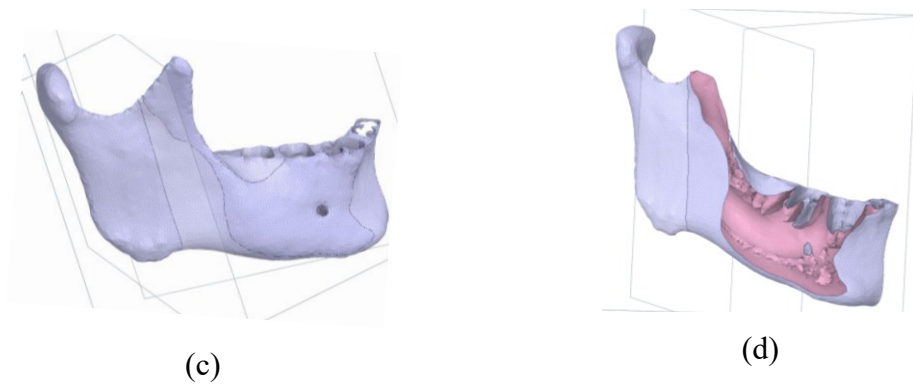


Figura 3.4. Detalhes da evolução do processo de recorte.

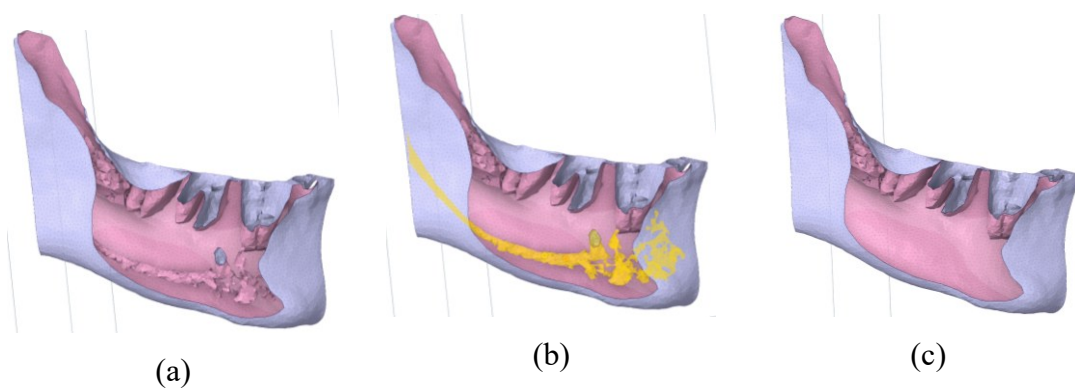


Figura 3.5. Esquema de detecção: (a) Estrutura original, b) Remoção do nervo alveolar inferior e estrutura óssea final.

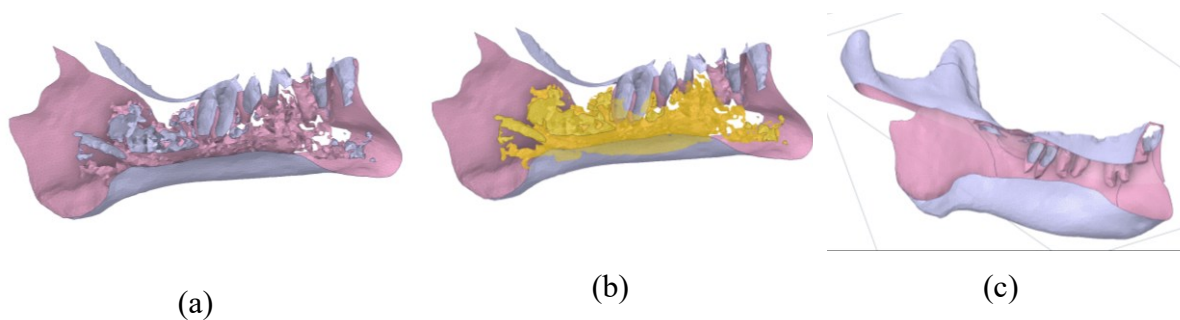


Figura 3.6. Esquema de detecção: (a) Estrutura original, b) Remoção do nervo alveolar inferior e estrutura óssea final.

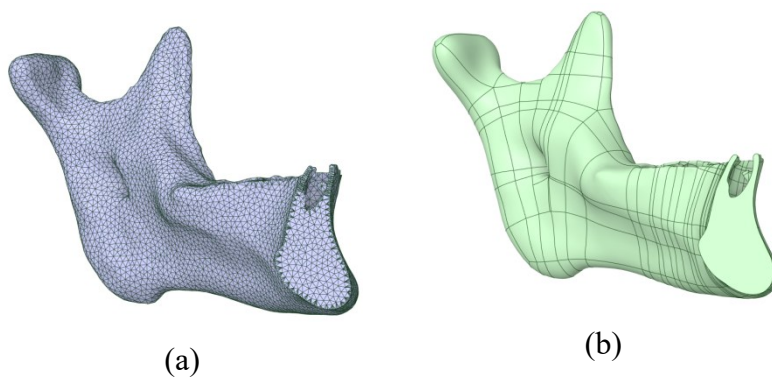


Figura 3.7. Osso cortical: (a) STL facetado e b) Sólido.

O osso mandibular é composto por uma estrutura externa conhecida como tecido cortical e, em sua parte interna, preenchido pelo tecido trabecular. A estrutura adicional representada na Figura 3.8b, que corresponde ao tecido trabecular, é inserida no tecido cortical ilustrado na Figura 3.8a, resultando em uma estrutura mandibular do tipo sanduíche, conforme mostrado na Figura 3.8c.

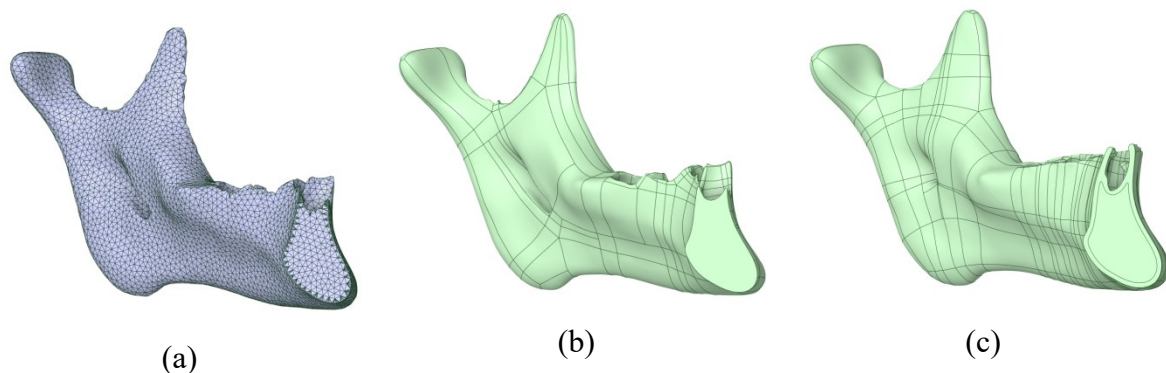


Figura 3.8. Composição mandibular: a) STL tecido trabecular, b) Tecido trabecular sólido e c) Tecido trabecular e cortical.

A Figura 3.9 apresenta um diagrama esquemático ilustrando todas as etapas implementadas para gerar o modelo 3D da mandíbula, incorporando de forma consistente boas práticas de modelagem sob a perspectiva da engenharia. As etapas são brevemente descritas a seguir:

Etapa 1. Aquisição de imagens tomográficas em STL. Observação: O arquivo STL deve ser verificado antes de prosseguir com o CAD. Geralmente, é necessário o uso de softwares adicionais para corrigir problemas como arestas divididas, arestas extras, faces duplicadas, auto interseções, vértices/aristas com conexões excessivas e aberturas nos corpos facetados.

Etapa 2. Limpeza. Durante a aquisição das imagens tomográficas, os nervos mandibular, alveolar inferior e lingual também são capturados. No entanto, essas estruturas devem ser limpas ou removidas, pois não contribuem para a resistência estrutural.

Etapa 3. Conversão para sólido. Nesta etapa, a mandíbula é transformada em uma estrutura facetada em forma de casca. Em seguida, a espessura dessa estrutura é criada antes de ser convertida em uma estrutura sólida.

Etapa 4. Definição de sub-regiões de acordo com a anatomia mandibular. No modelo apresentado, todas as regiões anatômicas da mandíbula foram consideradas. Isso permite que o modelo funcione com uma abordagem simples que pode ser posteriormente customizada para acomodar considerações mais complexas pelo usuário.

Etapa 5. Definição das propriedades mecânicas de acordo com as sub-regiões, baseando-se em modelos selecionados (isomono, isobi ou ortotrópico).

Etapa 6. Definição das condições de contorno. Observação: O modelo apresentado pode facilmente acomodar forças mastigatórias representativas ou quaisquer outras cargas ou condições de contorno além das utilizadas neste estudo.

Etapa 7. Verificação da métrica da malha. O usuário também pode empregar outras métricas de malha.

Etapa 8. Finalmente, realizar a Análise por Elementos Finitos.

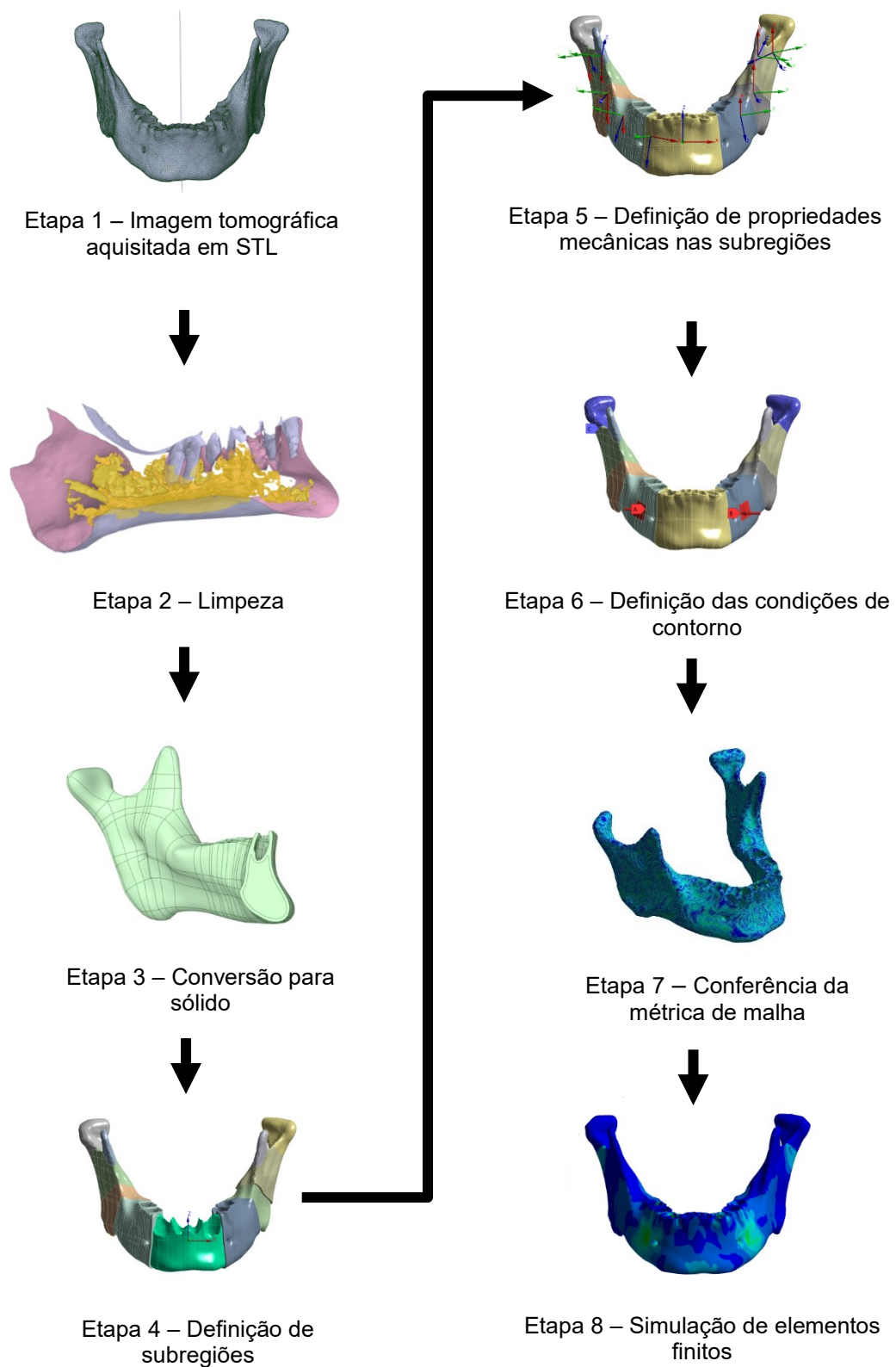


Figura 3.9. Modelagem Mandibular.

3.2 Subdivisões do Modelo e condições de contorno

Nos últimos anos, análises de modelos computacionais da mandíbula com diferentes propriedades de material têm sido propostas por pesquisadores, conforme destacado na Tabela 3.1. Neste estudo, um modelo realista e saudável da mandíbula foi empregado, utilizando propriedades de material obtidas da literatura especializada (Arora et al., 2020; Caraveo et al., 2008, 2021; Fernández et al., 2003; Lovald et al., 2006; Vajgel et al., 2013). O objetivo é comparar a distribuição de tensões entre diferentes conjuntos de propriedades de material, utilizando um modelo de elementos finitos da mandíbula. É importante ressaltar que tanto materiais isotrópicos quanto ortotrópicos foram considerados, explorando várias abordagens de modelagem, incluindo a representação da mandíbula como uma única entidade ou dividida em duas ou mais sub-regiões. Os modelos avaliados foram classificados com base em seu comportamento isotrópico/ortotrópico e nas regiões consideradas da mandíbula, resultando na seguinte categorização: isotrópico bimaterial (IsoBi), isotrópico monomaterial (IsoMono), isotrópico bimaterial 2 (IsoBi_2) e material ortotrópico com sub-regiões (OrthoSubreg). Nos modelos IsoBi, diferentes propriedades mecânicas isotrópicas são atribuídas aos tecidos cortical e trabecular. Já nos modelos IsoMono, as propriedades mecânicas são isotrópicas, tratando a mandíbula como um único material. No modelo OrthoSubreg, as propriedades mecânicas são ortotrópicas e variam para cada região anatômica da mandíbula, diferenciando os tecidos trabecular e cortical.

Tabela 3.1 Propriedades dos materiais ósseos avaliados.

Modelo isotrópico	IsoBi	Fernandez (2003), Lovald (2006) e Arora (2020)							
		Cortical		Trabecular					
		E _x	13700	7930					
		v	0,3	0,3					
	IsoMono	Lovald (2010)							
		Cortical		Trabecular					
		E _x	20000	20000					
		v	0,3	0,3					
	IsoBi_2	Palka (2020)							
		Cortical		Trabecular					
		E _x	14800	1850					
		v	0,3	0,3					
Modelo Ortotrópico	Ortho Subreg	Caraveo (2008), Caraveo (2021), Vajgel (2013) *em Caraveo 2021 G _{xy} =G _{yz} =G _{xz} = 3050)							
		Cortical						Trabecular	
		Sínfise	Corpo	Angulo	Ramo	Côndilo	Coronoide		
		E _x	20492	21728	23793	24607	23500	28000	1500
		E _y	12092	12700	12757	12971	12650	14000	1500
		E _z	16350	17828	19014	18357	17850	17500	1500
		v _{xy}	0,43	0,45	0,41	0,38	0,32	0,28	0,3
		v _{yz}	0,22	0,2	0,22	0,23	0,25	0,28	0,3
		v _{xz}	0,34	0,34	0,3	0,28	0,24	0,23	0,3
		G _{xy}	5317	5533	5493	5386	5500	5750	-
		G _{yz}	4825	5083	4986	5014	5150	5300	-
		G _{xz}	6908	7450	7579	7407	7150	7150	-

* E_{ij} (MPa) e G_{ij} (MPa), i,j = 1:3
 Abreviação: E, Modulo de Elasticidade; v, Coeficiente de Poisson; G, Modulo de Cisalhamento.

As condições de contorno e cargas com uma pressão de 0,5 MPa foi aplicada lateralmente em duas áreas opostas da mandíbula, sendo cada área (superfície de contato) com tamanho de 10mm x 10mm. As pressões foram de igual magnitude e direção, mas em sentidos opostos, e assumiu-se que as áreas condilares estivessem fixas. Ship (1988) afirmou que esse tipo de impacto pode causar uma fratura indireta

na região da sínfise. As condições de contorno são ilustradas na Figura 3.10. Nessa configuração, há tendência de abertura da linha de fratura na sínfise, resultando em tração na placa de fixação e aumento das tensões localizadas nessa região. Embora as forças mastigatórias também atuem sobre a mandíbula em condições normais, no cenário de um paciente recém-submetido à cirurgia, a movimentação mandibular é restrita por meio de amarras por aproximadamente trinta dias, prevenindo esforços de abertura durante o período inicial de consolidação óssea.

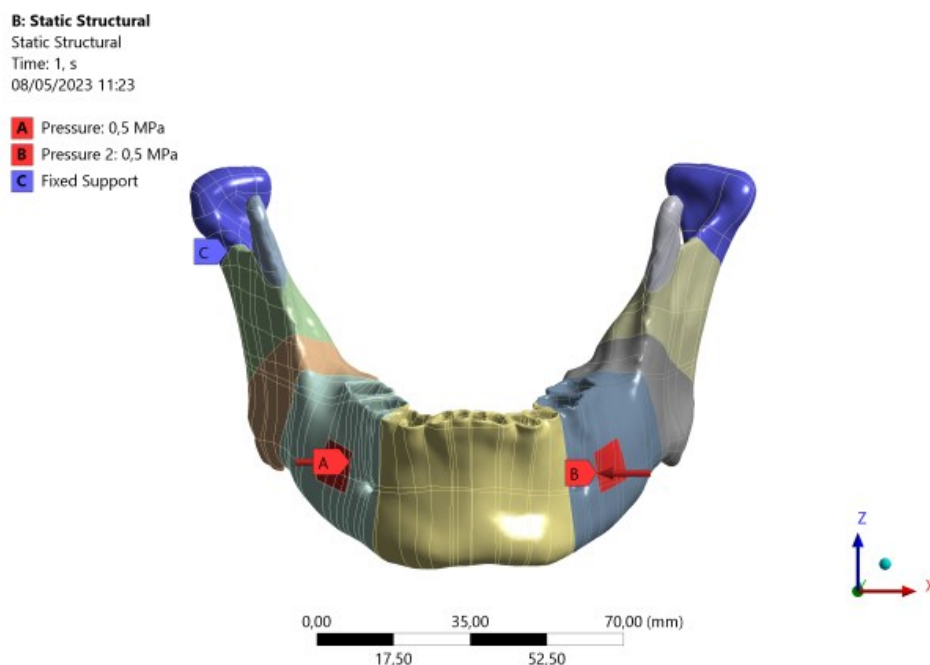


Figura 3.10. Condições de contorno impostas a mandíbula saudável.

Sub-regiões da mandíbula e orientação ortotrópica A Figura 3.11a apresenta as sub-regiões do modelo numérico de acordo com as regiões anatômicas da mandíbula (ramo, processo condilar, sínfise, ângulo). Na Figura 3.11b, a subdivisão da região do tecido trabecular da sínfise e do ramo pode ser observada em detalhes. Este tipo de modelo permite o uso de materiais isotrópicos ou ortotrópicos. As propriedades mecânicas do tecido ósseo variam conforme a região e o tipo de tecido (ver Figura 3.12). Considerando um modelo que leva em conta as sub-regiões da mandíbula, é possível atribuir as respectivas propriedades mecânicas conforme cada região. Este tipo de modelo não apenas permite maior precisão nos resultados

numéricos, mas também possibilita uma melhor avaliação do comportamento da região considerada para trauma.

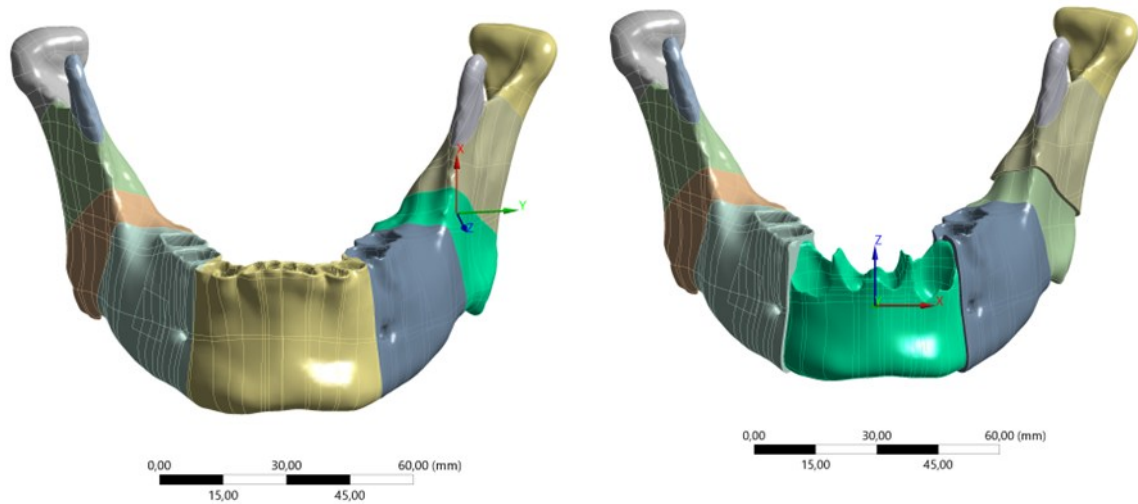


Figura 3.11. Modelo de mandíbula considerando subregiões.

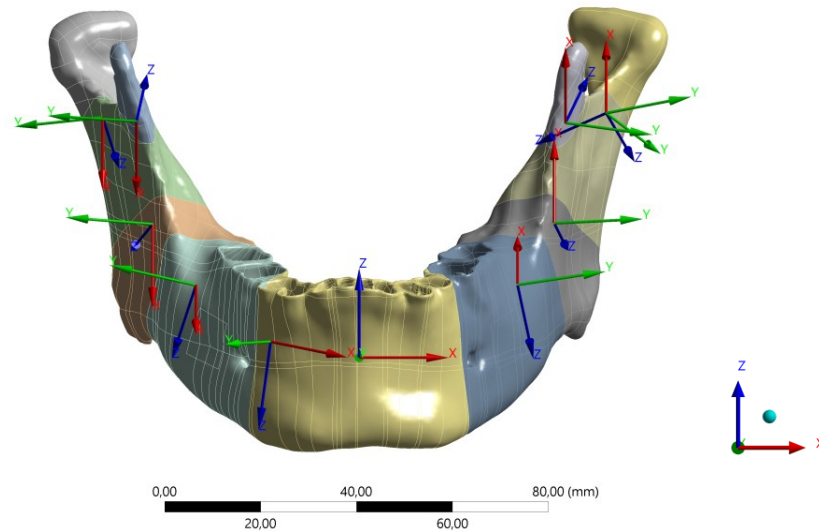


Figura 3.12. Orientação dos materiais.

3.3 Determinação de contatos entre as placas, parafusos e ossos

Neste estudo, quatro tipos de placas são analisados de forma comparativa: uma placa simples (*S-Plate*), uma placa dupla (*D-Plate*), uma placa completa (*F-Plate*) e uma configuração otimizada de placa (*Opt-Plate*). A Figura 3.13 ilustra a disposição geométrica das placas e dos parafusos investigados. O material utilizado tanto para as placas quanto para os parafusos é a liga Ti-6Al-4V, e todos os contatos superficiais

foram modelados como do tipo com atrito (*frictional*). Todas as configurações de placas analisadas neste estudo (Figura 3.14) utilizam a mesma estratégia de fixação, com oito parafusos posicionados nos orifícios designados da estrutura. Os parafusos possuem 2mm de diâmetro e 6mm de comprimento, alcançando apenas a primeira camada cortical do osso (unicortical), sem atravessar ou entrar em contato com nenhum nervo. A Figura 2.4 ilustra a configuração e o posicionamento dos parafusos fixando a placa na região da sínfise.

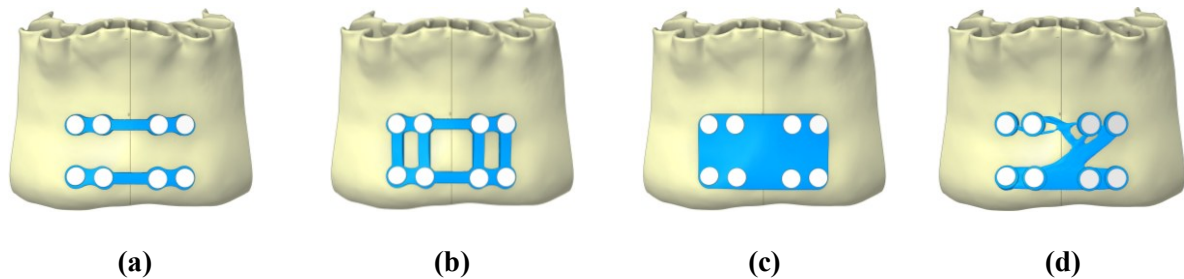


Figura 3.13. Geometrias de placas testadas: a) S-Plate, b) D-Plate, c) F-Plate, d) Opt-Plate.

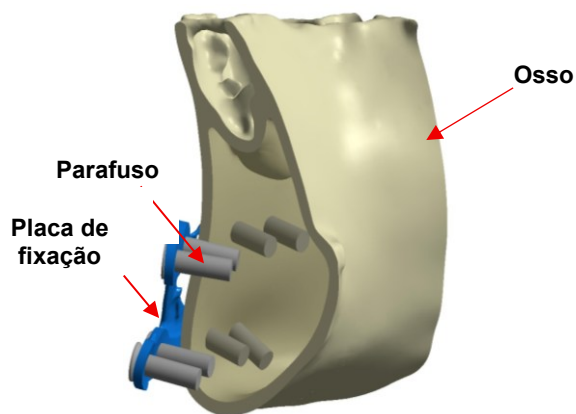


Figura 3.14. Configuração de fixação dos parafusos.

Para a modelagem das interações de contato no sistema de fixação, os parafusos foram representados como elementos cilíndricos, com condições de contato lineares rígidos (*bonded*) aplicadas às suas superfícies externas em contato com as regiões trabecular e cortical do osso (Figura 3.15a). Essa abordagem foi justificada pelas condições de contorno impostas no modelo, que assumem a completa imobilização dos parafusos durante a simulação. As superfícies de contato entre os parafusos e a placa de fixação, ambos fabricados em liga Ti-6Al-4V, foram modeladas com fricção (*frictional*) (Figura 3.15b), permitindo o deslizamento relativo

entre os componentes metálicos. Na interface da fratura mandibular, o contato também foi modelado como com fricção (*frictional*) (Figura 3.15c), permitindo o deslocamento entre os segmentos ósseos e possibilitando uma redistribuição mais realista das cargas mecânicas ao longo da placa de fixação. De forma semelhante, o contato entre a superfície posterior da placa e o osso mandibular foi definido como com fricção (*frictional*) (Figura 3.15d), a fim de representar possíveis movimentações locais decorrentes da instabilidade da fratura antes da consolidação óssea. Os coeficientes de atrito utilizados no modelo foram obtidos na literatura. Para o contato entre diferentes regiões do tecido ósseo, foram adotados os valores reportados por Zhang et al., (1999); para o contato metálico entre superfícies de Ti-6Al-4V, utilizaram-se os dados experimentais apresentados por Saideepak (2021); e, para a interação entre Ti-6Al-4V e tecido ósseo, foram aplicados os valores propostos por Anas Ben Achour et al., (2021). Todos os coeficientes de atrito utilizados nas simulações estão listados na Tabela 3.2.

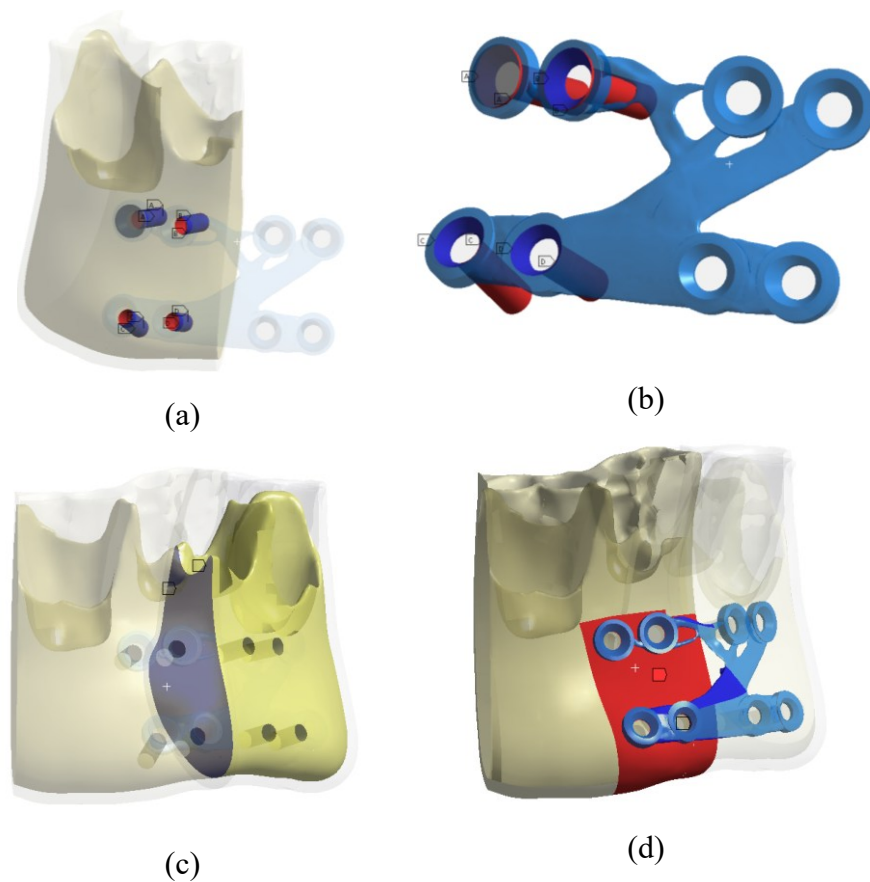


Figura 3.15 Configuração de contato. (a) Parafuso-Osso, (b) Parafuso-Placa, (c) Osso-Osso e (d) Osso-Placa.

Tabela 3.2. Valores de fricção entre materiais.

Tipo	Valores
Parafuso – Placa	0,34
Placa - Osso	0,48
Osso - Osso	0,91

3.4 Simulação do processo LPBF

O processo de manufatura aditiva metálica por LPBF foi simulado utilizando o software Ansys, com o objetivo de modelar o comportamento mecânico das placas de fixação personalizadas. Este método permitiu incorporar os efeitos de propriedades anisotrópicas e de possíveis imperfeições decorrentes do processo de impressão 3D.

Na simulação, condições de contorno específicas foram aplicadas para representar o ambiente biomecânico real, incluindo a interação entre parafusos, placas e tecido ósseo. O modelo considerou também o impacto de fatores térmicos e residuais gerados durante a fabricação, proporcionando uma análise mais completa das placas customizadas. Com essa abordagem, é possível validar a eficiência biomecânica das placas otimizadas em comparação com modelos comerciais, destacando os benefícios do uso de tecnologias avançadas de manufatura aditiva na prática clínica.

A simulação do processo de fabricação em ambiente computacional replicar a dinâmica do processo de MA real, caracterizada pela solidificação progressiva da peça, camada por camada. Devido ao fraco acoplamento entre os fenômenos térmicos e estruturais, é possível simular primeiramente a evolução térmica do processo e, posteriormente, utilizar esses resultados como entrada para uma análise estrutural, permitindo a avaliação de distorções e tensões residuais. No contexto da MA, o modelo evolui ao longo do tempo, à medida que novos elementos são incorporados à simulação. Inicialmente, a peça é discretizada em uma malha completa, estruturada em camadas cartesianas com elementos em formatos de cubos perfeitamente simétricos. Para representar a deposição do material, emprega-se a

técnica de nascimento e morte de elementos, ativando progressivamente as camadas conforme o avanço da simulação. Além disso, as condições de contorno, como superfícies sujeitas à convecção térmica, são atualizadas dinamicamente para refletir o ambiente de fabricação. A simulação é considerada concluída quando todas as camadas foram ativadas e a peça foi completamente construída no ambiente computacional. No entanto, a definição dos tempos de análise e dos incrementos de simulação depende dos parâmetros específicos do processo, que não são previamente conhecidos e devem ser ajustados durante a solução numérica. Embora a modelagem fiel do padrão de varredura do feixe seja fundamental para a precisão da análise, a simulação integral de uma peça real tornaria o custo computacional impraticável, exigindo a adoção de estratégias numéricas para reduzir o tempo de processamento.

Com a finalidade de redução de tempo computacional das análises, consideramos a distribuição das camadas com a metodologia de super camadas, que simulam a distribuição do depósito de pó metálico real utilizando elementos finitos. Como os históricos de temperatura de cada camada adjacente são semelhantes, essa abordagem de agrupamento é apropriado. O tempo de construção da máquina real é aproximadamente o tempo de simulação da etapa de construção térmica transiente multiplicado por $R^{\frac{1}{3}}$, onde R é o número de camadas de depósito em uma super camada de elemento. Na adição camada por camada o material é adicionado e aquecido de uma só vez para cada super camada de elemento. Para máquinas de geração atual e seus padrões de varredura, essa é uma suposição razoável. Os efeitos térmicos no plano não contribuem para a distorção tanto quanto os efeitos térmicos da direção de construção, sendo assim não é utilizado informações do padrão de varredura como entrada para esse modelo de análise. A aplicação de calor é aplicado a novas camadas tendo como base a temperatura de fusão do material. Para a temperatura aplicada, a suposição é que os parâmetros do processo para a construção foram definidos apropriadamente para que a temperatura desenvolvida esteja sempre no pico da fusão, e a temperatura desenvolvida não exceda substancialmente a fusão do material. Grandes tamanhos de passo de tempo de integração são usados em toda a simulação. Isso é suficiente para capturar as

ensões térmicas e plásticas induzidas que causam a distorção. As curvas de aquecimento suave e resfriamento localizadas não serão capturadas em detalhes, mas é possível determinar a taxa de resfriamento a partir dos dados coletados. Os suportes são representados como um sólido homogeneizado ortotrópico. Modelar dessa forma é suficiente para capturar a distorção da geometria e obter estimativas de falha de suporte. Para o processo de leito de pó, o pó não fundido circundante não foi explicitamente modelado. Em vez disso, a perda de calor para o pó é contabilizada em uma abordagem simplificada usando a condição de contorno convectiva na interface entre o pó e o material sólido, as propriedades mecânicas do material pode ser observada na tabela 3.3 e na figura 3.16.

Tabela 3.3 Propriedades isotrópicas elásticas do Ti-6Al-4V.

Temperatura (C°)	Modulo de Rigidez (GPa)	Coefficiente de Poisson	Coefficiente de expansão térmica (C^-1)	Densidade (kg m^-3)
20	107	0,323	8,9E-06	4405
100	103,4	0,328	9,45E-06	4391,5
...
500	74,71	0,351	1,13E-05	4347
...
1000	16,29	0,38	1,16E-05	4274,3
...
1600	0,9435	0,415	-	4205,7

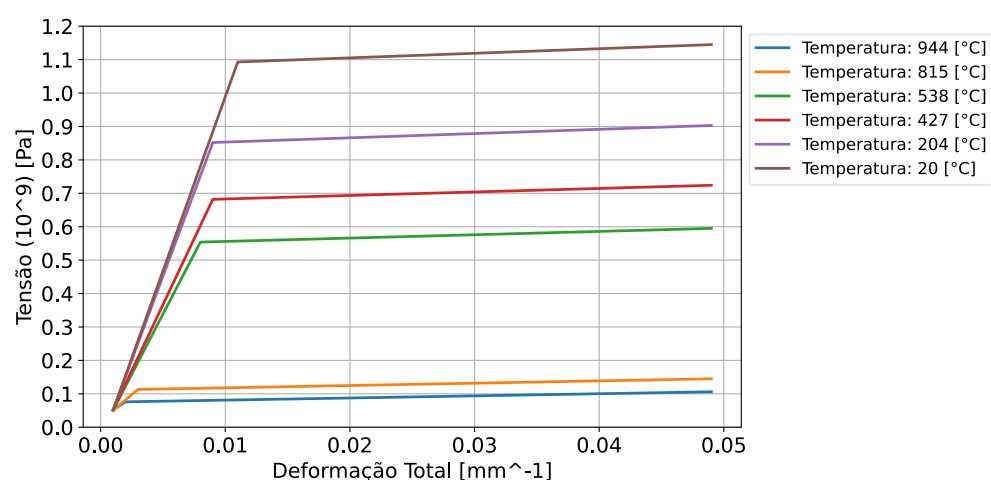


Figura 3.16. Tensão versus Deformação em função da temperatura para o material Ti-6Al-4V.

A Figura 3.17 apresenta o fluxo do processo para simulação do modelo biomecânico, a otimização da placa com as condições de contorno e materiais adequados e por fim o processo de manufatura aditiva com a simulação do processo térmico, finalizando com inclusão das cargas térmicas a fim de determinar o empenamento e variação dimensional da geometria impressa.

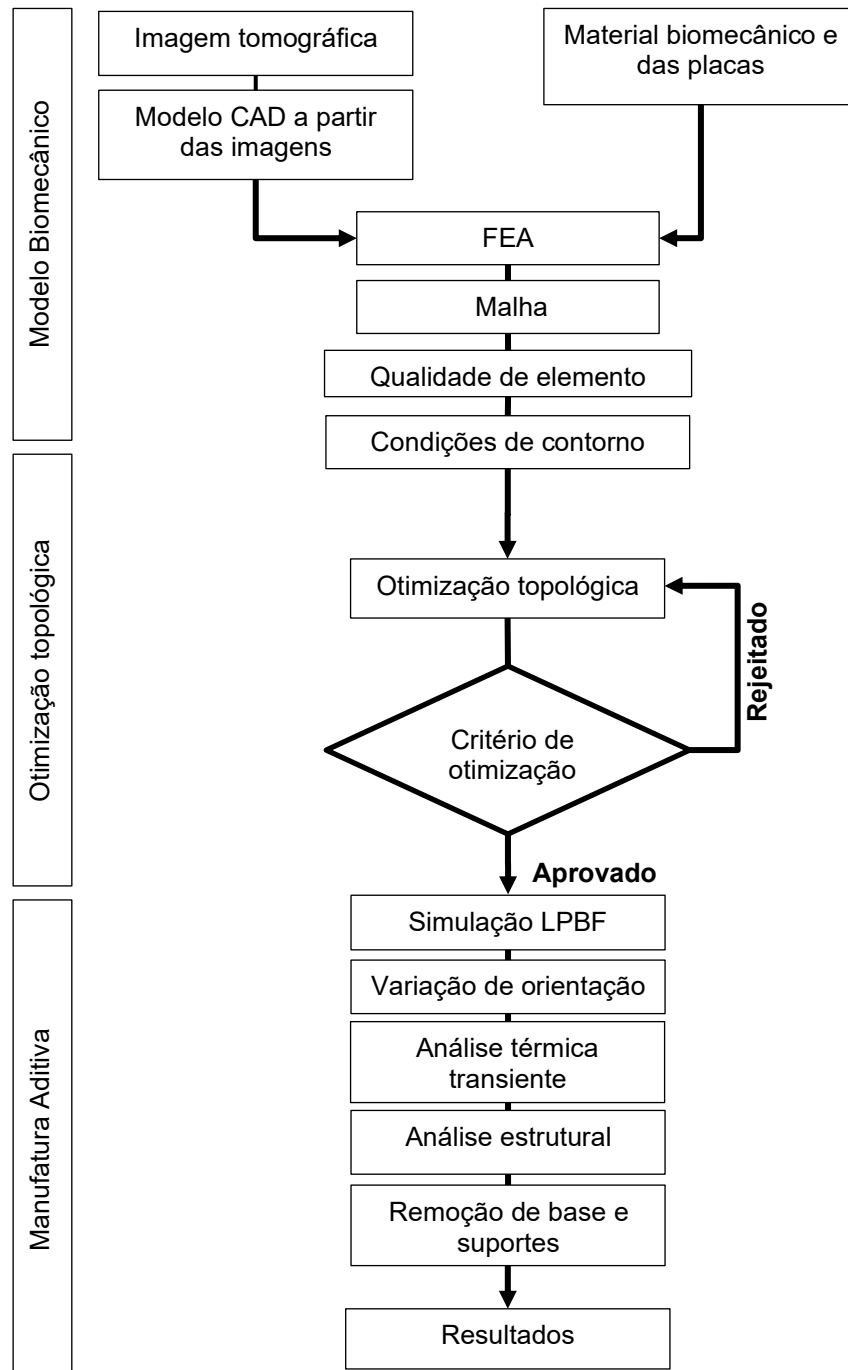


Figura 3.17. Fluxograma de simulação para placa protética.

4 RESULTADOS NUMÉRICOS

Esta seção apresenta a análise integrada da resposta biomecânica da mandíbula e da performance estrutural de diferentes configurações de placas protéticas aplicadas ao tratamento de fraturas na região da sínfise. Inicialmente, investiga-se o comportamento mecânico de uma mandíbula saudável e íntegra, com o objetivo de estabelecer uma referência fisiológica para comparação dos diversos tipos de modelagem biomecânica. Em seguida, realiza-se a avaliação biomecânica da mandíbula com fratura na região da sínfise, considerando diferentes estratégias de fixação, incluindo modelos comerciais convencionais e placas projetadas por otimização topológica. Essa análise permite investigar como a geometria das próteses influencia a distribuição de tensões, os padrões de deslocamento e a estabilidade global do sistema ósseo implantado. Por fim, é discutida a viabilidade da fabricação da placa personalizada por meio da manufatura aditiva metálica, com ênfase na simulação do processo LPBF, na influência da orientação construtiva sobre o desempenho mecânico do componente.

4.1 Mandíbula

Como etapa inicial da análise, foi avaliado o comportamento mecânico da mandíbula íntegra, a fim de estabelecer uma referência para comparação com os modelos fraturados subsequentes. Para isso, foram comparadas diferentes abordagens de modelagem, considerando materiais com comportamento isotrópico e ortotrópico, aplicados em versões mono material e bi material. A malha utilizada no modelo tridimensional da mandíbula foi composta por 495.427 elementos tetraédricos quadráticos com dez graus de liberdade, cuja qualidade foi verificada por meio da métrica *Element Quality*, garantindo resultados precisos e convergência ao realizar a integração numérica. A distribuição dessa métrica para toda a mandíbula e para a região da sínfise está representada nas Figuras 4.1a e 4.1b, respectivamente.

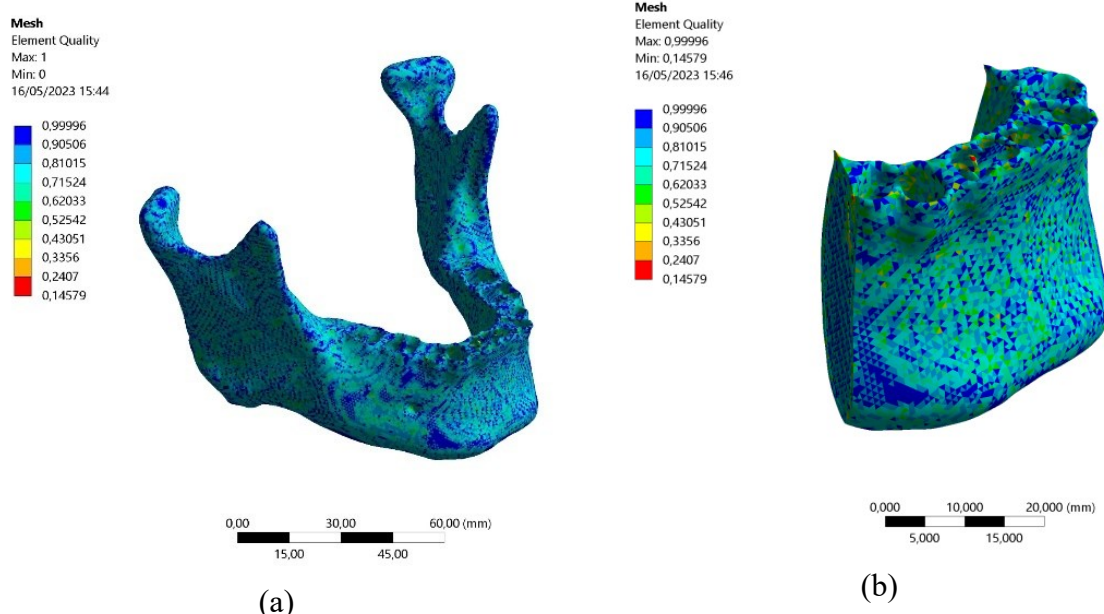


Figura 4.1. Métrica de malha: a) mandíbula e b) Região de sínfise.

Outra característica crucial da verificação da malha é a capacidade de selecionar um valor específico da métrica para visualizar a distribuição anatômica e a morfologia dos elementos dentro da estrutura da mandíbula, conforme ilustrado nas Figuras 4.2a e 4.2b. Essa funcionalidade é extremamente valiosa na identificação de elementos com morfologia degenerada, permitindo a aplicação de técnicas locais de malhagem para aprimorar o índice de qualidade. É importante destacar que a mandíbula é uma estrutura geometricamente complexa, caracterizada por inúmeras curvaturas e pela presença de alvéolos com cristas excepcionalmente finas e irregulares. Apesar dessas complexidades geométricas, a Figura 4.3 demonstra que a maioria dos elementos apresenta valores de qualidade da malha superiores a 0,62, sendo que um valor unitário é considerado excelente. As estatísticas geométricas da malha e a porcentagem de elementos de qualidade são apresentadas na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. Detalhes da métrica de malha.

Estatística geométrica	Elemento de métrica de malha [índice = %]	
Qualidade máxima = 1	0,90 = 58,9 %	0,52 = 1,33 %
Qualidade mínima = 6,9842E-2	0,80 = 18,6 %	0,42 = 0,62 %
Média = 0,84813	0,71 = 12 %	Menor que: 0,42 = 3,21 %
	0,62 = 5,34 %	

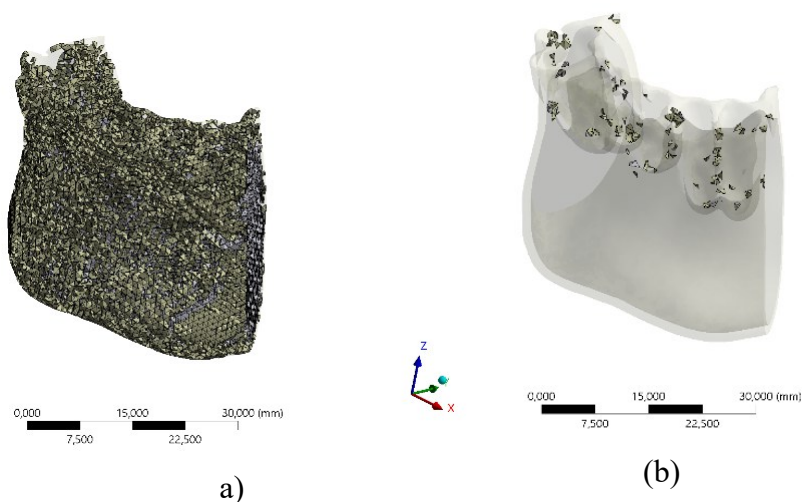


Figura 4.2. Métrica de malha: a) Distribuição dos elementos na região de sínfise, b) Distribuição de elementos na fração alveolar.

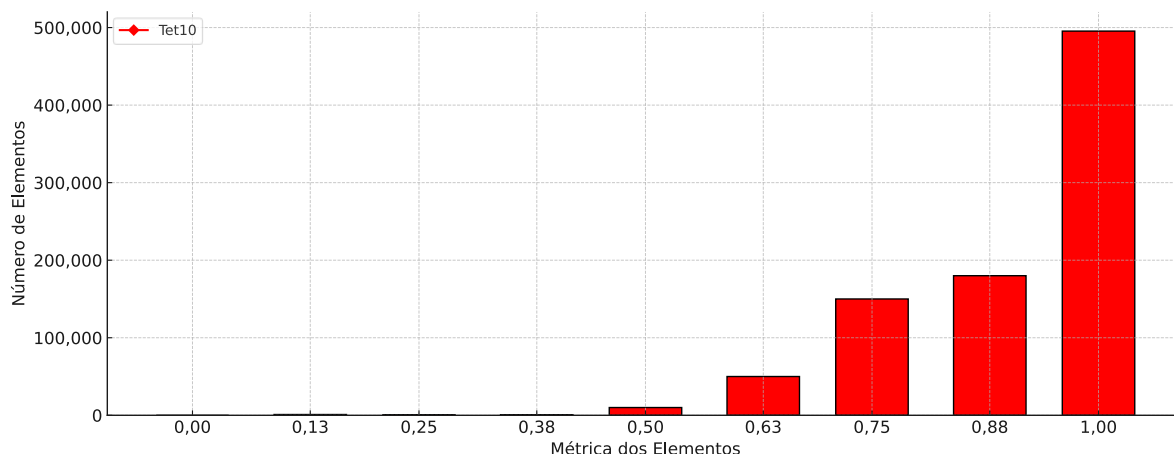


Figura 4.3. Gráfico de métrica de malha.

Para analisar as forças na região da sínfise, foi criada uma linha de percurso para rastrear o campo de tensões nas direções horizontal e vertical, conforme ilustrado na Figura 4.4. Essa análise permite uma comparação da distribuição de tensões na região da sínfise, considerando as propriedades mecânicas dos modelos disponíveis na literatura. A partir da Figura 4.4, é evidente que os modelos de Caraveo et al., (2021) e Palka (2020) apresentaram uma distribuição de tensões muito similar ao longo da linha horizontal. A amplitude de pico da tensão ocorre na região entre 0 e 10mm, resultante do concentrador de tensão produzido pela proximidade do assoalho do processo alveolar. Entre 15 e 40mm, a distribuição de tensões torna-se

mais uniforme, afastando-se dos processos alveolares e sob a influência do tecido cortical. No entanto, os outros modelos (Fernández et al., 2003; S. Lovald et al., 2010) apresentaram maior dispersão, uma vez que são modelos mais simples e isotrópicos, apesar de suas curvas exibirem um resultado deslocado. A distribuição de tensões verticais na região da sínfise é ilustrada na Figura 4.4b. Observa-se uma maior amplitude de tensões nas regiões de 0 a 1mm e de 10 a 12mm, localizadas na região do processo alveolar, onde a estrutura é mais fina e, portanto, deve ser desconsiderada. Devido à carga compressiva de 0,5 MPa aplicada (Figura 3.10), a região de maior tensão é observada próxima à base da mandíbula (entre 42 e 44mm).

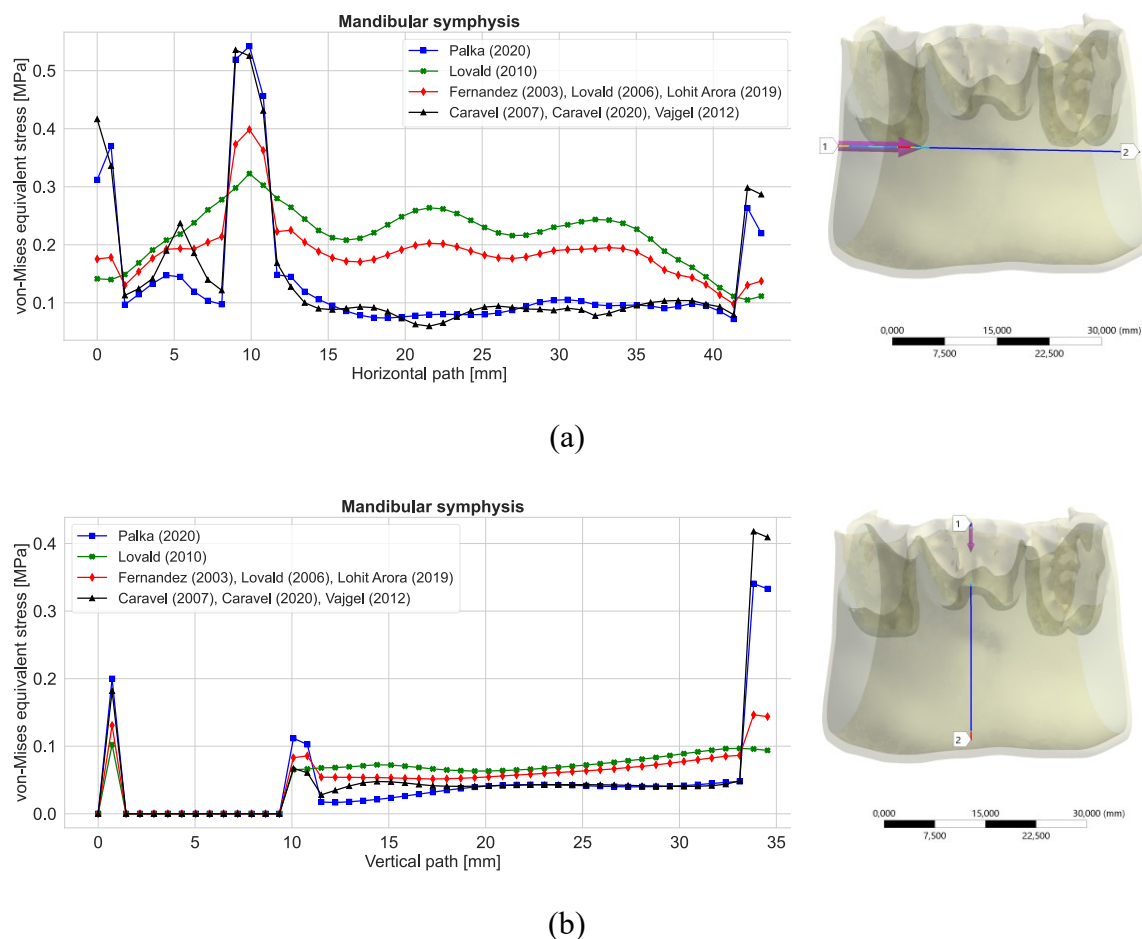
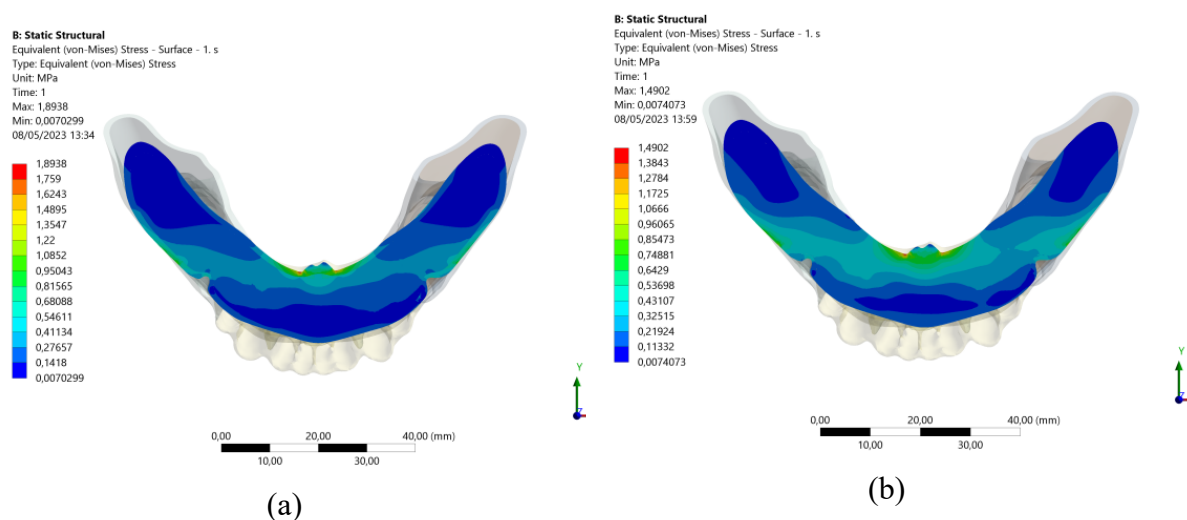


Figura 4.4. Linha de acompanhamento do campo de tensões: a) Caminho horizontal versus tensão de von-Mises b) Caminho vertical versus tensão de von-Mises.

Na mesma coordenada da linha horizontal e vertical (Figura 4.4), foi realizado um corte transversal da mandíbula para avaliar a distribuição do campo de tensões dentro da estrutura mandibular. A Figura 4.5 apresenta o comportamento das tensões

internas para cada modelo analisado. Os modelos na Figura 4.5a e Figura 4.5b exibem comportamentos similares, onde é observada uma distribuição suave de tensões entre os tecidos cortical e trabecular. Esses modelos apresentam uma contribuição superestimada do tecido trabecular para a resistência mecânica. No caso do modelo na Figura 4.5a, o modelo foi considerado isotrópico e bimaterial, com $E_x = 13700$ MPa e 7930 MPa atribuídos às regiões cortical e trabecular, respectivamente. Para o modelo na Figura 4.5b, o modelo foi considerado simplesmente isotrópico, sem distinção entre os tecidos cortical e trabecular, com um único módulo de rigidez de $E_x = 20000$ MPa atribuído a ambos os tecidos. Por outro lado, nos modelos da Figura 4.5c e Figura 4.5d, não é observada uma transição suave entre os tecidos cortical e trabecular, com a maior parte das tensões internas sendo suportada pelo tecido cortical. Esses dois últimos modelos são mais precisos em relação ao campo de tensões do que os dois primeiros, uma vez que o valor de rigidez do tecido cortical é quase o dobro do tecido trabecular. Portanto, considerando a natureza porosa do tecido trabecular e a alta densidade do tecido cortical, espera-se que as tensões sejam principalmente resistidas pelo tecido cortical. Além disso, é importante destacar que, devido à sua baixa rigidez, o tecido trabecular é mais resistente a tensões compressivas do que a tensões de tração. A contribuição para a resistência à compressão pode ser observada na Figura 4.5c e Figura 4.5d na região do forame mental, onde a estrutura é comprimida devido ao reentrante do forame sobre o tecido cortical, gerando um aumento local no campo de tensões.



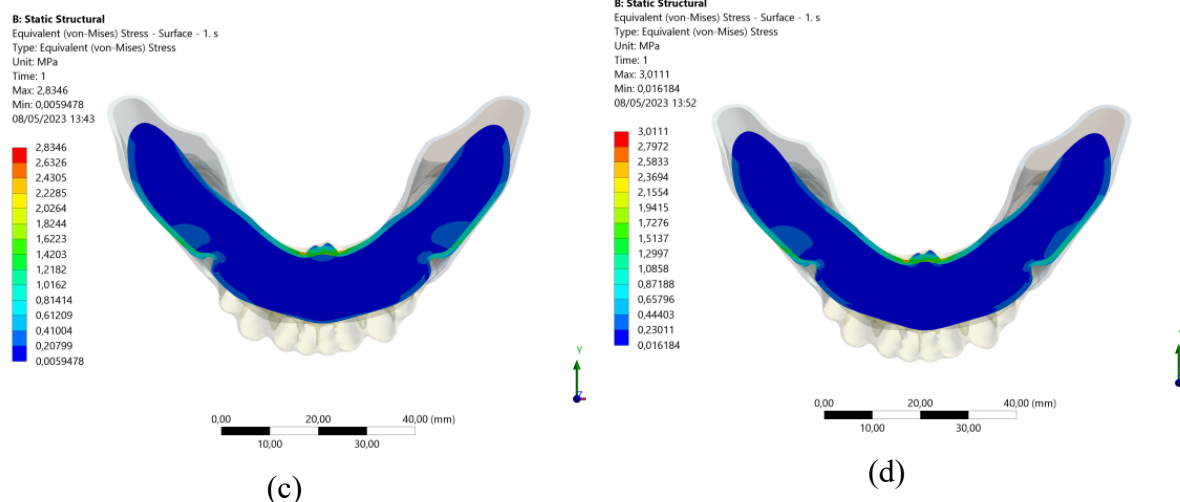
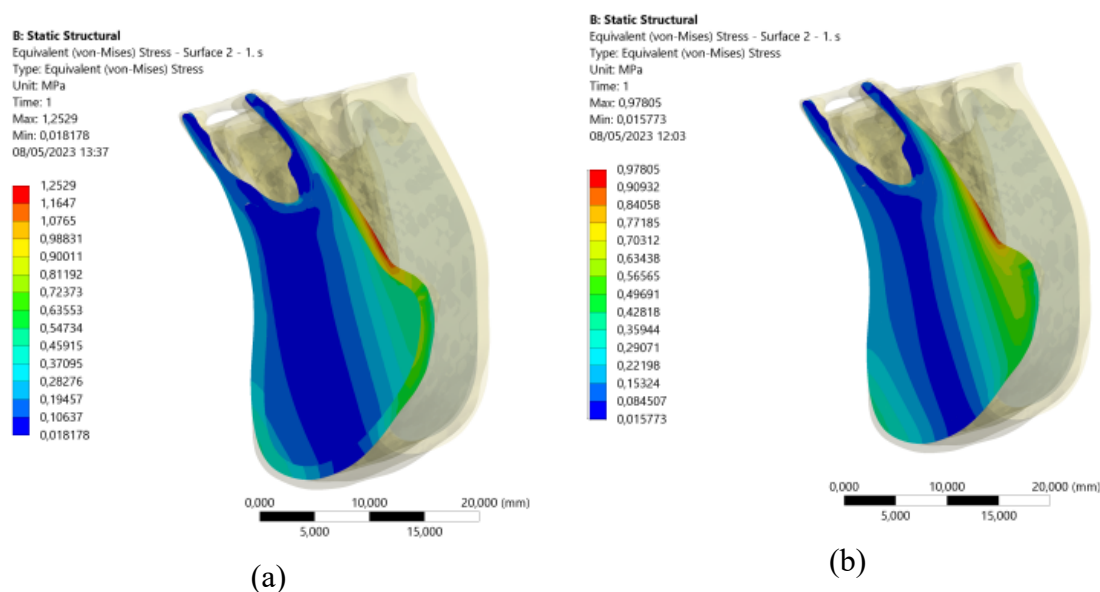


Figura 4.5. Seção transversal mandibular: a) Fernandez (2003), b) Lovald (2010), c) Palka (2020) e d) Caraveo (2008).

Uma análise suplementar da distribuição de tensões na área da seção transversal vertical é apresentada na Figura 4.6. Mais uma vez, é possível observar uma transição gradual de tensões entre os tecidos cortical, trabecular e cortical nas Figuras 4.6a e 4.6b. No entanto, essa transição contradiz o comportamento esperado das forças internas, uma vez que o tecido cortical é significativamente mais rígido que o tecido trabecular. Nas Figuras 4.6c e 4.6d, é notável um aumento nas tensões na região do tubérculo genial, acompanhado pela resposta do tecido trabecular às forças compressivas.



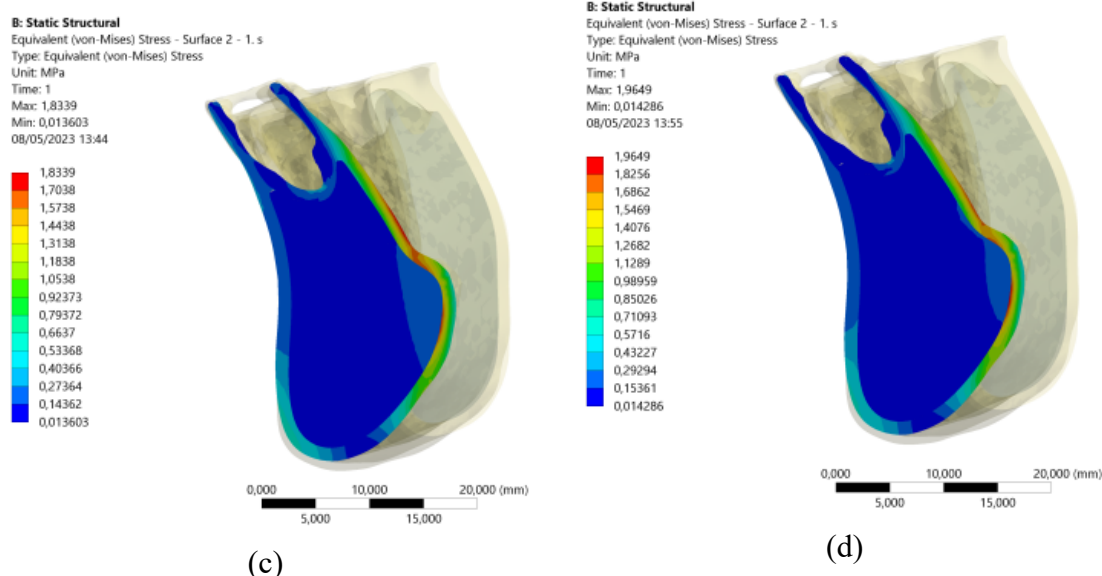
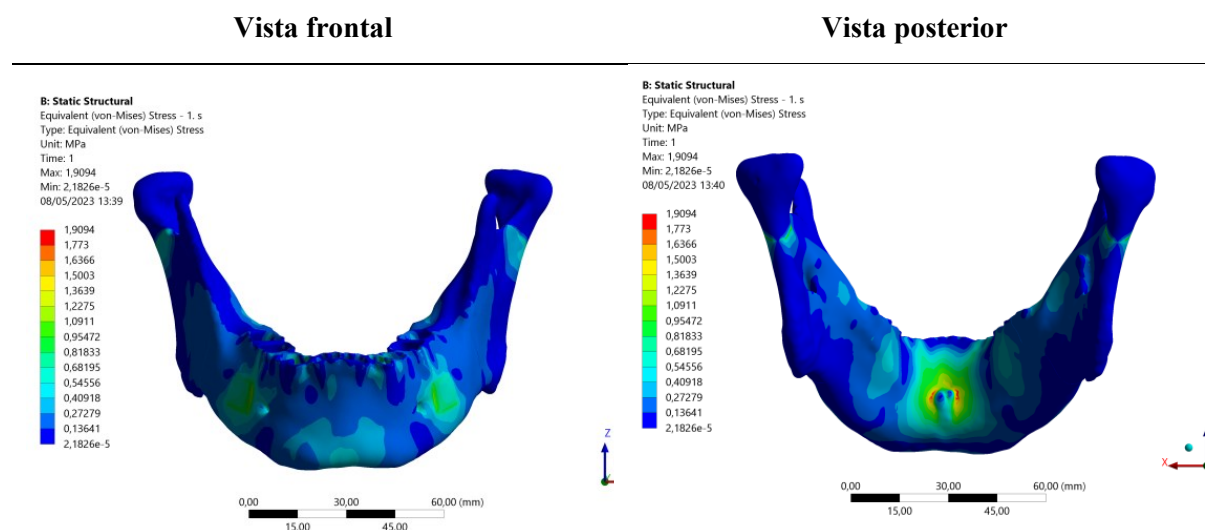
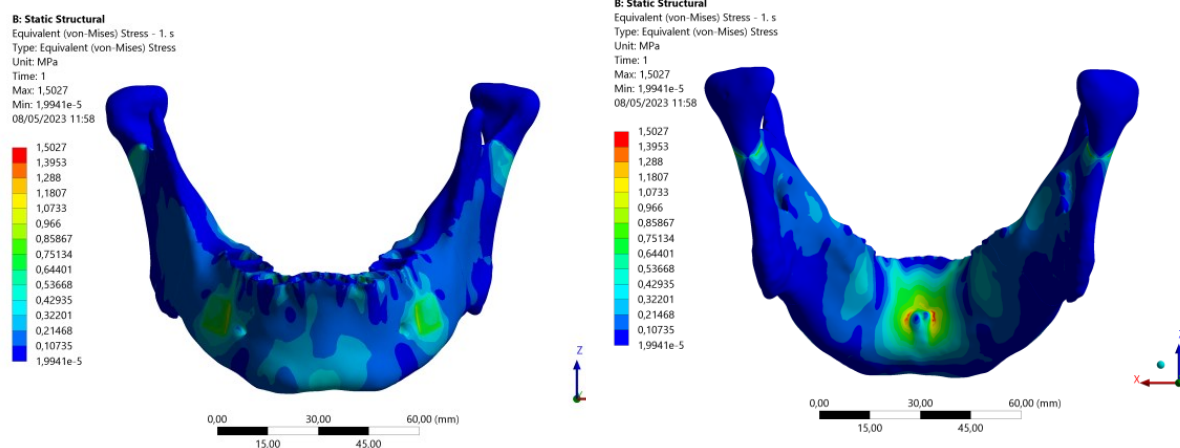


Figura 4.6. Seção transversal mandibular vertical: a) Fernandez (2003), b) Lovald (2010), c) Palka (2020) e d) Caraveo (2008).

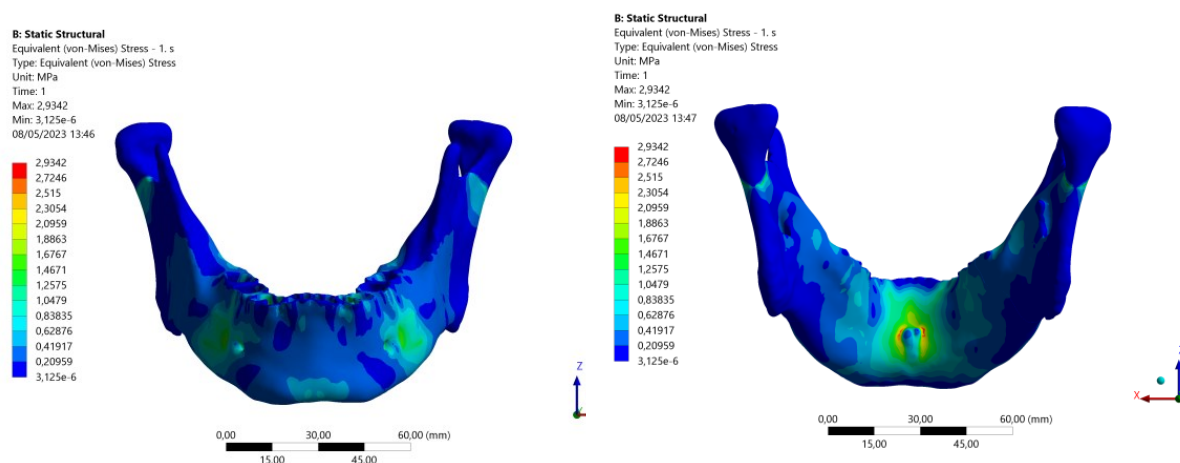
A Figura 4.7 apresenta a distribuição do campo de tensões das partes frontal e posterior da mandíbula considerando o plano coronal. Ao comparar os modelos, observa-se que a solicitação do campo de tensões na parte externa da mandíbula é muito maior nas Figuras 4.7c e 4.7d do que nas Figuras 4.7a e 4.7b. A razão para essa afirmação é que, do ponto de vista estrutural, o tecido cortical desempenha um papel muito mais significativo na resistência às forças do que o tecido trabecular.



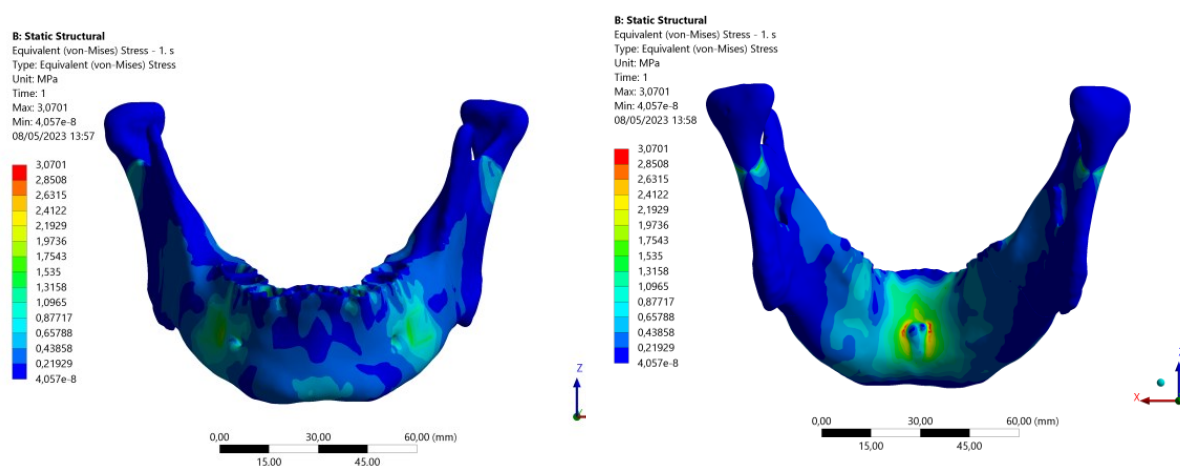
Modelo Fernandez (2003), Lovald (2006) e Arora (2020)



Modelo Lovald (2010)



Modelo Palka (2020)



Modelo ortotrópico Caraveo (2008)

Figura 4.7. Distribuição de tensões mandibulares frontais e posteriores.

A Tabela 4.2 apresenta as tensões máximas e médias de von Mises para todos os modelos analisados. Os modelos de Fernandez e Lovald apresentaram amplitudes máximas de tensão de 37,8% e 67,4%, respectivamente, quando comparados ao modelo de Caraveo (2008). Essa diferença é significativa, especialmente ao considerar o cálculo de coeficientes de segurança em problemas envolvendo a inserção de placas de fixação óssea, uma vez que modelos mais simples podem subestimar as forças internas desenvolvidas. Os modelos de Palka e Caraveo apresentaram valores máximos de tensão muito semelhantes, com a diferença entre eles sendo inferior a 5%.

Tabela 4.2 Pico e média da tensão de von-Mises

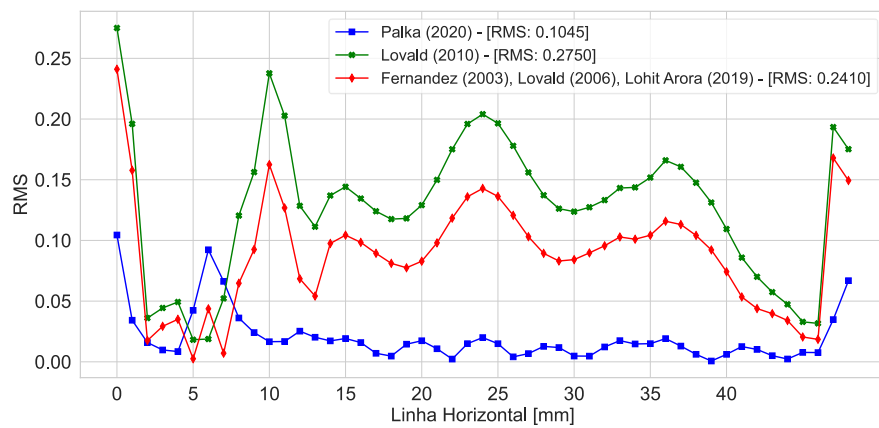
Modelos	Média	Pico	Diferença média [%]	Diferença picos [%]
<i>Fernandez (2003), Lovald (2006) and Arora (2020)</i>	0,12192	1,9094	12,90%	37,8%
<i>Lovald (2010)</i>	0,12136	1,5027	13,30%	67,4%
<i>Palka (2020)</i>	0,13334	2,9342	4,74%	4,4%
<i>Caraveo 2008 (orthotropic)</i>	0,13997	3,0701	Referência	Referência

O RMSE (Erro Quadrático Médio, em inglês *Root Mean Square Error*) é uma medida estatística utilizada para avaliar a precisão de um modelo preditivo. Ele quantifica a magnitude média dos erros entre os valores preditos e o modelo de referência. Neste trabalho, o modelo de Caraveo (2020) foi utilizado como referência. Matematicamente, o RMSE é expresso pela equação 8.

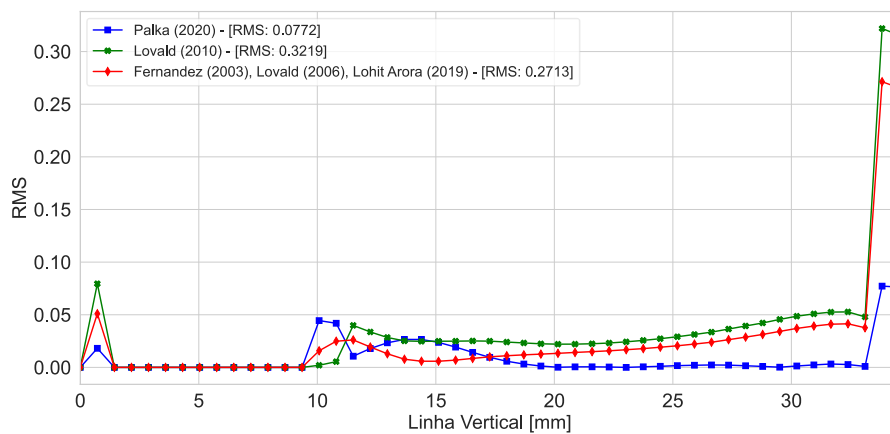
$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{n}} \quad (8)$$

Onde y_i é o valor observado, \hat{y}_i é o valor predito e n é o número de pontos de dados. Ao comparar múltiplos modelos, o RMSE fornece uma medida padronizada para avaliar seu desempenho. O modelo com o menor valor de RMSE é geralmente

preferido, pois demonstra o ajuste mais próximo aos dados observados. Neste estudo, o RMSE foi utilizado para avaliar o comportamento do campo de tensões ao longo dos caminhos horizontal e vertical na região da sínfise, conforme ilustrado nas Figuras 4.4a e 4.4b. Essa análise facilita a comparação entre todos os modelos discutidos neste trabalho. As Figuras 4.8a e 4.8b apresentam as curvas de RMSE para cada modelo nos caminhos das linhas vertical e horizontal para rastrear o campo de tensões, respectivamente. A Figura 4.8a ilustra os valores de RMSE calculados para o caminho horizontal: 0,1045, 0,2410 e 0,2750 para os modelos de Palka (2020), Lovald (2010) e Fernandez (2023), e 0,072, 0,3219 e 0,2713 para os mesmos modelos, respectivamente, para o caminho vertical. Em ambos os casos, o modelo de Palka (2020) demonstrou um ajuste mais próximo ao modelo de Caraveo (2020).



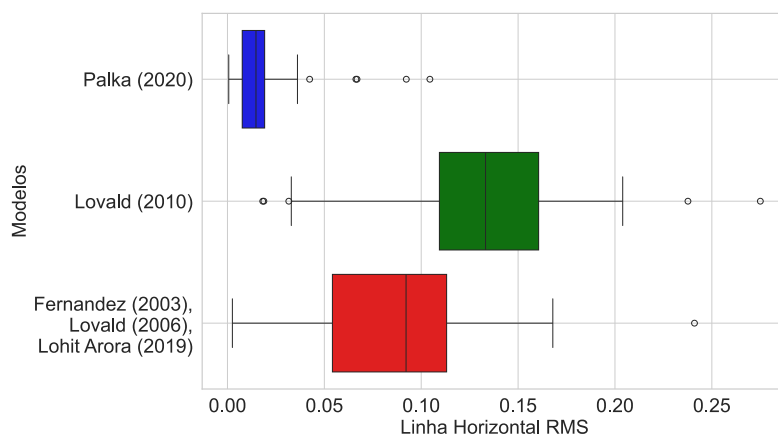
(a)



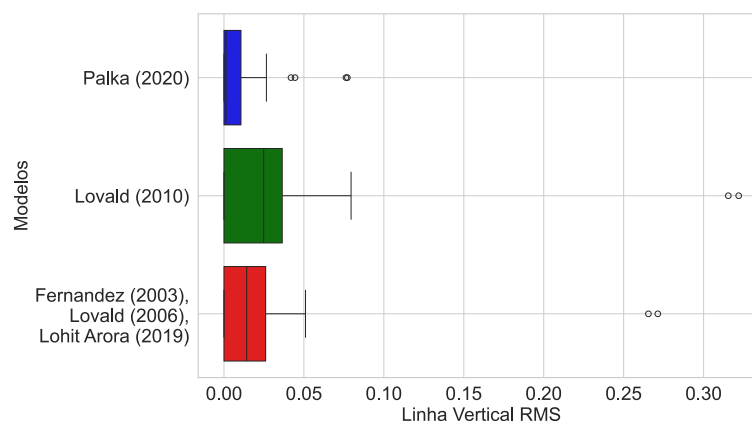
(b)

Figura 4.8. O RMSE de todos os modelos: a) Linha vertical e b) Linha horizontal.

A Figura 4.9 exibe um *boxplot* ilustrando as medições da curva de tensões obtidas dos caminhos horizontal e vertical nas regiões da sínfise para os modelos analisados. Um *boxplot* é uma representação gráfica comumente usada para visualizar a distribuição de um conjunto de dados. Ele fornece um resumo conciso de medidas estatísticas importantes, como a mediana, os quartis e o intervalo, servindo assim como uma ferramenta poderosa para entender tanto a dispersão quanto a tendência central dos dados. Ao representar visualmente a variabilidade dos dados e identificar possíveis valores discrepantes, os *boxplots* oferecem valiosas percepções sobre a forma do conjunto de dados, facilitando comparações entre diferentes grupos ou a identificação de padrões dentro dos dados. Na Figura 4.9, é evidente uma dispersão notável nos valores de RMSE para o caminho vertical em comparação com o caminho horizontal, possivelmente devido às condições de carga e contorno impostas ao modelo de mandíbula. Ao examinar os *boxplots* apresentados nas Figuras 4.9a e 4.9b, fica claro que o modelo de Palka (2020) apresenta uma dispersão mínima tanto para os caminhos vertical quanto horizontal, como evidenciado pelo intervalo estreito entre os valores mínimo e máximo em comparação com os outros modelos. Além disso, o *boxplot* para o modelo de Palka (2020) divide de forma clara os dados em duas metades iguais, representando efetivamente o ponto de equilíbrio central da distribuição, que é a mediana.



(a)



(b)

Figura 4.9. Boxplot: a) Linha horizontal e b) Linha vertical.

4.2 Placas Comerciais

A partir da calibração e avaliação dos diversos modelo biomecânicos disponíveis na literatura, foi possível estabelecer um parâmetro de modelo com resultados mais consistentes e condizentes com as condições reais para avaliação das próteses. O modelo adotado, foi o que possui as propriedades ortotrópicas com a divisão de subregiões associadas a vários sistemas de coordenadas locais para a correta atribuição das propriedades mecânicas de cada seção e material.

4.2.1 Simples e Dupla

Após um rigoroso processo de calibração baseado na avaliação de diversos modelos biomecânicos da literatura, foi estabelecida uma estratégia de modelagem capaz de fornecer resultados precisos e fisicamente consistentes para a análise de placas de fixação. O modelo selecionado utiliza formulação de material ortotrópico e subdivide a estrutura mandibular em sub-regiões com relevância anatômica. Cada sub-região recebe um sistema de coordenadas local distinto, permitindo a alocação precisa de propriedades mecânicas dependentes da direção, representativas dos comportamentos do osso cortical e trabecular.

Entre as estratégias clínicas mais adotadas para fraturas de sínfise mandibular, destacam-se as configurações de placa única e dupla (Daqiq, Roossien et al., 2024). O arranjo da placa simples é ilustrado na figura 4.10 A disposição de placa única

consiste em dois elementos de fixação independentes, sem acoplamento mecânico entre os segmentos superior e inferior. Cada placa atua de forma autônoma na contenção da fratura. O deslocamento e o campo de tensões da placa simples pode ser observado na figura 4.10a e 4.10b respectivamente. O campo de deslocamentos mostra que há maior demanda mecânica na placa inferior, com deslocamentos máximos entre 0,065 mm e 0,060 mm, enquanto a placa superior apresenta valores entre 0,058mm e 0,051mm. Embora os valores absolutos de deslocamento permaneçam dentro dos limites biomecânicos aceitáveis, a assimetria observada na transferência de carga indica uma utilização subótima do material e baixa eficiência mecânica. Essa distribuição não uniforme dos deslocamentos, acompanhada de concentrações de tensão, sugere que o design atual carece de um equilíbrio adequado de rigidez ao longo do conjunto, o que pode comprometer a estabilidade biomecânica a longo prazo sob condições funcionais de carregamento.

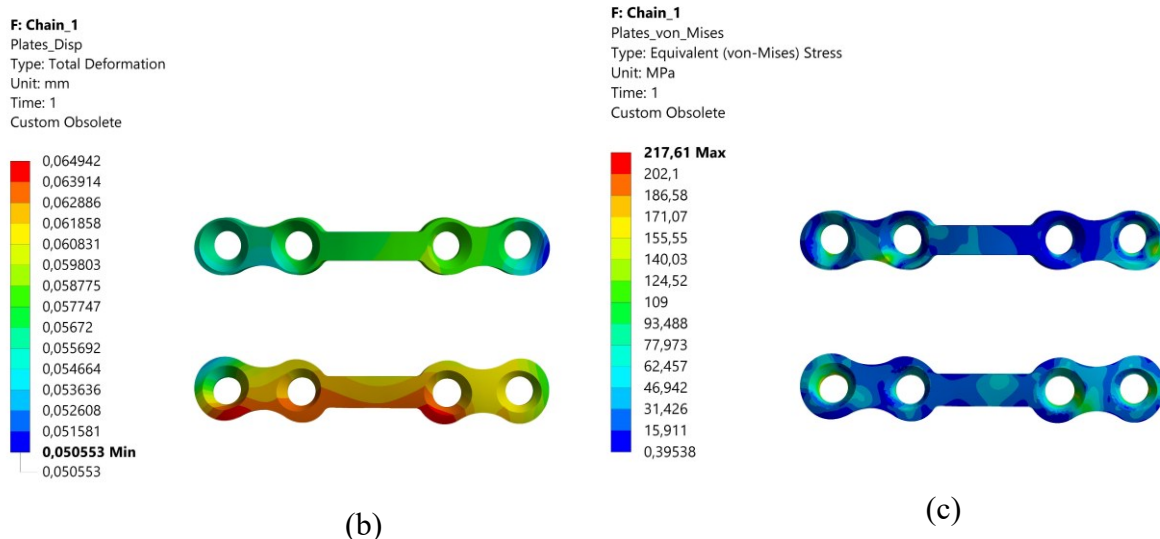


Figura 4.10. Placa simples (Corrente): a) Campo de deslocamentos, b) Tensão de von-Mises.

O modelo de fixação dupla incorpora ligações mecânicas entre os segmentos superiores e inferiores do implante, buscando melhorar a redistribuição de tensão e a estabilidade estrutural. Os campos de tensão e deslocamento (Figura 4.11) exibem concentrações intermediárias exatamente nas regiões conectadas pelos elementos de junção. No entanto, apesar dessa restrição adicional, não há melhoria substancial no desempenho mecânico em termos de homogeneização de tensão ou redução de deslocamento, quando comparado à configuração de placa única. A distribuição das

cargas permanece não homogênea, principalmente devido à assimetria anatômica da mandíbula. O design simétrico da dupla placa, portanto, não compensa adequadamente esses desequilíbrios biomecânicos.

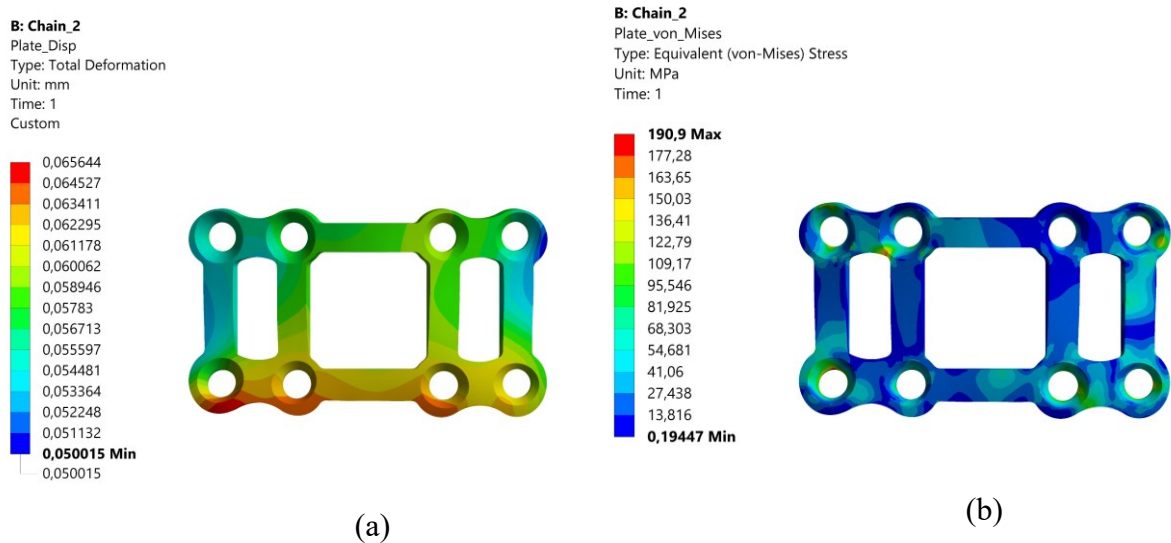


Figura 4.11. Placa dupla: a) Campo de deslocamentos, b) Tensão de von-Mises.

Para fins comparativos foi realizado um estudo considerando contatos não lineares com atrito e sem atrito com o objetivo de avaliar a resposta final do comportamento mecânico de cada uma das três geometrias de fixação estudadas (*single*, *double* e *F-Plate*). Na figura 4.12a é possível observar que as placas do tipo S-Plate e D-Plate apresentam variações discretas quando comparado os contatos do tipo com atrito (*frictional*) e sem atrito (*frictionless*) no quesito deslocamento máximo. Porém a placa completa possui variações significativas no deslocamento máximo demonstrando assim uma maior sensibilidade a distribuição de carga em função das condições de contato impostas. Quando observado os valores dos campos de tensões na figura 4.12b, observasse que as simulações que consideram atrito possuem os menores valores de tensão máxima, o que indica que existe uma melhor distribuição entre a placa e a região óssea da fratura.

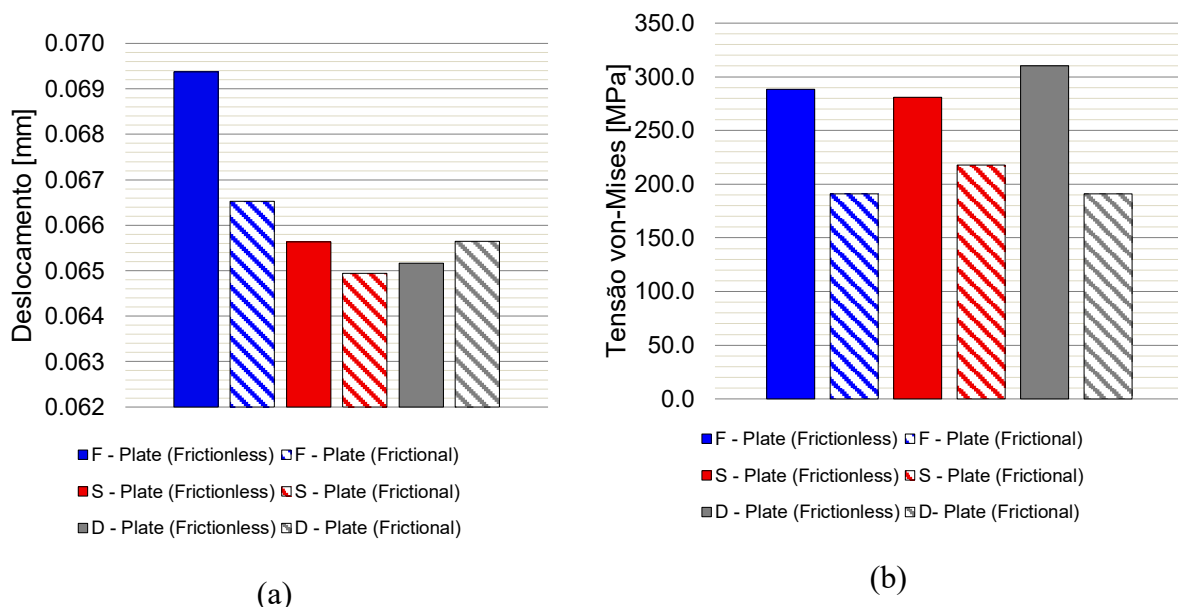


Figura 4.12. Comparação de contatos com fricção e sem fricção: (a) Deslocamento e (b) Tensão de von-Mises.

4.2.2 Placa Otimizada

Nesta seção, uma placa sólida personalizada foi otimizada com base em dados anatômicos reais do paciente, obtidos por meio de imagens tomográficas. O objetivo é avaliar a sensibilidade da otimização topológica em relação ao tipo de contato adotado na simulação, comparando os casos com contato não linear com atrito e sem atrito. Para conduzir o estudo de otimização, utilizou-se o método SIMP, adotando como função objetivo a minimização da compliance. Como restrição de resposta, foi estipulado um intervalo de massa final retida de aproximadamente 41%, com o intuito de obter uma solução otimizada cuja massa fosse igual ou inferior à das demais geometrias avaliadas neste trabalho. A partir de um modelo inicial de placa com densidade total e espessura uniforme de 2mm (Figura 4.13), realizou-se uma análise preliminar da distribuição de tensões ao longo da estrutura, permitindo identificar as regiões mais solicitadas mecanicamente. Essa etapa evidenciou como a assimetria anatômica da mandíbula influencia diretamente a forma como as cargas são redistribuídas ao longo da prótese. Além da análise do campo de tensões, observou-se que o tipo de contato empregado na simulação tem impacto direto nas respostas obtidas, influenciando significativamente o formato final da geometria otimizada. Com base na resposta do campo de tensões, o material foi removido estrategicamente de

regiões com baixa solicitação, com o objetivo de reduzir a massa total do implante sem comprometer sua rigidez estrutural.

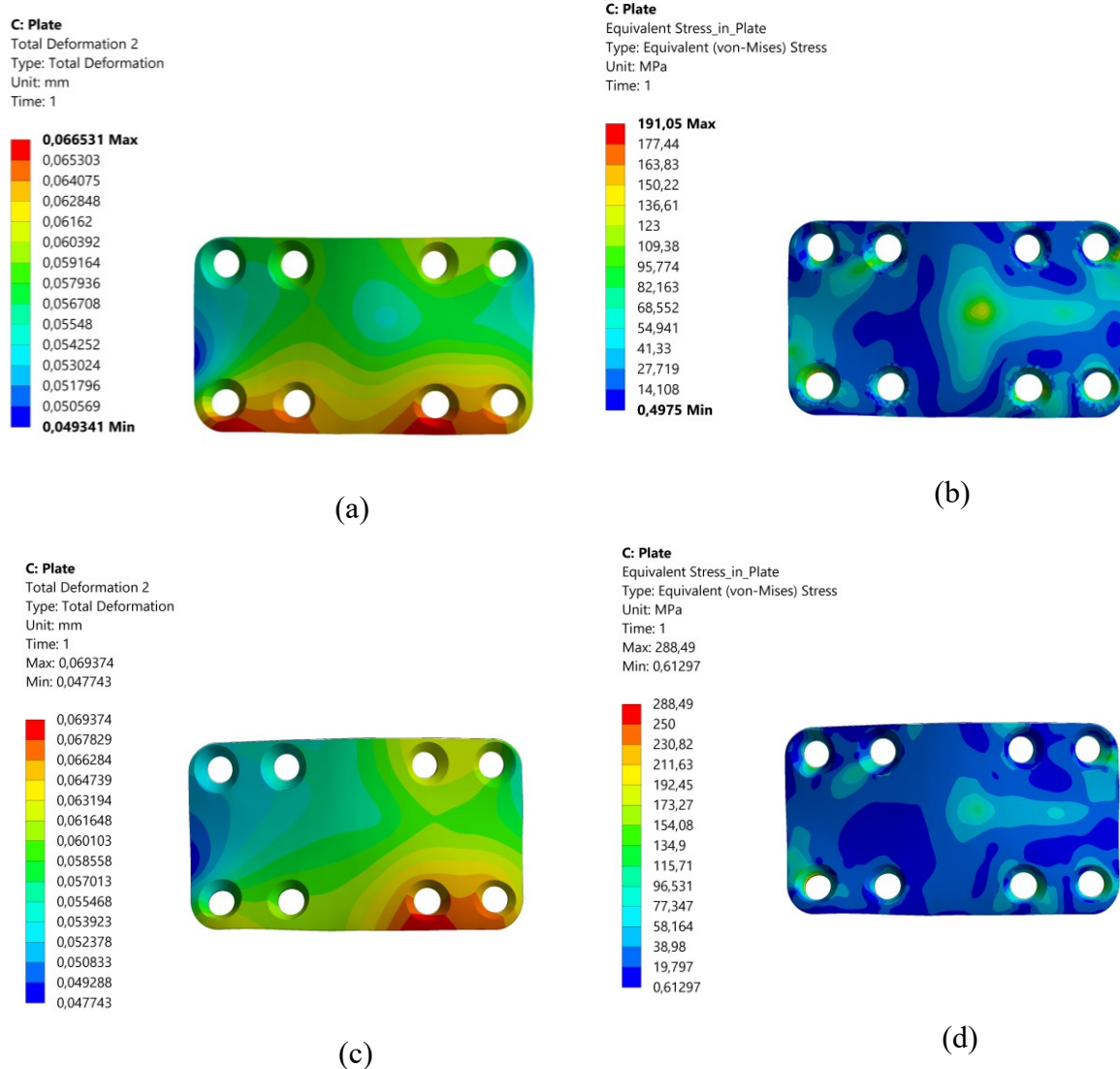
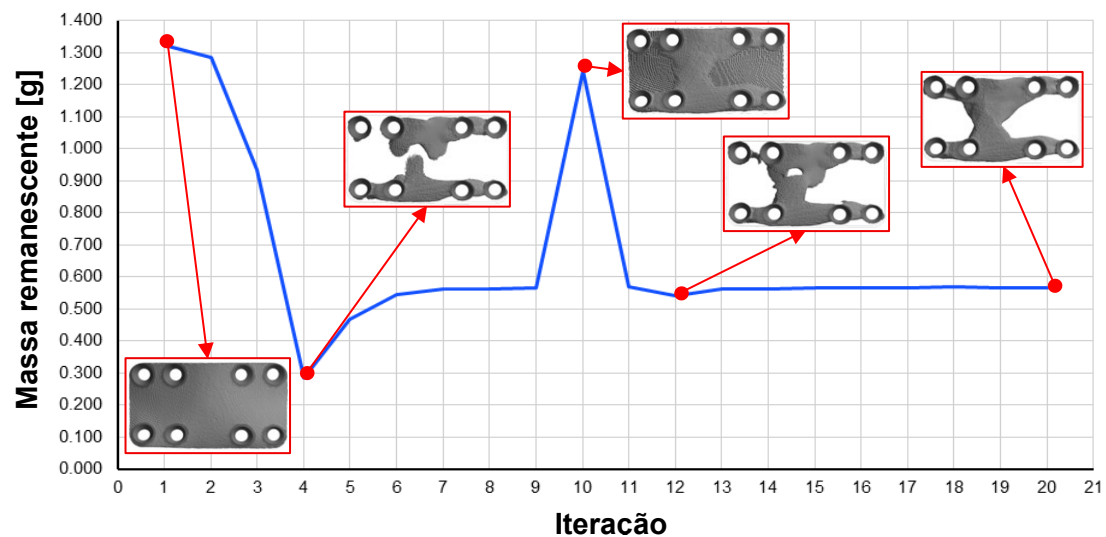


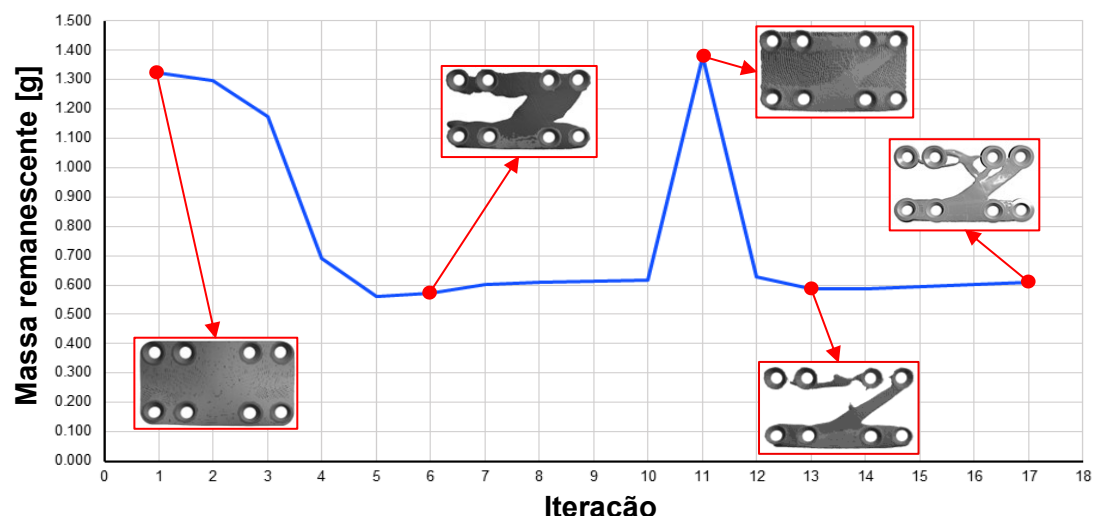
Figura 4.13. Resultados da placa sólida. (a) Deslocamento do contato com fricção, (b) Tensão de von-Mises para contato com fricção, (c) Deslocamento para contato sem fricção e (d) Tensão de von-Mises para contato sem fricção.

A Figura 4.14 ilustra o processo evolutivo da otimização topológica, realizado utilizando o método SIMP. Com base nas condições de carregamento obtidas a partir da análise biomecânica, o material foi removido em ambos os modelos nas regiões submetidas às menores demandas mecânicas. A geometria final das placas otimizadas reflete claramente a influência da assimetria mandibular e da variação do tipo de contato não linear, enfatizado na forma como as forças são distribuídas ao longo da estrutura. O processo de otimização envolveu etapas iterativas de redução

de massa, seguidas por avaliações do campo de tensões, a fim de garantir que a geometria resultante atendesse aos objetivos de projeto de minimizar tanto a compliance quanto a massa total da placa, mantendo sua integridade estrutural. A massa final obtida para a geometria da Figura 4.14a foi de 0.569g, correspondendo a 42.7% da massa original, enquanto na figura 4.14b é possível observar que a massa final obtida foi de 0.610g, correspondendo a 46% da massa original.



(a)

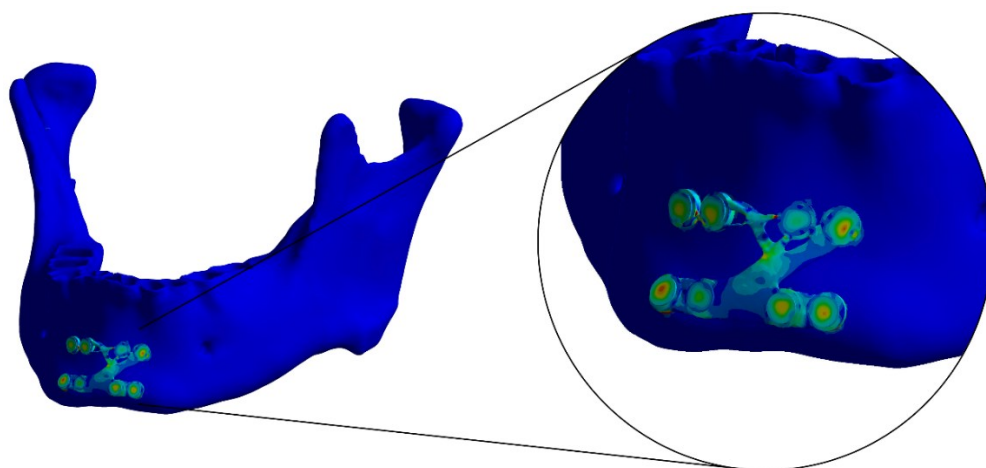


(b)

Figura 4.14. Histórico de otimização das placas: Massa [g] versus Iteração. (a) Contato da placa sem fricção e (b) Contato da placa com fricção.

Para a condução dos estudos subsequentes foi escolhido o modelo com contatos não lineares do tipo com atrito (*frictional*) (figura 4.14b) pois ele apresenta as condições mais próximas as condições reais operacionais, onde existe o contato entre as partes e o atrito entre elas.

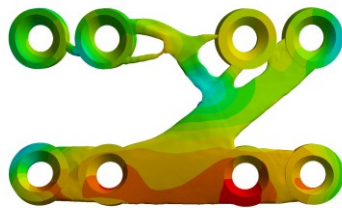
Na avaliação dos campos de tensão e deslocamento (Figura 4.15) indica uma distribuição de carga mais eficiente quando comparada às configurações de placas convencionais analisadas neste estudo. A geometria final da placa otimizada destaca a importância crítica do design personalizado para o paciente, considerando que o comportamento mecânico desses dispositivos é altamente sensível tanto às características anatômicas da mandíbula quanto ao padrão de fratura. O processo de otimização resultou em uma redução significativa nas magnitudes de deslocamento, embora acompanhada por um aumento nos valores de tensão máxima. No entanto, a tensão máxima de von Mises permanece abaixo do limite de escoamento do Ti-6Al-4V, mantendo um fator de segurança de 2,36. De acordo com a literatura, as forças aplicadas na mandíbula podem variar entre 105N a 400N durante atividades mastigatórias (Ingawale, Krishnan et al., 2022). Dessa forma, o modelo otimizado demonstra robustez suficiente para suportar as cargas biomecânicas envolvidas durante o processo de cicatrização óssea.



(a)

H: Static Structural
Total Deformation 4
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
Max: 0,059688
Min: 0,044309

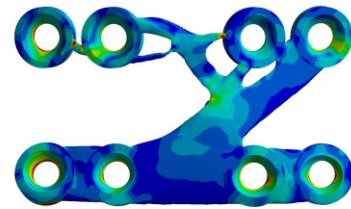
0,059688
0,05859
0,057491
0,056393
0,055294
0,054196
0,053097
0,051998
0,0509
0,049801
0,048703
0,047604
0,046506
0,045407
0,044309



(b)

H: Static Structural
Equivalent Stress 4
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
Max: 466,17
Min: 0,57485

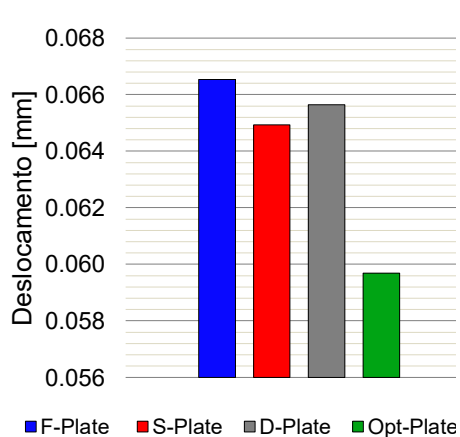
466,17
250
230,81
211,63
192,44
173,25
154,07
134,88
115,69
96,508
77,321
58,135
38,948
19,761
0,57485



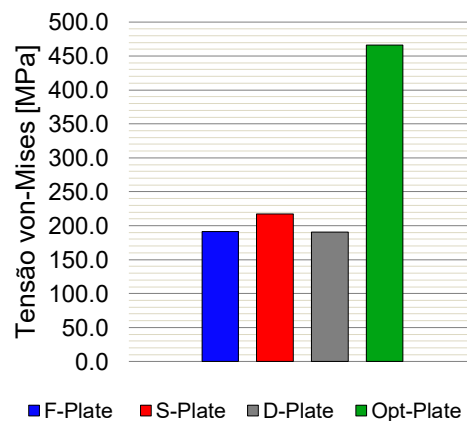
(c)

Figura 4.15. Placa otimizada: (a) Detalhe da placa de fixação, (b) Deslocamento e (c) Tensão de von-Mises.

Os dados da Figura 4.16 oferecem uma avaliação comparativa do desempenho mecânico entre todas as configurações de placa. A placa otimizada apresentou o menor deslocamento, embora com aumento da tensão máxima resultado diretamente ligado à distribuição mais homogênea de carga. Em comparação com o modelo de maior deslocamento, houve uma redução de 10,3% no deslocamento máximo, demonstrando a eficácia da estratégia de otimização em aumentar a rigidez sem comprometer a estrutura.



(a)



(b)

Figura 4.16. Comparativo do resultado das placas. a) Deslocamento, b) Tensão de von-Mises.

As conexões parafusadas possuem grande importância na fixação e na distribuição das forças resultantes da mandíbula para a prótese, sendo essas diretamente influenciadas pela forma geométrica que a placa possui. Avaliando a organização e distribuição dos parafusos na fixação da placa foi possível determinar a influência do desempenho mecânico das próteses quando fixados com parafusos padrão de 2mm. A Figura 4.17 apresenta a distribuição das fixações e suas respectivas numerações para conferência com a Tabela 4.3.

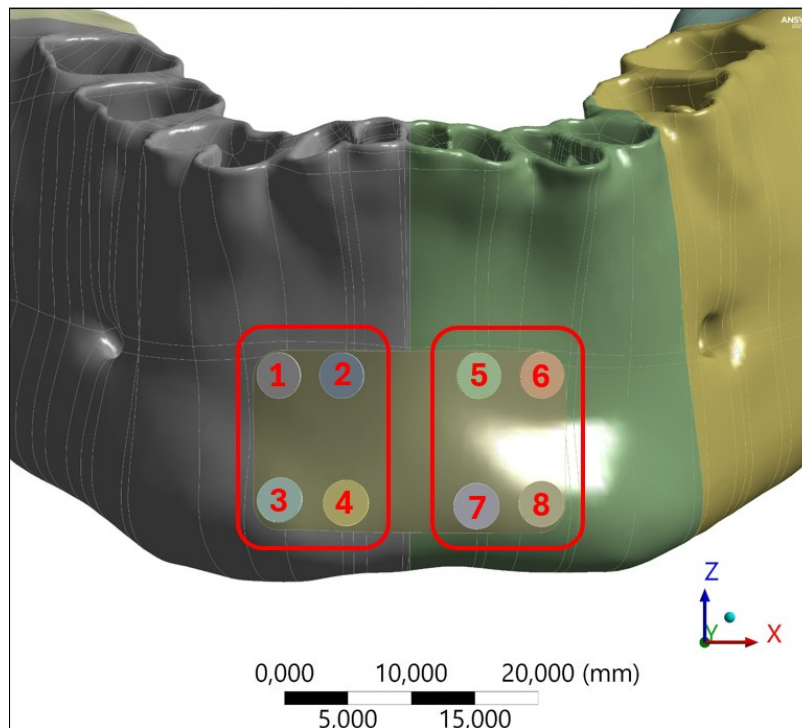
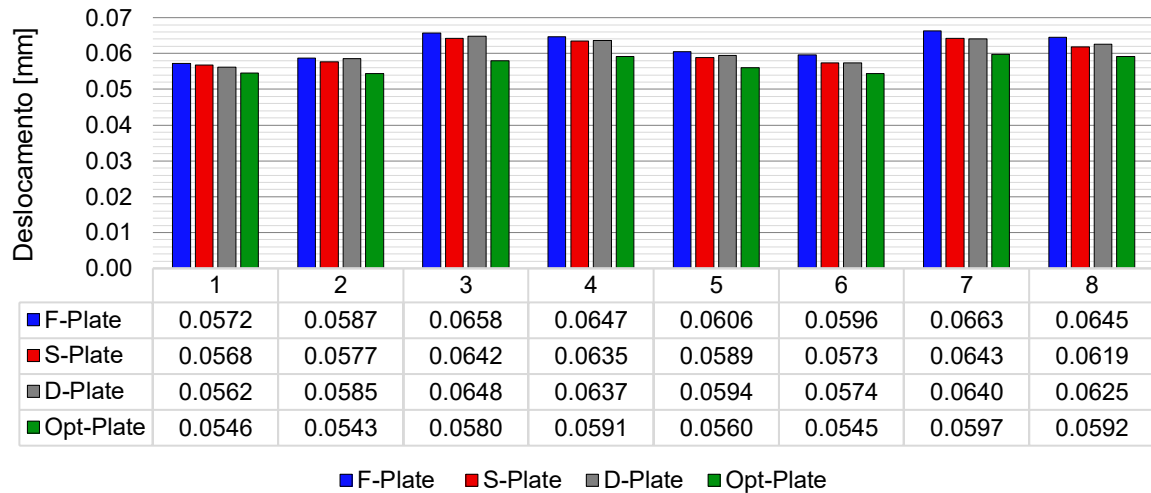


Figura 4.17. Numeração e distribuição das conexões parafusadas.

A Tabela 4.3 apresenta uma comparação dos deslocamentos observados em todos os modelos de placas avaliados. Os resultados indicam uma redução significativa nos deslocamentos nos pontos de fixação quando uma geometria otimizada (*Opt-Plate*) é utilizada na fratura, evidenciando o benefício da abordagem baseada em otimização topológica. Entre os modelos convencionais, a placa dupla (*D-Plate*) demonstrou desempenho superior em relação à placa simples (*S-Plate*), oferecendo maior rigidez e estabilidade ao sistema. No entanto, o modelo de placa completa (*F-Plate*) apresentou um desempenho inferior, sendo um fator contraintuitivo, uma vez que o aumento de massa e volume da estrutura normalmente

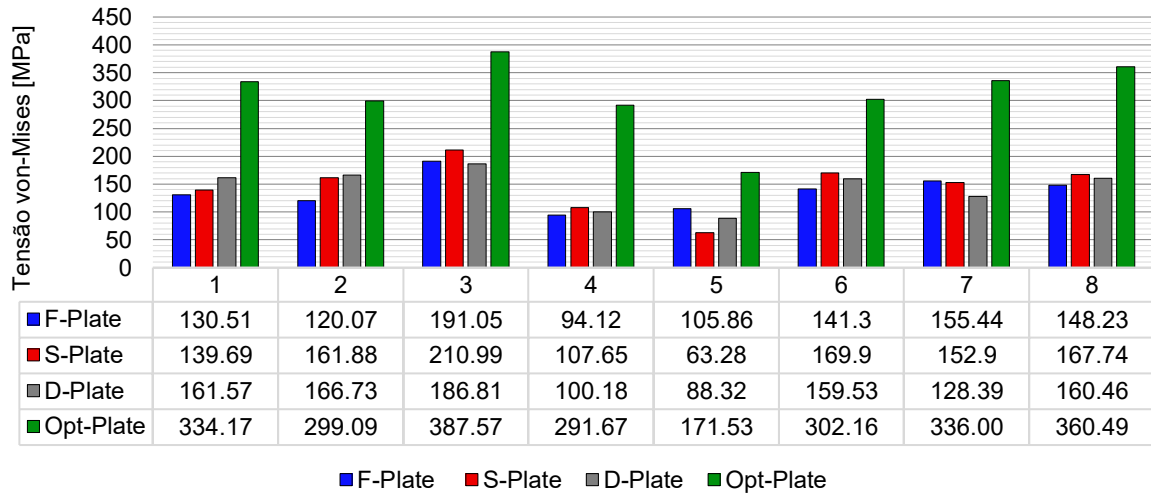
estaria associado a um aumento da rigidez. Esse comportamento sugere que a distribuição do material, mais do que sua quantidade, desempenha um papel crítico na eficácia biomecânica da fixação.

Tabela 4.3. Deslocamento total dos parafusos.



Os resultados obtidos a partir do campo de tensões revelam um comportamento distinto em relação aos deslocamentos máximos observados. A análise dos dados apresentados na Tabela 4.4 indica que, embora a placa otimizada (*Opt-Plate*) tenha exibido os menores deslocamentos entre todas as configurações avaliadas, ela também foi associada aos maiores valores de tensão máxima. Esse aumento é um efeito previsto, pois a redução dos deslocamentos está diretamente relacionada à melhoria na distribuição das cargas ao longo da estrutura. Como a otimização concentra o material apenas nas regiões de maior exigência mecânica, a geometria resultante tende a apresentar áreas com maior concentração de tensões, mesmo mantendo o desempenho estrutural global dentro de limites admissíveis.

Tabela 4.4. Tensão máxima dos parafusos



A avaliação qualitativa da Figura 4.18, considerando deslocamento máximo, massa total e tensão von-Mises, mostra que a placa otimizada consegue o menor deslocamento com massa próxima ao mínimo observado. Esse ganho em rigidez ocorre, porém, à custa de maior tensão máxima, consequência direta da redistribuição de carga mais eficiente. Isso indica um aumento geral na rigidez estrutural, promovendo maior estabilidade na fratura sem comprometer a resistência plástica do material.

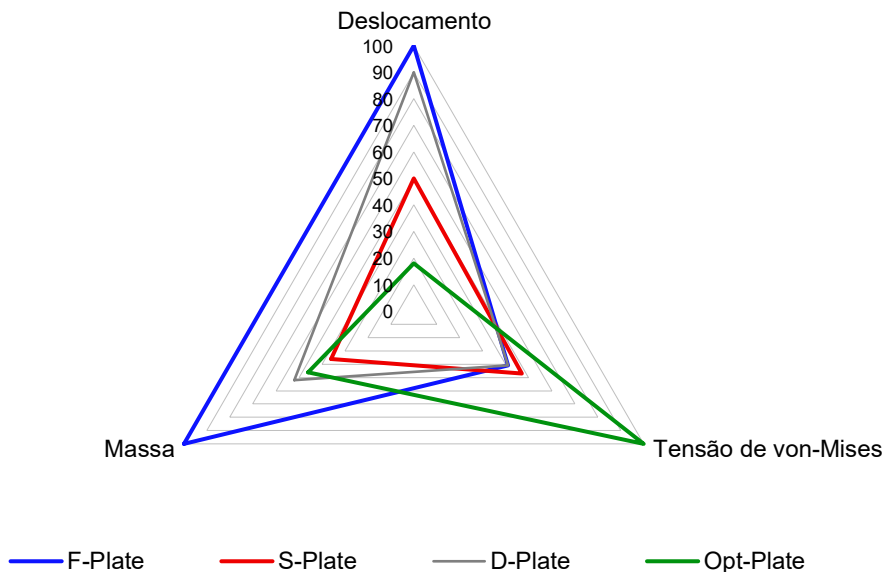


Figura 4.18. Avaliação e comparação das placas.

4.3 Modelagem MA

Para a manufatura do modelo otimizado, foi realizado a simulação numérica do processo LPBF a fim de avaliar as propriedades de impressão e determinar quais são os melhores parâmetros de impressão e orientação do modelo para a fabricação. O estudo realizado tem a finalidade de levantar as possíveis falhas e identificar falhas durante a impressão, além de prever deformações oriundas das tensões residuais da interação entre o laser e o material.

4.3.1 Variações de orientação e avaliação de desempenho

Para a fabricação da placa otimizada, foi realizada uma simulação do processo LPBF a fim de avaliar a capacidade de impressão da geometria, identificar possíveis defeitos e determinar a orientação de construção ideal. Esse estudo objetivou prever problemas comuns do LPBF, como tensões residuais e distorções térmicas. É amplamente reconhecido que a orientação de construção impacta significativamente a qualidade da peça, precisão, consumo de material de suporte e tempo de fabricação. Dessa forma, foi realizado um estudo paramétrico considerando três critérios principais para a seleção da orientação de construção ideal: tempo de fabricação, volume de suporte e tendência à deformação. Para apoiar o processo de tomada de decisão, o estudo foi conduzido utilizando o módulo de simulação de processo integrado ao *ANSYS SpaceClaim*, que gera automaticamente diagramas de resposta para os principais parâmetros de fabricação. Esses diagramas são construídos com base em uma análise geométrica combinada a algoritmos heurísticos fornecidos pelo próprio software, oferecendo uma estimativa preliminar das restrições de manufatura, sem a necessidade, nesta etapa, de uma análise termo mecânica detalhada por elementos finitos. Os resultados são apresentados nos diagramas de resposta da Figura 4.19, que avaliam três critérios principais: (a) Tempo de fabricação, que indica a orientação de construção que minimiza o tempo de impressão. No processo LPBF, onde o material é depositado e fundido camada por camada, a altura total da geometria é o principal fator que afeta o tempo de fabricação. Assim, orientações que resultam em menor altura total estão associadas a ciclos de produção mais curtos (b) Tendência à deformação, que estima a possibilidade de

ocorrência de distorções térmicas durante a fabricação. Essa tendência está fortemente relacionada à área da seção transversal projetada em cada camada e aos gradientes térmicos resultantes. Áreas maiores acumulam mais calor, gerando maiores tensões residuais e, conseqüentemente, maior risco de empenamento. (c) Volume de suporte, que avalia a quantidade de material de suporte necessária, considerando ângulos de saliência e superfícies não suportadas. Orientações que minimizam regiões em balanço em relação à plataforma de construção reduzem o volume de suporte, o que, por sua vez, diminui o consumo de material, o tempo de pós-processamento e a probabilidade de defeitos superficiais. Os eixos dos diagramas representam os ângulos principais da geometria. Ao selecionar uma das regiões coloridas, o software reposiciona automaticamente a peça para alinhar com a orientação de construção correspondente na plataforma. Nesses diagramas de resposta, as áreas verdes representam a orientação ideal em relação ao parâmetro selecionado, indicando as condições que minimizam o tempo de fabricação, reduzem a tendência à deformação ou diminuem a necessidade de suporte, conforme o critério analisado. Para facilitar as análises subsequentes, as orientações de construção associadas ao melhor desempenho para cada critério tempo de fabricação, tendência à deformação e volume de suporte serão denominadas, respectivamente, como configurações P_1 , P_2 e P_3 .

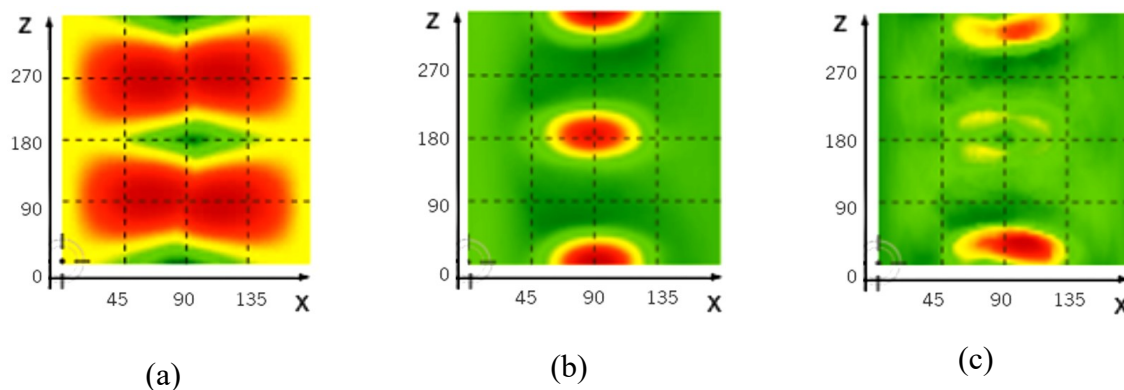


Figura 4.19. Diagrama de resposta da geometria. (a) Tempo de fabricação, (b) Tendência a deformação, (c) Volume de suporte.

Com base nos critérios definidos, a inclinação e o posicionamento espacial da placa otimizada foram ajustados para implementar uma estratégia de construção que maximize o desempenho de acordo com as métricas avaliadas. Conforme mostrado

na Figura 4.20, a orientação selecionada P_1 minimiza o tempo total de fabricação, conforme indicado pelos diagramas de contorno de resposta. Essa configuração horizontal, com 90° no eixo X e 0° no eixo Z, aumenta a área da poça de fusão, o que, combinado com as estruturas de suporte ao redor, melhora a dissipação de calor. Como resultado, espera-se uma redução dos efeitos de tensões residuais devido à maior área de seção transversal disponível durante o processo de fusão.

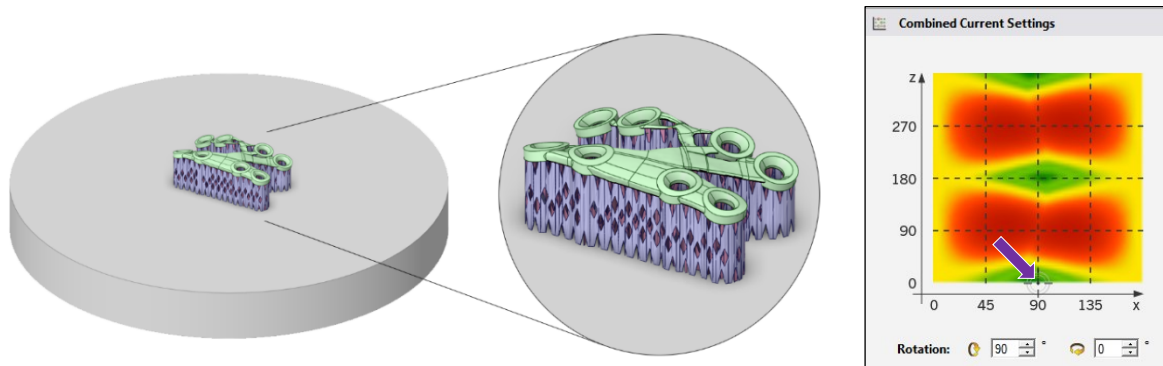


Figura 4.20. Configuração de tempo de fabricação.

A configuração P_2 (Figura 4.21) foi projetada para minimizar a distorção na geometria final impressa. A estratégia adotada envolve a rotação da peça em 45° ao longo do eixo X e 90° ao longo do eixo Z, com o objetivo de reduzir o tempo de varredura do laser e promover uma deposição de camadas mais rápida. A orientação inclinada aumenta a superfície de contato com as estruturas de suporte, o que melhora a transferência de calor por camada, podendo diminuir o tempo de resfriamento entre camadas sucessivas e mitigar os gradientes térmicos.

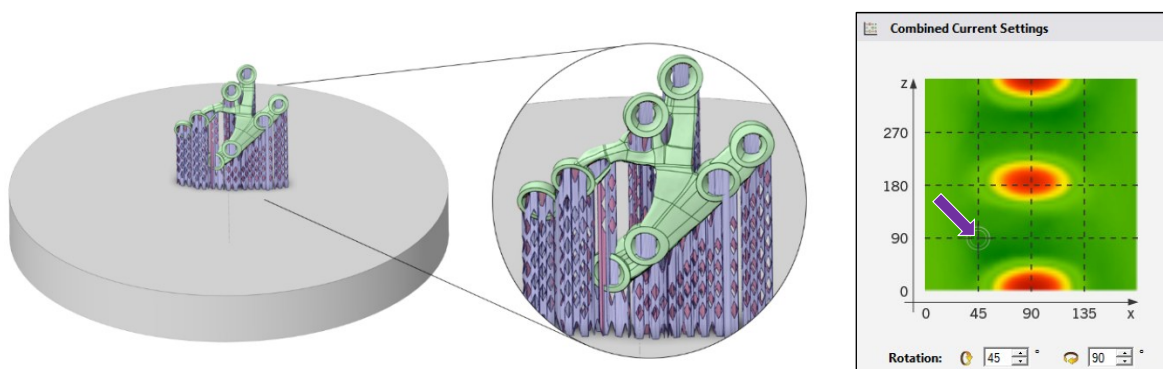


Figura 4.21. Configuração de tendencia de deformação.

A estratégia de orientação P_3 , voltada para a minimização do volume de suporte, é apresentada na Figura 4.22. Essa configuração reduz a quantidade de material de suporte necessária, diminuindo tanto o consumo de material quanto o esforço no pós-processamento. Notavelmente, essa orientação apresenta semelhanças com a segunda estratégia de posicionamento (P_2), mas prioriza a otimização dos suportes. A estratégia adotada envolve a rotação da peça em 82° ao longo do eixo X e 71° ao longo do eixo Z.

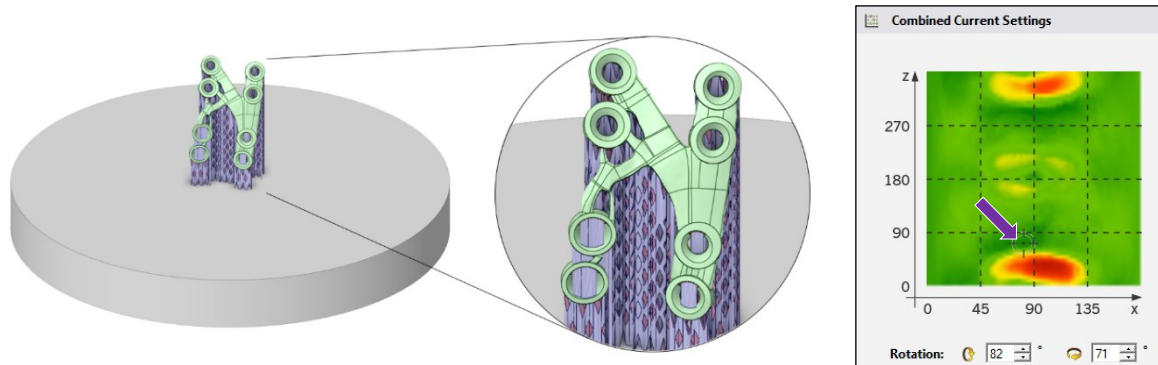
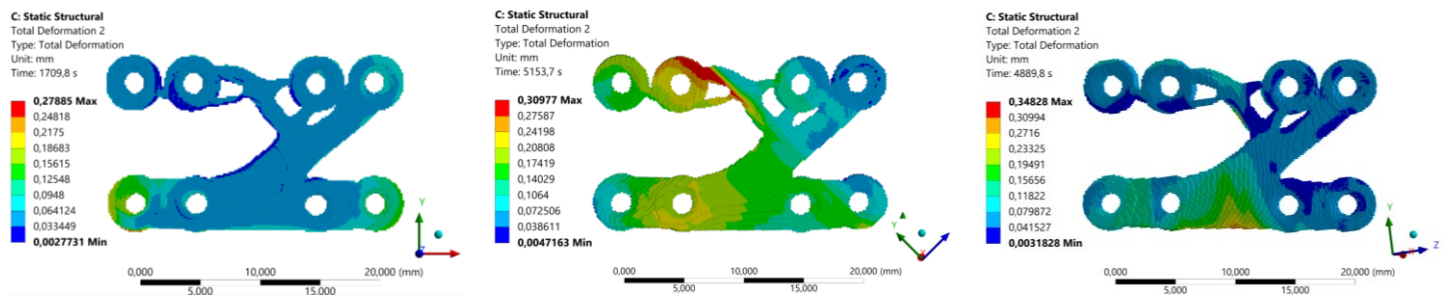


Figura 4.22. Configuração de volume de suporte.

4.3.2 Tensões e deformações oriundas do processo LPBF

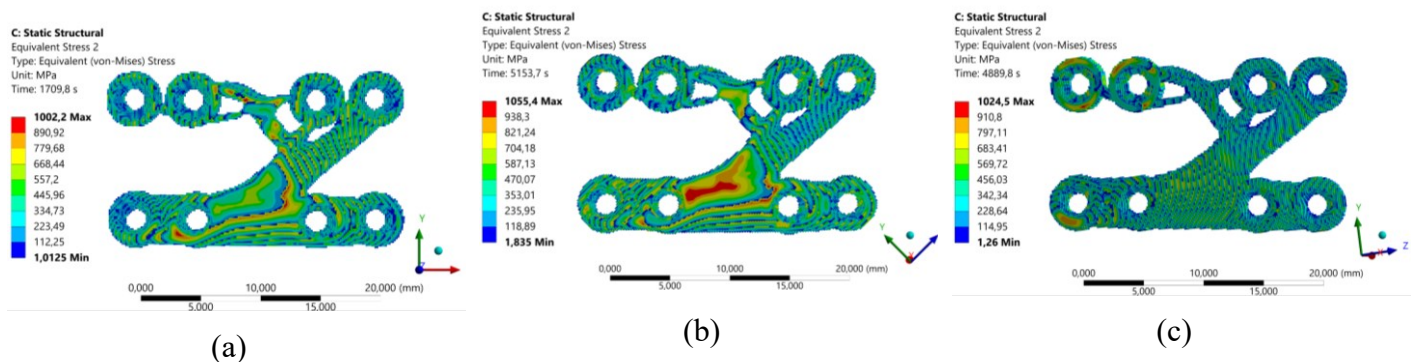
Durante o processo de manufatura por fusão o LPBF, a interação entre o laser e o material provoca a fusão localizada do leito de pó em cada camada seccional. A estrutura de simulação por elementos finitos empregada neste estudo replica esse comportamento por meio de uma análise acoplada sequencial, composta por uma simulação térmica transitória inicial seguida de uma análise estrutural estática. A etapa térmica captura a evolução do campo de temperaturas e a dinâmica da poça de fusão para cada camada, cujos resultados são posteriormente utilizados como entrada para a avaliação do acúmulo de tensões e das deformações mecânicas. Conforme mencionado, três orientações de construção foram avaliadas a fim de determinar as tensões térmicas resultantes do processo de manufatura aditiva. A Figura 4.23 apresenta os resultados de deslocamento obtidos para essas três orientações de construção. A configuração P_3 exibiu o maior deslocamento, atingindo 0,348mm, enquanto a configuração P_1 apresentou o menor deslocamento entre todos os cenários testados.



(a) (b) (c)

Figura 4.23. Comparação do deslocamento em função da posição de fabricação: (a)P₁, (b)P₂ e (c)P₃.

A Figura 4.24 apresenta uma análise comparativa das distribuições de tensão de von Mises entre as três orientações de construção avaliadas. A configuração P₃ demonstra uma distribuição de tensões mais uniforme ao longo de toda a geometria. Em contraste, as configurações P₁ e P₂ apresentam concentrações de tensões localizadas próximas às superfícies externas, o que pode impactar negativamente tanto a qualidade superficial quanto o desempenho mecânico do componente fabricado.



(a) (b) (c)

Figura 4.24. Comparação do campo de tensões em função da posição de fabricação: (a)P₁, (b)P₂ e (c)P₃.

Além de avaliar o deslocamento total e a tensão de von-Mises, este estudo também investigou a influência da orientação de construção em métricas chave relacionadas ao processo de fabricação. A Figura 4.25a demonstra que configurações que exigem maior volume de material de suporte tendem a apresentar menores níveis de distorção global. Isso se deve à presença de pontos de ancoragem adicionais, que restringem de forma mais eficaz o empenamento durante o processo de manufatura. Sob esse critério, a configuração P₁ apresentou o melhor desempenho, enquanto a

P₃ originalmente selecionada para minimizar o volume de suporte resultou nos maiores níveis de distorção. Uma análise detalhada das Figuras 4.25b, (c) e (d) revela que a configuração P₁ também apresenta as maiores magnitudes de tensões residuais entre todas as configurações avaliadas. Esse resultado está diretamente associado à maior área de seção transversal exposta por camada na orientação de construção da P₁, a qual, combinada ao uso extensivo de estruturas de suporte, leva a uma taxa de resfriamento mais elevada. Esse gradiente térmico acentuado intensifica o acúmulo de tensões residuais, resultando em distorções elásticas mais pronunciadas durante o processo LPBF. Por outro lado, as Figuras 4.25 (e) e (f) mostram que a configuração P₁ se beneficia do menor número total de camadas depositadas, consequência direta da altura reduzida de construção associada a essa orientação. Essa vantagem geométrica se traduz em um tempo de fabricação significativamente menor para essa configuração em comparação com as demais.

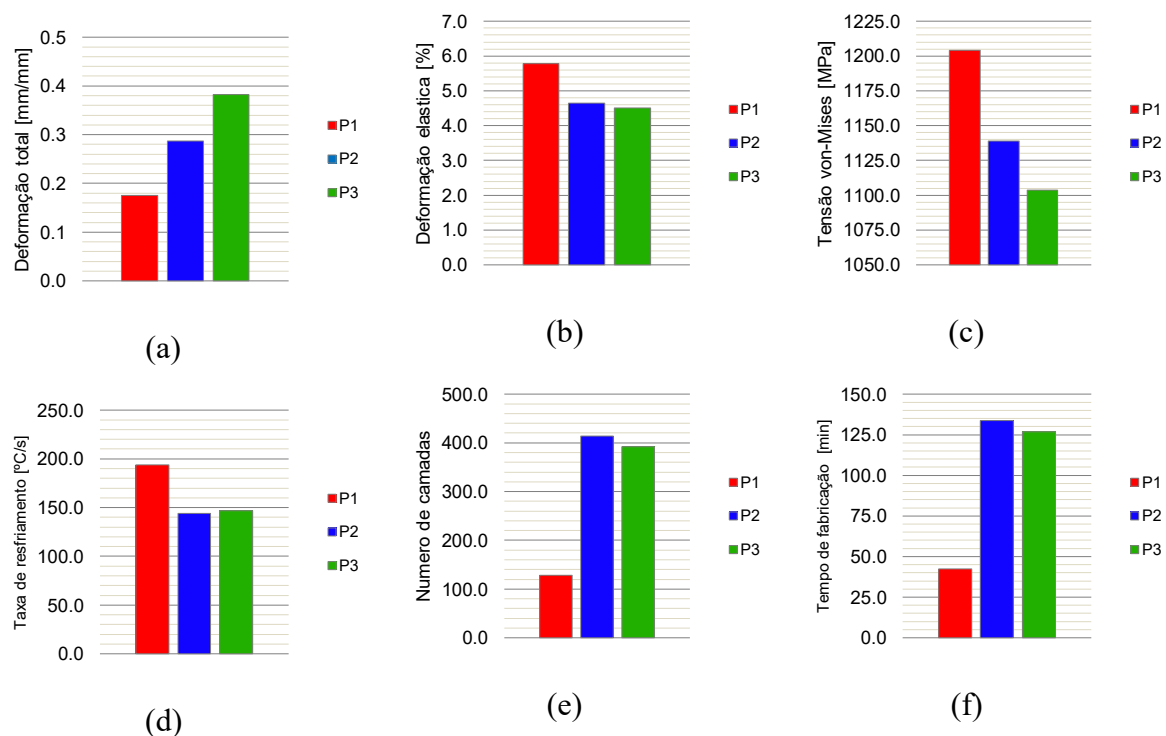


Figura 4.25. Comparação dos resultados de posição.

Com base na avaliação combinada de todos os critérios mecânicos e de fabricação, torna-se possível realizar uma análise qualitativa dos compromissos inerentes a cada estratégia de construção, conforme ilustrado na Figura 4.26. Entre as orientações testadas, a configuração P₁ se destaca como a mais distinta,

apresentando as maiores variações tanto na resposta mecânica quanto no comportamento durante a fabricação. Em contraste, as configurações P_2 e P_3 demonstram resultados mais consistentes e alinhados entre si, diferindo principalmente na distribuição da tensão de von Mises e na deformação total, com variações marginais observadas entre elas.

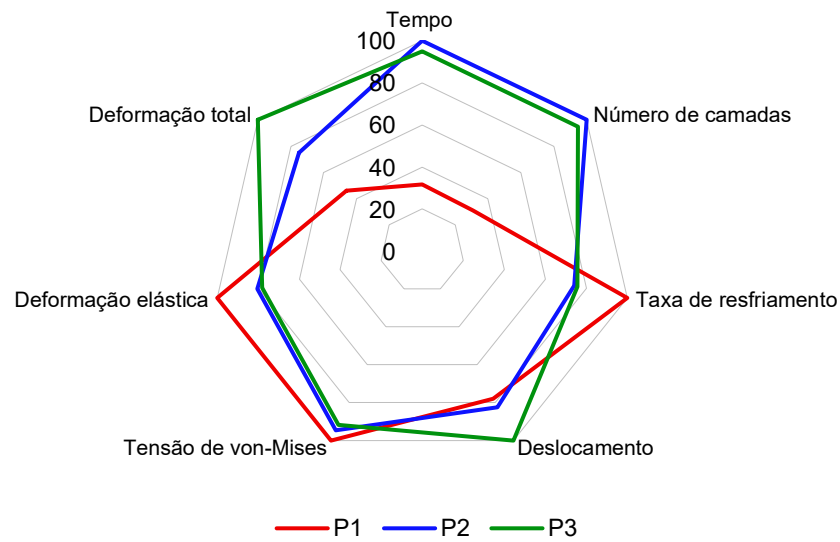


Figura 4.26. Avaliação dos parâmetros de posição

5 CONCLUSÃO

O principal objetivo deste estudo foi avaliar, desenvolver e otimizar a geometria de placas protéticas destinadas ao tratamento de fraturas mandibulares, por meio de simulações computacionais integrando modelagem biomecânica avançada e o processo de manufatura aditiva via LPBF. Para garantir a confiabilidade das análises estruturais e orientar a otimização das próteses, tornou-se essencial, investigar o impacto das diferentes abordagens de modelagem da mandíbula sobre os campos de tensões obtidos numericamente variando a modelagem dos materiais. Apesar da ampla utilização de modelos biomecânicos na literatura, havia um lacuna de estudos que comparassem diretamente os principais modelos tridimensionais de mandíbula, sob múltiplos critérios relevantes como a qualidade da malha, precisão dos campos de tensão na região da sínfise e o desempenho numérico global. Neste trabalho, propôs-se uma metodologia sistematizada para o tratamento de imagens tomográficas no formato STL, com o intuito de auxiliar outros pesquisadores na reconstrução CAD de geometrias ósseas realistas. Além disso, foi conduzida uma verificação rigorosa da qualidade da malha, assegurando que os resultados obtidos não fossem comprometidos por distorções geométricas ou problemas de discretização. A avaliação comparativa dos modelos presentes na literatura revelou uma expressiva variação nos campos de tensão obtidos para a região da sínfise mandibular, com discrepâncias que atingiram até 67,4%. A métrica de erro quadrático médio (RMSE) foi empregada para estimar a similaridade entre os modelos, sendo os de Caraveo (2008) e Palka (2020) os que apresentaram maior convergência. Entre eles, as propriedades propostas por Caraveo demonstraram melhor desempenho nas simulações, sobretudo em cenários de múltiplas cargas mastigatórias, onde os esforços internos de flexão e cisalhamento se tornam mais significativos. Esses dados reforçam a importância da seleção criteriosa das propriedades mecânicas e das estratégias de modelagem estrutural antes da inserção de elementos protéticos ou parafusos. Considerando que os processos de otimização topológica são altamente sensíveis ao campo de tensões adotado, a ausência de unicidade nas soluções otimizadas pode ser atribuída, em parte, às escolhas iniciais do modelo ósseo. É

importante destacar que a influência da malha foi devidamente controlada neste estudo, uma vez que os critérios geométricos adotados asseguraram elevada qualidade nos elementos utilizados.

Com base em um modelo biomecânico validado, foi possível integrar a análise de contato não linear entre os componentes e avaliar o desempenho de diferentes configurações de placas protéticas aplicadas ao tratamento de fraturas na região da sínfise. A partir do modelo completo (*F-Plate*), foi conduzido um processo de otimização topológica utilizando o método SIMP, resultando em uma geometria mecanicamente eficiente e capaz de acomodar as particularidades da assimetria mandibular. A análise biomecânica demonstrou que a placa otimizada obteve desempenho superior em relação às alternativas comerciais, com uma redução de 10,3% no deslocamento máximo observado. Apesar do aumento localizado nas tensões, o novo design manteve-se dentro dos limites de escoamento do material, garantindo sua confiabilidade estrutural. Adicionalmente, o aumento da rigidez da placa favoreceu a redistribuição das cargas nos parafusos, o que pode contribuir para minimizar a reabsorção óssea causada por regiões com baixa solicitação mecânica.

Complementarmente, avaliou-se a viabilidade da fabricação da placa otimizada por meio da simulação do processo LPBF, destacando-se a influência da orientação construtiva na geração de tensões residuais, distorções geométricas, volume de suporte e tempo total de fabricação. Entre as estratégias testadas, a orientação P₁ apresentou o menor tempo de produção, porém com maiores tensões residuais, enquanto a orientação P₃, embora tenha minimizado o volume de suporte, resultou em maiores deformações. Esses resultados evidenciam a necessidade de alinhar a otimização geométrica com estratégias de fabricação que considerem as restrições do processo, de forma a garantir a viabilidade prática de produção. De maneira geral, este trabalho reforça a complexidade inerente à manufatura de dispositivos médicos personalizados, evidenciando a multiplicidade de fatores que influenciam o desempenho estrutural de geometrias impressas. Além dos parâmetros analisados neste estudo, fatores associados ao pós-processamento como rugosidade superficial, variações microestruturais, formação de fases e manuseio das peças podem impactar significativamente o comportamento funcional dos implantes. Assim, mais do que propor uma orientação universal de impressão, este estudo busca compreender e

quantificar o impacto de diferentes estratégias construtivas sobre a qualidade mecânica e dimensional das peças produzidas.

Os resultados obtidos fornecem uma visão geral do desenvolvimento de implantes customizados, com aplicações que extrapolam o contexto mandibular e se estendem a outras áreas da engenharia biomédica. A integração entre ferramentas computacionais avançadas, como o método dos elementos finitos, algoritmos de otimização e simulações de processos de manufatura, permite a criação de dispositivos leves, robustos e anatomicamente adaptados. Além de otimizar o desempenho estrutural dos sistemas de fixação, essa abordagem contribui para a redução do tempo cirúrgico, acelera o processo de recuperação do paciente e reduz o risco de falhas em longo prazo.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PRODUÇÕES RELACIONADAS

6.1 Propostas para Trabalhos Futuros

Com base nos resultados obtidos e nas limitações identificadas ao longo da pesquisa, possibilidades de continuidade e aprofundamento podem ser apontadas:

- **Análise de falha por fadiga de baixo ciclo:** Avaliar o comportamento da prótese otimizada sob condições cíclicas de carregamento mastigatório, com base em critérios de fadiga.
- **Validação experimental em bancada:** Desenvolver ensaios físicos com modelos impressos das placas otimizadas, comparando os dados experimentais com os resultados numéricos obtidos.
- **Integração com inteligência artificial:** Utilizar algoritmos de aprendizado de máquina para prever orientações construtivas ideais ou sugerir modificações no design da placa.

6.2 Produções Científicas Derivadas

Durante o desenvolvimento desta dissertação, foram elaborados e publicados os seguintes trabalhos científicos cujos temas apresentaram relação com a presente pesquisa:

Artigos em periódicos:

SANTANNA, E.D.M.; ANFLOR, C. T. M. . Characterizing the Impact of Selective Laser Melting on Complex Lattice Geometries using Finite Element Analysis. REVISTA INTERDISCIPLINAR DE PESQUISA EM ENGENHARIA, v. 9, p. 63-73, 2023.

ANFLOR, C.T.M. ; SANTANNA, E.D.M. ; NASCIMENTO, F.F.A.O. ; GOULART, J.N.V. . Isotropic and orthotropic mechanical properties of in vivo mandible model: Assessment of computational modelling. INTERNATIONAL JOURNAL OF SOLIDS AND STRUCTURES, v. 298, p. 112875-112891, 2024.Autor, E. S., <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2024.112875>

SANTANNA, E.D.M.; ANFLOR, C.T.M. ; NASCIMENTO, F.F.A.O. .Integrated Nonlinear Biomechanical Modeling, Topology Optimization, and LPBF Process Simulation for Customized Mandibular Fracture Fixation Plates.

Trabalhos em congressos internacionais:

SANTANNA, E.D.M.; ALBERTO, L. G. S. ; ANFLOR, C. T. M. . Studies On The Influence Of Metallic Core Geometry On The Mechanical Properties Of Components Fabricated By Additive Manufacturing. In: Brazilian Conference on Composite Materials (BCCM), 2024, Brasília. Proceedings of the Brazilian Conference on Composite Materials, 2024.

ALBERTO, L. G. S. ; SANTANNA, E.D.M. ; ANFLOR, C. T. M. . Structural Analysis of a Carbon Fiber and Additive Manufactured Anti Roll Bar for Vehicle Chassis. In: Brazilian Conference on Composite Materials (BCCM), 2024, Brasília. Proceedings of the Brazilian Conference on Composite Materials, 2024.

FREITAS, T. R. ; SANTANNA, E.D.M. ; ANFLOR, C. T. M. . Study Of Crack Behavior And Propagation Using Finite Elements In Polymer Structures Reinforced With Carbon Fibers. In: Brazilian Conference on Composite Materials (BCCM), 2024, Brasília. Proceedings of the Brazilian Conference on Composite Materials, 2024

MESQUITA, GIULIANO ; SANTANNA, EUCLIDES ; ANFLOR, CARLA . Improving chassi kart structure considering fatigue, modal and static analyses through Finite Element Analysis. In: 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2023, Florianopolis. Proceedings of the 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2023.

ALBERTO, LUIZ ; SANTANNA, EUCLIDES ; ANFLOR, CARLA . 3D numerical simulation of carbon fiber composites with additive manufacturing structural core for industrial applications. In: 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2023, Florianopolis. Proceedings of the 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2023.

SANTANNA, EUCLIDES; ANFLOR, CARLA . Finite element analyses modeling for additive manufacturing tracking thermal and mechanical properties in lattice structures. In: 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2023, Florianopolis. Proceedings of the 27th International Congress of Mechanical Engineering, 2023.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bendsoe, M. P., & Sigmund, O. (2003). *Topology optimization: theory, methods and applications*. Springer.
- Arora, L., Bhardwaj, S., Hashmi, G. S., Anwar, S. F., & Rahman, S. A. (2020). Finite Element Analysis (FEA) of Perpendicular Plating Versus Conventional Plating in Mandibular Symphysis Fracture. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 19(1), 143–148. <https://doi.org/10.1007/s12663-019-01244-7>
- Caraveo, V., Lovald, S., & Khraishi, T. (2021). A Study of the Mechanical Characteristics of a Mandibular Parasymphyseal Fracture with Internal Fixation Device Subject to Variable Bite Forces: Finite Element Analysis. *Journal of Biosciences and Medicines*, 09(04), 158–178. <https://doi.org/10.4236/jbm.2021.94014>
- Caraveo, V., Lovald, S., Khraishi, T., Wagner, J., & Baack, B. (2008). The effects of frictionless/frictional contact boundary conditions in finite element modeling of mandibular fractures. *Multidiscipline Modeling in Materials and Structures*, 4(3), 227–236. <https://doi.org/10.1163/157361108784890714>
- De Stefano, M.; Ruggiero, A. A Critical Review of Human Jaw Biomechanical Modeling. *Appl. Sci.* 2024, 14, 3813. <https://doi.org/10.3390/app14093813>
- Cook, R. D. (2007). *Concepts and applications of finite element analysis*. John Wiley & Sons.
- Fernández, J. R., Gallas, M., Burguera, M., & Viaño, J. M. (2003). A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 329–337. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00416-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00416-5)
- Lovald, S., Baack, B., Gaball, C., Olson, G., & Hoard, A. (2010). Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(8), 1833–1841. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.09.108>
- Lovald, S. T., Khraishi, T., Wagner, J., Baack, B., Kelly, J., & Wood, J. (2006). Comparison of plate-screw systems used in mandibular fracture reduction: Finite element analysis. In *Journal of Biomechanical Engineering* (Vol. 128, Issue 5). <https://doi.org/10.1115/1.2244575>
- Palka, Kurylo, P., Klekiel, T., & Pruszyński, P. (2020). A mechanical study of novel additive manufactured modular mandible fracture fixation plates - Preliminary Study with finite element analysis. *Injury*, 51(7), 1527–1535. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.03.057>

- Ship, A. G. (1988). Oral and Maxillofacial Traumatology. In *Plastic and Reconstructive Surgery* (Vol. 81, Issue 4). <https://doi.org/10.1097/00006534-198804000-00029>
- Vajgel, A., Camargo, I. B., Willmersdorf, R. B., De Melo, T. M., Filho, J. R. L., & De Holanda Vasconcellos, R. J. (2013). Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(2), 335–342. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2012.09.019>
- Zienkiewicz, O., Taylor, R., & Zhu, J. Z. (2013). The Finite Element Method: its Basis and Fundamentals: Seventh Edition. In *The Finite Element Method: its Basis and Fundamentals: Seventh Edition*. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/C2009-0-24909-9>
- Shu, Jingheng, Haotian Luo, Yuanli Zhang, e Zhan Liu. 2021. “3D Printing Experimental Validation of the Finite Element Analysis of the Maxillofacial Model.” *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 9:694140. doi:10.3389/fbioe.2021.694140.
- Tanaka, E. e T. van Eijden. 2003. “Biomechanical Behavior of the Temporomandibular Joint Disc.” *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine* 14(2):138–50. doi:10.1177/154411130301400207.
- Mittal, Gaurav, Ramakanth Reddy Dubbudu, e K. M. Cariappa. 2011. “Three Dimensional Titanium Mini Plates in Oral & Maxillofacial Surgery: A Prospective Clinical Trial.” *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* 11(2):152–59. doi:10.1007/s12663-011-0267-0.
- Farmand, M. 1993. “The 3-D Plating System in Maxillofacial Surgery.” *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 51:166–167.
- Wittenberg, J. M., D. P. Mukherjee, B. R. Smith, e R. N. Kruse. 1997. “Biomechanical Evaluation of New Fixation Devices for Mandibular Angle Fractures.” *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 21:68–73.
- Hughes, P. J. 2000. “3D Plate versus the Lag Screw Technique for Treatment of Fractures of the Anterior Mandible.” *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 58:23.
- Dreizin D, Nam AJ, Tirada N, Levin MD, Stein DM, Bodanapally UK, Mirvis SE, Munera F. Multidetector CT of Mandibular Fractures, Reductions, and Complications: A Clinically Relevant Primer for the Radiologist. *Radiographics*. 2016 Sep-Oct;36(5):1539-64. doi: 10.1148/rg.2016150218. PMID: 27618328.
- Al-Watary, M.Q., Gao, H., Song, L. et al. Stability of different fixation methods after reduction malarplasty under average and maximum masticatory forces: a finite element analysis. *BioMed Eng OnLine* 22, 37 (2023). <https://doi.org/10.1186/s12938-023-01098-8>

- Peña-Cardelles JF, Markovic J, Akhondi S, Pedrinaci I, Lanis A, Gallucci GO. Inferior alveolar nerve damage related to dental implant placement. A systematic review and meta-analysis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2025 Jul 1;30(4):e578-e589. doi: 10.4317/medoral.27125. PMID: 40192114; PMCID: PMC12221155.
- Wongwaithongdee U, Ingham S, Chantarapanich N. Biomechanical evaluation of two internal fixation systems for the treatment of mandibular symphyseal fracture. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H:Journal of Engineering in Medicine*. 2023;237(5):597-606. doi:10.1177/09544119231168506
- Sorgente, T., Biasotti, S., Manzini, G. and Spagnuolo, M. (2023), A Survey of Indicators for Mesh Quality Assessment. *Computer Graphics Forum*, 42: 461-483. <https://doi.org/10.1111/cgf.14779>
- Peto Marinela , García-Ávila Josué , Rodriguez Ciro A. , Siller Héctor R. , da Silva Jorge Vicente Lopes , Ramírez-Cedillo Erick; Review on structural optimization techniques for additively manufactured implantable medical devices; *Frontiers in Mechanical Engineering* ;Volume 10 - 2024; DOI=10.3389/fmech.2024.1353108; ISSN=2297-3079
- Bidare, P., Jiménez, A., Hassanin, H. *et al.* Porosity, cracks, and mechanical properties of additively manufactured tooling alloys: a review. *Adv. Manuf.* 10, 175–204 (2022). <https://doi.org/10.1007/s40436-021-00365-y>
- Vido, M.; de Oliveira Neto, G.C.; Lourenço, S.R.; Amorim, M.; Rodrigues, M.J.F. Computer-Aided Design and Additive Manufacturing for Automotive Prototypes: A Review. *Appl. Sci.* 2024, 14, 7155. <https://doi.org/10.3390/app14167155>
- Khorasani, M., Ghasemi, A., Rolfe, B. and Gibson, I. (2022), "Additive manufacturing a powerful tool for the aerospace industry", *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 28 No. 1, pp. 87-100. <https://doi.org/10.1108/RPJ-01-2021-0009>
- Mohd Javaid, Abid Haleem, Ravi Pratap Singh, Rajiv Suman, Shanay Rab, Role of additive manufacturing applications towards environmental sustainability, *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, Volume 4, Issue 4, 2021, Pages 312-322, ISSN 2542-5048; <https://doi.org/10.1016/j.aiepr.2021.07.005>.
- Walaa Abd-Elaziem, Sally Elkatatny, Abd-Elrahim Abd-Elaziem, Mahmoud Khedr, Marwa A. Abd El-baky, Mohamed Ali Hassan, Mohamed Abu-Okail, Moustafa Mohammed, Antti Järvenpää, Tarek Allam, Atef Hamada, On the current research progress of metallic materials fabricated by laser powder bed fusion process: a review, *Journal of Materials Research and Technology*, Volume 20, 2022, Pages 681-707, ISSN 2238-7854, <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.07.085>.

- Santecchia, E.; Spigarelli, S.; Cabibbo, M. Material Reuse in Laser Powder Bed Fusion: Side Effects of the Laser—Metal Powder Interaction. *Metals* 2020, *10*, 341. <https://doi.org/10.3390/met10030341>
- Abdul Azeez Abdu Aliyu, Chedtha Puncreobutr, Surasak Kuimalee, Thanawat Phetrattanarangsi, Thanachai Boonchuduang, Pariwat Taweekitkul, Chinnapat Panwisawas, Junji Shinjo, Boonrat Lohwongwatana, Laser-inherent porosity defects in additively manufactured Ti–6Al–4V implant: Formation, distribution, and effect on fatigue performance, *Journal of Materials Research and Technology*, Volume 30, 2024, Pages 5121-5132, ISSN 2238-7854, <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.04.225>.
- Cobbinah, P.V.; Nzeukou, R.A.; Onawale, O.T.; Matizamhuka, W.R. Laser Powder Bed Fusion of Potential Superalloys: A Review. *Metals* 2021, *11*, 58. <https://doi.org/10.3390/met11010058>
- Zhang, Y., Ahn, P. B., Fitzpatrick, D. C., Heiner, A. D., Poggie, R. A., & Brown, T. D. (1999). Interfacial frictional behavior: Cancellous bone, cortical bone, and a novel porous tantalum biomaterial. *Journal of Musculoskeletal Research*, 3(4), 245–251. <https://doi.org/10.1142/S0218957799000222>
- Saideepak, R. (2021). Inspection of CP titanium material and its coefficient of friction. *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)*, 8(2), 318–326. <https://www.irjet.net/archives/V8/i2/IRJET-V8I261.pdf>
- Anas Ben Achour, Carola Petto, Heike Meißner, Anita Mostofa, Uwe Teicher, Steffen Ihlenfeldt, Günter Lauer, “Evaluation of a method to measure the friction coefficient between vital mandibular bone and biomedical materials”, *Biotribology*, Volume 28, 2021, 100198, ISSN 2352-5738, <https://doi.org/10.1016/j.biotri.2021.100198>.
- Daqiq, O., Roossien, C. C., Wubs, F. W., & van Minnen, B. (2024). Biomechanical assessment of mandibular fracture fixation using finite element analysis validated by polymeric mandible mechanical testing. *Scientific Reports*, 14(1), 11795. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-62011-4>
- Ingawale, S. M., Krishnan, D. G., & Goswami, T. (2022). Validation of experimental and finite element biomechanical evaluation of human cadaveric mandibles. *Lubricants*, 10(8), 169. <https://doi.org/10.3390/lubricants10080169>
- Jie Yin, Dengzhi Wang, Liangliang Yang, Huiliang Wei, Peng Dong, Linda Ke, Guoqing Wang, Haihong Zhu, Xiaoyan Zeng, Correlation between forming quality and spatter dynamics in laser powder bed fusion, *Additive Manufacturing*, Volume 31, 2020, 100958, ISSN 2214-8604, <https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.100958>.
- Stadler, M.; Schnitzer, R.; Gruber, M.; Steineder, K.; Hofer, C. Microstructure and Local Mechanical Properties of the Heat-Affected Zone of a Resistance Spot

Welded Medium-Mn Steel. Materials 2021, 14, 3362.
<https://doi.org/10.3390/ma14123362>

M Bhuvanesh Kumar, P Sathiya, Methods and materials for additive manufacturing: A critical review on advancements and challenges, Thin-Walled Structures, Volume 159, 2021, 107228, ISSN 0263-8231, <https://doi.org/10.1016/j.tws.2020.107228>.

Lee, J.; Park, H.J.; Chai, S.; Kim, G.R.; Yong, H.; Bae, S.J.; Kwon, D. Review on Quality Control Methods in Metal Additive Manufacturing. Appl. Sci. 2021, 11, 1966. <https://doi.org/10.3390/app11041966>

Sohini Chowdhury, N. Yadaiah, Chander Prakash, Seeram Ramakrishna, Saurav Dixit, Lovi Raj Gupta, Dharam Buddhi, Laser powder bed fusion: a state-of-the-art review of the technology, materials, properties & defects, and numerical modelling, Journal of Materials Research and Technology, Volume 20, 2022, Pages 2109-2172, ISSN 2238-7854, <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.07.121>.

Niloofer Sanaei, Ali Fatemi, Defects in additive manufactured metals and their effect on fatigue performance: A state-of-the-art review, Progress in Materials Science, Volume 117, 2021, 100724, ISSN 0079-6425, <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100724>.