

Vitor Ugo Borges Delvechio

**Desenvolvimento e análise estrutural de
prótese de Scaffolds para reconstrução
mandibular**

Dourados

2021

Vitor Ugo Borges Delvechio

Desenvolvimento e análise estrutural de prótese de Scaffolds para reconstrução mandibular

Artigo apresentado ao Curso de Engenharia Mecânica, como requisito para a obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Mecânica, Universidade Federal da Grande Dourados.

Universidade Federal da Grande Dourados – UFGD

Faculdade de Engenharia – FAEN

Graduação em Engenharia Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Rafael Ferreira Gregolin

Dourados

2021



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
FUNDAÇÃO UNIVERSIDADE FEDERAL DA GRANDE DOURADOS

ANEXO D - AVALIAÇÃO FINAL DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

Aluno(a): Vitor Ugo Borges Delvechio

Título do trabalho e subtítulo (se houver): DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE ESTRUTURAL DE PRÓTESE DE SCAFFOLDS PARA RECONSTRUÇÃO MANDIBULAR.

BANCA EXAMINADORA

1. **Presidente (orientador):** (Titulação, Nome e Instituição)

Prof. Dr. Rafael Ferreira Gregolin/UFGD

2. **Membro:** (Titulação, Nome e Instituição)

Prof. Dr. Rodrigo Borges Santos/UFGD

3. **Membro:** (Titulação, Nome e Instituição)

Prof. Dr. Augusto Salomão Bornschlegel/UFGD

De acordo com o grau final obtido pelo aluno, nós da banca examinadora, declaramos Aprovado (Aprovado/Reprovado) o aluno acima identificado, na componente curricular Trabalho de Conclusão de Curso (TCC-II) de Graduação no Curso de Engenharia Mecânica da Universidade Federal da Grande Dourados.

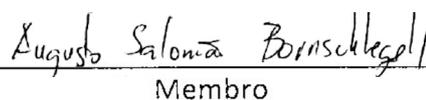
Local Data
Dourados/MS, 22 de Outubro de 2021



Presidente



Membro



Membro

RESUMO

A reconstrução mandibular tem sido um desafio para os bucomaxilofaciais, apesar dos avanços significativos na tecnologia médica. Novos tipos de implantes apresentam uma nova direção na evolução da restauração mandibular. O *design* e as propriedades dos implantes para reconstrução mandibular devem ser capazes de recuperar a anatomia e o contorno da região perdida, bem como restaurar as funções, incluindo mastigação e estética. O presente trabalho tem como objetivo desenvolver e analisar uma prótese de *Scaffold* para a reconstrução mandibular. Utilizando a tomografia computadorizada para aquisição dos dados, que foram convertidos em arquivos 3D, para o desenvolvimento do implante, foi avaliada a prótese customizada quanto aos aspectos funcionais e estéticos. O projeto se mostrou eficaz ao ser submetido a forças que resultaram em tensões aplicando os critérios de von Mises que não extrapolaram o limite de escoamento do material aplicado na reconstrução, sendo as seguintes tensões obtidas 250 MPa, 320 MPa e 658 MPa, aplicando respectivamente 250 *N*, 500 *N* e 1000 *N*. Assim, pode-se concluir, que pelo processo apresentado se torna viável a elaboração do implante customizado.

ABSTRACT

Mandibular reconstruction has been a challenge for maxillofacials, despite significant advances in medical technology. New types of implants present a new direction in the evolution of mandibular restoration. The *design* and properties of implants for mandibular reconstruction should be able to recover the anatomy and contour of the lost region, as well as restore functions, including mastication and esthetics. The present work aims to develop and analyze a *Scaffold* prosthesis for mandibular reconstruction. Using computed tomography for data acquisition, which were converted into 3D files, for the development of the implant, the customized prosthesis was evaluated regarding its functional and aesthetic aspects. The project proved to be effective when subjected to forces that resulted in stresses applying the von Mises criteria that did not extrapolate the yield limit of the material applied in the reconstruction, with the following stresses being obtained 250 MPa, 320 MPa and 658 MPa, applying respectively 250 *N*, 500 *N* and 1000 *N*. Thus, it can be concluded that, by the process presented, it is feasible to elaborate the customized implant.

Desenvolvimento e análise estrutural de prótese de Scaffolds para reconstrução mandibular.

Vitor Ugo Borges Delvechio¹
Prof. Dr. Rafael Ferreira Gregolin²

Universidade Federal da Grande Dourados
Rodovia Dourados - Itahum, KM 12 , Cidade Universitária, Dourados - MS, Brasil
vitordelvechio@hotmail.com
Faculdade de Engenharia - FAEN

Resumo

A reconstrução mandibular tem sido um desafio para os bucomaxilofaciais, apesar dos avanços significativos na tecnologia médica. Novos tipos de implantes apresentam uma nova direção na evolução da restauração mandibular. O *design* e as propriedades dos implantes para reconstrução mandibular devem ser capazes de recuperar a anatomia e o contorno da região perdida, bem como restaurar as funções, incluindo mastigação e estética. O presente trabalho tem como objetivo desenvolver e analisar uma prótese de *Scaffold* para a reconstrução mandibular. Utilizando a tomografia computadorizada para aquisição dos dados, que foram convertidos em arquivos 3D, para o desenvolvimento do implante, foi avaliada a prótese customizada quanto aos aspectos funcionais e estéticos. O projeto se mostrou eficaz ao ser submetido a forças que resultaram em tensões aplicando os critérios de von Mises que não extrapolaram o limite de escoamento do material aplicado na reconstrução, sendo as seguintes tensões obtidas 250 MPa, 320 MPa e 658 MPa, aplicando respectivamente 250 N, 500 N e 1000 N. Assim, pode-se concluir, que pelo processo apresentado se torna viável a elaboração do implante customizado.

Palavras-chave: Osteossarcoma, Recuperação de Função, Manufatura Aditiva, Análise de Elementos Finitos, Reconstrução Mandibular.

1 Introdução

A evolução da tecnologia na medicina ao longo dos anos é marcante, tanto para profissionais quanto para pacientes, [1]. Basta um pouco de atenção para perceber que, a todo momento, surgem novidades na saúde que qualificam as ações de prevenção, diagnóstico e tratamento de doenças e outras condições médicas. Esse impacto de tecnologias na melhoria da saúde não é de agora, já que ferramentas e dispositivos têm contribuído para prognósticos mais positivos há séculos.

Quando se fala em protótipos, essa tecnologia fica muito associada ao setor industrial. No entanto, ela também é aplicada nas áreas de saúde. Hoje, a manufatura aditiva (ou impressão 3D) na medicina possibilita realizar tratamentos mais rápidos, eficazes e seguros.

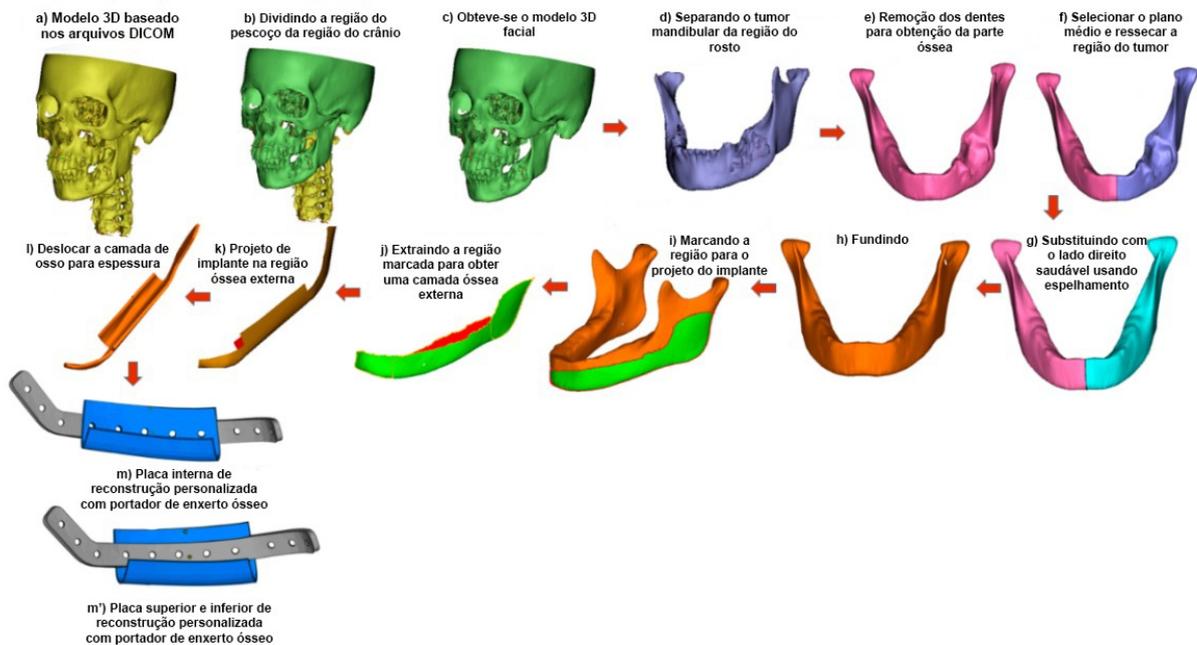
A aplicação desse recurso para tratamentos ortopédicos surgiu recentemente, mas diversos benefícios já foram alcançados com o seu uso. Pesquisas e estudos não cessam, trazendo cada vez mais inovações que facilitam o trabalho do profissional e aumentam a satisfação do paciente.

Como esse campo é novo, ainda existem muitas dúvidas sobre a aplicação da manufatura aditiva nos centros especializados de reconstruções ortopédicas.

Em décadas passadas, a construção de protótipos era feita por meio da modelagem direta de

materiais, mas com os avanços tecnológicos isso passou a ser realizado com o auxílio do meio digital. Os projetos podem ser desenvolvidos por meio de programas de modelagem sólida que auxiliam na elaboração, como o CAD, ou pela conversão de arquivos de imagem obtidos por um scanner 3D ou tomografia computadorizada. É por isso que a técnica pode ser aplicada em diversas áreas. Agora os projetos são desenvolvidos em computadores por meio de softwares específicos que possibilitam aplicar a técnica de manufatura aditiva figura 1.

Figura 1. Sequência de etapas no projeto de *Scaffold* da prótese personalizada (implante) para defeitos mandibulares.

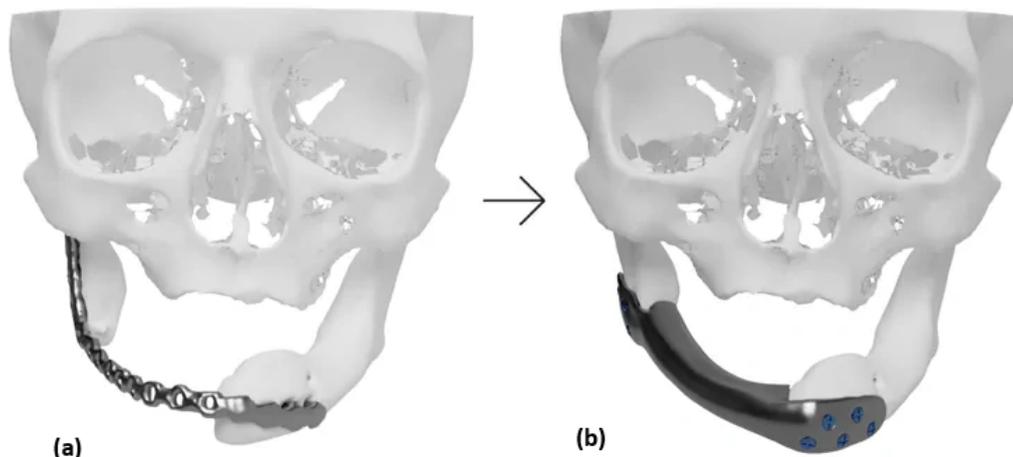


A reconstrução mandibular é reconhecida como um procedimento bastante desafiador e significativo por cirurgiões maxilofaciais. Pode ser atribuído aos rígidos requisitos exigidos pelos pacientes, em termos da anatomia, perfil externo da mandíbula e restauração ideal das funções orais [2, 3], além dos defeitos mandibulares em razão à diversidade do esqueleto humano e ao comportamento de mastigação [4]. Geralmente, a descontinuidade mandibular envolve uma perda óssea completa e é causada por infecção, trauma, lesão, osteonecrose e ressecção de tumores benignos e malignos [2]. A reabilitação oportuna e adequada da mandíbula é crucial para prevenir a perda da função mastigatória, perda da fala, deformidade estética e essencialmente manter a qualidade de vida do paciente. Apesar da disponibilidade de técnicas de reconstrução relacionadas ao enxerto ósseo autógeno, a reconstrução mandibular perfeita ainda não é possível e permanece um desafio. Geralmente, as placas de reconstrução comercial padrão disponíveis (implantes), figura 2a são empregadas nestas reconstruções. Essas placas são fabricadas usando métodos tradicionais, como fundição, usinagem e metalurgia do pó, que são processos demorados [5]. Além disso, as placas padrão são planas e precisam ser dobrados para alinhá-los ao longo do osso curvo da mandíbula. Isso não só aumenta o tempo operatório (ou cirúrgico), mas também envolve a tediosa tarefa de adaptação repetida e revisar a placa de acordo com a anatomia do paciente. Uma vez que é um procedimento de tentativa e erro, a possibilidade de discrepâncias entre o osso e a interface da placa aumenta, o que por sua vez causa falha do implante, bem como desconforto para o paciente. Portanto, é indispensável utilizar implantes feitos, que não só reduzem a desproporção e incompatibilidade, mas também resultam em

melhor aparência e osseointegração. O *design* personalizado do implante não só melhora a precisão, mas também minimiza o tempo cirúrgico, pois não é necessário modelar ou adaptar a peça durante a cirurgia, minimizando os riscos cirúrgicos, além de manter a mesma aparência do paciente se comparado com as placas padrão.

O *Scaffold* é um substituto ósseo ideal que deve caber facilmente no local receptor, com uma forma perfeita [6], obtida com procedimentos simples representam uma perspectiva contemporânea e uma nova aplicação na evolução da restauração mandibular figura 2b. *Scaffolds* podem ser combinados com peças sólidas e fabricadas como um implante. Idealmente, os *scaffolds* devem ser altamente porosos, livres de rachaduras e biocompatível com o crescimento interno do tecido [7]. O *Scaffold* de titânio (estrutura porosa) pode alcançar a fixação óssea de longo prazo e promover o crescimento ósseo completo quando em comparação com a parte sólida ou a granel [8, 9]. Além disso, implantes de titânio sólido devido à variação nas propriedades mecânicas em comparação com o osso podem levar à reabsorção óssea, que induz um efeito de estresse em seu osso circundante e eventualmente leva à falha do implante [10]. A porosidade perfeita influencia o comportamento celular e os canais interligados dos poros estimulam a vascularização [11]. O incentivo à osseointegração precoce é extremamente importante para o sucesso da implantação, caso contrário, o tempo de cura mais longo levaria à falha do implante [12].

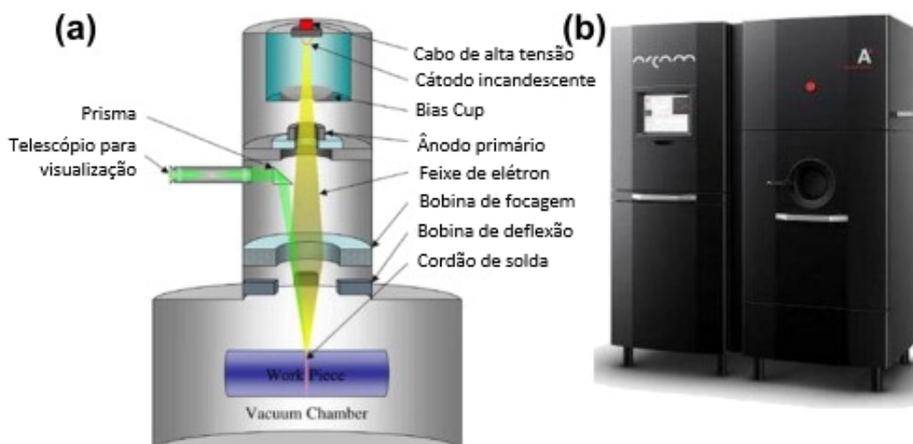
Figura 2. (a) Placa comercial padrão; (b) Implante personalizado com *Scaffold*.



Com avanços em tecnologia de engenharia, incluindo software de modelagem médica e impressão tridimensional (3D) ou manufatura aditiva, agora é possível projetar e fabricar Implantes customizados com melhor precisão e em menor tempo. A unificação da aquisição de dados, processamento de imagem, bem como modelagem e manufatura aditiva, tornaram possível compreender implantes personalizados de acordo com as necessidades do paciente. Sem dúvida, a implementação de técnicas integradas também podem economizar muito dinheiro com despesas médicas e renovar a qualidade de vida de muitas pessoas [13]. O efeito agradável da restauração na mandíbula depende de muitos aspectos do implante, incluindo seu *design*, tecnologia de fabricação, propriedades biomecânicas, precisão, integridade de superfície e peso. Certamente, técnicas de impressão 3D surgiram como um potencial promissor no desenvolvimento da reconstrução óssea, reabilitação e no campo da cirurgia [14]. Entre as várias técnicas de impressão 3D, fusão por feixe de elétrons (*Electron beams in manufacturing* - EBM) tem sido considerado um método rápido e bem-sucedido para a fabricação de implantes médicos

de titânio auxiliado por computador (CAD) [15]. A técnica EBM, que foi comercializada pela primeira vez em 1997 pela ARCAM AB, figura 3 a produção das peças é através do derretimento do pó de metal camada por camada, a matéria-prima (pó de metal ou arame) é colocada sob vácuo e fundida em conjunto do aquecimento por um feixe de elétrons como fonte de energia, componentes compactos de quase qualquer geometria podem ser produzidos diretamente a partir dos dados de projetos [16]. A tecnologia EBM tem cada vez mais sido usado para a fabricação de *scaffolds* de liga de titânio 3D para aplicações médicas com *design* complexo [17],[18]. O osso mandibular não é uma estrutura uniforme e regular, mas sim uma estrutura curva e especial. Portanto, poucos pesquisadores tentaram projetar próteses personalizadas para reconstrução mandibular [19],[20] e informações muito limitadas estão disponíveis no estudo de *scaffold*.

Figura 3. (a) Esquemática do processo EBM; (b) Arcam AB System..



Para o desenvolvimento do implante foram utilizadas técnicas como a tomografia computadorizada para aquisição de imagem e software de processamento para modelagem do implante. No projeto do *scaffold* também foi analisado seu efeito biomecânico, que são os efeitos dos movimentos humanos, sob o processo de mastigação usando Análise de Elementos Finitos (FEA).

2 Metodologia

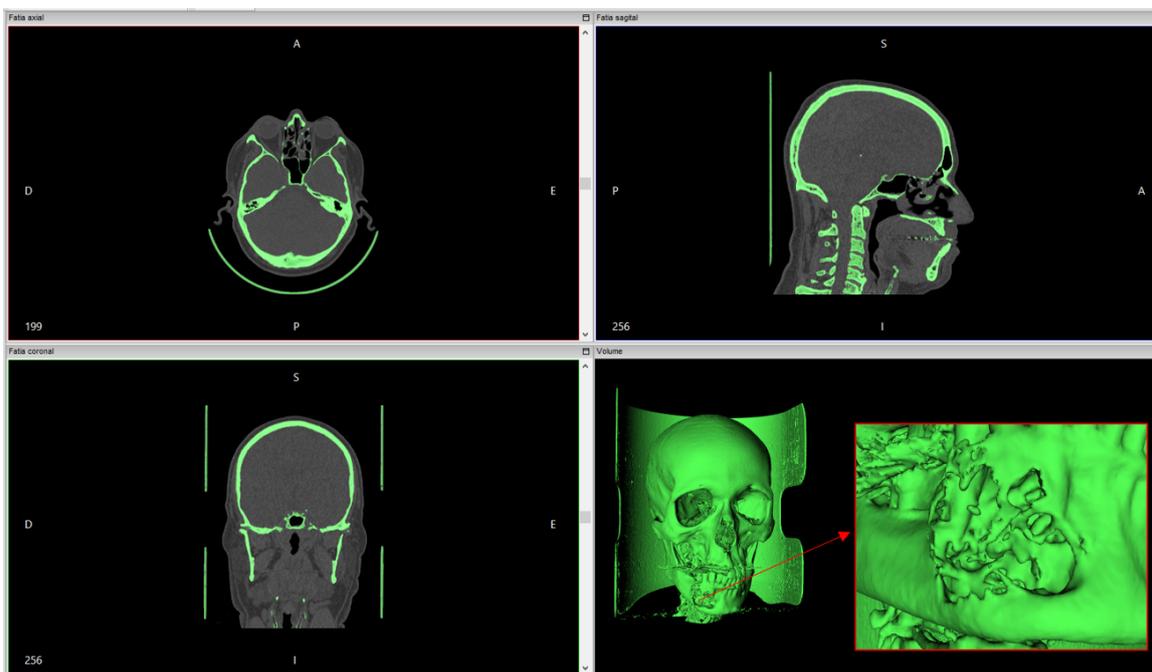
2.1 Aquisição de dados

Modelos de dados anatômicos do paciente foram construídos com base em dados de imagens digitais e comunicações em medicina (DICOM) de exames de Tomografia Computadorizada (TC). Por meio de uma clínica especializada em cirurgias Buco-Maxilo-Facial, que forneceu os dados reais de um paciente já implante, para o desenvolvimento do presente trabalho. Os dados DICOM compreendem uma série de cortes no crânio do paciente, cada um com aproximadamente 0,625 mm de espessura. Neste estudo, o pacote de software *InVesalius 3.1* foi usado para converter os dados da fatia em um modelo 3D contínuo do tecido ósseo do paciente, usando as funções de limiares integradas do sistema.

A TC não invasiva pode ser definida como um procedimento médico que não envolve qualquer deterioração da pele, do corpo interno, bem como da destruição de tecidos saudáveis.

Durante o curso do diagnóstico do paciente, verificou-se que o paciente estava sofrendo de defeito de continuidade mandibular com perda de parte do osso, resultando em uma lacuna, como pode ser visto na figura 4. O radiologista realizou a tomografia computadorizada do paciente e salvou as imagens digitalizadas em DICOM, que é um formato armazenado universal para imagens médicas. Os arquivos DICOM contendo uma série de imagens bidimensionais (2D), armazenadas em um banco de dados, forneceu uma imagem perfeita da estrutura anatômica. A segmentação por técnica de limiar foi usada para selecionar o tecido mole e duro, definindo a faixa do valor limite.

Figura 4. Modelo anatômico do paciente representando a região do tumor em diferentes planos no *InVesalius 3.1*.



2.2 Modelagem do Implante Customizado

Com o auxílio do software com licença gratuita, *Meshmixer*, foi extraída a região de interesse (mandíbula) dos tecidos circundantes, foram realizados cortes, alisamento e suavização do pontos e a máscara foi segregada para a região de interesse na mandíbula.

A mandíbula, sem a arcada dentária, foi então salva como um arquivo *Standard Tessellation Language* (STL). Por conter uma geometria muito complexa e irregular com o arquivo STL importado para o *Meshlab*, foi realizada uma adequação na quantidade de faces da mandíbula, deixando-a com 1000 faces, para facilitar na manipulação dentro de outros softwares. O arquivo STL foi aberto no *SolidWorks 2017*, aplicando a técnica de *design* reconstrução de espelho, que é o *design* de implante mais comum onde o osso saudável é espelhado e substituído sobre o osso defeituoso. Vários estudos de pesquisa provaram que a técnica de reconstrução de espelho fornece excelente simetria facial [21, 22].

O tumor na mandíbula direita figura 5 foi retirado e o lado esquerdo do osso mandibular saudável foi espelhado como mostrado na figura 6. Os lados simétricos foram fundidos para formar uma mandíbula saudável com o *Scaffolds* obtido, que irá preencher a área da ressecção do paciente auxiliando a osseointegração.

Figura 5. Região da resseção de lesão neoplásica do paciente.

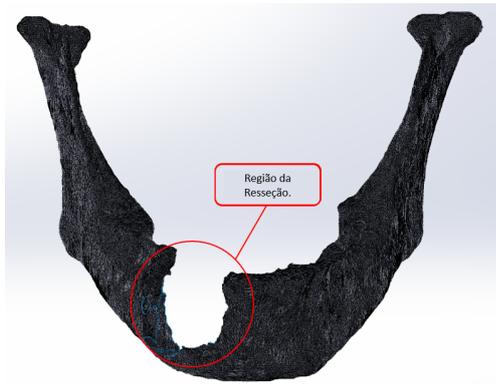
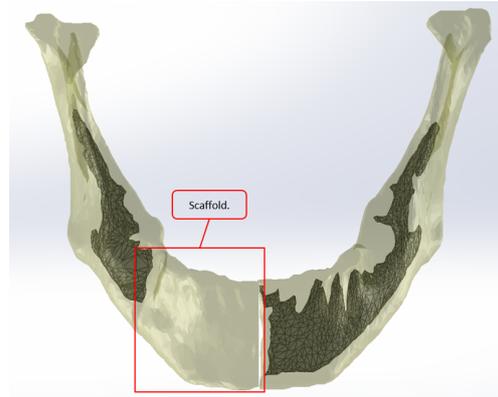


Figura 6. Scaffold obtido com a técnica do espelhamento.



Após está montagem, se iniciou o desenvolvimento da placa de fixação no software *SolidWorks*, utilizando como referência a mandíbula saudável gerada, a partir das ferramentas de esboço 3D do software foi criada a placa personalizada mostrada na figura 7.

Agora o *Scaffold* extraído pelo método do espelhamento e a placa de fixação, serão fixados na mandíbula com a resseção, para que não haja mais espaços vazios. Primeiro será realizada a união da placa com o *Scaffold* como mostrado na figura 8.

Figura 7. Placa de fixação personalizada

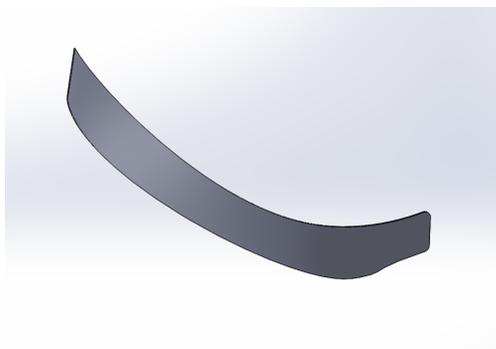


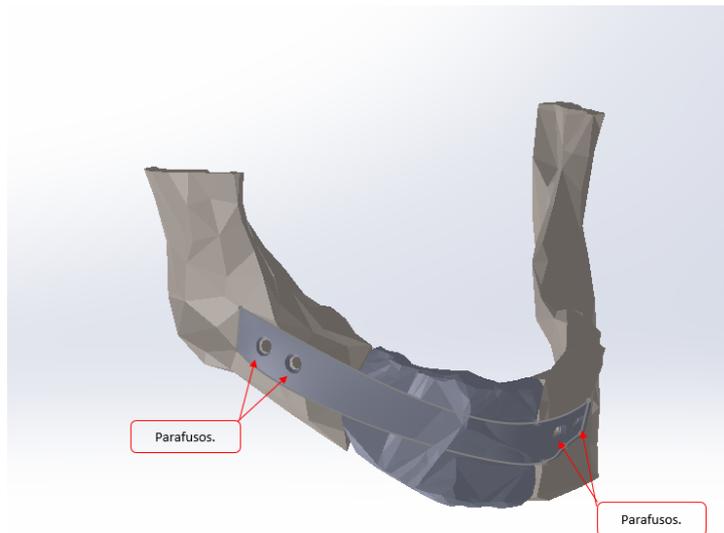
Figura 8. Conjunto placa de fixação e Scaffold.



2.3 Montagem virtual

As duas partes de prótese projetadas foram virtualmente montadas e alinhadas com a mandíbula modelo de estrutura para avaliação de montagem conforme mostrado na figura 9.

Figura 9. Mandíbula reconstruída



Os *scaffolds* de reconstrução projetados foram incorporados com orifícios de parafusos médicos escareados com dois parafusos no lado cômulo e dois parafusos na área do queixo. Os furos escareados foram projetados para a imersão completa da cabeça do parafuso dentro do orifício, a fim de fornecer um melhor efeito anatômico e estético.

Nesta etapa é preciso verificar se há interferência na montagem, uma montagem onde existem interferências impossibilitam a criação da malha, para eliminar as interferências desta montagem foi necessário utilizar a ferramenta cavidade presente no *SolidWorks*, esta ferramenta faz com que um elemento não entre dentro do outro impedindo assim as interferências entre os componentes.

3 Resultados e Discussões

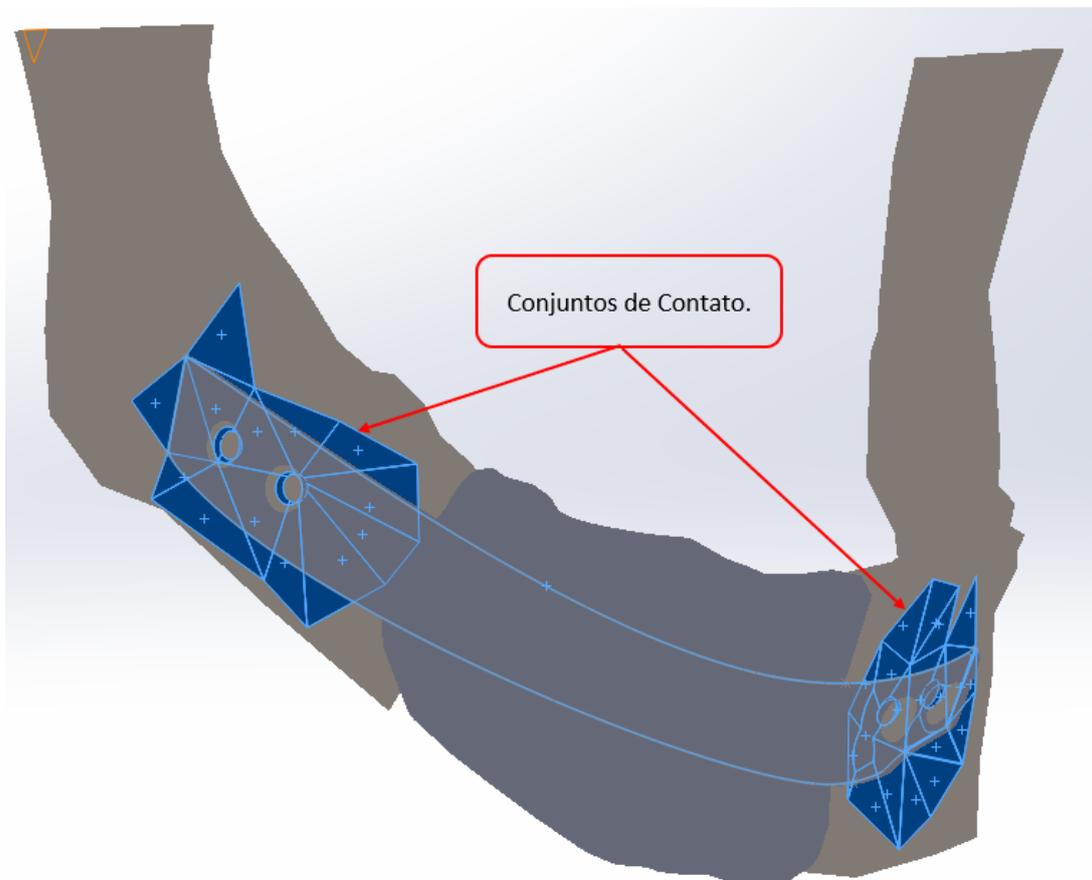
3.1 Análise de elementos finitos

Uma vez que os *scaffolds* projetados foram examinados para ajuste e conformidade na montagem virtual, o modelo para análise de elementos finitos (FEA) foi criado para avaliar sua funcionalidade, bem como o efeito biomecânico do aperto na prótese. A FEA foi empregada porque é reconhecida como uma das ferramentas cruciais para emular e prever o comportamento do modelo CAD em cenários reais. Foi usado pela primeira vez na indústria aeroespacial, mas rapidamente se espalhou por uma ampla gama de ciências, incluindo medicina e odontologia [23]. A partir da montagem final, o modelo para a análise de elementos finitos (FEM) que consiste no modelo temporomandibular. Foi criada a malha usando o *SolidWorks*. O software usa elementos sólidos tetraédricos para gerar malhas em geometrias sólidas e elementos de casca triangulares para gerar malha em geometrias de superfícies. O software utiliza estes dois tipos de elementos, porque utiliza programas de criação de malha automáticos (automeshers), criando malhas totalmente confiáveis, de forma rápida e fácil. Com isto, o ganho de produtividade é imenso (além disso, a integração com o CAD é outro ponto que aumenta consideravelmente a produtividade) [24].

Para a simplificação do trabalho foram consideradas, em nossas análises, como condições de contorno as seguintes situações: uma força vertical para baixo aplicada sob o lado esquerdo da mandíbula, onde não houve a ressecção, as forças foram aplicadas gradativamente para anali-

sar as tensões resultantes para cada uma delas, respectivamente $250N$, $500N$ e $1000N$, esta é a maior respostas apresentada na literatura considerada como caso crítico nesta análise. Também há a necessidade de estabelecer uma ligação entre a placa de fixação e o osso da mandíbula, selecionando a face oposta da placa com as faces onde havia interação com a mandíbula, que chamamos de conjunto de contato, como ilustrado na figura 10.

Figura 10. Conjuntos de contato entre a mandíbula e a placa de fixação



Após este passo já pode-se inserir os parafusos, que são virtuais, utilizados aqui somente para o travamento entre as partes, do tipo rebaixados com 2,6 mm de comprimento, que para simulações dentro deste software em específico são virtuais, mas carregam as propriedades de qualquer material presente dentro da biblioteca, então para os 4 parafusos presentes foi atribuído o material Ti-6Al-4V.

Consideramos o implante construído na liga Ti-6Al-4V como sendo um material isotrópico, homogêneo, linearmente elástico, que está disposto na biblioteca de materiais do software utilizado, já para o osso cortical foram atribuídas as características dispostas em literaturas [25], as propriedades de cada material podem ser vistas na tabela 1.

Tabela 1. Características dos Materiais.

Características do Materiais		
Material:	Ti-6Al-4V	Osso Cortical
Módulo elástico (N/mm^2)	104800,31	17900,00
Coefficiente de Poisson	0,31	0,49
Módulo de cisalhamento (N/mm^2)	41023,81	3300,00
Massa específica (kg/m^3)	4428,78	2000,00
Resistência de tração (N/mm^2)	1050,00	30,00
Limite de escoamento (N/mm^2)	827,37	71,56
Condutividade térmica ($W/(m\Delta K)$)	6,70	0,23
Calor específico ($J/(kg\Delta K)$)	586,04	1386,00

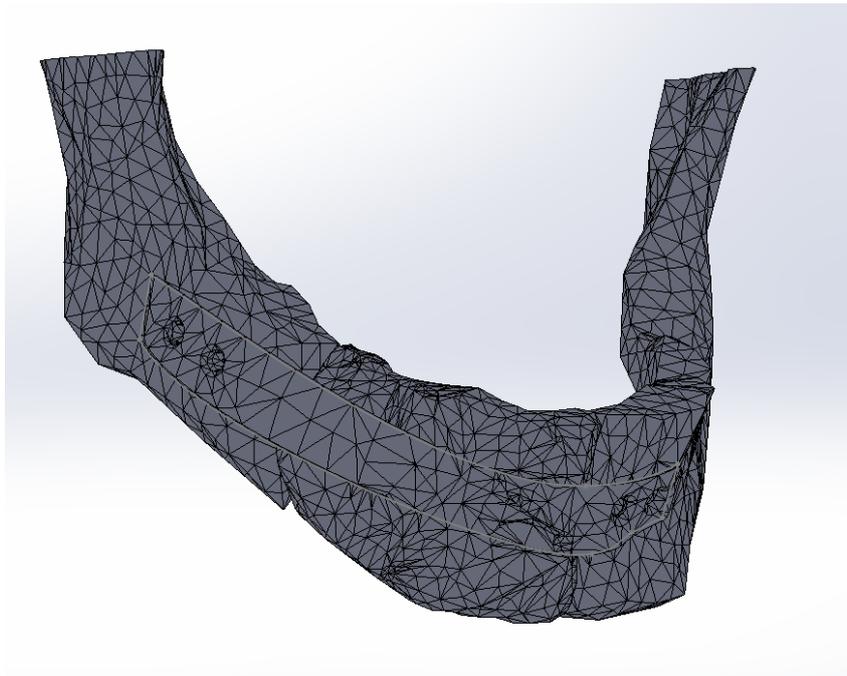
O primeiro passo para obter um resultado confiável é realizar os testes de malha, para saber se há convergência nos valores das tensões. Foram realizadas simulações, buscando a malha com a quantidade de elementos ideal, como mostrado no gráfico abaixo, podendo ser observado no gráfico que as duas últimas malhas geradas resultaram no mesmo valor para a tensão máxima. A malha gerada após algumas simulações de convergência para o estudo de tensões resultantes apresentou as seguintes condições e pode ser vista na tabela 2. O elemento utilizado para a simulação foi o Sólido Tetraédrico.

Tabela 2. Propriedades da malha

Detalhes da malha	
Tipo de Malha	Malha sólida
Gerador de malha usado	Malha padrão
Pontos Jacobianos	4
Tamanho do elemento	4,41583 mm
Tolerância	0,220792 mm
Qualidade da Malha	Alta
Total de nós	26783
Total de elementos	15676

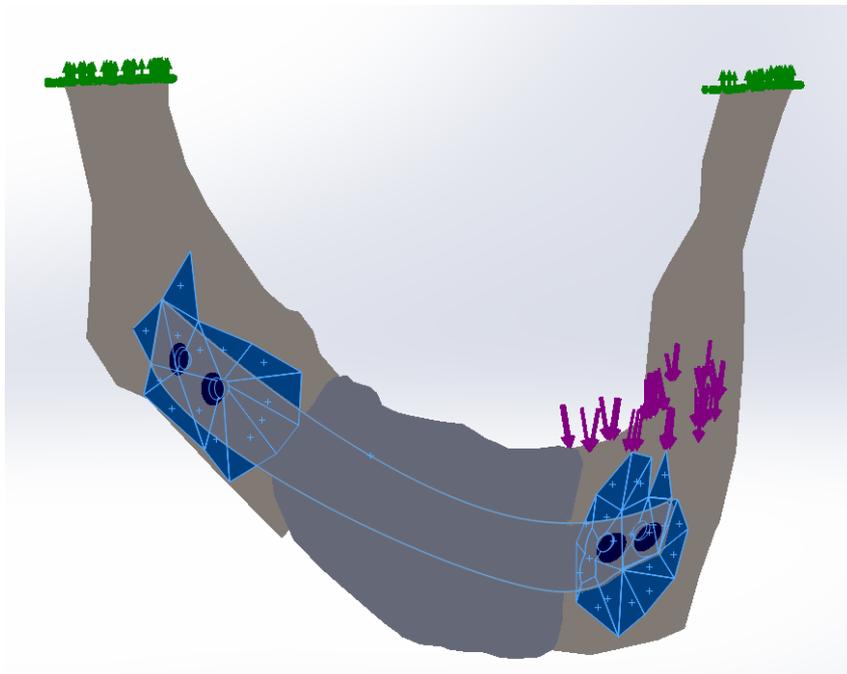
O modelo com a malha pode ser visto na figura 11, devido a capacidade de processamento do hardware, a criação de uma malha com mais elementos não é viável, pois ao tentar criar uma malha com valores elevados o processamento torna-se inviável.

Figura 11. Malha gerada para análise do modelo



As condições de contorno são mostradas na figura 12. Em roxo é verificada a força distribuída no sentido simulando uma mordida do paciente, em azul mostra-se as condições de contato e em verde foi aplicada uma fixação rígida (engaste), simplificando as condições de mastigação do paciente.

Figura 12. Condições de contorno aplicadas



Mais adiante na observação, dos resultados da análise da placa, revelaram que as tensões máximas variam a partir do aumento das forças aplicadas, que indicavam que as tensões estavam sendo transferidas da região inferior do queixo em direção ao lado côndilo, satisfazendo assim o processo de mastigação.

As simulações realizadas tiveram a opção de diferentes forças aplicadas como já dito, 250 N, 500 N e 1000 N, as figuras 13, 14 e 15 mostram as tensões resultantes do critério de von Mises para cada força aplicada, têm-se respectivamente, 250 MPa, 320 MPa e 658 MPa, já as figuras 16, 17 e 18 mostram os deslocamentos resultantes após a aplicação das forças, têm-se respectivamente, 0,651 mm, 1,33 mm e 2,69 mm.

Figura 13. Tensão de von Mises resultante para 250 N

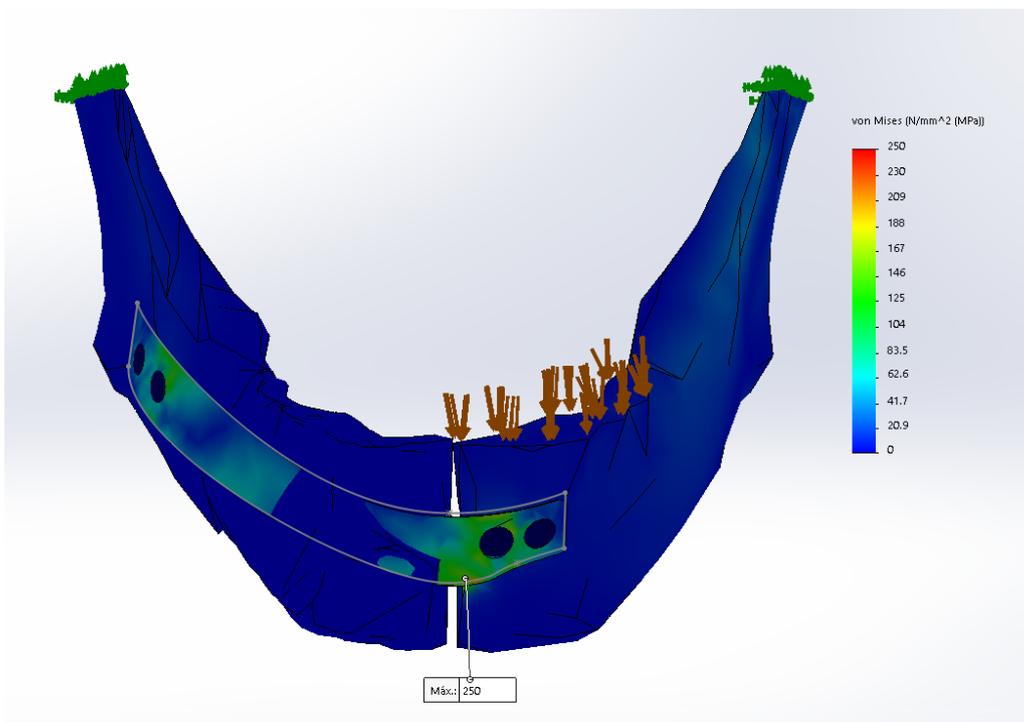


Figura 14. Tensão de von Mises resultante para 500 N

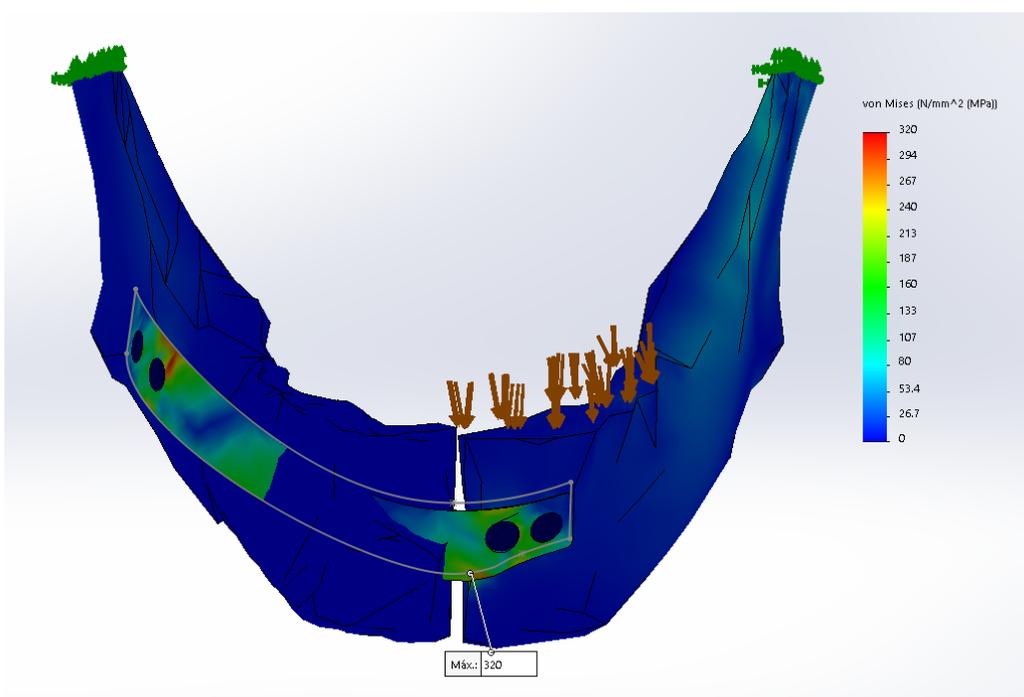


Figura 15. Tensão de von Mises resultante para 1000 N

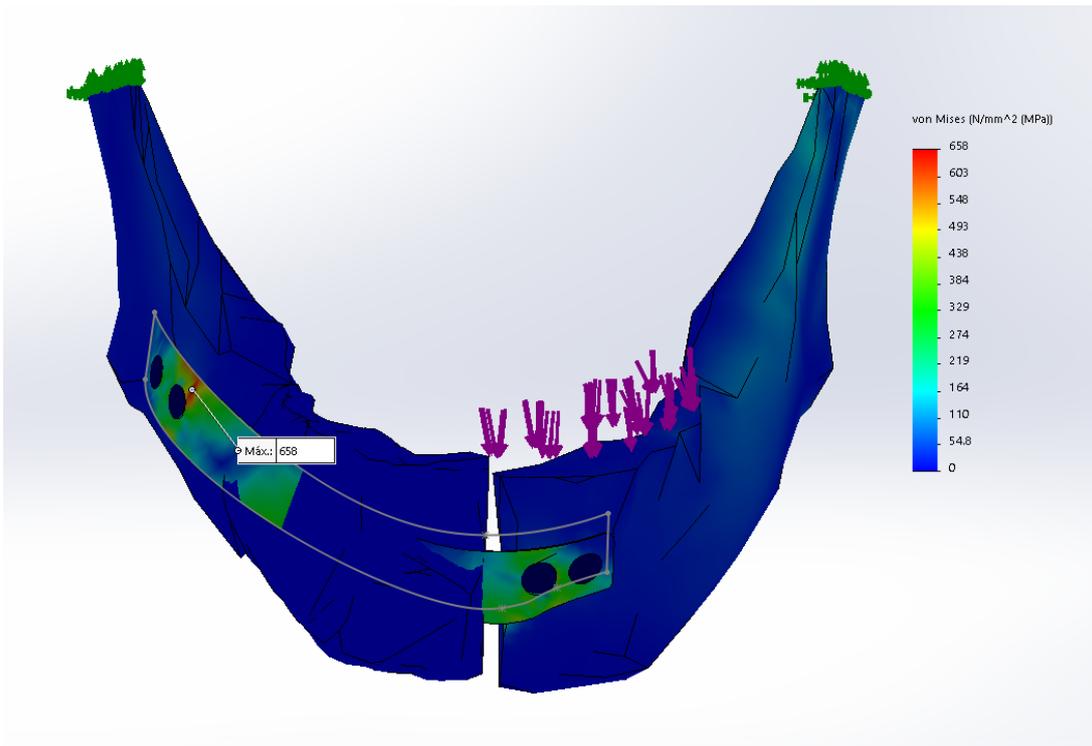


Figura 16. Deslocamento resultante com a força de 250 N aplicada

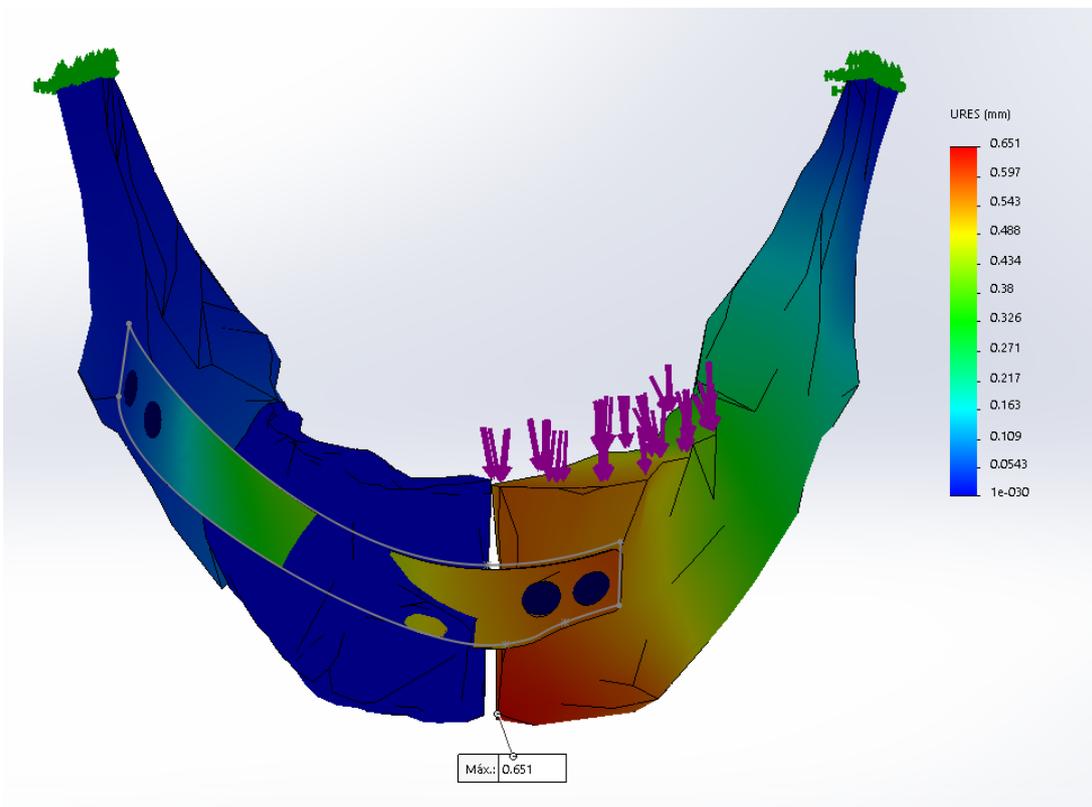


Figura 17. Deslocamento resultante com a força de 500 N aplicada

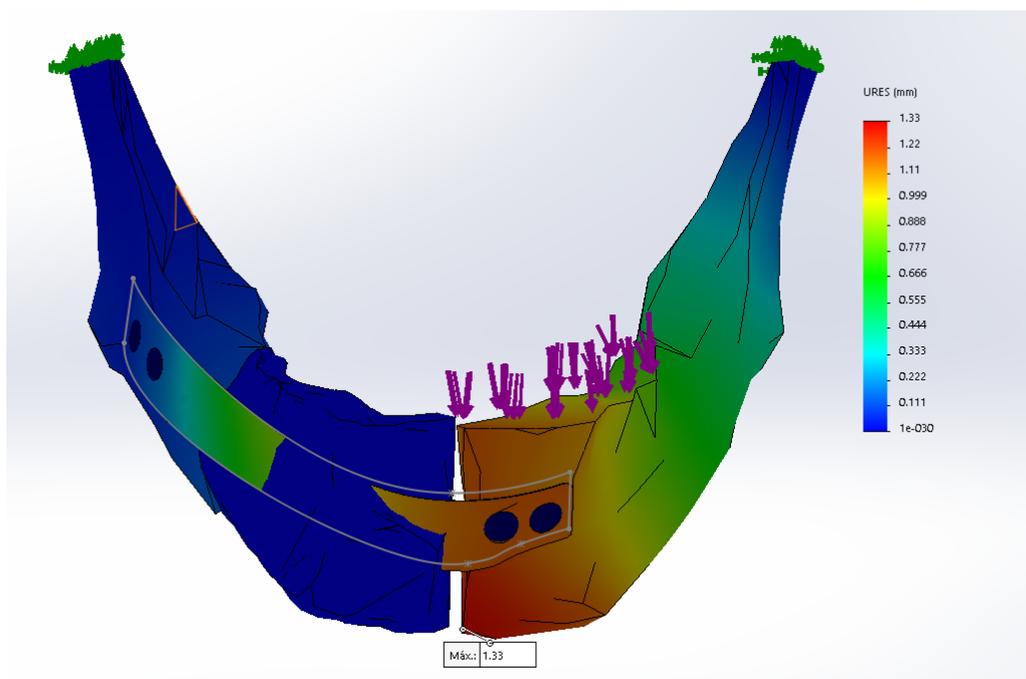
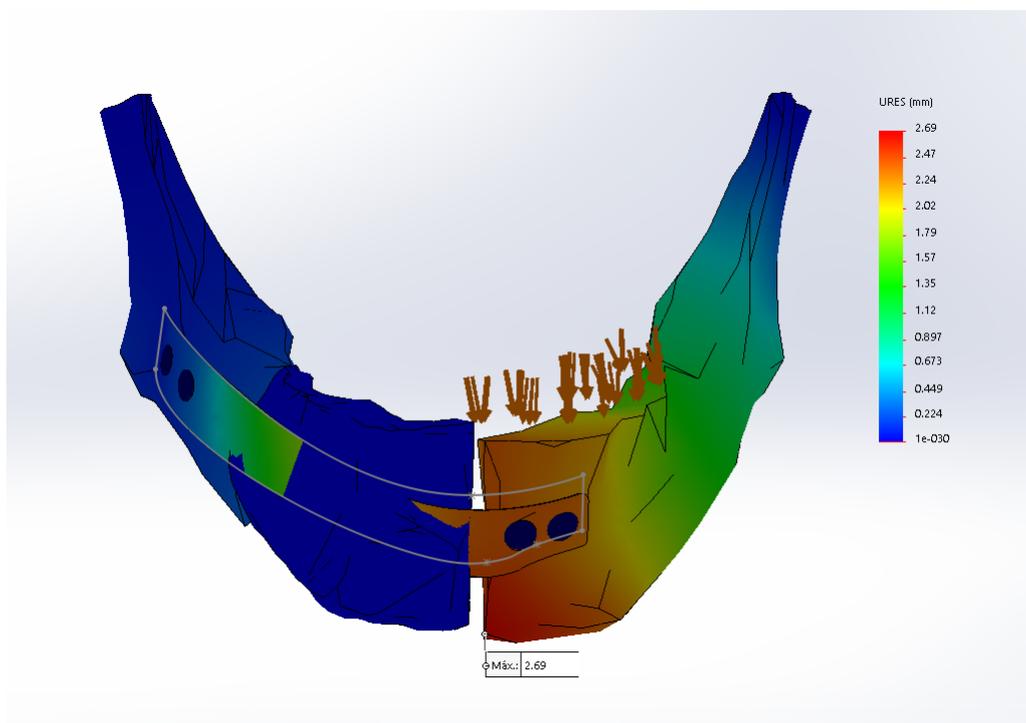


Figura 18. Deslocamento resultante com a força de 1000 N aplicada



A análise FEA foi essencial para descobrir a capacidade contínua de agarrar e mastigar do implante. Utilizou-se para a análise deste trabalho o critério de falha de Von-Mises.

A máxima tensão de von Mises foi alcançada pela simulação da placa da ordem de 658 MPa, figura 15, abaixo do limite de escoamento do material, o que pode ser considerado um aspecto interessante. As distribuições de tensões nas três simulações foram parecidas, mostrando que as maiores concentrações estão próximas as regiões dos parafusos. Essa área pode

ser estudada para minimizar as tensões e otimizar o desempenho do produto. O tempo médio de processamento para as simulações foi de 11 minutos.

Mesmo com o material suportando as forças, houve um deslocamento expressivo para forças iguais ou maiores a 500 N , figuras 17 e 18, onde deslocamentos são mais expressivos, o que pode causar desconforto no paciente durante a mastigação, sendo uma forma de condição mais crítica para o implante, logo no período de recuperação do paciente, já que ao longo do tempo ocorrerá a osseointegração, solucionando este problema.

4 Conclusão

O sucesso da reconstrução mandibular depende muito de sua estética e propriedades biomecânicas. Ele enfatiza a importância dos implantes personalizados, dependendo da anatomia do paciente. Os implantes de *design* personalizado fornecem uma opção melhor para restauração de mandíbula do que implantes genéricos, pois podem caber precisamente no osso do paciente. A causa mais comum para o fracasso da reconstrução mandibular é devido à falha da placa de reconstrução (cargas excessivas) ou à instabilidade na fixação dos parafusos. Neste estudo, as tensões máximas foram encontradas na placa, em vez de nos parafusos e foram bem abaixo do limite de escoamento.

Nas simulações a liga de titânio mostrou-se eficaz com um limite de escoamento de 827,37 MPa perante a 658 MPa da tensão máxima obtida quando aplicada uma força de 1000 N , obtendo um fator de segurança de 1,25.

É viável elaborar um implante personalizado por meio do processo apresentado nesse trabalho, embora tenha sido difícil de manusear os softwares de CAD e manipulação dos arquivos devido às limitações computacionais e de conhecimento.

Verificou-se a necessidade de realizar estudos numéricos e experimentais para confirmar o desempenho real do implante no corpo humano, principalmente devido a porosidade presente na liga. Ainda há muito trabalho a ser feito no campo da biomedicina para integrar novas tecnologias com o desenvolvimento de materiais biológicos e o estudo de todos esses comportamentos. Além das simulações realizadas neste trabalho é de suma importância, para obter um implante com maior confiabilidade, a realização de testes de fadiga na peça após o processo de impressão.

4.1 Sugestões para trabalhos futuros

Alguns trabalhos podem ser derivados da pesquisa e apresentados neste artigo. A seguir estão os tópicos propostos pelo autor:

- Verificação geométrica de implantes desenvolvidos por escaneamento 3D comparando o modelo físico com o desenho virtual propondo uma melhoria no desenho da geometria do implante;
- Utilizar diferentes softwares com intuito de obter uma modelagem mais refinada e precisa, tendo como foco softwares específicos para o modelamento em 3D;
- Estudo da pressão obtida nas regiões de contato entre a placa de fixação e a mandíbula com conforto do paciente.

Referências

- [1] J. A. Morsch. Principais avanços da medicina usando a tecnologia médica. *Morsh telemedicina*, vol. 1, n. 1, pp. 1, 2018.
- [2] R. Wong, H. Tideman, L. Kin, and M. Merckx. Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, vol. 39, n. 4, pp. 313–319, 2010.
- [3] R. E. Hayden, D. P. Mullin, and A. K. Patel. Reconstruction of the segmental mandibular defect: current state of the art. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, vol. 20, n. 4, pp. 231–236, 2012.
- [4] von N. Cramon-Taubadel. Global human mandibular variation reflects differences in agricultural and hunter-gatherer subsistence strategies. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 108, n. 49, pp. 19546–19551, 2011.
- [5] K. Moiduddin. Implementation of computer-assisted design, analysis, and additive manufactured customized mandibular implants. *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 38, n. 5, pp. 744–756, 2018.
- [6] F. Luongo, F. G. Mangano, A. Macchi, G. Luongo, and C. Mangano. Custom-made synthetic scaffolds for bone reconstruction: a retrospective, multicenter clinical study on 15 patients. *BioMed research international*, vol. 2016, 2016.
- [7] N. Chanchareonsook, R. Junker, L. Jongpaiboonkit, and J. A. Jansen. Tissue-engineered mandibular bone reconstruction for continuity defects: a systematic approach to the literature. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, vol. 20, n. 2, pp. 147–162, 2014.
- [8] G. Ryan, A. Pandit, and D. P. Apatsidis. Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, vol. 27, n. 13, pp. 2651–2670, 2006.
- [9] X. Wang, S. Xu, S. Zhou, W. Xu, M. Leary, P. Choong, M. Qian, M. Brandt, and Y. M. Xie. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, vol. 83, pp. 127–141, 2016.
- [10] K. Moiduddin, A. Al-Ahmari, M. Al Kindi, E. S. A. Nasr, A. Mohammad, and S. Ramalingam. Customized porous implants by additive manufacturing for zygomatic reconstruction. *Biocybernetics and biomedical engineering*, vol. 36, n. 4, pp. 719–730, 2016.
- [11] X. Pei, B. Zhang, Y. Fan, X. Zhu, Y. Sun, Q. Wang, X. Zhang, and C. Zhou. Bionic mechanical design of titanium bone tissue implants and 3d printing manufacture. *Materials Letters*, vol. 208, pp. 133–137, 2017.
- [12] S. Raghavendra, M. C. Wood, and T. D. Taylor. Early wound healing around endosseous implants: a review of the literature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 20, n. 3, 2005.
- [13] S. Singare, Q. Lian, W. P. Wang, J. Wang, Y. Liu, D. Li, and B. Lu. Rapid prototyping assisted surgery planning and custom implant design. *Rapid Prototyping Journal*, 2009.
- [14] E. A. Nasr, A. M. Al-Ahmari, K. Moiduddin, M. Al Kindi, and A. K. Kamrani. A digital design methodology for surgical planning and fabrication of customized mandible implants. *Rapid Prototyping Journal*, 2017.
- [15] C. K. Chua, C. H. Wong, and W. Y. Yeong. *Standards, quality control, and measurement sciences in 3D printing and additive manufacturing*. Academic Press, 2017.
- [16] A. Arcam. Electron beam melting-ebm process, additive manufacturing—arcam ab, 2013.
- [17] K. Moiduddin, S. Darwish, A. Al-Ahmari, S. ElWatidy, A. Mohammad, and W. Ameen. Structural and mechanical characterization of custom design cranial implant created using additive manufacturing. *Electronic Journal of Biotechnology*, vol. 29, pp. 22–31, 2017a.
- [18] K. Moiduddin, S. Anwar, N. Ahmed, M. Ashfaq, and A. Al-Ahmari. Computer assisted

- design and analysis of customized porous plate for mandibular reconstruction. *Irbm*, vol. 38, n. 2, pp. 78–89, 2017b.
- [19] N. Narra, J. Valášek, M. Hannula, P. Marcián, G. K. Sándor, J. Hyttinen, and J. Wolff. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. *Journal of biomechanics*, vol. 47, n. 1, pp. 264–268, 2014.
- [20] Y.-f. Liu, Y.-y. Fan, X.-f. Jiang, and D. A. Baur. A customized fixation plate with novel structure designed by topological optimization for mandibular angle fracture based on finite element analysis. *Biomedical engineering online*, vol. 16, n. 1, pp. 1–17, 2017.
- [21] M. Arango-Ospina and C. Cortés-Rodríguez. Engineering design and manufacturing of custom craniofacial implants. In *The 15th International Conference on Biomedical Engineering*, pp. 908–911. Springer, 2014.
- [22] L.-b. Zhou, H.-t. Shang, L.-s. He, B. Bo, G.-c. Liu, Y.-p. Liu, and J.-l. Zhao. Accurate reconstruction of discontinuous mandible using a reverse engineering/computer-aided design/rapid prototyping technique: a preliminary clinical study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 68, n. 9, pp. 2115–2121, 2010.
- [23] A. Schaller, C. Voigt, H. Huempfer-Hierl, A. Hemprich, and T. Hierl. Transient finite element analysis of a traumatic fracture of the zygomatic bone caused by a head collision. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, vol. 41, n. 1, pp. 66–73, 2012.
- [24] Solidworks simulation é um software de análise de elementos finitos (fea). *4ieng*, vol. 1, n. 0, pp. 1, 2018.
- [25] D. T. Reilly and A. H. Burstein. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *Journal of biomechanics*, vol. 8, n. 6, pp. 393–405, 1975.