

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE MINAS,
METALÚRGICA E DE MATERIAIS – PPGE3M

HENRIQUE TASCA TEDESCO

PROJETO DE PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM COM ANÁLISE ESTRUTURAL
E DE FADIGA UTILIZANDO ENSAIOS MECÂNICOS E MÉTODO DE ELEMENTOS
FINITOS (MEF)

Porto Alegre
2020

HENRIQUE TASCA TEDESCO

PROJETO DE PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM COM ANÁLISE ESTRUTURAL
E DE FADIGA UTILIZANDO ENSAIOS MECÂNICOS E MÉTODO DE ELEMENTOS
FINITOS (MEF)

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGE3M, da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Engenharia. Área de Concentração: Ciência e Tecnologia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Luís Alberto Loureiro dos Santos.

Porto Alegre
2020

HENRIQUE TASCA TEDESCO
Engenheiro Mecânico

PROJETO DE UMA PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM COM ANÁLISE
ESTRUTURAL E DE FADIGA ATRAVÉS DE ENSAIOS MECÂNICOS E DO MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Esta dissertação foi analisada e julgada adequada para a obtenção do título de Mestrado em Engenharia De Minas, Metalúrgica e de Materiais e aprovado em sua forma final pelo Orientador e pela Banca Examinadora designada pelo Programa de Pós Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e de Materiais – PPGE3M da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Prof. Dr. Luís Alberto Loureiro dos Santos

Nome do Prof.(a) Coordenadora(a)

Aprovado em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Nome do Prof. (Titulação) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul _____

Nome do Prof. (Titulação) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul _____

Nome do Prof. (Titulação) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul _____

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Jandir e Clarice, pelo apoio incondicional.

À minha companheira incrível, Juliana.

Pela amizade verdadeira sempre presente, Vitor.

Agradeço à empresa PROMM pelo apoio e incentivo a esta pesquisa. Em especial ao Eubirajara Bezerra Medeiros.

Ao meu orientador Luís Alberto, por confiar em mim e dar todo respaldo necessário.

“A liberdade é um preço que vale a pena pagar.”

Júlio Verne

RESUMO

Próteses personalizadas de Articulação Temporomandibular (ATM) são desenvolvidas para cada paciente, possuindo um planejamento multidisciplinar para a melhor recuperação dos movimentos e das funções básicas. Essa solução multidisciplinar integra ferramentas da engenharia, técnicas avançadas de cirurgia médica, tomografia computadorizada, simulações computacionais, ensaios mecânicos e técnicas de produção para obter uma perfeita adaptação à região do corpo que se deseja substituir, integrando aspectos funcionais tais como proteção, ajuste, forma e resistência mecânica no design da peça anatômica a ser implantada. No Brasil, prótese personalizada de ATM, através da resolução RDC nº305 de 2019 estabelece os requisitos para os fabricantes de dispositivos médicos e exige notificação de cada produto personalizado fabricado. Porém, não especifica normas para ensaio de ATM e a ausência de resultados que deem suporte aos órgãos de fiscalização. O objetivo do presente trabalho foi o desenvolvimento de uma prótese personalizada de ATM e a análise (estática e de fadiga) pelo método dos elementos finitos e ensaios mecânicos, e demonstrar o potencial uso do método de elementos finitos como auxiliar no projeto e confecção de próteses de ATM. Através do caso mais crítico, baseado na literatura, foi definida a maior força de mordida com 300N e que a prótese deveria suportar 5 milhões de ciclos, o ensaio estático foi capaz de suportar, em média, uma carga de 802.2N e o ensaio de fadiga atingiu o critério de *runout* com 320N. Os resultados gerados demonstraram que com o uso da análise por elementos finitos pode-se ter uma previsibilidade que a prótese suportaria os esforços e confirmado com os ensaios mecânicos em laboratório, auxiliando na validação deste método para a obtenção da prótese de ATM, servindo como dados auxiliares aos órgãos de fiscalização e possibilitando a utilização dos dados para desenvolvimento de novas próteses.

Palavras chave: Próteses de ATM, Próteses Personalizadas, Método de Elementos Finitos (MEF), Ensaios Mecânicos.

ABSTRACT

Custom Temporomandibular Joint (TMJ) prostheses are developed for each patient, with multidisciplinary planning for better recovery of basic movements and functions. This planning integrates engineering tools, advanced medical surgery techniques, computed tomography, computer simulations, mechanical tests and production techniques to achieve a perfect adaptation to the desired body region, integrating functional aspects such as protection, shape and mechanical resistance in the design of the anatomical part to be implanted. In Brazil, a sanitary legal instrument RDC No. 305 of 2019 establishes the requirements for medical device manufacturers and turns mandatory notification of each customized product manufactured. However, it does not specify the standards for TMJ tests and the absence of results that gives support to the inspection authorities. The objectives of this work were the development and manufacture of a customized TMJ prosthesis, and to demonstrate the potential use of the finite element method as an aid in the design of TMJ prostheses. To achieve this, the static and the fatigue analysis were realized using the finite element method and mechanical tests were performed to complement the results. The most critical case was standardized on bite force at 300N and that the prosthesis should handle it in 5 million cycles. The static test has shown that the prosthesis was able to handle, on average, 802.2N load. The fatigue test showed that the prosthesis reached out the criteria of run out at 320N. The generated results demonstrated that the finite element analysis can predict the probable failure region to the prosthesis along with laboratory mechanical tests, supporting the validation of this method to obtain the TMJ prosthesis. Plus, it could be used as support to inspection authorities and as a data generator to develop new prostheses.

Key-words: TMJ prostheses, personalized implants, tridimensional modelling, Finite Element Method (FEM) analysis, fatigue in implants.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Componentes da prótese e seu posicionamento no modelo anatômico.....	21
Figura 2 - Fluxograma dos procedimentos utilizados para o desenvolvimento da prótese personalizada de ATM.....	30
Figura 3 - Geometria do CP usinado a partir da amostra (ABNT NBR ISO 6892 1:2013).....	35
Figura 4 - Dispositivo de ensaio utilizado para os ensaios mecânicos da prótese	41
Figura 5 - Vista superior do dispositivo de ensaio.....	42
Figura 6 - Vista inferior do dispositivo de ensaio.....	42
Figura 7 - Configuração do ensaio estático realizado no componente mandibular, indicando o local de aplicação de força.....	43
Figura 8 - Configuração do ensaio estático realizado no componente mandibular, visualizando mais claramente a curvatura da prótese.....	44
Figura 9 - Interface gráfica do software Invesalius.....	46
Figura 10 - Mostra a estrutura óssea do caso em estudo sem alterações.....	47
Figura 11 - Planejamento cirúrgico virtual.....	47
Figura 12 - Visualização tridimensional da estrutura óssea do paciente e da prótese virtual aprovada.....	48
Figura 13 - Microestrutura da amostra de titânio puro grau II, em seção transversal.....	50
Figura 14 - Malha gerada do componente mandibular.....	51
Figura 15 - Condições de contorno aplicadas no componente mandíbula no Software ANSYS.....	53
Figura 16 - Resultado do ensaio estático do modelo mandibular da prótese.....	54
Figura 17 - Resultado do ensaio estático do modelo mandibular da prótese.....	55
Figura 18 - Vista isométrica da prótese mandibular gerada na simulação em vida em fadiga.....	57
Figura 19 - Desenho técnico do modelo da prótese mandibular.....	58

Figura 20 - Componente mandibular na forma plana para criação da estratégia de usinagem.....	59
Figura 21 - Estratégia de furação, as linhas verdes representam o caminho da ferramenta.....	60
Figura 22 - Estratégia de desbaste, as linhas amarelas representam o caminho da ferramenta.....	60
Figura 23 - Estratégia de perfilar, as linhas amarelas representam o caminho da ferramenta.....	60
Figura 24 – Biomodelo do paciente sendo utilizado para testar o encaixe com a prótese usinada.....	61
Figura 25 – Componente Mandibular Usinado. Vista Inferior	62
Figura 26 - Configuração final do dispositivo e da direção das forças a qual foi aplicada para os ensaios.....	63
Figura 27 - Curvas de ensaio estático.....	64
Figura 28 - Curva de fadiga: Força aplicada X Número de Ciclos.....	65
Figura 29 - Amostra 1, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.....	66
Figura 30 - Amostra 2, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.....	66
Figura 31 - Amostra 3, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.....	67
Figura 32 - Amostra 4, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.....	67
Figura 33 - Amostra 5, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.....	68
Figura 34 - Amostra 6, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.....	68
Figura 35 - Comparação da região de maior tensão encontrado na simulação e a posição da falha ocorrida na prótese de ATM personalizada.....	69

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Parâmetros utilizados para obtenção dos dados tomográficos.	31
Tabela 2 - Limite máximo permitido de impurezas na composição química do CpTi (grau 2), segundo ABNT NBR ISO 5832-2:2001.....	34
Tabela 3 - Parâmetros empregados para a amostra de CpTi (grau 2) utilizado no ensaio de tração.....	36
Tabela 4 - Limites mínimos das propriedades mecânicas do CpTi (grau 2).....	37
Tabela 5 - Resultados da análise química e os limites máximos de impurezas permitido	49
Tabela 6 - Resultados ensaio de tração.....	50
Tabela 7 - Resultados obtidos no ensaio estático de flexão	63
Tabela 8 - Resultados obtidos no ensaio de fadiga em flexão: Força máxima aplicada e o número de ciclos que cada amostra suportou	65
Tabela 9 - Avaliação dos resultados de ensaios mecânicos	70

LISTA DE SIGLAS

A	Área
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ATM	Articulação Temporomandibular
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
ASTM	American Society for Testing and Materials
C	Carbono
CAD	Computer Aided Design
CAM	Manufatura Assistida por Computador
CNC	Comando Numérico Computacional
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, ou Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
DTM	Desordens Temporomandibulares
F	Força
Fe	Ferro
H	Hidrogênio
L	Longitudinal
LRT	Limite de Resistência à Tração
L_0	Comprimento Útil
L_c	Comprimento Paralelo
MEF	Método dos Elementos Finitos
N	Nitrogênio
O	Oxigênio
PEEK	Poli-Éter-Éter-Cetona
PMMA	Poli Metil-Metacrilato
PTFE	Politetrafluoretileno
PCV	Planejamento Cirúrgico Virtual
REBLAS	Rede Brasileira de Laboratórios Analíticos em Saúde
S_0	Área Original Da Seção Transversal
STL	Estereolitográfico, formato de arquivo nativo do software
T	Amostra Transversal
TiCP	Titânio Comercialmente Puro

UHMWPE Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular ou Ultra High Molecular
Weight Polyethylene

σ Tensão

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. OBJETIVO	15
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
3.1 ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR	16
3.2 HISTÓRICO.....	19
3.3 PRÓTESE DE RECONSTRUÇÃO TOTAL DE ATM	21
3.4 PROJETO DA PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM	23
3.5 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E PLANEJAMENTO CIRÚRGICO VIRTUAL	24
3.6 BIOMATERIAL	25
3.7 TITÂNIO.....	25
3.8 SIMULAÇÃO COMPUTADORIZADA.....	26
3.9 MÉTODOS PARA ENSAIOS.....	27
4. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	29
4.1 PLANEJAMENTO CIRÚRGICO E PROJETO DA PRÓTESE 3D.....	31
4.1.1 Comportamento Mecânico	32
4.1.2 Caracterização Química	33
4.1.3 Análise Metalográfica	34
4.1.4 Ensaio de Tração	35
4.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICA.....	37
4.3 FABRICAÇÃO.....	38
4.3.1 Desenho Técnico	38
4.3.2 Prototipagem Rápida	38
4.3.3 Usinagem	39
4.3.4 Dobramento	39
4.3.5 Limpeza, Decapagem e Passivação	40

4.3.6 Controle de Qualidade Final	40
4.3.7 Dispositivo de Ensaio	41
4.4 ENSAIOS MECÂNICOS	43
4.4.1 Ensaio Estático	43
4.4.2 Ensaio Dinâmico - Fadiga	44
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	45
5.1 PROJETO PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM	45
5.2 Caracterização Química	49
5.3 Análise Metalográfica.....	49
5.4 Ensaio de Tração	50
5.5 SIMULAÇÃO NUMÉRICA.....	51
5.5.1 Criação e Refinamento da Malha	51
5.5.2 Forças Mastigatórias e Condições de Contorno	52
5.5.3 Simulação Numérica de Esforços nas Próteses de ATM	53
5.6 FABRICAÇÃO.....	58
5.6.1 Desenho Técnico	58
5.6.2 Estratégias de Usinagem e Manufatura	59
5.6.3 Dispositivo usinado	62
5.7 ENSAIOS MECÂNICOS	63
5.7.1 Ensaio Estático do Componente Mandibular	63
5.7.2 Ensaio Fadiga Do Componente Mandibular	64
5.7.3 Validação Dos Ensaios	69
6. CONCLUSÕES	71
7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	72
REFERÊNCIAS	73

1. INTRODUÇÃO

A articulação temporomandibular é um sistema complexo e sensível, que permite funções básicas como falar e mastigar (MADEIRA 2004). Devido a sua grande utilização ou outras etiologias, ela pode sofrer algum tipo de desordem. Sendo a reconstrução total da Articulação Temporomandibular (ATM) com prótese aloplástica um dos tipos de tratamentos possíveis. Para INGAWALÉ; GOSWAMI (2009), a reconstrução total da ATM é um tratamento invasivo e irreversível, sendo considerado quando os demais tratamentos não obtêm resultados.

Próteses de ATM sob medida são destinadas a reabilitação das funções da articulação com evidências de melhorar as condições do paciente. Porém, por ser um componente mecânico pode sofrer falhas por fadiga e atualmente não possui informações/estudos sobre os resultados da prótese a longo prazo MERCURI (2012).

Para o desenvolvimento de uma prótese personalizada é necessário conhecer os esforços biomecânicos a qual o implante será inserido, selecionar os materiais adequados e com sua comprovada eficácia durante a utilização e analisar seu desempenho em uso MERCURI (2015). Porém, por ser um dispositivo médico, se torna inviável a análise de um implante customizado, e uma das ferramentas para solucionar esse problema são as simulações computacionais utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF).

Nesse estudo procurou-se entender as reações biomecânicas do sistema mastigatório e analisar por MEF o seu desempenho para vida em fadiga de uma prótese desenvolvida para um paciente específico. Após, buscou-se realizar ensaios experimentais para a comprovação dos resultados simulados.

A prótese desenvolvida possui uma extensão que abrange a região contralateral do forame, situação que não possui estudos sobre ensaios mecânicos e de fadiga. Dessa forma, com uma revisão de informações na literatura levantou-se parâmetros críticos para a definição da simulação e dos ensaios mecânicos.

O desenvolvimento da prótese personalizada de ATM compreendeu a fase de projeto com a aquisição da tomografia computadorizada, planejamento cirúrgico, modelagem 3D. Em conseguinte foi simulada com os parâmetros definidos da literatura e de ensaios químicos, de tração e metalográfico. Após, foi fabricado com o sistema CAM (Manufatura assistida por computador) e uma fresadora CNC (comando

numérico computacional) os modelos reais da prótese mandibular e ensaiados em um laboratório estaticamente e por fadiga.

Esse estudo tem como finalidade, auxiliar na pesquisa de ensaios para sistemas de próteses totais de ATM e como apoio a maior compreensão das mesmas por parte da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) e demais profissionais interessados no assunto, para incentivo de formas de analisar a segurança e eficácia de seu uso.

2. OBJETIVO

Esse estudo teve como objetivo obter uma prótese personalizada de ATM para um caso real, com planejamento cirúrgico e modelagem tridimensional, sendo avaliada a resistência mecânica por simulações através da análise de elementos finitos (MEF) e comprovação dos resultados de simulação por ensaios mecânicos.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo são apresentadas pesquisas bibliográficas que serviram como embasamento para desenvolver o projeto da prótese personalizada de ATM, objetivo principal do trabalho.

3.1 ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

A ATM é um sistema que conecta a base do crânio e a mandíbula, permitindo funções como mastigar, deglutir e falar. MADEIRA (2004) relata que o sistema é formado por ligamentos, líquido sinovial, disco articular, eminência articular do osso temporal, cápsula articular, cabeça da mandíbula (ou côndilo) e do osso temporal (fossa mandibular).

Além disso, TANAKA et al. (2008) afirma que a ATM possui duas articulações distintas conectadas à cada lado da mandíbula, que funcionam simetricamente desenvolvendo movimentos de rotação e deslizamento. O disco articular se situa entre o côndilo e a fossa mandibular, composto de tecido fibroso, que dá suporte as estruturas da articulação servindo como um amortecedor.

Para MADEIRA (2004) o sistema mastigatório possui diversos músculos que contraem para causar o mesmo movimento, com ciclos de carga e descarga, que exercem grande solicitação mecânica na ATM. Segundo MERCURI (2015), os três principais músculos que agem na elevação da mandíbula e fecham a boca, são: o masseter, o pterigoide medial e o temporal.

A Articulação temporomandibular é complexa, sensível e possui alta mobilidade, para INGAWALÉ; GOSWAMI (2009) esses fatores, combinados com a sua grande utilização, podem acarretar em desordens temporomandibulares (DTM).

As DTM's são manifestações patológicas que afetam a ATM, músculos e dentes. Segundo MADEIRA (2004), a ATM também é suscetível por doenças infecciosas e inflamatórias, remodelamento ou reabsorções das superfícies articulares e deficiências de vitaminas e hormônios.

O diagnóstico e tratamento das DTM são considerados complexos e devem ser multidisciplinares. O diagnóstico relaciona os vários sinais e sintomas para as diversas etiologias. Para MADEIRA (2004), a escolha do tratamento vai depender, além do

próprio diagnóstico, de fatores como idade do paciente, tempo transcorrido da lesão, extensão do trauma, presença de inflamação ou má oclusão dos dentes.

Segundo MERCURI (2015), estima-se que aproximadamente 12% da população em geral sofre de alguma dor ou disfunção temporomandibular. A maioria das disfunções são de natureza musculares que afetam a ATM: artrite, trauma, tumor maligno e benigno, infecção e outras anormalidades.

Os tratamentos para as várias desordens da ATM, a priori, começam com terapias física (conservadoras) e com tratamentos não invasivos, e como última opção, conforme relatam INGAWALÉ; GOSWAMI (2009), procedimentos cirúrgicos de reconstrução total da ATM.

A reconstrução total da ATM, segundo WOLFORD (1997), é um tratamento invasivo e irreversível, sendo considerado quando os demais tratamentos não obtém resultados. Os pré-requisitos para a cirurgia são imagens radiológicas confirmando a patologia e mudanças estruturais da ATM, um histórico de dor, falha oclusal, abertura da boca restringida e não apresentar melhora com tratamentos conservadores e cirúrgicos.

Nos casos em que as alterações ósseas são muito intensas, tais como na reabsorção condilar, osteofitose, degeneração reumática, ou ainda quando ocorre hipertrofia óssea que resulte em anquilose, a substituição completa da articulação representa a única esperança de uma vida próxima da normalidade. (DRIEMEL et al. (2009)).

A reconstrução total de ATM é uma técnica para tratamento de doenças como osteoartrite, artrite reumática e psoriática, anquilose da ATM, fraturas condilares e tumores, segundo relatos de JONES (2011).

SIEGMUND et al. (2019), menciona que a reconstrução total de ATM não deve ser realizada em pacientes com:

- Radioterapia prévia;
- Inflamação na cabeça ou pescoço;
- Alergia a qualquer dos materiais componentes;

Independentemente de a ATM ser reconstruída com materiais alógenos ou autógenos, os objetivos desse tratamento é a melhora da função da ATM e a redução da dor e da morbidade.

Pode-se constatar a eficácia, em relação à máxima abertura de boca pós-operatória, recidiva e função da articulação, através de seis estudos de caso,

utilizando o tratamento da anquilose com a reconstrução da ATM com material autógeno ou alógeno apresentados por VASCONCELOS et al. (2008).

De acordo com DRIEMEL et al. (2009), a reconstrução aloplástica da ATM é indicada em casos com doença pré-existente com múltiplas cirurgias prévias e extrema deformidade; material doador com qualidade ou quantidade inadequada; condição geral do paciente requer o menor tempo possível de intervenção. Já para MERCURI (2012) e SAEED et al. (2002), o uso aloplástico na reconstrução da ATM é recomendado nos seguintes casos:

- Anquilose ou reanquilose com severas anormalidades.
- Falha de enxertos autógenos.
- Destruição de tecido de enxerto autógeno.
- Doença inflamatória articular grave, como artrite reumática, que resulta em mutilação anatômica de componentes articulares e incapacidade funcional.
- Osteoartrite;
- Disfunção pós-traumática;
- Doença neoplásica;
- Perda de altura vertical da mandíbula e/ou oclusão devido à reabsorção óssea, trauma, deformidade congênita, desenvolvimento de anormalidade ou lesões patológicas.

Ainda segundo MERCURI (2012), não é indicado o uso de material aloplástico na reconstrução da ATM nas seguintes situações:

- Idade insuficiente do paciente. Os materiais aloplásticos são inertes e não crescem.
- Falta de compreensão por parte do paciente. Pacientes precisam de condições psicológicas para entender e aceitar os limites da reconstrução.
- Doenças sistêmicas não controlada. Como diabetes.
- Alergias aos materiais usados na prótese que será implantada.
- Infecções na região de implantação da prótese.

Ele também relata sobre as vantagens de próteses aloplásticas:

- A fisioterapia pode começar imediatamente.

- Não há necessidade de uma cirurgia para extração de material autógeno.
- Os implantes aloplásticos podem ser projetados de maneira a reproduzir os contornos anatômicos com melhor adaptação às superfícies ósseas, às quais eles são anexados aos enxertos autógenos.

Como desvantagens deste tratamento, é apresentado o seu elevado custo em relação às próteses autógenas. Em contrapartida, implantes autógenos requerem operação extra, risco de morbidade elevado e maior tempo de hospitalização.

3.2 HISTÓRICO

Inicialmente, o uso de próteses aloplásticas da ATM foi desenvolvido para tratamento de anquilose, sendo posicionados na fossa articular. Conforme relatado nas revisões históricas realizadas por LONG; RACK (1998); MERCURI (1998) DRIEMEL et al. (2009) INGAVALÉ; GOSWAMI (2009), foram testados materiais artificiais como o ouro, o tântalo, aço inoxidável, Vitallium (liga de cromo-cobalto-molibdênio) e silicone.

Posteriormente, com o surgimento das primeiras próteses totais de ATM composta por dois componentes, diferentes materiais foram aplicados, como poli metil-metacrilato (PMMA), polietilenoglicol, óxido de alumínio e Proplast-Teflon Politetrafluoretileno (PTFE). Porém, todas as tentativas falharam devido a desenhos inapropriados, a desatenção aos princípios biomecânicos e a ignorância quanto a aplicação dos materiais (DIMITROULIS, 2011).

De acordo com WOLFORD (2006) o uso de próteses articulares feitas de metais, tanto o componente mandibular quanto craniano, acarreta em hipersensibilidade, intoxicação celular e carcinogênese. O uso de metal sobre metal causa a liberação de íons por corrosão ou dissolução e ainda o atrito entre os componentes produz partículas metálicas que ativam os mecanismos do sistema imunológico.

Em 1985, SONNENBURG; SONNENBURG (1985) relatou o uso do polietileno de ultra alto peso molecular ou ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) no componente da fossa craniana e o componente mandibular feito da liga cromo-cobalto-molibdênio. Dessa forma minimizando o desgaste entre os componentes. (DE MEURECHY et al., 2018).

No ano de 1995, um estudo preliminar com o uso de uma prótese de reconstrução de ATM confeccionada para um paciente específico e produzida com auxílio CAD/CAM foi realizado por MERCURI et al. (1995). Nesse teste preliminar, o componente mandibular era composto de titânio com a superfície condilar feito de cromo-cobalto-molibdênio e o componente da fossa craniana era um compósito de titânio com polietileno de ultra alto peso molecular. Nessa fase foi marcada com o início do uso das próteses personalizadas de ATM, sendo atualmente o modelo mais empregado.

Segundo MERCURI (2015) próteses aloplásticas estão em constante evolução na sua performance e segurança. Infelizmente, durante o processo de avanço dos implantes aloplásticos, houve significantes casos que falharam. Próteses de reconstrução total de ATM, desenvolvidas com materiais apropriados, são a única alternativa para vários pacientes que apresentam um estado de constante dor.

ELLEDDGE et al. (2019) em seu estudo de revisão sobre os novos sistemas de próteses de reconstrução de ATM relatou o uso de materiais com o Poli (éter-éter-cetona - PEEK), zircônio e liga de titânio nitretada. O desenvolvimento de próteses fabricadas a partir de impressão 3D também foi evidenciado, porém, ressaltam problemas inerentes dessa tecnologia, como alta porosidade, tensão residual, fissuras, distorções e rugosidade superficial. (MEGAHED et al., 2016).

Desde a validação de relatórios clínico aprovando a substituição total da ATM com próteses aloplásticas em 1995, já existem mais de 15 países que estão utilizando essa opção e a maioria dos sistemas de próteses desenvolvidos para reconstrução de ATM são customizados. No Brasil, as seguintes empresas foram relatadas por fabricar próteses de ATM: Bioconnect, PROMM, Engimplam, CPMH, Genovesi, Enterprises Artfix e Osteomed. (ELLEDDGE et al. (2019)).

A ANVISA autorizou a fabricação de dispositivos médicos sob medida, dispositivos médicos Paciente Específico ou dispositivos Médico Adaptável através da resolução RDC nº 305 de 2019, estabelecendo os requisitos para os fabricantes de dispositivos médicos e exigindo a notificação de cada produto personalizado fabricado.

3.3 PRÓTESE DE RECONSTRUÇÃO TOTAL DE ATM

A Prótese de ATM é destinada ao restabelecimento da função da articulação temporomandibular e substitui a articulação da mandíbula, suportando os esforços e mantendo a anatomia e fisiologia do paciente. É um sistema composto de um componente mandibular e um componente craniano cujo acoplamento e movimento relativo reproduzem o movimento da articulação temporomandibular. A Figura 1 ilustra os componentes da prótese e seu posicionamento no modelo anatômico.

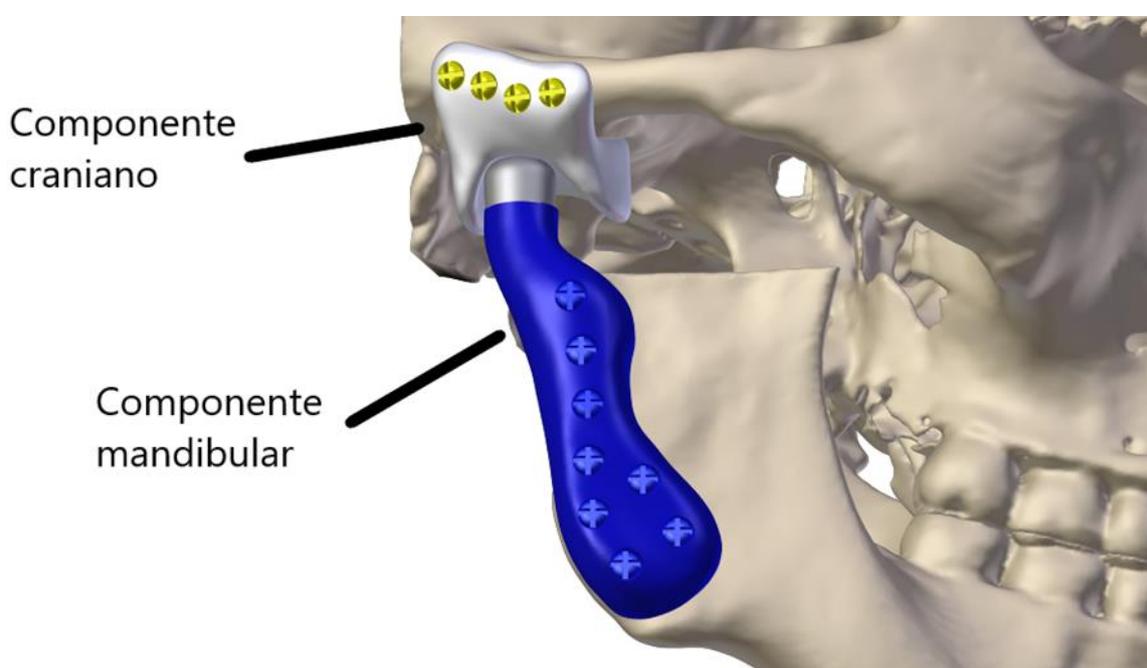


Figura 1 - Componentes da prótese e seu posicionamento no modelo anatômico.

A prótese pode ser encontrada em dois formatos conforme, ZIEMAN et al. (2015) e SIEGMUND et al. (2019):

- Próteses de estoque são pré-fabricadas em modelos de dimensões definidas.
- Personalizada é desenvolvida especificamente para cada paciente. A sua modularidade e design favorecem a adaptação da prótese à anatomia do paciente e permitem a exata reconstrução biomecânica da articulação, e, assim, melhorar a cinemática da mandíbula.

As próteses personalizadas de ATM, segundo MERCURI et al. (2007), são apropriadas para casos complexos de reconstrução, pois, são desenhadas e manufaturadas para cada condição anatômica e suas especificidades, sem a

necessidade de alterações ósseas durante a cirurgia para atingir a estabilidade inicial. A precisão do encaixe entre a prótese e o osso reduzem a micro movimentação e promovem a osteointegração dos componentes e parafusos.

DE SOUZA et al. (2017) relatou a possibilidade de substituir a região de tumor benigno por uma prótese personalizada de ATM, considerando eficaz. ELLEDGE et al. (2018) afirmam sobre a possibilidade de desenvolvimento de próteses customizadas estendidas e que podem ser utilizadas para preenchimento de segmentos de defeitos mandibulares ou na base do crânio.

Numa tentativa de classificar próteses estendidas de ATM, ELLEDGE et al. (2018) sugeriram um sistema de classificação bipartida: componentes cranianos e componentes mandibulares. Os componentes mandibulares foram então separados por extensão, os limites para cada modelo são:

- M0 - ângulo da mandíbula;
- M1 - Região do nervo forame do mento;
- M2 - Contralateral da região do forame;
- M3 - Além do forame contralateral;
- M4 - Ambos côndilos (prótese de mandíbula completa).

Há mais de 4 décadas existem evidências de sucessos de implantes ortopédicos de reconstrução total de ATM utilizando titânio comercialmente puro. Titânio ligado, liga de cromo-cobalto-molibdênio e polietileno de ultra alto peso molecular, o UHMWPE. Sendo assim, esses materiais com a geometria apropriada da articulação promovem a biocompatibilidade, segundo MERCURI et al. (2007).

Em análises pós-operatórias de reconstrução total de ATM em pacientes que utilizaram por três anos o implante, JONES (2011), verificou insignificante desgaste do metal no UHMWPE e reação do sistema imunológico.

Atualmente as próteses aloplásticas de ATM, tanto a personalizada quanto a de estoque, representam um grande avanço no tratamento das patologias da ATM, segundo GERBINO et al, 2017.

Entretanto, estas ainda apresentam algumas desvantagens, como por exemplo a expectativa de vida desconhecida dos dispositivos, afrouxamento do implante, alta despesa e disponibilidade limitada.

3.4 PROJETO DA PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM

Para o projeto de uma prótese de ATM, conforme PAL; PAL (2014), é necessário compreender as características biomecânicas e a natureza anatômica da região. Também deve possuir os onze requisitos desenvolvidos por VAN LOON et al. (2002), são eles:

- Imitar a translação condilar durante a abertura da boca;
- Não restringir os movimentos mandibulares;
- Correta adaptação com o crânio;
- Correta adaptação com a mandíbula;
- Fixação estável com as estruturas ósseas;
- Expectativa mínima de 20 anos de uso;
- Baixa taxa de desgaste;
- Partículas geradas no desgaste devem estar dentro do limite tolerado pelo corpo;
- Materiais biocompatíveis;
- Suficiente resistência mecânica;
- Procedimentos para implantação simples e realizáveis.

Alguns importantes resultados encontrados na literatura a respeito do desenvolvimento de uma prótese:

AL-AHMARI et al. (2015) afirma que qualquer discrepância no encaixe da prótese com a mandíbula pode gerar a falha da mesma.

ISHIGAKI et al. (2003) em estudos realizados sugere que a oclusão possui um papel importante na distribuição de tensão.

MESNARD et al. (2011) avaliou o deslocamento do côndilo e da mandíbula (natural) usando MEF para verificar o pior caso de carregamento. Os resultados mostraram que a geometria do implante tem significativa influencia no comportamento biomecânico mandibular. A quantidade e distribuição dos parafusos de fixação tem muita influência no acúmulo de estresse do implante e no comportamento biomecânico mandibular.

KASHI et al. (2010), através do MEF, mostraram que na geometria de uma prótese, as tensões máximas se concentram na região do primeiro parafuso, próximo ao côndilo, também evidenciado nesse estudo.

Diferentes sistemas de próteses de ATM foram analisados e relatados na literatura: SIEGMUND et al. (2019), JONES (2011) e GERBINO et al. (2017) utilizaram sistema de próteses da Zimmer Biomet; JONES (2011) fez uso de próteses da empresa TMJ Concepts; DE SOUZA et al. (2017) utilizou uma prótese customizada de ATM fabricada pela empresa PROMM, desenvolvida no Brasil.

3.5 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA E PLANEJAMENTO CIRÚRGICO VIRTUAL

A tomografia computadorizada (TC) é uma técnica imaginológica capaz de gerar imagens DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, ou comunicação de imagens digitais em medicina) que correspondem pequenas camadas da região do corpo que, quando interpoladas em um software, possibilitam a visualização tridimensional da anatômica do paciente. (MOORE; DALLEY (2000)).

MERCURI (2015) afirma que tomografias computadorizadas e reconstrução 3D providenciam informações pré-operatórias a respeito da qualidade do osso, ajudando a determinar as limitações de estruturas anatômicas vitais.

O PCV (planejamento cirúrgico virtual) é um método desenvolvido para simular virtualmente, a partir da anatomia do paciente obtida através da TC, os procedimentos que serão realizados durante a cirurgia e o resultado final, segundo SEMBRONIO et al. (2019). Ele também afirma que o PCV aumenta a precisão e previsão da cirurgia.

Em estudos realizados por SAWH-MARTINEZ et al. (2017) é possível evidenciar que o uso do PCV aumenta a performance do ato operatório, permitindo a visualização de possíveis problemas durante a cirurgia e assim, ter uma maior compreensão do caso. Além, de possibilitar a definição precisa das osteotomias e a região onde serão inseridos os parafusos de fixação para a prótese de ATM, estipulando a melhor região de suporte ósseo e evitando nervos e veias.

Além disso, ZIZELMANN et al. (2010), realizou um procedimento cirúrgico virtual para a correção da mandíbula, gerando um modelo no formato STL (estereolitográfico, formato de arquivo nativo do software CAD (computer aided design) criado pela 3D Systems.) no qual foi possível desenvolver com precisão a prótese personalizada de ATM.

Nos testes de pares combinados de Wilcoxon's realizados por SEMBRONIO et al. (2019), foram comparadas divergências de posicionamento entre o planejamento

cirúrgico virtual com o modelo 3D pós-operatório e não evidenciaram variações significativas, demonstrando que planejamento cirúrgico virtual com próteses personalizadas é um método preciso de reconstrução de ATM.

De acordo com TEPPER et al. (2011), a cirurgia virtual é um método que possui um custo financeiro superior ao tradicional, devido as etapas de planejamento, modelagem e manufatura de guias para auxiliar o cirurgião a reproduzir os parâmetros definidos no PCV.

3.6 BIOMATERIAL

De acordo com CALISTER; RETHWISCH (2015), biomateriais são desenvolvidos para serem implantados no corpo humano para substituir partes do corpo afetados por doenças ou com danos. Esses materiais não devem produzir substâncias tóxicas, devendo ser compatíveis com o tecido do corpo sem causar efeitos adversos de reação biológica.

3.7 TITÂNIO

O titânio e suas ligas podem ser classificados em quatro grupos, segundo DONACHIE (2000):

- Titânio não-ligado (TiCP);
- Alpha e quase-alpha;
- Alpha-Beta;
- Metaestável beta.

O titânio não ligado, também conhecido como titânio comercialmente puro (TiCP), é formado apenas de fase α , e quanto maior o grau de pureza, ou seja, menores níveis de elementos intersticiais, menor a resistência mecânica e maior resistência a corrosão, segundo DONACHIE (2000). Tal resistência a corrosão pode ser explicada, segundo LEE et al. (2012), pela camada de óxido de titânio formada ao reagir com o oxigênio, que o protege de outras associações químicas.

O titânio comercialmente puro possui a característica de induzir o crescimento ósseo devido a sua bioatividade, flexibilidade e baixo módulo de elasticidade em relação a outros metais, é o que relata MERCURI (2015).

Além disso, CASAVOLA et al. (2009), descreve que o titânio e suas ligas possuem alta resistência, boas propriedades mecânicas a alta temperatura, alta resistência à corrosão e ao ataque pela maioria das soluções ácidas.

Esses fatores combinados, melhoram muito a osteointegração e a fixação mecânica de implantes produzidos de titânio. Porém, a baixa resistência ao cisalhamento e ao desgaste das ligas de titânio, limitam a sua aplicação para uso biomédico, conforme cita LONG; RACK (1998); CHRISTENSEN et al. (2000).

3.8 SIMULAÇÃO COMPUTADORIZADA

RODRIGUES et al. (2018) revisou a literatura sobre o uso do método dos elementos finitos para avaliação do comportamento biomecânico de próteses de ATM e indicou que o método é uma ferramenta para o desenvolvimento de próteses de ATM e o uso de softwares de simulações como ANSYS, MSC Marc, CATIA V5, Abaqus e COMSOL Multiphysics.

Por outro lado, KASHI et al. (2010) investigaram as possíveis causas da falha de um implante de articulação temporomandibular artificial. Eles utilizaram o software MEF e analisaram a magnitude e a localização das tensões máximas sob carga fisiológica. Obtiveram informações úteis relacionadas à distribuição do estresse e à probabilidade de localizar áreas com maior possibilidade de causar falha no implante.

Já RÖHRLE et al. (2018) analisaram técnicas de medição da força de mordida e suas limitações, através de modelos computacionais para prever a força de mordida. Além das técnicas de medição experimental, a força de mordida também pode ser estimada usando modelos computacionais do sistema mastigatório. Concluiu-se que o uso de simulações numéricas de medidas tridimensionais de força enriquece a avaliação do desempenho funcional mastigatório.

Múltiplas restrições colocadas na arcada dentária e nos “ossos temporais” sobre os discos articulares permitem a análise formal das deformações e forças resultantes em vários locais opcionais no modelo. Considerando a análise por Elementos Finitos uma ferramenta adequada para estudos de função e formato de mandíbula. KORIOH et al. (1992).

Foram analisadas as reações biomecânicas de placas de reconstrução mandibular produzidas, por AL-AHMARI et al. (2015), que utilizou diversos modelos

virtuais pelo método dos elementos finitos, obtendo resultados positivos para a otimização da geometria de uma prótese.

Os softwares de simulação computacional utilizados para análise mecânica de próteses foram identificados e descritos. KASHI et al. (2010), KAYABAŞI et al. (2006), ICHIM et al. (2007) utilizaram o programa ANSYS; SEMBRONIO et al. (2019) analisou estaticamente usando Stata/SE 15.1 (Stata Corporation, College Station, TX, USA); ACKLAND et al. (2018) simulou com o programa Abaqus.

3.9 MÉTODOS PARA ENSAIOS

Foram levantados dados da literatura sobre parâmetros utilizados para ensaios e simulações de próteses de ATM e implantes dentários para servir como base nos testes da prótese personalizada de ATM que será desenvolvida.

MESNARD; RAMOS (2016) desenvolveram um ensaio experimental onde foi comprimido o côndilo com forças de carga de no máximo 300N, com o intuito de comparar e analisar a transferência de carga no corpo mandibular. Buscou-se aplicar a ação e reação de cargas. Os resultados indicam que o ramo mandibular apresentou um comportamento linear de reação.

HIRABAYASHI et al. (2002), utilizaram uma força de 300N de carga mastigatória ao nível do primeiro molar inferior em seu modelo de Elemento Finito, para investigar a biomecânica do osso mandibular.

ACKLAND et al. (2017), ao desenvolverem uma prótese personalizada de ATM em uma impressora 3D, obteve resultados positivos em análises biomecânicas e clínicas quando comparadas às próteses de estoque. Ele relatou uma tensão máxima no côndilo de 284Mpa durante a mordida com força máxima no segundo molar.

MAY et al. (2001) desenvolveram um modelo matemático da ATM com o intuito de compreender a direção e magnitude das forças de compressão durante a mordida. A máxima força de mordida encontrada para um homem e uma mulher normal e mulher com doença na articulação foi de 300N, 210N e 120N, respectivamente.

WONG et al. (2011) definiram em seu trabalho a máxima força de mordida de 300N.

Já ISHIGAKI et al. (2003), investigaram o estresse mecânico no osso ao redor de um implante e de um dente natural aplicando o carregamento de 200 N.

HUSSEIN (2013), baseado nos estudos de ISHIGAKI, aplicou uma carga estática unilateral de 200 N perpendicular ao plano oclusal na região do molar.

ACKLAND et al. (2018) afirmam que a máxima força de mordida gerou uma reação de 294,5N na prótese de ATM.

MERCURI et al. (2007) sugeriram a carga máxima da articulação temporomandibular durante a mordida do molar em 265N e 160N no incisivo e afirmam que a reconstrução total da ATM com próteses aloplásticas, resulta na eliminação dos músculos pterigoideo lateral e temporal na mandíbula, assim, reduzindo em aproximadamente 50% a força de mordida, reduzindo as reações na prótese.

Foram realizados testes biomecânicos de fadiga em implantes dentários, para testar diferentes métodos de fixação. O ensaio de fadiga foi realizado em 5 milhões de ciclos, numa frequência de 15hz conforme ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT) NBR ISO 14801:2012 e utilizando uma força de 86N. COUTINHO et al. (2015).

Também foi examinado por CIBIRKA et al. (2001), potenciais diferenças nos valores de pré-carga de parafusos de implantes dentários, com diferentes dimensões, após o teste de fadiga, na qual, através de um dispositivo de teste, aplicava forças dinâmicas variando de 20 a 200 N, até atingir 5 milhões de ciclos (equivalente a 5 anos de mastigação in vivo, aproximadamente).

O método adotado por AL-ALI et al. (2017) foi a vida útil para maior segurança e precisão às condições de carregamento. A variação de carga reversa (completa) de 10% da tensão máxima.

4. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Neste capítulo, será abordado o método para o desenvolvimento e fabricação de uma prótese personalizada de ATM e o processo para análise da sua resistência mecânica por elementos finitos e ensaios mecânicos.

Deste modo, foi selecionado o tipo de prótese, os softwares utilizados, parâmetros de usinagem, as condições de contorno, o critério de falha, os materiais e dispositivos de ensaios.

Este estudo de caso compreendeu a reconstrução total de ATM de um paciente que já havia passado por cirurgia, onde foi instalada uma placa de reconstrução homologada pela ANVISA, produzida em série, porém a mesma não suportou os esforços da mastigação. Devido a isso, foi indicado o tratamento com uma prótese personalizada de ATM para proporcionar a reabilitação funcional e estética para a paciente.

Os procedimentos utilizados para a fabricação da prótese personalizada de ATM são descritos a seguir, desde o recebimento das matérias primas até a finalização do produto.

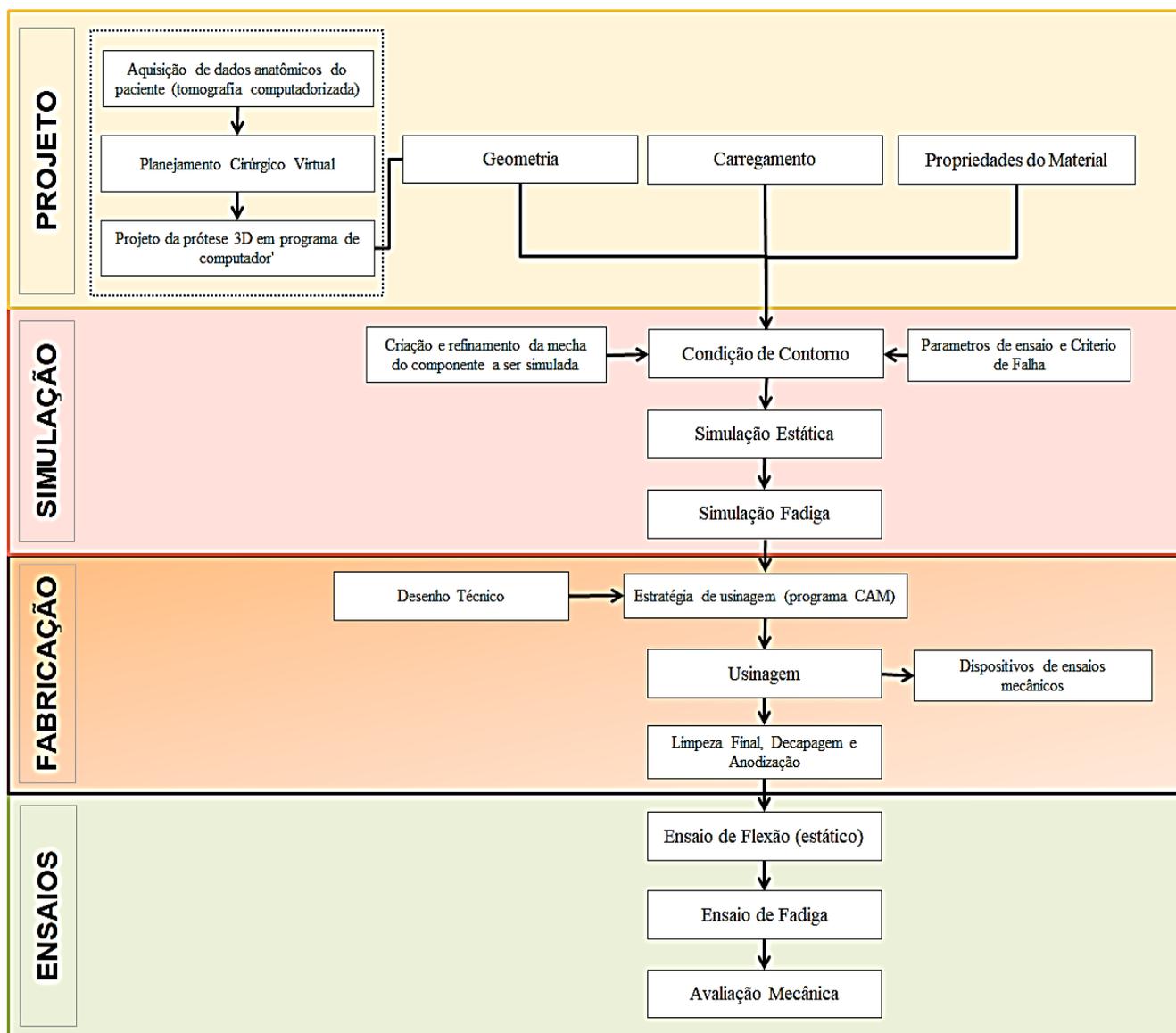


Figura 2 - Fluxograma dos procedimentos utilizados para o desenvolvimento da prótese personalizada de ATM

Os dados tomográficos do paciente foram recebidos em formato DICOM, e através do software Invesalius foi verificada a qualidade das imagens de acordo com as especificações solicitadas e descritas na tabela a seguir.

Tabela 1 – Parâmetros utilizados para obtenção dos dados tomográficos.

<i>Espaçamento Por Rotação</i>	1:1
<i>Intervalos De Corte</i>	0.5 mm à 1 mm
<i>Espessura De Corte</i>	0.5 mm à 1 mm
<i>Intensidade De Corrente</i>	120 mA à 250 mA

O software utilizado, Invesalius, é um programa de tratamento de imagens biomédicas que foi desenvolvido no Centro de tecnologia da Informação Renato Archer. Ele possui a capacidade de visualização 3D, segmentação e reformatações 2D e 3D. Além disso, a interface gráfica é amigável, multilíngues e codificação de código aberto AMORIM et al. (2015).

No Invesalius, foi utilizado ferramentas que permitiram selecionar a região óssea de interesse, de acordo com parâmetros estipulados de densidade para o osso cortical para gerar a malha tridimensional da estrutura anatômica do paciente. Utilizando o formato STL, o corpo 3D foi importado para o software BLENDER (Blender Foundation, Holanda), onde utilizou-se o modificador “remesh”, que reorganizou e corrigiu a malha triangular.

O software BLENDER é um projeto público, de código aberto, para modelagem, animação, composição, compilação, entre outros, de imagens em 3D. Ele foi idealizado através da Fundação Blender, privada e sem fins lucrativos, localizada em Amsterdã.

4.1 PLANEJAMENTO CIRÚRGICO E PROJETO DA PRÓTESE 3D

Nesta etapa foram simulados os procedimentos cirúrgicos em um ambiente virtual, a afim de obter uma previsão do resultado final, utilizando o programa de computador BLENDER.

O planejamento cirúrgico foi realizado em conjunto com o cirurgião e baseados nos dados de tomografia computadorizada do paciente.

O arquivo 3D em formato STL é importado para o BLENDER, onde foram, virtualmente, feitas as operações de osteotomias necessárias na estrutura anatômica óssea do paciente, é definida a estratégia cirúrgica, oclusão desejada e removeu-se a placa previamente utilizada.

Além disso, foi analisada a posição na qual deveriam ser colocados os componentes da prótese, regiões dos parafusos para fixação da prótese, a presença de fratura e outras anormalidades. Todos os movimentos são milimétricos, controlados, e o resultado é instantaneamente visualizado.

Com as etapas do planejamento cirúrgico definidas, obteve-se o resultado final no modelo 3D do paciente que possibilitou o desenvolvimento de *splint*, guias de corte e próteses aloplásticas personalizadas. Os *splints* e guias de corte servem de guias para transferir as posições estabelecidas no planejamento para a cirurgia.

A utilização do biomodelo impresso tem por objetivo propiciar ao médico a visualização do órgão ou tecido do paciente em formato físico do modelo final e durante a fabricação para teste de encaixe com a prótese. Este biomodelo é fabricado via impressão 3D com base em dados da tomografia computadorizada do paciente e representa uma réplica da estrutura anatômica óssea de seu crânio.

Definida a estratégia e realizada a cirurgia virtual no modelo 3D foi possível desenvolver o modelo de prótese sob medida.

Posteriormente, o arquivo foi utilizado nas simulações com o software ANSYS e também, para a programação de usinagem CNC com o software EDGECAM.

4.1.1 Comportamento Mecânico

Essa etapa teve como foco a análise do componente mandibular, pois apresentava uma geometria que se estendia da fossa craniana ao mento e a articulação contralateral, estrutura suscetível à fadiga.

Buscando analisar pelo MEF e ensaio mecânicos, julgou-se necessário fazer a análise separada do componente craniano e os parafusos de fixação.

O Titânio comercialmente puro Grau 2 (CpTi 2) foi o material selecionado para o componente mandibular por possuir propriedades bem equilibradas entre força e ductilidade. Os níveis de resistência são muito semelhantes aos do aço inoxidável comum e sua ductilidade permite boa formabilidade a frio para a etapa de conformação do componente mandibular. Outros graus de pureza e ligas de titânio

que possuem maior resistência mecânica, simultaneamente, apresentam redução de ductilidade, o que pode comprometer o processo de fabricação de componentes de dimensões reduzidas.

As especificações das características e métodos de ensaios para o CpTi Grau 2 foram baseadas na norma ABNT NBR ISO: 5832-2 (2001), que estipula limites de composição química, tamanho de grão, propriedades mecânicas (limite de resistência a tração, limite de escoamento e alongamento).

Atualmente, entende-se que o controle de qualidade precisa começar pela matéria-prima e deve ocorrer durante todo o processo de produção, incluindo a inspeção e os ensaios finais nos produtos acabados.

Os materiais utilizados nesse estudo são considerados compatíveis e não agressivos aos tecidos biológicos onde devem ser utilizados, e é esperado que o titânio passe pelo processo de osteointegração, conforme ABNT NBR ISO 5832-2 (Implantes para cirurgia – Materiais Metálicos. Parte 2: Titânio Puro, 2001).

4.1.2 Caracterização Química

A caracterização química visou determinar se a composição química da amostra de titânio puro estava de acordo com os limites aceitáveis de impurezas para ser utilizado como material de implante.

A caracterização química da amostra de titânio foi realizada no CCDM (Centro de Caracterização e Desenvolvimento de Materiais) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). Os métodos utilizados foram:

- O elemento ferro (Fe) foi determinado em espectrômetro de emissão óptica por centelha, modelo Spectromaxx, da marca Spectra.
- Carbono (C) foi percebido por combustão direta, em equipamento LECO CS- 844.
- Oxigênio (O) e nitrogênio (N) foram constatados por absorção de radiação no infravermelho e diferença de termo condutividade, respectivamente, em equipamento LECO ONH-836.
- Hidrogênio (H) foi observado no mesmo equipamento, por absorção de radiação no infravermelho.

A norma ABNT NBR ISO 5832-2:2001 delimita o teor dos seguintes elementos: carbono, ferro, nitrogênio, hidrogênio e oxigênio.

O titânio utilizado para chapas, deve atender os seguintes limites máximos de composição química:

Tabela 2 - Limite máximo permitido de impurezas na composição química do CpTi (grau 2), segundo ABNT NBR ISO 5832-2:2001.

Elemento	Limite máximo de composição - % Fração de massa
Nitrogênio	0,03
Carbono	0,10
Hidrogênio	0,0125
Ferro	0,30
Oxigênio	0,25
Titânio	Balanço

4.1.3 Análise Metalográfica

A Análise Metalográfica teve por objetivo revelar a microestrutura de uma amostra de titânio puro e avaliar suas características. Verificou-se também a presença, ou não, de Alpha Case, superfície enriquecida por oxigênio, nitrogênio ou carbono, devido à exposição a temperaturas elevadas. (F67 13 ASTM (American Society for Testing and Materials) INTERNATIONAL, 2017).

O tamanho de grão foi determinado segundo norma ASTM E112-13 INTERNATIONAL (2013) e a avaliação da microestrutura foi complementada com a especificação ABNT NBR ISO 20160:2008 - Implantes para cirurgia – Materiais metálicos – Classificação de microestruturas para ligas de titânio alfa+beta em barras (2008).

A análise metalográfica e o preparo da amostra foram realizados no CCDM, proveniente de uma chapa de Titânio CpTi Grau 2, de 12,7 mm de espessura.

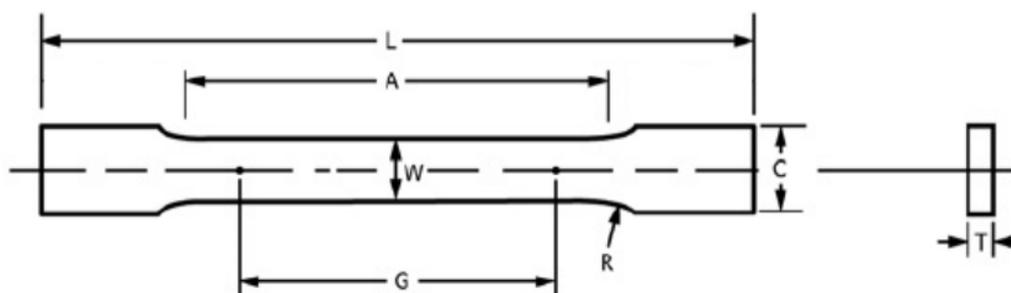
A microestrutura da amostra foi observada com um microscópio ótico Olympus BX41M-LED e câmera digital DP 21.

4.1.4 Ensaio de Tração

Objetivo do ensaio de tração foi determinar as propriedades mecânicas da amostra de titânio, à temperatura ambiente, por meio de cálculos e de verificações dimensionais antes, durante e após a realização dos ensaios.

Os ensaios de tração, como nas etapas anteriores, foram realizados no CCDM e conduzidos segundo a norma ABNT NBR ISO 6892-1:2013 - Versão Corrigida 2015 (Materiais metálicos - Ensaio de Tração Parte 1: Método de ensaio à temperatura ambiente) ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (2013).

Foram usinados dois corpos de prova (CP), com dimensões conforme a Figura 3, a partir de uma chapa de titânio puro CpTi Grau 2 e espessura de 12,7 mm.



- A – Comprimento paralelo (LC) 32,0 mm
- G – Comprimento útil (L0) 25,0 mm
- W – Largura do comprimento paralelo 6,0 mm
- T – Espessura da amostra 5,0 mm
- R – Raio de curvatura 6,0 mm
- C – Largura da seção da garra 20,0 mm

Figura 3 - Geometria do CP usinado a partir da amostra (ABNT NBR ISO 6892 1:2013).

O procedimento ocorreu à temperatura ambiente, em uma máquina universal de ensaios modelo 5585H – INSTRON, com capacidade máxima de 250kN. Para a medição foi utilizado paquímetro digital, extensômetro e célula de carga.

A determinação das propriedades mecânicas da amostra, aconteceu por meio de sub-rotinas de cálculo pré-existent no software INSTRON Bluehill e através de verificações dimensionais antes e após a realização dos ensaios.

As propriedades de interesse do ensaio de tração estão descritas:

- A tensão de escoamento é definida pela razão entre a força de escoamento e a área da seção transversal.

$$\sigma_{0,2\%} = \frac{F_{0,2\%}}{A}$$

- O limite de resistência à tração σ_{LRT} é a tensão máxima atingida durante o ensaio.

$$\sigma_{LRT} = \frac{F_{máx}}{A}$$

- O alongamento total é dado em porcentagem do alongamento sofrido do início do ensaio até a fratura.

$$A = \left(\frac{l_f - l_0}{l_0} \right) * 100$$

Os parâmetros empregados para o ensaio de tração (amostra transversal (T) e longitudinal (L)) foram informados na Tabela 3.

Tabela 3 - Parâmetros empregados para a amostra de CpTi (grau 2) utilizado no ensaio de tração

Parâmetro	Empregado	Referência
Comprimento útil - L_0	40,08 mm (T) 39,89 mm (L)	$5,65 * \sqrt{S_0^A}$ ou 50 mm
Comprimento paralelo - L_C	57 mm	-
Taxa de deformação até o escoamento	0,2 mm/min	$2 - 20 \cdot \frac{MPa}{s}^B$
Taxa de deformação até o escoamento	2,0 mm/min	$0,008 * s^{-1}$ máximo ^C

^A S_0 = Área original da seção transversal; ^B ABNT NBR ISO 6892-1:2013 Versão Corrigida 2015, Tabela 3. ^C ABNT NBR ISO 6892-1:2013 Versão Corrigida 2015, Item 10.4.2.6.

O titânio para chapas deve possuir as seguintes propriedades mecânicas, (Titânio Puro – Norma ABNT ISO 5832-2; parte 2), conforme Tabela 4:

Tabela 4 - Limites mínimos das propriedades mecânicas do CpTi (grau 2)

Resistência à tração mín. [MPa]	Limite de escoamento mín. [Mpa]	Percentagem de alongamento mín. [%]
345	275	20

4.2 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Como uma extensão da metodologia para o desenvolvimento de implantes personalizados, o MEF foi utilizado. Nessa etapa, verificou-se a resistência mecânica da prótese para esforços estáticos e dinâmicos da mastigação.

A etapa de análise pelo MEF foi iniciada depois da definição da geometria CAD, do carregamento e das propriedades dos materiais. Buscou-se refinar a malha da prótese, no software BLENDER, corrigindo interferências de vértices sobrepostas, duplos nós, preenchimento de buracos na estrutura, correção dos vetores normais da face e de arestas.

O modelo foi importado para o Software ANSYS SpaceClaim no formato STL para a simplificação da geometria e reparação de possíveis erros de tradução do arquivo entre programas CAD.

Conforme MERCURI (2015), devido à insuficiência de técnicas para medir forças na ATM, se faz necessário estimar valores de reação na ATM e forças musculares.

Para a análise de elementos finitos, o modelo foi considerado:

- Homogêneo por apresentar as mesmas propriedades mecânicas em todos os seus pontos;
- Isotrópico, pois em cada ponto, as propriedades mecânicas não mudam com a direção; e
- Elástico linear, pois assumem a sua forma original quando as tensões atuantes são removidas.

A simulação por elementos finitos do implante desenvolvido foi efetuada no software ANSYS utilizando o critério de falha das tensões de VON-MISES. MISES (1913). O mesmo foi avaliado de acordo com a tensão principal utilizando uma escala,

em MPa (N/mm²). A licença desse software pertence à área de pós-graduação da engenharia de materiais da UFRGS.

De acordo com ASKELAND et al (2010) a vida em fadiga é: “O número de ciclos permitidos em uma tensão específica antes que um material falhe por fadiga.

A geometria da prótese e as propriedades mecânicas do material foram inseridas no ANSYS para a análise estrutural. Foram inseridas as condições de contorno, tensões e gerada a malha de elementos finitos.

O comportamento mecânico da prótese personalizada de ATM foi simulado estaticamente e, após, adicionou-se os critérios de fadiga buscando atestar que a duração mínima da prótese seria de 5 milhões de ciclos.

Para o caso em estudo, o corte da mandíbula foi realizado de forma que a região do queixo fosse removida. O paciente deixa de ter a possibilidade de mordida na região suspensa da prótese.

4.3 FABRICAÇÃO

O processo de fabricação é descrito com seus detalhes e etapas. Buscou-se explicitar os softwares utilizados, a matéria prima e os procedimentos principais para a reprodução da metodologia.

4.3.1 Desenho Técnico

O desenho técnico do componente mandibular foi criado para facilitar o processo de fabricação e a conferência das dimensões do controle de qualidade final.

No desenho foram incluídas dimensões e tolerâncias que definem a geometria da prótese mandibular de ATM.

4.3.2 Prototipagem Rápida

O modelo tridimensional da prótese foi transferido para software EDGECAM V18, onde foram geradas as estratégias de fabricação. Também foram determinadas as dimensões das chapas de material bruto que, ao serem usinados, deram origem ao componente da prótese. Tal programação é escrita e salva em linguagem CNC que comanda o equipamento de usinagem.

4.3.3 Usinagem

A matéria prima utilizada para usinagem foi previamente cortada com as dimensões adequadas e posicionadas na fresadora CNC.

Foram realizadas as operações de furação, escareamento dos furos, desbaste e acabamento.

Primeiramente, o componente em alumínio foi usinado para a validação da estratégia, realizar controles de dimensões e acabamento superficial das peças. Estas devem estar ausente de rebarbas, sobras de material ou riscos profundos que não seriam removidos nos processos posteriores de acabamento.

Examinou-se também o diâmetro dos furos, acabamento, profundidade do escareado e rugosidade. Todos os parâmetros devem estar dentro das tolerâncias estabelecidas no desenho técnico.

Os componentes foram posicionados em um biomodelo anatômico para a verificação do encaixe da prótese à anatomia do paciente. Este biomodelo foi fabricado via impressão 3D com base em dados da tomografia computadorizada do paciente e representa uma réplica da estrutura anatômica óssea. A geometria foi aprovada e, os componentes foram usinados com o material definitivo.

Foram fabricadas quinze peças para os ensaios mecânicos estático e de fadiga. Nove peças foram utilizadas para ensaios dinâmicos e seis peças do componente mandibular para o ensaio estático. Também foi necessário desenvolver e usar dispositivos para viabilizar os ensaios reais. Os ensaios foram realizados pelo laboratório de ensaios especiais CENIC, situado na cidade de São Carlos/SP faz parte da Rede Brasileira de Laboratórios Analíticos em Saúde (REBLAS) habilitados pela ANVISA.

4.3.4 Dobramento

O componente mandibular passou por uma etapa de conformação de dobramento, uma vez que é inicialmente usinado na forma plana. Nesta etapa, a extremidade da prótese é conformada na forma arredondada, acompanhando a curvatura da mandíbula.

O processo de dobragem do componente mandibular foi realizado a frio, com o auxílio de prensa hidráulica, utilizando guias de referências e o biomodelo impresso.

Verificou-se se que o componente mandibular estava com a curvatura de acordo com especificações dos desenhos técnicos e não foi constatada a presença de trincas no componente via ensaio não-destrutivo de líquidos penetrantes.

4.3.5 Limpeza, Decapagem e Passivação

As peças foram limpas com detergente alcalino e álcool isopropílico, enxaguadas em água corrente e secadas com um soprador térmico.

Foi utilizada a decapagem para eliminar carepas, óxidos e sujidades que poderiam contaminar a superfície com uma solução ácida aquosa.

A anodização foi realizada sob condições controladas da diferença de potencial e tempo no componente, para criar um revestimento contínuo, liso e aderente de óxido sobre a superfície do metal base, baseado na norma ABNT NBR ISO 15408-2 de 2015.

Após a passivação, não foram constatadas descontinuidades no revestimento, na textura e se apresentou livre de áreas friáveis, filmes soltos, tais como estrias ou arranhões.

4.3.6 Controle de Qualidade Final

O controle de qualidade final consistiu em examinar, com a vista desarmada, os componentes da prótese, observando os seguintes itens: aparência geral, limpeza, diâmetro dos furos, acabamento.

Com auxílio de lente (ampliação 5x) foram examinados para a presença de resíduos sobre a superfície da peça, existência de arranhões, riscos ou similares na peça.

4.3.7 Dispositivo de Ensaio

Em virtude da geometria complexa do componente mandibular, foi desenvolvido dispositivo de fixação para os ensaios experimentais de flexão estático e de fadiga. Procurou-se simular as restrições obtidas da literatura e as condições aplicadas na simulação.

O modelo desenvolvido do dispositivo pode ser observado na Figura 4. Ele possui ranhuras de apoio representando a fossa craniana para forças compressivas. A disposição para a carga foi aplicada na mesma direção da simulação e a região dos parafusos de fixação foi engastada.

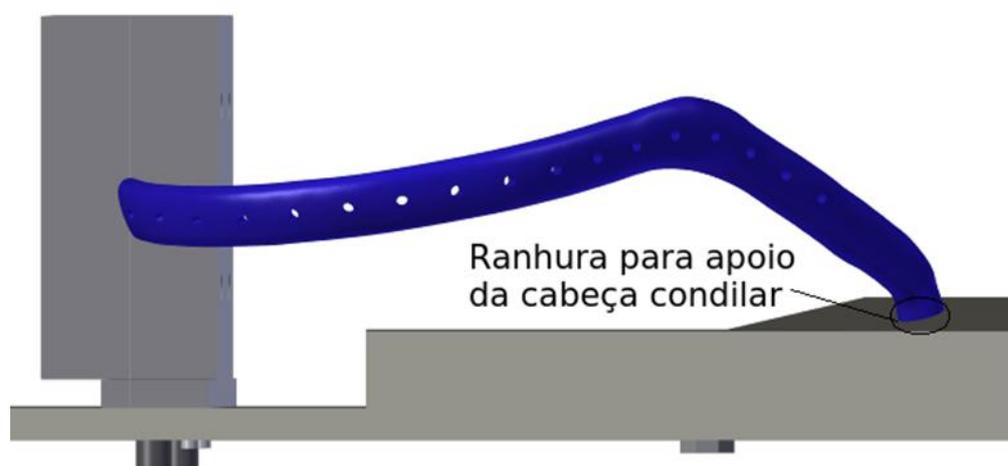


Figura 4 - Dispositivo de ensaio utilizado para os ensaios mecânicos da prótese

Os testes de fadiga são normalmente realizados com tensão constante. No entanto, esta situação raramente ocorre. Na prática, a amplitude da carga varia de maneira irregular ou aleatória. Assim, desenvolveu-se um dispositivo específico para a prótese poder ser ensaiada conforme as Figuras 5 e 6, possuindo dois parafusos Allen para fixar a região de engaste da prótese, dois pinos guias para ajustar a fixação e uma porca soldada para ser encaixada na máquina de ensaio.

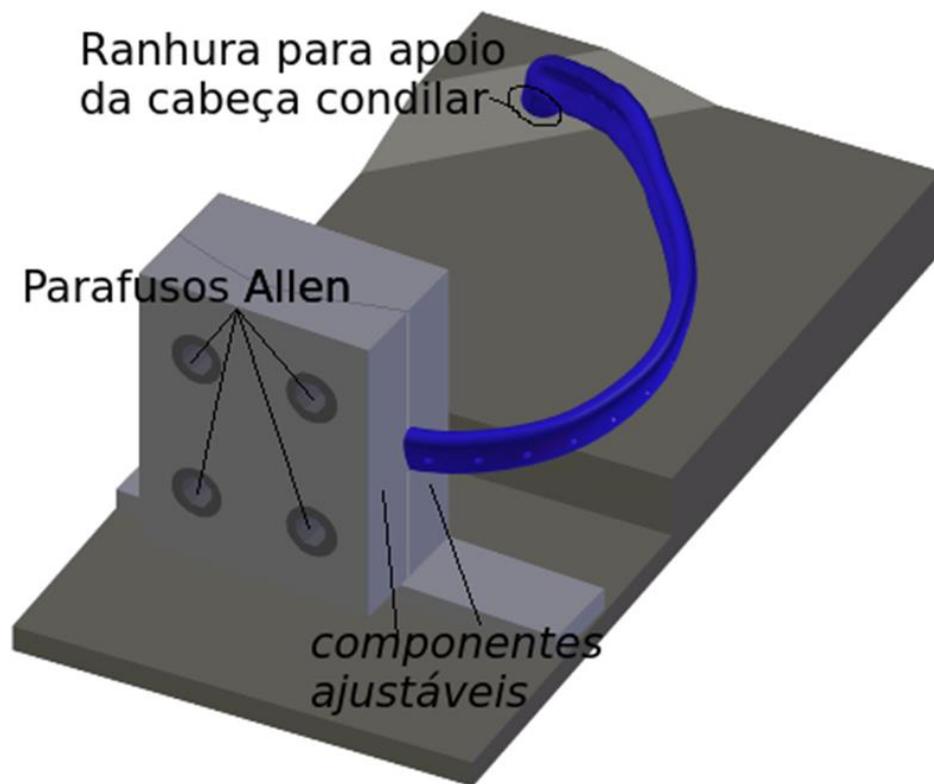


Figura 5 - Vista superior do dispositivo de ensaio

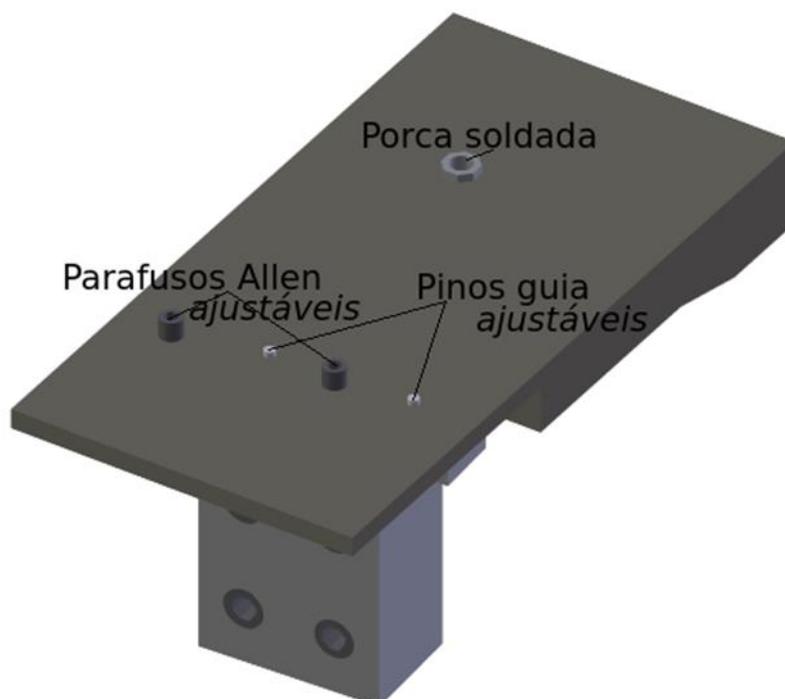


Figura 6 - Vista inferior do dispositivo de ensaio

4.4 ENSAIOS MECÂNICOS

Devido à inexistência de norma específica para ensaio de próteses de ATM, os parâmetros para o ensaio biomecânico foram configurados conforme COUTINHO et al. (2015) que utiliza a norma ABNT NBR ISO 14801:2012 (Odontologia – Implantes – Ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos) (2012). Embora implantes dentários e as próteses de ATM não tenham funcionamento semelhante, os parâmetros para fadiga foram utilizados por se tratarem dos mesmos movimentos cíclicos mastigatórios.

4.4.1 Ensaio Estático

Seis amostras do componente mandibular foram ensaiadas estaticamente, conforme especificações da norma ABNT NBR 15743-1 (Implantes ortopédicos – Seleção de ensaios, informações e requisitos para comprovação da segurança e eficácia, Parte 1: Disposições Gerais) (2017).

As amostras foram posicionadas no dispositivo de ensaio de acordo com a disposição definida. O dispositivo de ensaio foi fixado na máquina por uma rosca, conforme mostram as Figuras 7 e 8, e os componentes foram submetidos a um carregamento progressivo com velocidade de 5 mm/min.

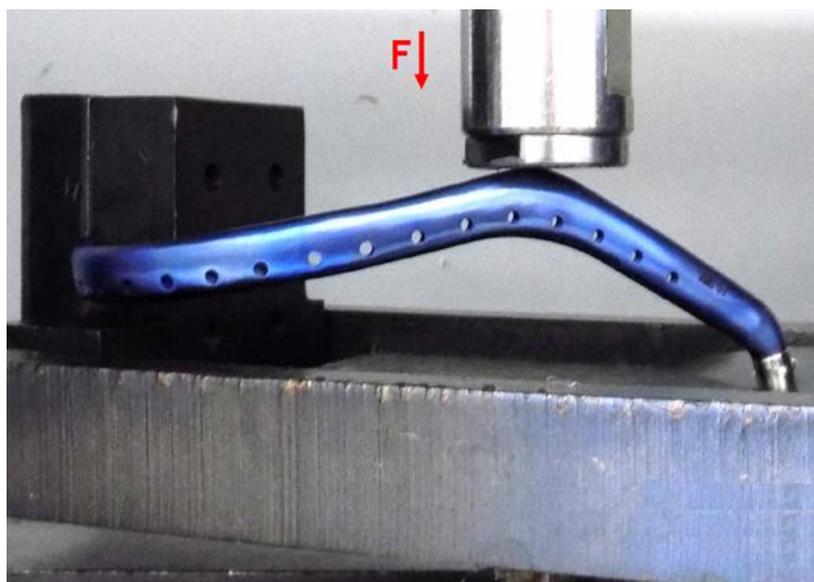


Figura 7 - Configuração do ensaio estático realizado no componente mandibular, indicando o local de aplicação de força

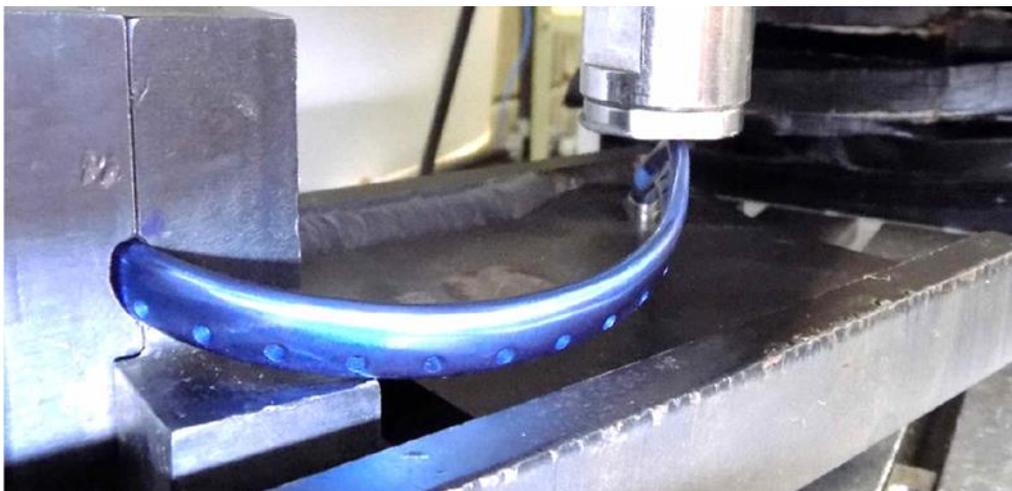


Figura 8 - Configuração do ensaio estático realizado no componente mandibular, visualizando mais claramente a curvatura da prótese

4.4.2 Ensaio Dinâmico - Fadiga

Os modelos de componente mandibular foram submetidos a cargas cíclicas compressivas de acordo com a orientação anatômica, mencionada anteriormente.

Para avaliação da resistência a fadiga, construiu-se a curva de fadiga S-N, que representa o carregamento aplicado em função do número de ciclos.

Para a construção da curva de fadiga, baseado na norma ASTM E739 ASTM INTERNATIONAL (2015), deve-se considerar um mínimo de três patamares de carga.

Os ensaios de fadiga foram executados através da aplicação de carga senoidal a uma frequência de 10 Hz e razão de carregamento de 0,1.

A curva de fadiga do corpo de prova é elaborada, partindo de 3 patamares de falha (2 corpos de prova por patamar), mais um quarto patamar que deve atingir o critério de *runout*, conforme previsto na ASTM E739.

Para definição dos patamares de carga, é utilizado o resultado do ensaio estático como carga de referência. O primeiro patamar é estabelecido como 80% da carga de escoamento, o segundo como 60% e o terceiro como 40% da carga de escoamento.

O critério de *runout* é estabelecido como 5 milhões de ciclos.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Diante do apresentado, em relação aos métodos utilizados para realização deste trabalho, os resultados e as discussões, provenientes da pesquisa, são apresentados de forma ordenada e coerente com o propósito de auxiliar no entendimento do estudo.

5.1 PROJETO PRÓTESE PERSONALIZADA DE ATM

A partir dos arquivos tomográficos, foi gerado um modelo geométrico 3D do paciente através do software Invesalius com densidade $0,983 \text{ g/cm}^2$ indicada para osso cortical (superfície externa que dará formato da prótese), a Figura 9 mostra a interface com o software Invesalius.

Na Figura 10 mostra a estrutura óssea do caso em estudo. Pode-se visualizar que o ramo direito da mandíbula, o côndilo e o que sobrou do implante que quebrou durante o uso foram removidos.

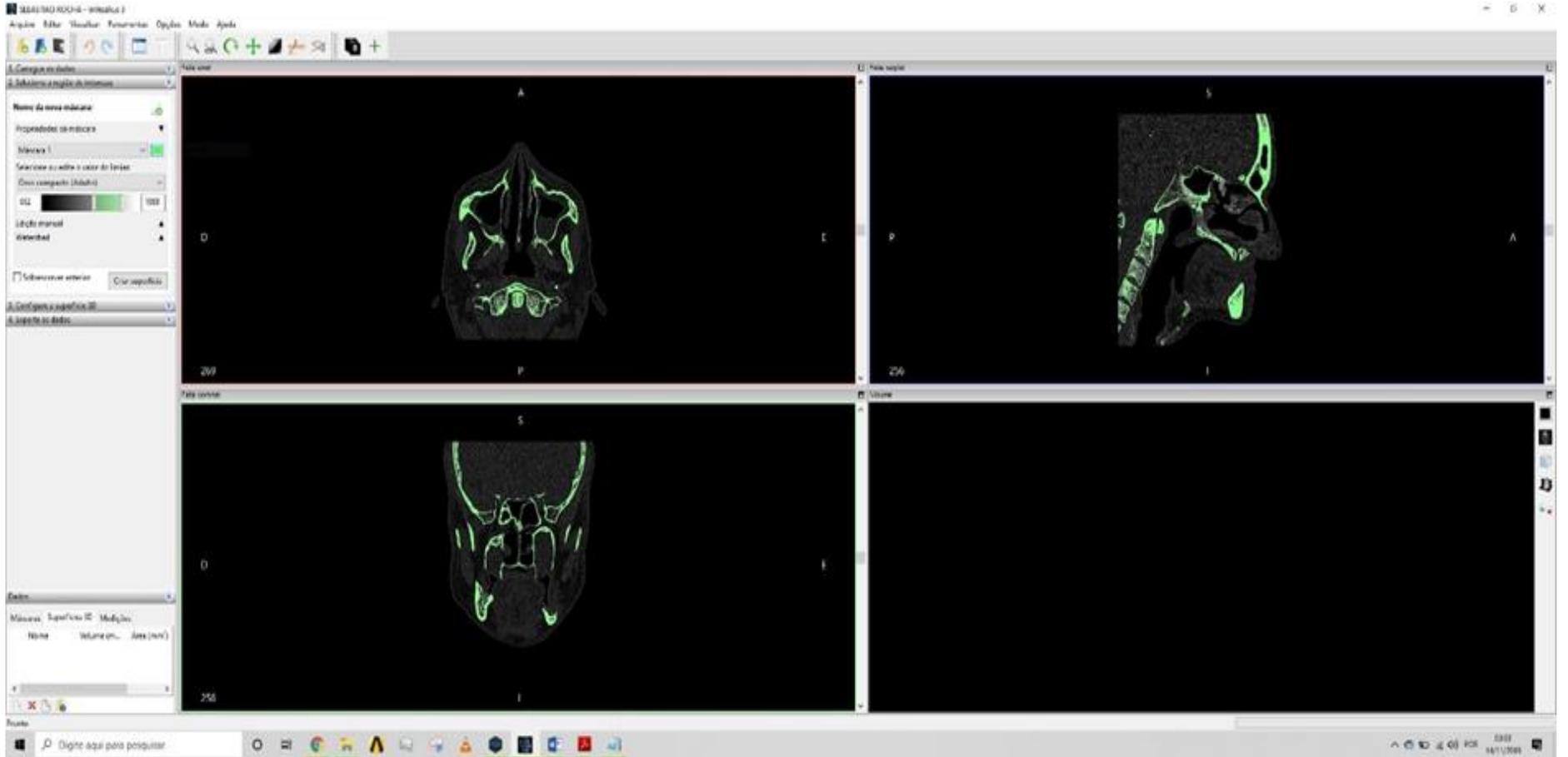


Figura 9 - Interface gráfica do software Invesalio

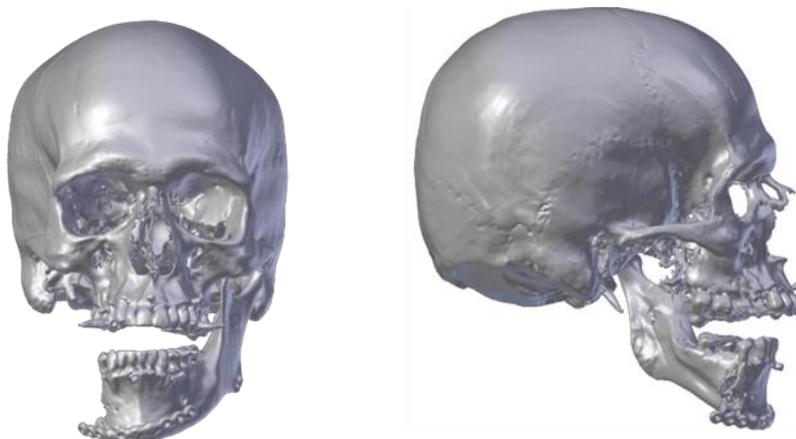


Figura 10 - Mostra a estrutura óssea do caso em estudo sem alterações.

O modelo 3D foi usado para auxiliar no diagnóstico, planejamento cirúrgico, cirurgia virtual e para a confecção do modelo virtual da prótese.

O planejamento cirúrgico virtual foi realizado em conjunto com o cirurgião e baseia-se na estrutura anatômica do paciente. Nela definiu-se a estratégia cirúrgica, as regiões dos parafusos de fixação, a oclusão desejada e removeu-se a prótese previamente utilizada. Todos os movimentos foram controlados, e o resultado foi instantaneamente visualizado.

A Figura 11 traz o resultado do planejamento virtual, é possível observar a estrutura anatômica óssea do paciente já em oclusão e sem a placa de reconstrução.



Figura 11 - Planejamento cirúrgico virtual

A modelagem da prótese iniciou-se com o espelhamento da mandíbula para criar a parte simétrica que estava faltando da mandíbula que dará o formato da prótese.

Com a opção “magnetic” a superfície da malha foi criada respeitando a topologia, após, com a opção “extrude”, aplicou-se a espessura de 3,8 mm na malha e com a opção “subdivision surface” a subdivisão da superfície para suavização. Durante a modelagem, foram realizadas operações como “remesh” para uniformizar a malha, “sculpt” para esculpir a geometria e, pôr fim, a operação “boolean” para interseccionar a região da mandíbula com a prótese.

O design final do projeto da prótese personalizada de ATM foi considerado aprovado para fabricação pelo médico cirurgião.

A Figura 12 ilustra a etapa do projeto da prótese personalizada de ATM virtual, onde pode ser vista a estrutura anatômica óssea do paciente, bem como o posicionamento e adaptação dela, utilizando o software BLENDER. A prótese foi baseada no formato de implantes desenvolvidos na PROMM, sendo personalizado de acordo com a anatomia do paciente.

A prótese pode ser classificada como M3, de acordo com a classificação proposta por ELLEDGE et al. (2018), pois sua extensão ultrapassa a região do forame contralateral.

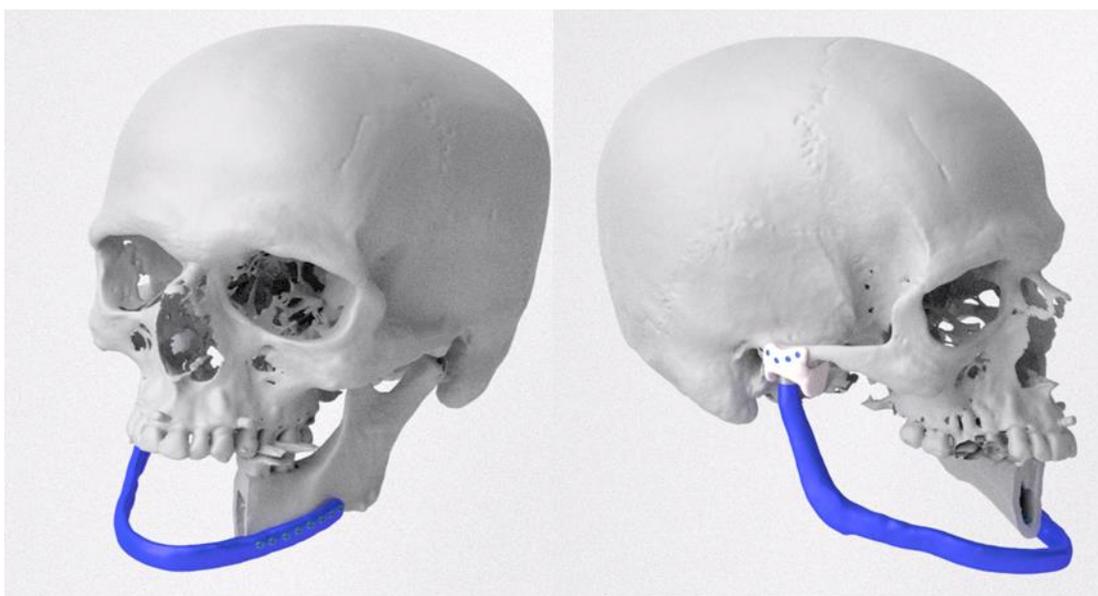


Figura 12 - Visualização tridimensional da estrutura óssea do paciente e da prótese virtual aprovada.

5.2 CARACTERIZAÇÃO QUÍMICA

A determinação dos teores de nitrogênio (N), carbono (C), hidrogênio (H), ferro (Fe) e oxigênio (O) foi realizada em uma amostra de titânio puro e os resultados da análise química foram comparados com as especificações da norma ABNT NBR ISO 5832-2:2001, apresentados na Tabela 5, evidenciando que a amostra está em conformidade com os limites exigidos de composição química pela especificação.

Tabela 5 - Resultados da análise química e os limites máximos de impurezas permitido

Elemento	N	C	H	Fe	O	Ti
Amostra	0,01	0,02	0,002	0,07	0,16	Balanço
Especificação NBR ISO 5832- 2:2001 (Grau II)	0,03 máx.	0,10 máx.	0,012 máx.	0,30 máx.	0,25 máx.	Balanço

5.3 ANÁLISE METALOGRÁFICA

A amostra apresentou tamanho de grão médio ASTM 6.5, microestrutura homogênea e ausência de Alpha Case. A microestrutura da amostra de titânio é apresentada na Figura 13, em seção transversal.

Os resultados obtidos foram comparados com a especificação ASTM F67-13(2017) ASTM INTERNATIONAL (2017) e NBR ISO 5832-2:2001, que definem tamanho de grão máximo 5, microestrutura uniforme, ausência de inclusões e de alpha case. Conclui-se que a amostra analisada está conforme limites exigidos pelas referências.

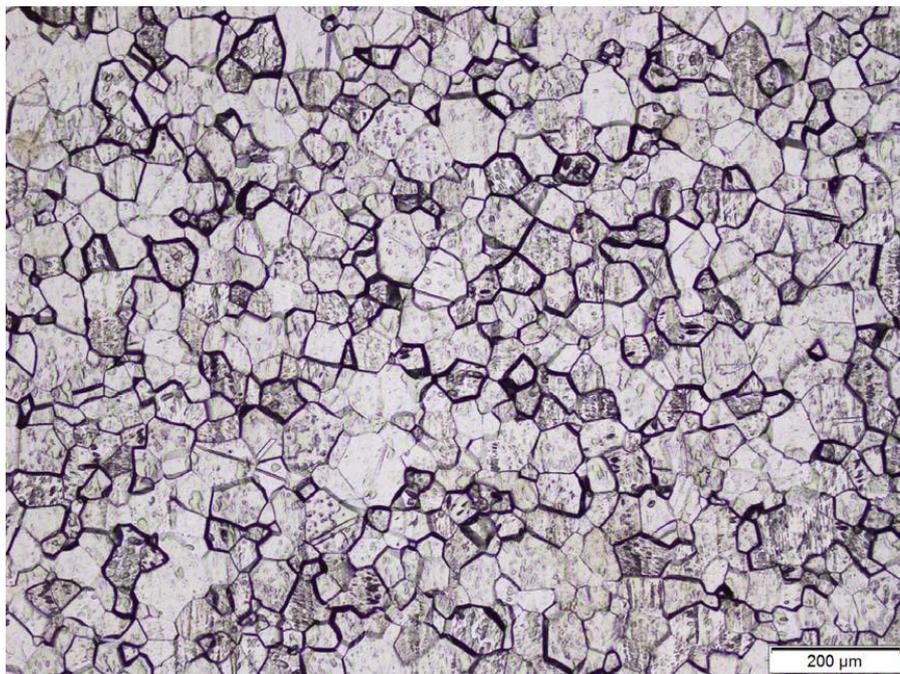


Figura 13 - Microestrutura da amostra de titânio puro grau II, em seção transversal

5.4 ENSAIO DE TRAÇÃO

A Tabela 6 a seguir, apresenta os resultados obtidos do ensaio de tração das duas amostras e comparado com os valores mínimos exigidos na especificação NBR ISO 5832-2:2001. Os valores obtidos estão conforme limites exigidos pela especificação.

Tabela 6 - Resultados ensaio de tração.

Amostra	Tensão de Escoamento (MPa)	Limite de Resistência (MPa)	Alongamento (%)
Amostra T	410	528	29,1
Amostra L	340	520	28,2
Especificação ABNT ISO 5832- 2:2001 ^A	275 min.	345 min.	20 mín.

^A Valores mínimos exigidos para condição recozido.

As propriedades mecânicas da norma foram as adotadas para realizar as simulações, apesar dos valores medidos serem superiores a este.

5.5 SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Com o objetivo de validar a segurança e eficácia do componente mandibular de uma Prótese Personalizada de ATM e compreender como se dá a distribuição de cargas no modelo desenvolvido, foram realizadas simulações computacionais por elementos finitos.

5.5.1 Criação e Refinamento da Malha

As malhas de elementos finitos foram construídas com elementos tetraédricos, apresentando um total de 247506 nós e 143277 elementos. Na imagem a seguir é possível visualizar a malha que foi simulada.

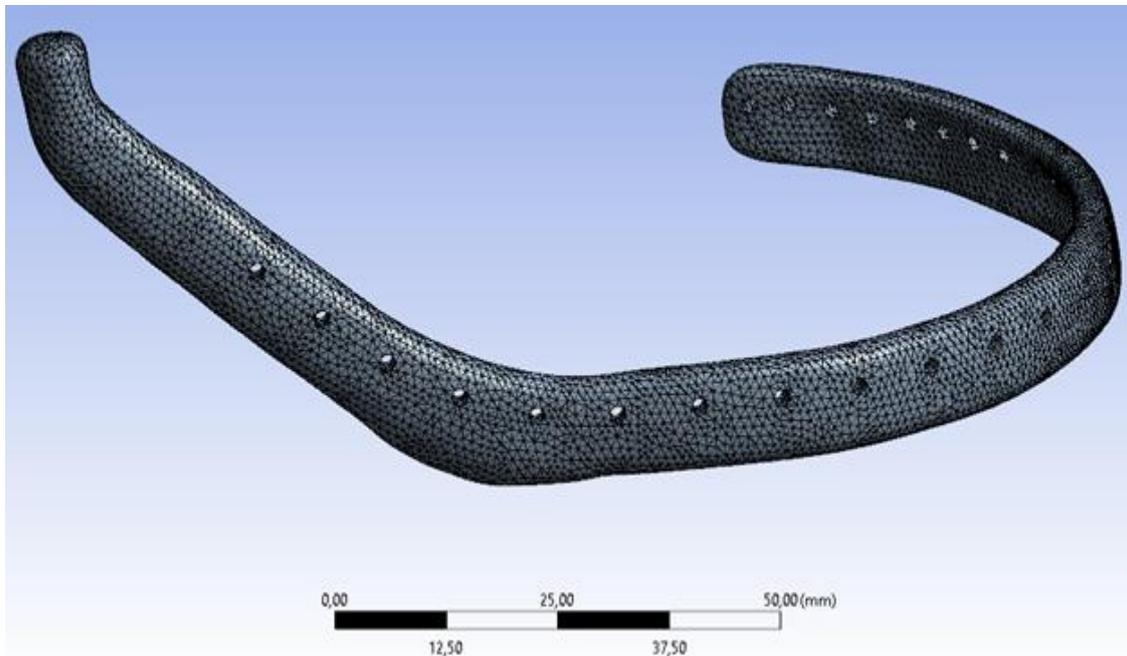


Figura 14 - Malha gerada do componente mandibular

5.5.2 Forças Mastigatórias e Condições de Contorno

Com o objetivo de calcular as tensões e as deformações no implante de modo que pudesse ser reproduzido em ensaios mecânicos, se fez necessário o entendimento do ambiente em que seria inserido o implante, que tipo de forças agiriam, sua magnitude e orientação, onde as cargas seriam posicionadas e como a fixação seria realizada.

Para o modelo numérico e componente mandibular, as seguintes condições de contorno foram definidas pelo autor:

- A. Na região da cabeça condilar, considerou-se que apenas reagiria aos esforços de compressão, tendo em vista que tal articulação é responsável pelos movimentos nos três planos (frontal, transversal e sagital) e dividem o corpo humano, sendo limitados pelas estruturas ósseas e os tecidos moles circundantes. Adicionalmente, para esse procedimento, não será analisado forças de atrito;
- B. Os esforços foram aplicados na região do ângulo do componente mandibular; o ângulo goníaco foi o ponto de aplicação da carga, onde exerce as forças dos músculos masseter, temporal e pterigoideo. As condições de contornos definidas têm o objetivo de representar as circunstâncias do modelo real, que conforme seu tamanho e geometria possui limitações. Com isso, buscou-se aplicar o princípio da ação e reação.
- C. Foi utilizada a situação de engaste na região que engloba os parafusos de fixação, limitando os movimentos, a posição selecionada para aplicar esta restrição, teve a finalidade de maximizar a força de reação na prótese.

Apenas o componente mandibular foi analisado, pois, buscou-se avaliar a sua resistência mecânica por ser o pior caso. No estudo, foi considerado osteointegrado com a mandíbula e preso pelos parafusos de fixação. Adotou-se que a mandíbula, os parafusos de fixação e outros componentes da prótese não falharam, para obter os resultados das simulações e dos ensaios dinâmicos e estáticos.

A máxima força registrada na literatura é de 300N (MERCURI et al. 2007) gerada pelos esforços de todos músculos, então no modelo proposto foi considerado que apenas um lado da musculatura, que gerou 300N, sendo então, aplicado na região

do ângulo da prótese com a mesma direção do vetor resultante da soma dos músculos.

A Figura 15 mostra as regiões das restrições selecionadas em azul, sendo:

- ✓ A - Restrição de compressão no côndilo;
- ✓ B - Caracteriza a direção e a região da força aplicada;
- ✓ C – É a região de restrição total.

Estas condições foram semelhantes para as simulações quanto para os modelos experimentais.

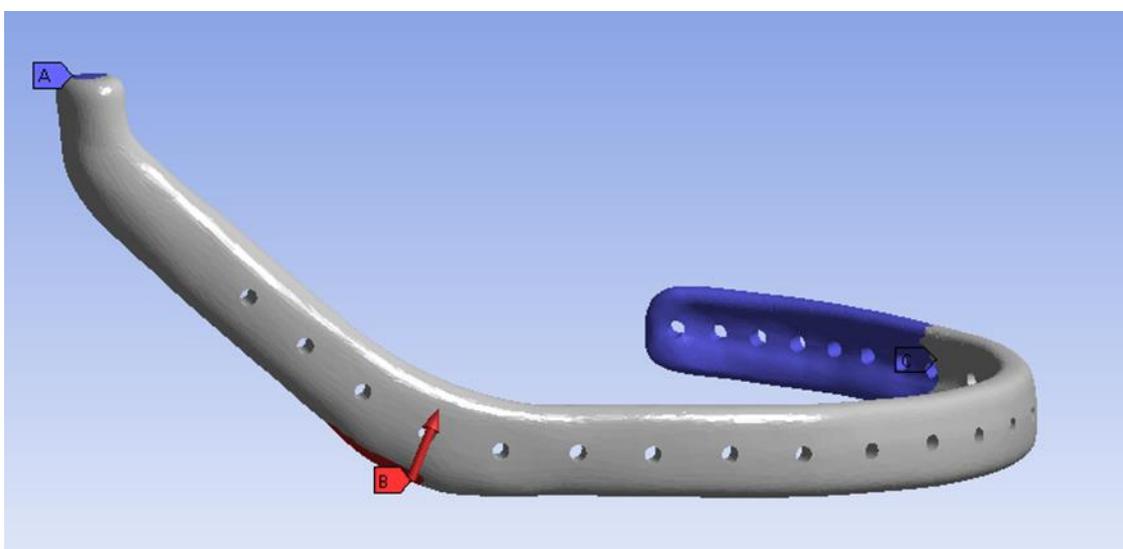


Figura 15 - Condições de contorno aplicadas no componente mandíbula no Software ANSYS.

5.5.3 Simulação Numérica de Esforços nas Próteses de ATM

As análises simulam as condições de carregamento nas quais as próteses estão submetidas, quando em uso para a realização subsequente de ensaios biomecânicos.

Todas as tensões simuladas estão abaixo dos valores de tensão de escoamento (275 Mpa), com algumas ressalvas pontuais.

As Figuras 16 e 17 apresentam as distribuições de tensões na prótese mandibular.

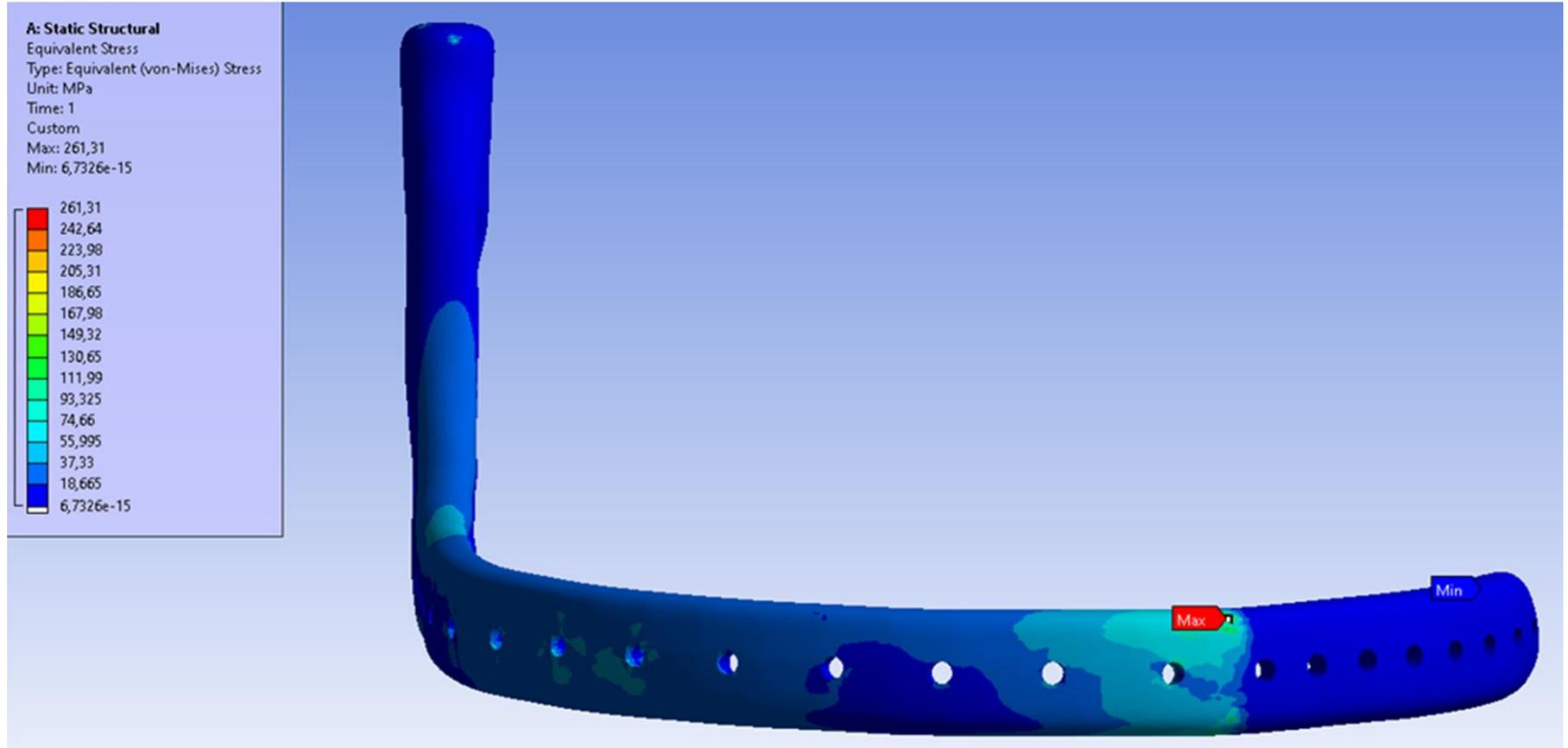


Figura 16 - Resultado do ensaio estático do modelo mandibular da prótese

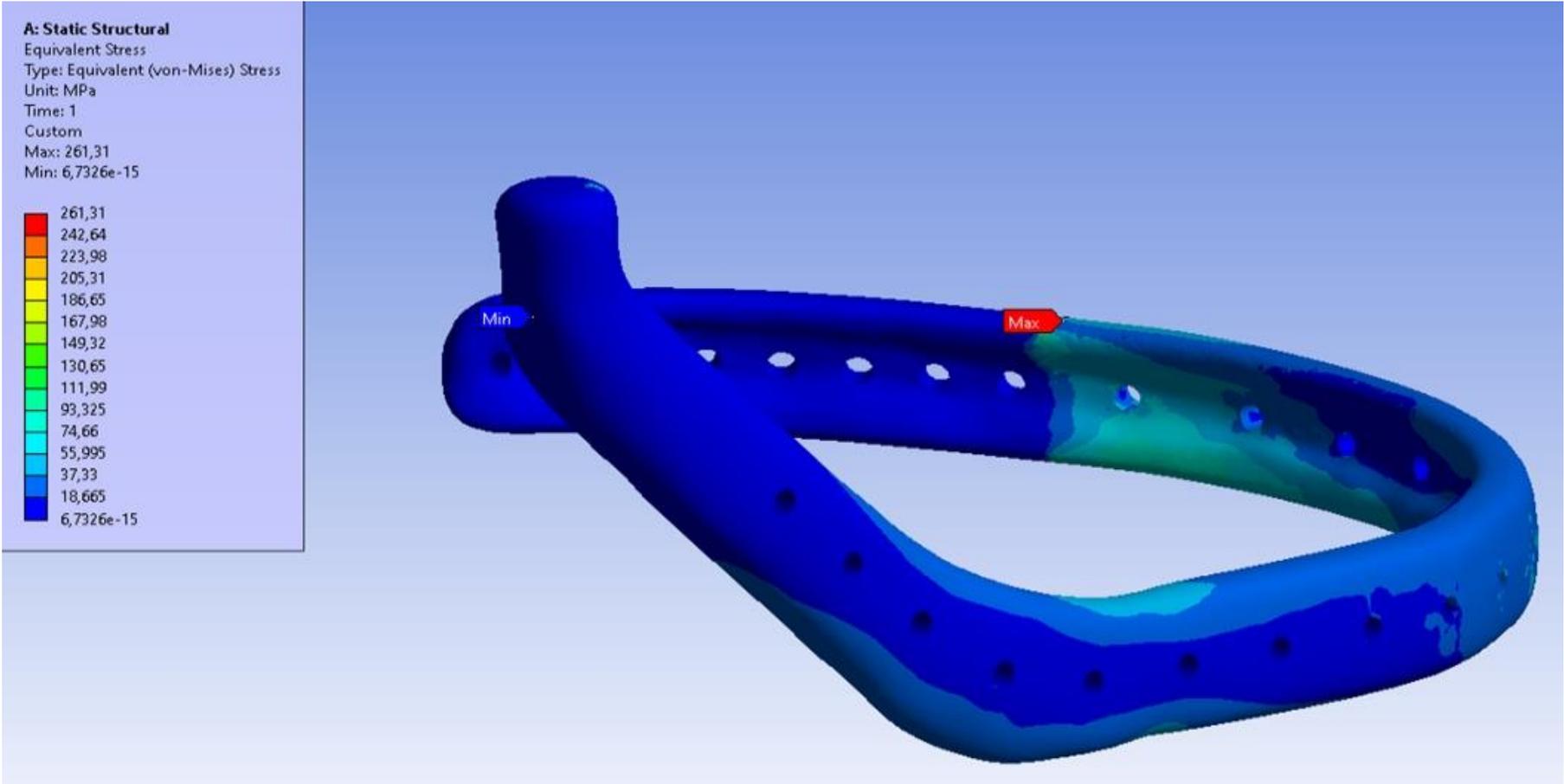


Figura 17 - Resultado do ensaio estático do modelo mandibular da prótese

A análise de vida infinita foi realizada em 5 milhões de ciclos. A Figura 18 representa o ensaio de vida em fadiga do modelo de prótese, a região contendo cor azul demonstra que a prótese suporta vida infinita. O modelo encontra-se de forma majoritária em vida infinita representada pela cor azul, com algumas ressalvas pontuais que foram consideradas acúmulos matemáticos e, assim, desconsideradas.

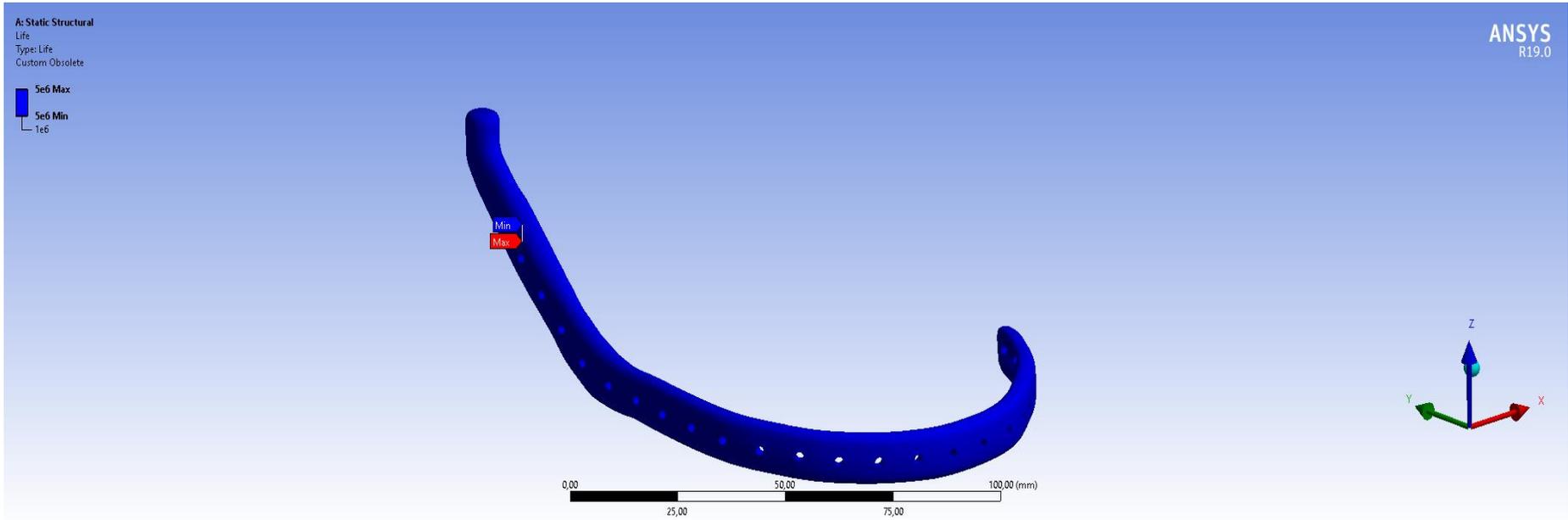


Figura 18 - Vista isométrica da prótese mandibular gerada na simulação em vida em fadiga

Como resultados, os implantes analisados mostraram tensões abaixo das tensões de escoamento e elevada durabilidade (infinita para os parâmetros utilizados).

5.6 FABRICAÇÃO

Os resultados do processo de fabricação do componente mandibular podem ser verificados abaixo.

5.6.1 Desenho Técnico

Após a aprovação do cirurgião da prótese personalizada de ATM, criou-se o desenho técnico do corpo mandibular da prótese, contendo todas as dimensões, vistas principais e tolerâncias, conforme o desenho técnico na Figura 19. O componente possui 8 furos de fixação que ficará em contato com a região do osso da mandíbula, 7 furos de sutura para alívio de peso e a região da cabeça condilar que fica em contato com o componente craniano.

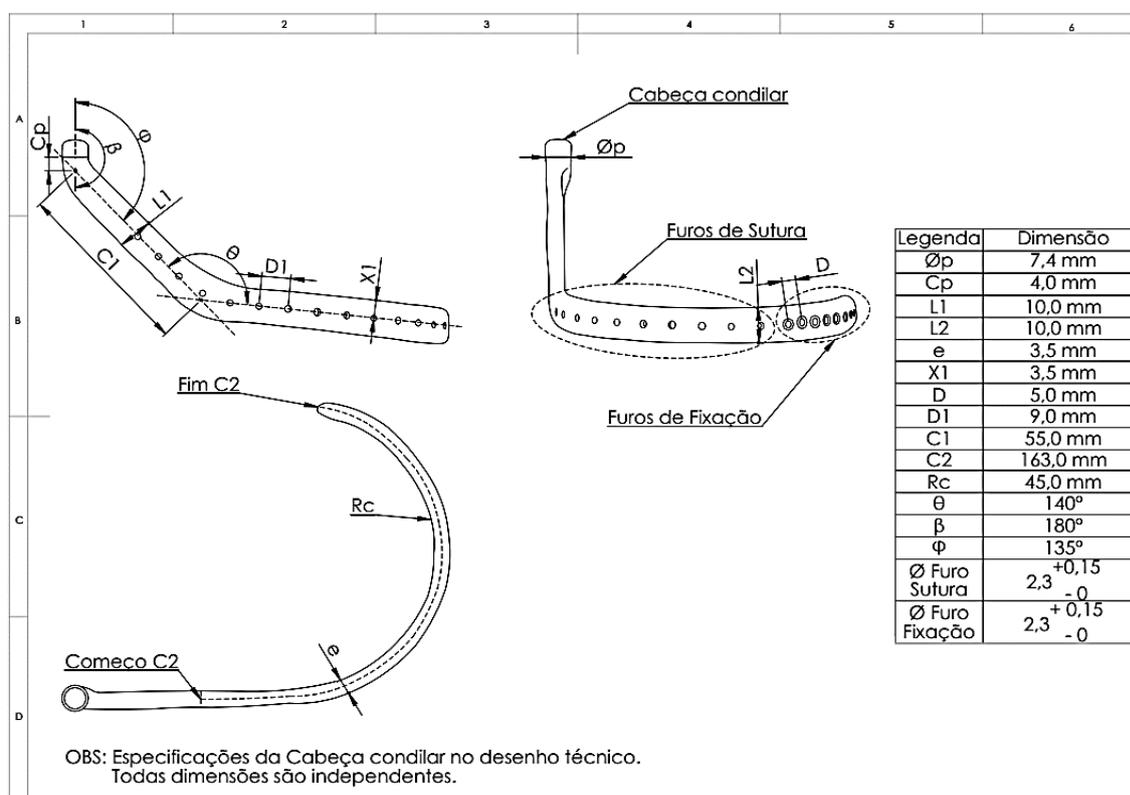


Figura 19 - Desenho técnico do modelo da prótese mandibular

5.6.2 Estratégias de Usinagem e Manufatura

Para o desenvolvimento das estratégias de usinagem foi necessário modelar virtualmente a geometria do componente mandibular para um formato plano em função das dimensões da matéria prima, que possui formato de chapa.

A ferramenta “armature” foi empregada para a modelagem, pois não modifica a geometria da malha. O componente mandibular remodelado pode ser visualizado na Figura 20.

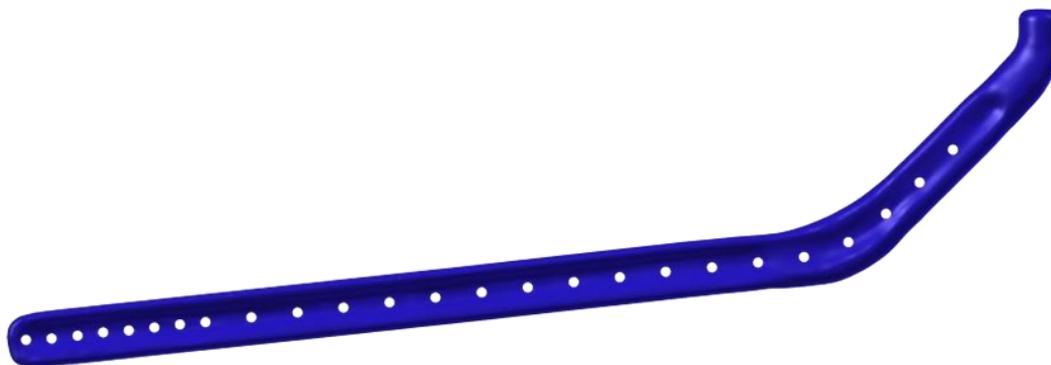


Figura 20 - Componente mandibular na forma plana para criação da estratégia de usinagem

Importou-se o arquivo no formato SolidPart do componente mandibular no Software EDGECAM V18, fornecida pela empresa PROMM. Após, foi gerado uma superfície chamada “bruto” que representa a chapa de titânio de 12,7 mm de espessura e foram posicionadas as fixações com o intuito de segurar a peça durante a usinagem.

Como primeira estratégia, foi definida a furação, porque evita que a broca de 2,3mm envergue e altere a posição dos parafusos, lembrando que o componente mandibular tem geometria orgânica arredondada e o bruto nessa primeira etapa está plano. Foram selecionadas as características dos furos numa fresadora CNC de três eixos.

A imagem da estratégia de furação está abaixo.

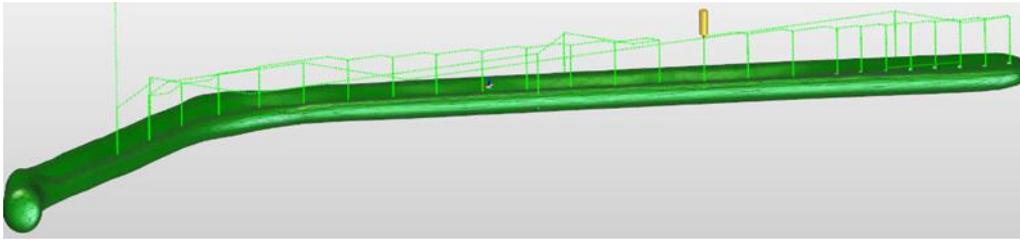


Figura 21 - Estratégia de furação, as linhas verdes representam o caminho da ferramenta

A próxima estratégia foi a de desbaste onde foi selecionado uma fresa topo de 4,0 mm. Nesta etapa foi necessário criar um contorno limite para impor a ferramenta, representado com as linhas violetas na Figura 22.

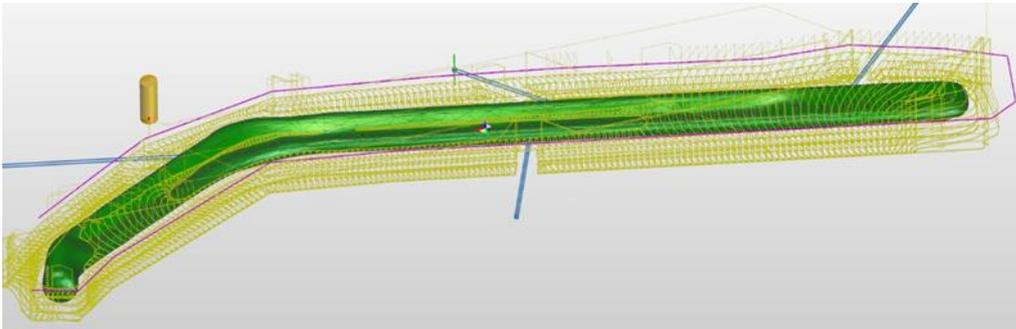


Figura 22 - Estratégia de desbaste, as linhas amarelas representam o caminho da ferramenta

A última operação criada foi a de perfilar. Nesta estratégia é importante usar uma ferramenta menor e esférica para obter uma superfície com um bom acabamento. Então, foi utilizado uma fresa esférica de 2,0 mm. Na figura 23 pode-se observar como a estratégia de perfilar contorna as regiões de fixação (cilindros azuis).

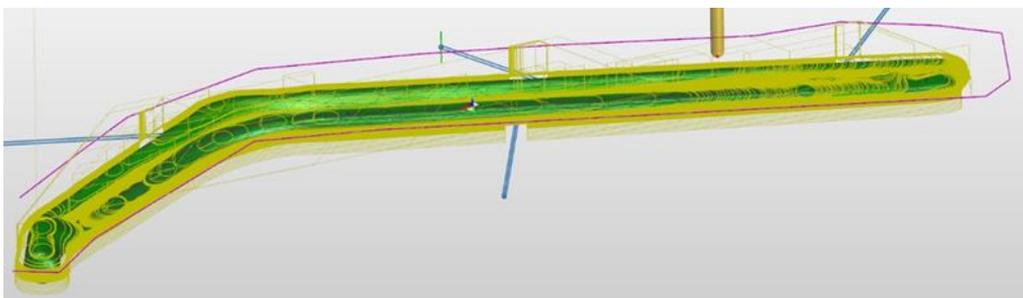


Figura 23 - Estratégia de perfilar, as linhas amarelas representam o caminho da ferramenta

Por fim, gerou-se o código NC (Nomenclatura Combinada) que foi importado para o servidor da fresadora CNC de 3 eixos.

Depois de usinado, o componente mandibular em titânio, foram removidas as fixações e a peça conformada em uma prensa hidráulica com guias de referência impressas numa impressora 3D – Creality Ender III. O resultado final da dobragem do componente mandibular pode ser visualizado na Figura 24 abaixo.



Figura 24 – Biomodelo do paciente sendo utilizado para testar o encaixe com a prótese usinada

Após o processo de dobragem do componente mandibular, foi possível perceber que o componente mandibular estava com a curvatura conforme as especificações dos desenhos técnicos e não foi constatada a presença de trincas no componente via ensaio não-destrutivo de líquidos penetrantes, conforme Figura 25 a seguir.



Figura 25 – Componente Mandibular Usinado. Vista Inferior

Foram realizados controles de dimensões e acabamento superficial das peças usinadas. Examinou-se também o diâmetro dos furos, acabamento e profundidade do escareado e rugosidade. Todos os parâmetros estavam dentro das tolerâncias estabelecidas no desenho técnico.

5.6.3 Dispositivo usinado

Foram fabricados cinco dispositivos de ensaios de acordo com a configuração desenvolvida nas etapas anteriores. Nesta etapa foi importante retirar qualquer canto vivo que pudesse gerar algum acúmulo de tensão na prótese.

A montagem do dispositivo consistiu em soldagem da porca para encaixe no dispositivo de ensaio e da parte que servira de engaste. A porca foi soldada no mesmo eixo e direção que seria aplicada a força nos ensaios.

A configuração final do dispositivo e da direção das forças, podem ser vistos na Figura 26.

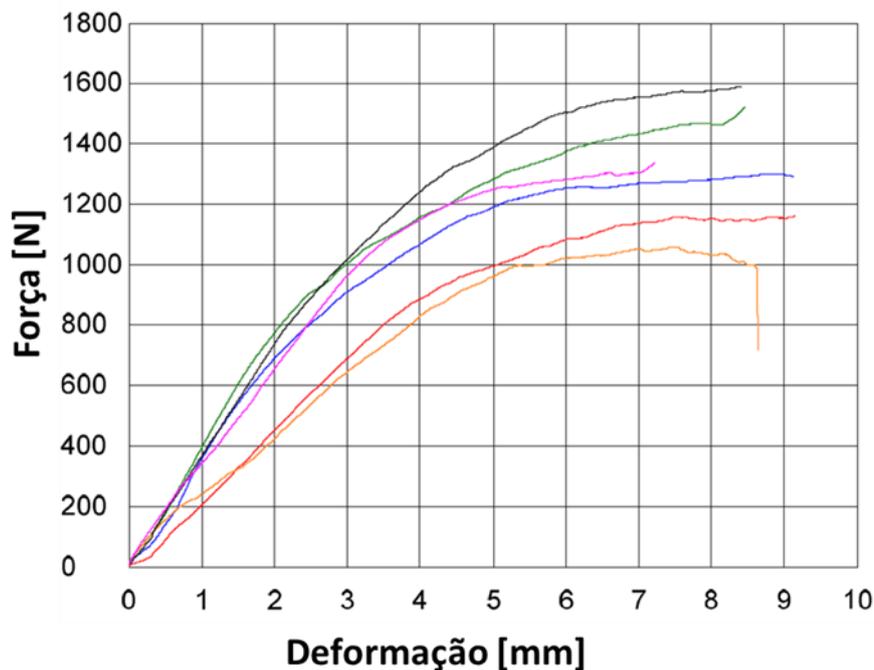


Figura 27 - Curvas de ensaio estático

5.7.2 Ensaio Fadiga Do Componente Mandibular

O ensaio biomecânico de fadiga em flexão foi realizado com o componente mandibular como corpos de prova para determinar a vida da peça a uma determinada tensão ou a um determinado número de ciclos, em uma máquina universal de ensaios.

Foram ensaiados 9 corpos de prova, com forças de flexão de 640N, 480N, 420N e 320N para a caracterização da "curva S-N", também conhecida como "curva de Wöhler", que é um gráfico de magnitude de tensão (S) por número de ciclos (N) em escala logarítmica.

Para a amostra ensaiada com a carga de 320N apresentou vida infinita para um total de 5 milhões de ciclos, não apresentando falhas nem formação de trincas no material.

A Tabela 8 mostra os resultados obtidos para cada amostra, especificando os resultados obtidos no ensaio de fadiga em flexão: força máxima aplicada e o número de ciclos que cada amostra suportou.

Tabela 8 - Resultados obtidos no ensaio de fadiga em flexão: Força máxima aplicada e o número de ciclos que cada amostra suportou

Amostra	Força Máxima [N]	Número de Ciclos
1	640	219145
2	640	112730
3	480	196295
4	480	76302
5	420	617745
6	420	712173
7	320	5000000
8	320	5000000
9	320	5000000

O critério de *runout* estabelecido foi atingido em 320N.

Analisando-se a curva de fadiga encontrada na Figura 28, nota-se que o comportamento já é característico de vida infinita.

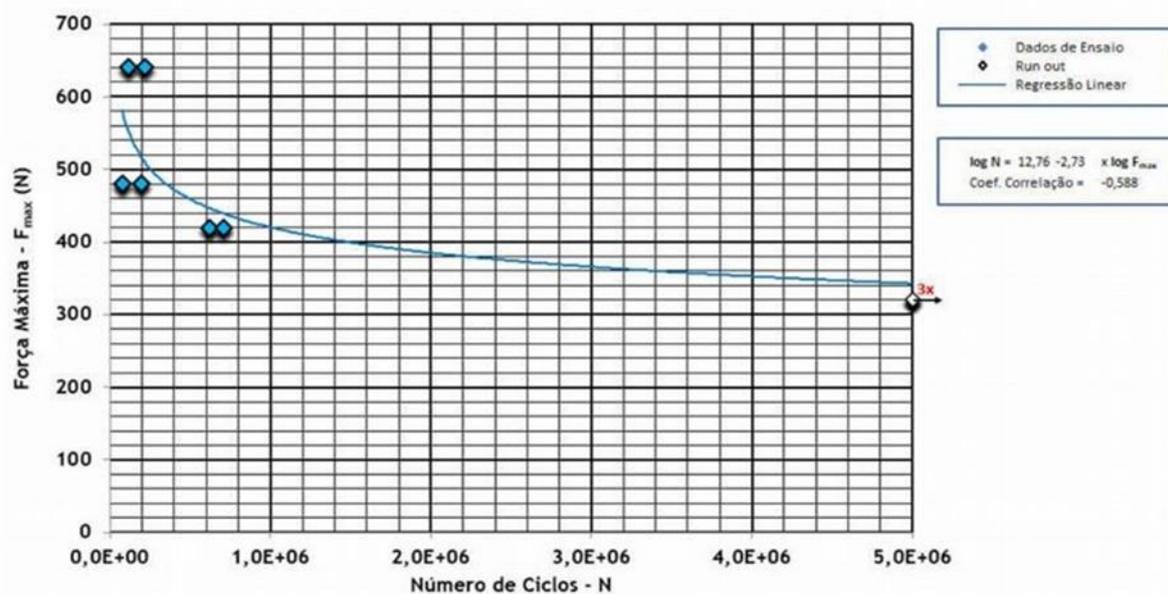


Figura 28 - Curva de fadiga: Força aplicada X Número de Ciclos

Nas Figuras 29 até 34 é possível verificar a região onde ocorre a falha para a amostra com carga de 640N, 480N e 420N respectivamente.



Figura 29 - Amostra 1, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca



Figura 30 - Amostra 2, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca

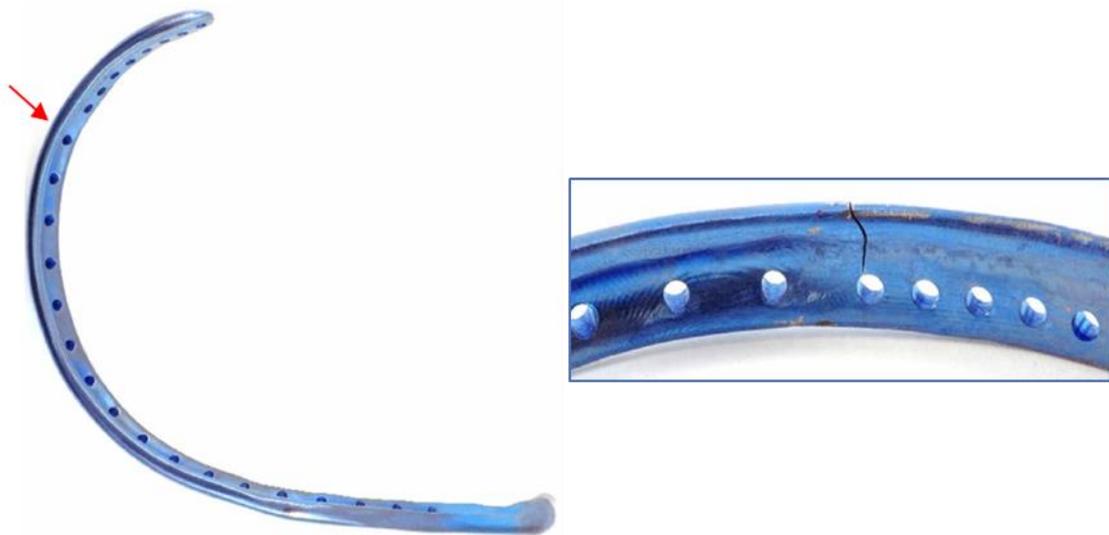


Figura 31 - Amostra 3, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca

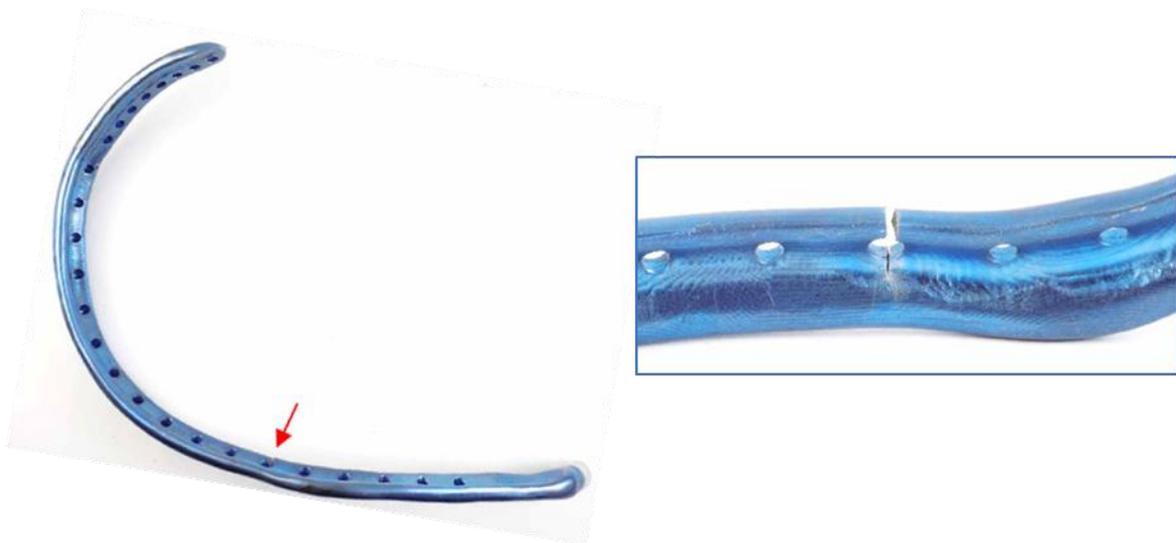


Figura 32 - Amostra 4, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca



Figura 33 - Amostra 5, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca

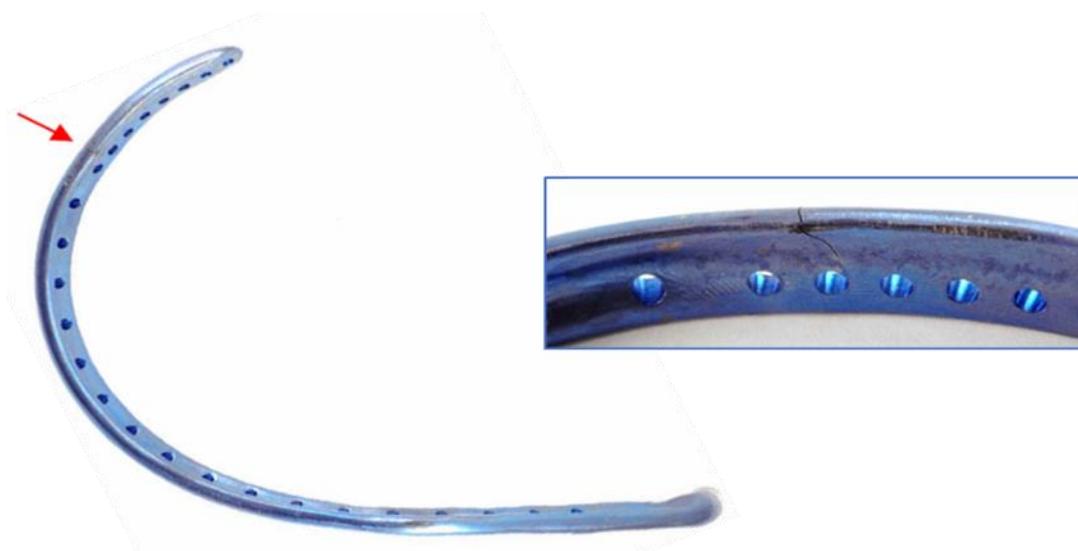


Figura 34 - Amostra 6, A esquerda vista do componente mandibular com seta para a trinca e a direita, ampliação da imagem da trinca.

Os furos funcionaram como um agravante nas solicitações do componente do implante. Os furos, além de retirarem volume estrutural da prótese, geraram acúmulo de tensão e reduziram a resistência mecânica da prótese, para solicitações superiores a 320N em fadiga.

As cargas cíclicas utilizadas para avaliar a prótese foram muito acima das vivenciadas em situações reais de pacientes submetidos à substituição de ATM, indicando que os componentes são adequados para a função a ser desempenhada.

5.7.3 Validação Dos Ensaios

A Tabela 9 apresenta um comparativo dos resultados obtidos na literatura, na simulação numérica e nos ensaios mecânicos realizados, evidenciando a eficácia e segurança da prótese personalizada de ATM, visto que não existem normas técnicas específicas.

Comparou-se os resultados da simulação com o experimental e a região de maior acúmulo de tensão no componente mandibular foi localizada entre o último furo de sutura (baseado na orientação inicial como o capacete da prótese) e o primeiro parafuso de fixação e a falha por fadiga em uma das amostras da prótese ocorreu nessa mesma região ressaltada como maior acúmulo de tensão pela simulação, conforme mostrada na Figura 35. A simulação por elementos finitos proporcionou a previsibilidade da região de possível falha do componente mandibular.

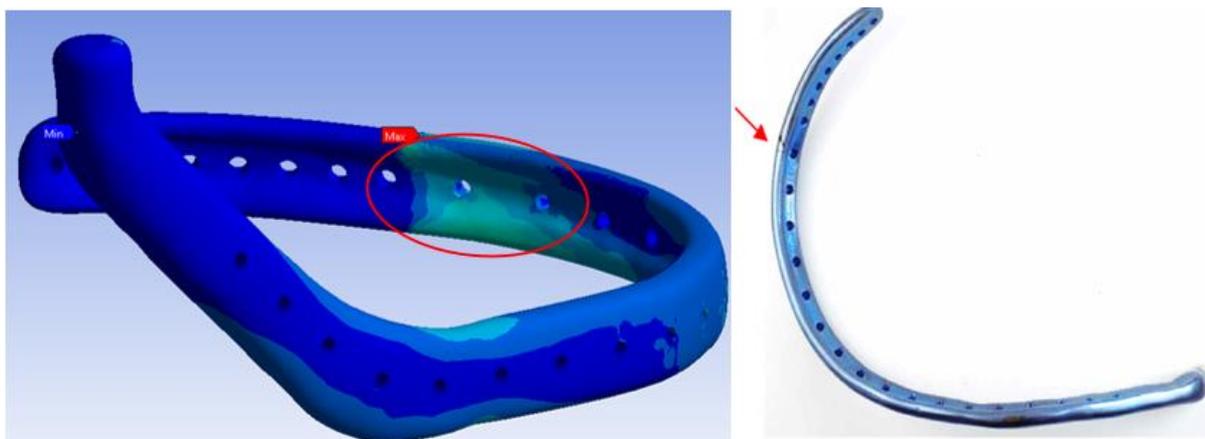


Figura 35 - Comparação da região de maior tensão encontrado na simulação e a posição da falha ocorrida na prótese de ATM personalizada

Tabela 9 - Avaliação dos resultados de ensaios mecânicos

<u>Referência</u>	<u>Valor</u>	<u>Método de validação</u>	<u>Valor</u>	<u>Avaliação: atingiu o resultado esperado?</u>
Tensão de escoamento do titânio (conforme norma ABNT NBR ISO 5832-2)	275 MPa	Solicitações máximas encontradas nas simulações	186 MPa	Sim
Carca submetida durante a mastigação MERCURI et al. (2007)	300 N	Ensaio mecânico: estático	802,2 N	Sim
		Ensaio mecânico: Fadiga (carga de <i>runout</i> em 5 milhões de ciclos)	320 N	Sim

Os resultados dos ensaios de flexão dinâmica realizados nas amostras do componente mandibular foram satisfatórios dentro das condições que deverão ser submetidas a prótese, não apresentaram falhas por fadiga para uma carga de 320N.

A literatura estima que, a carga clínica na qual a articulação temporomandibular está submetida durante a mastigação, varia tipicamente até 300N. Entretanto, as forças mastigatórias experimentadas por pacientes com distúrbios na articulação temporomandibular reduzem-se até 50%, conforme MERCURI et al. (2007), atingindo um valor máximo de 120 N. ACKLAND et al. (2018); HIRABAYASHI et al. (2002); HUSSEIN (2013); ISHIGAKI et al. (2003); MAY et al. (2001); MERCURI et al. (2007); MESNARD; RAMOS (2016); WONG et al. (2011).

Pode-se avaliar que o modelo resistirá as solicitações mecânicas onde será empregado.

6. CONCLUSÕES

Este trabalho possibilitou a elaboração de uma prótese personalizada de ATM, para um caso real, com modelagem tridimensional, capaz de reabilitar as funções da articulação temporomandibular.

Foi avaliada a resistência mecânica por simulações através da análise de elementos finitos (MEF) e comprovação dos resultados de simulação por ensaios mecânicos.

Diante do estudo apresentado, é possível afirmar que o presente trabalho obteve a seguinte conclusão:

- A análise por Elementos Finitos e os testes estáticos e dinâmicos, permitiram a avaliação do comportamento mecânico da prótese de ATM obtida.

- As forças aplicadas na simulação foram acima das cargas normalmente experimentadas por usuários de prótese de ATM, entretanto tal extrapolação não isenta o modelo a falhas, visto que se trata de um projeto em fase de testes. Os esforços simulados matematicamente são menores do que a tensão de escoamento preconizado em norma do material utilizado, o que torna as próteses seguras e eficazes nas condições previstas para o seu uso. Ressalte-se que os valores de ensaios mecânicos demonstraram que o material utilizado possui resistência superior ao preconizado em norma.

- A simulação por elementos finitos permitiu ter a previsibilidade de que a prótese suportaria os esforços para uma vida infinita o que foi confirmado com os ensaios mecânicos em laboratório.

- Os resultados gerados demonstraram a factibilidade do uso da análise por elementos finitos, auxiliando na validação deste método para a obtenção de próteses de ATM, servindo como dados auxiliares aos órgãos de fiscalização e potencialmente para auxiliar a validação da metodologia de elementos finitos para aprovação de próteses personalizadas.

7. SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para a continuidade do estudo, no âmbito da simulação e verificação mecânica de prótese, propõem-se as seguintes análises:

1. Análise de fadiga na prótese, explorando as propriedades mecânicas de ligas provenientes da manufatura aditiva.
2. Análise de desgaste em razão do contato mecânico.
3. Desenvolver uma metodologia de ensaio mecânico, envolvendo todos componentes da prótese de ATM que simule o ambiente do corpo humano com esforços de abertura e fechamento da mandíbula.
4. Novos estudos para simulação em elementos finitos, de forma a ajustar os valores obtidos de simulação e validar o método para a fabricação de próteses de ATM.

REFERÊNCIAS

- ACKLAND, D. et al. **Design and clinical outcome of a novel 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint.** *Clinical Biomechanics*, [s. l.], v. 56, p. 52–60, 2018.
- ACKLAND, D. C. et al. **A personalized 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint: From implant design to implantation.** *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, [s. l.], v. 69, p. 404–411, 2017.
- AL-AHMARI, A. et al. **A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method.** *Advances in Mechanical Engineering*, [s. l.], v. 7, n. 7, p. 1–11, 2015.
- AL-ALI, M. A. et al. **Topology Optimization and Fatigue Analysis of Temporomandibular Joint Prosthesis.** *World Journal of Mechanics*, [s. l.], v. 07, n. 12, p. 323–339, 2017.
- AMORIM, P. et al. **Invesalius: An interactive rendering framework for health care support.** In: **LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE (INCLUDING SUBSERIES LECTURE NOTES IN ARTIFICIAL INTELLIGENCE AND LECTURE NOTES IN BIOINFORMATICS)** 2015, Anais. : Springer Verlag, 2015.
- ASKELAND, Donald R, E. et al. **The Science and Engineering of Materials**, Google Livros. [s.d.]. Disponível em: < encurtador.com.br/gBEV0>. Acesso em: 1 fev. 2020.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISO 5832 - Implantes para cirurgia - matérias metálicos. Parte 2: titânio puro.** Rio de Janeiro: ABNT, 2001
- _____ **NBR ISO 20160:2008:** Implantes para cirurgia - Materiais metálicos - Classificação de microestruturas para ligas de titânio alfa+beta em barras. Rio de Janeiro: ABNT, 2008.
- _____ **NBR ISO 14801:** Odontologia — Implantes — Ensaio dinâmico de fadiga para implantes odontológicos endósseos. Rio de Janeiro: ABNT, 2008.
- _____ **NBR ISO 6892-1:** Materiais metálicos — Ensaio de Tração Parte 1: Método de ensaio à temperatura ambiente. Rio de Janeiro: ABNT, 2013.
- _____ **NBR 15743-1:** Implantes ortopédicos — Seleção de ensaios, informações e requisitos para comprovação da segurança e eficácia Parte 1: Disposições gerais. Rio de Janeiro: ABNT, 2019.
- _____ **NBR 15408-2:** Implantes para cirurgia - Passivação de titânio e de ligas de titânio por revestimento eletrolítico

Parte 2: Tratamento anódico em solução com pH inferior a 13. Rio de Janeiro: ABNT, 2015.

ASTM INTERNATIONAL. **ASTM E739-10**: Prática padrão para análise estatística da vida útil sob tensão linear ou linear (SN) e Strain-Life (ϵ -N) Dados sobre fadiga. West Conshohocken, PA, 2015.

_____. **ASTM E112-13**: Métodos de teste padrão para determinar o tamanho médio dos grãos. West Conshohocken, PA, 2013.

_____. **ASTM F67-13**: Especificação padrão para titânio não ligado, para aplicações em implantes cirúrgicos (UNS R50250, UNS R50400, UNS R50550, UNS R50550, UNS R50700). West Conshohocken, PA, 2017,

CALISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. **Fundamentals Materials science and Engineering**. WileyPLUS Products, 2015.

CASAVOLA, C.; PAPPALLETTERE, C.; TATTOLI, F. **Experimental and numerical study of static and fatigue properties of titanium alloy welded joints**. *Mechanics of Materials*, [s. l.], v. 41, n. 3, p. 231–243, 2009.

CHRISTENSEN, F. B. et al. **Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: Mechanical and histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel**. *European Spine Journal*, [s. l.], v. 9, n. 2, p. 97–103, 2000.

CIBIRKA, R. M. et al. **Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing**. *Journal of Prosthetic Dentistry*, [s. l.], v. 85, n. 3, p. 268–275, 2001.

COUTINHO, K. D. et al. **Ensaio Biomecânico De Fadiga Em Implantes Dentários Nitretados a Plasma Em Cátodo Oco**. *Revista Brasileira de Inovação Tecnológica em Saúde - ISSN:2236-1103*, [s. l.], 2015.

DE MEURECHY, N.; BRAEM, A.; MOMMAERTS, M. Y. **Biomaterials in temporomandibular joint replacement: current status and future perspectives—a narrative review**, Churchill Livingstone, 2018.

DE SOUZA, N. T. et al. **An unusual osteoma in the mandibular condyle and the successful replacement of the temporomandibular joint with a custom-made prosthesis: A case report**. *BMC Research Notes*, [s. l.], v. 10, n. 1, 2017.

DIMITROULIS, G. **Temporomandibular joint surgery: What does it mean to the dental practitioner?**, [s.l.] 2011.

DONACHIE, M. J. **Titanium : a technical guide**. [s.l.] : ASM International, 2000.

DRIEMEL, O. et al. **Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art**, [s.l.], 2009.

ELLEDGE, R. et al. **Review of emerging temporomandibular joint total joint replacement systems**, Churchill Livingstone, [s.l.], 2019.

ELLEDGE, R.; MERCURI, L. G.; SPECULAND, B. **Extended total temporomandibular joint replacements: a classification system.** *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, [s. l.], v. 56, n. 7, p. 578–581, 2018.

GERBINO, G. et al. **Temporomandibular joint reconstruction with stock and custom-made devices: Indications and results of a 14-year experience.** *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, [s. l.], v. 45, n. 10, p. 1710–1715, 2017.

HIRABAYASHI, M. et al. **Stresses in mandibular cortical bone during mastication: biomechanical considerations using a three-dimensional finite element method.** *Journal of oral science*, [s. l.], v. 44, n. 1, p. 1–6, 2002.

HUSSEIN, M. O. **Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis.** *Journal of Advanced Prosthodontics*, [s. l.], v. 5, n. 3, p. 333–340, 2013.

ICHIM, I.; KIESER, J. A.; SWAIN, M. V. **Functional significance of strain distribution in the human mandible under masticatory load: Numerical predictions.** *Archives of Oral Biology*, [s. l.], v. 52, n. 5, p. 465–473, 2007.

INGAWALÉ, S.; GOSWAMI, T. **Temporomandibular joint: Disorders, treatments, and biomechanics.** *Annals of Biomedical Engineering*, [s. l.], v. 37, n. 5, p. 976–996, 2009.

ISHIGAKI, S. et al. **Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing.** *Clinical Oral Implants Research*, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 97–102, 2003. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1034/j.1600-0501.2003.140113.x>>. Acesso em: 14 jan. 2020.

JONES, R. H. B. **Temporomandibular joint reconstruction with total alloplastic joint replacement.** *Australian Dental Journal*, [s. l.], v. 56, n. 1, p. 85–91, 2011.

KASHI, A.; CHOWDHURY, A. R.; SAHA, S. **Finite element analysis of a TMJ implant.** *Journal of Dental Research*, [s. l.], v. 89, n. 3, p. 241–245, 2010.

KAYABAŞI, O.; YÜZBASIOĞLU, E.; ERZINCANLI, F. **Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method.** *Advances in Engineering Software*, [s. l.], v. 37, n. 10, p. 649–658, 2006.

KORIOTH, T. W. P.; ROMILLY, D. P.; HANNAM, A. G. **Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible.** *American Journal of Physical Anthropology*, [s. l.], v. 88, n. 1, p. 69–96, 1992.

KURUSU, A.; HORIUCHI, M.; SOMA, K. **Relationship between occlusal force and mandibular condyle morphology.** *Angle Orthodontist*, [s. l.], v. 79, n. 6, p. 1063–1069, 2009.

LEE, Y. J. et al. **Surface characteristics of thermally treated titanium surfaces.** *Journal of Periodontal and Implant Science*, [s. l.], v. 42, n. 3, p. 81–87, 2012.

LONG, M.; RACK, H. J. **Titanium alloys in total joint replacement - A materials science perspective**, Elsevier Sci Ltd, 1998.

MADEIRA, M. C. **Anatomia Da Face: Anatomia da face: bases anatomofuncionais para a prática odontológica**. SARVIER, 2004.

MAY, B.; SAHA, S.; SALTZMAN, M. **A three-dimensional mathematical model of temporomandibular joint loading**. *Clinical Biomechanics*, [s. l.], v. 16, n. 6, p. 489–495, 2001.

MEGAHED, M. et al. **Metal additive-manufacturing process and residual stress modeling**. *Integrating Materials and Manufacturing Innovation*, [s. l.], v. 5, n. 1, p. 61–93, 2016.

MERCURI, L. G. et al. **Custom CAD/CAM total temporomandibular joint reconstruction system. Preliminary multicenter report**. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, [s. l.], v. 53, n. 2, p. 106–115, 1995.

MERCURI, L. G. **Alloplastic temporomandibular joint reconstruction**, Mosby Inc., 1998.

MERCURI, L. G. **Alloplastic temporomandibular joint replacement: Rationale for the use of custom devices**, 2012.

MERCURI, L. G. **Temporomandibular joint total joint replacement - TMJ TJR: A comprehensive reference for researchers, materials scientists, and surgeons**. [s.l.] : Springer International Publishing, 2015.

MERCURI, L. G.; EDIBAM, N. R.; GIOBBIE-HURDER, A. **Fourteen-Year Follow-Up of a Patient-Fitted Total Temporomandibular Joint Reconstruction System**. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, [s. l.], v. 65, n. 6, p. 1140–1148, 2007.

MESNARD, M. et al. **Biomechanical analysis comparing natural and alloplastic temporomandibular joint replacement using a finite element model**. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, [s. l.], v. 69, n. 4, p. 1008–1017, 2011.

MESNARD, M.; RAMOS, A. **Experimental and numerical predictions of Biomet® alloplastic implant in a cadaveric mandibular ramus**. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, [s. l.], v. 44, n. 5, p. 608–615, 2016.

MISES, R. V. **"Mechanik der festen Körper in plastisch-deformablen Zustand Mechanics of solid bodies in the plastically-deformable state"** *Nachr. d. Kgl. Ges. Wiss. Göttingen, Math.-phys. Klasse*. [s.l: s.n.]. 1913.

MOORE, K. L.; DALLEY, A. F. **Anatomia orientada para a clínica** (7a. ed.). [s.l.] : Grupo Gen - Guanabara Koogan, 2000.

PAL, S.; PAL, S. **Mechanical Properties of Biological Materials**. In: **Design of Artificial Human Joints & Organs**. [s.l.] : Springer US, p. 23–40. 2014.

PEREIRA, Kelli Nogueira; ANDRADE, Leilane L. Sena de; COSTA, Maria Lúcia G. da; PORTAL, Tatiane Fernandes. **Sinais e sintomas de pacientes com disfunção temporomandibular**. Revista CEFAC, São Paulo; v.7, n.2, 221-8, Abr-Jun, 2005.

RODRIGUES, Y. L. et al. **Biomechanical simulation of temporomandibular joint replacement (TMJR) devices: a scoping review of the finite element method**, Churchill Livingstone, 2018.

RÖHRLE, O.; SAINI, H.; ACKLAND, D. C. **Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view**, Elsevier Inc., 2018.

SAEED, N. R. et al. **Reconstruction of the temporomandibular joint autogenous compared with alloplastic**. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 40, n. 4, p. 296–299, 2002.

SAWH-MARTINEZ, R. et al. **Improved Temporomandibular Joint Position After 3-Dimensional Planned Mandibular Reconstruction**. In: JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY 2017, Anais... : W.B. Saunders, 2017.

SEMBRONIO, S. et al. **Accuracy of custom-fitted temporomandibular joint alloplastic reconstruction and virtual surgical planning**. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 48, n. 8, p. 1077–1083, 2019.

SIEGMUND, B. J. et al. **Reconstruction of the temporomandibular joint: a comparison between prefabricated and customized alloplastic prosthetic total joint systems**. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 48, n. 8, p. 1066–1071, 2019.

SONNENBURG, I.; SONNENBURG, M. **Total condylar prosthesis for alloplastic jaw articulation replacement**. Journal of Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 13, n. C, p. 131–135, 1985.

TANAKA, E. et al. **Lubrication of the temporomandibular joint**. Annals of Biomedical Engineering, [s. l.], v. 36, n. 1, p. 14–29, 2008.

TEPPER, O. M. et al. **Use of virtual 3-dimensional surgery in post-traumatic craniomaxillofacial reconstruction**. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 69, n. 3, p. 733–741, 2011.

VAN LOON, J. P. et al. **Groningen temporomandibular joint prosthesis. Development and first clinical application**. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 31, n. 1, p. 44–52, 2002.

VASCONCELOS, B. C. do E.; PORTO, G. G.; BESSA-NOGUEIRA, R. V. **Anquilose da articulação têmporo-mandibular**. Revista Brasileira de Otorrinolaringologia, [s. l.], v. 74, n. 1, p. 34–38, 2008.

WOLFORD, L. M. **Temporomandibular joint devices: Treatment factors and outcomes**. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics, [s. l.], v. 83, n. 1, p. 143–149, 1997.

WOLFORD, L. M. Factors to Consider in Joint Prosthesis Systems. Baylor University Medical Center Proceedings, [s. l.], v. 19, n. 3, p. 232–238, 2006.

WONG, R. C. W. et al. Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles, Churchill Livingstone, 2011.

ZIEMAN, M. T.; MCKENZIE, W. S.; LOUIS, P. J. Comparison of Temporomandibular Joint Reconstruction With Custom (TMJ Concepts) Vs. Stock (Biomet) Prostheses. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 73, n. 9, p. e79, 2015.

ZIZELMANN, C. et al. Virtual restoration of anatomic jaw relationship to obtain a precise 3D model for total joint prosthesis construction for treatment of TMJ ankylosis with open bite. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, [s. l.], v. 39, n. 10, p. 1012–1015, 2010.