



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Engenharia Mecânica

HENRIQUE TAKASHI IDOGAVA

**Desenvolvimento e análise de um modelo de
mecanismo aplicado a prótese de Articulação
Temporomandibular (ATM)**

CAMPINAS
2018

HENRIQUE TAKASHI IDOGAVA

Desenvolvimento e análise de um modelo de mecanismo aplicado a prótese de Articulação Temporomandibular (ATM)

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica, na Área de Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico.

Orientador: Prof. Dr. Gregory Bregion Daniel
Coorientador: Pesq. Dr. Pedro Yoshito Noritomi

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELO ALUNO HENRIQUE TAKASHI IDOGAVA, E ORIENTADA PELO PROF. DR GREGORY BREGION DANIEL.

.....
ASSINATURA DO ORIENTADOR

**CAMPINAS
2018**

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Luciana Pietrosanto Milla - CRB 8/8129

Id5d Idogava, Henrique Takashi, 1993-
Desenvolvimento e análise de um modelo de mecanismo aplicado a prótese de Articulação Temporomandibular (ATM) / Henrique Takashi Idogava. – Campinas, SP : [s.n.], 2018.

Orientador: Gregory Bregion Daniel.
Coorientador: Pedro Yoshito Noritomi.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Prótese. 2. Juntas (Engenharia). 3. Análise de elementos finitos. 4. Análise cinemática. 5. Articulação. 6. Mandíbula. I. Daniel, Gregory Bregion, 1984-. II. Noritomi, Pedro Yoshito. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Development and analysis of a model of mechanism applied to Temporomandibular Joint (TMJ) prosthesis

Palavras-chave em inglês:

Prosthesis

Joints (Engineering)

Finite element analysis

Kinematic analysis

Articulation

Jaw

Área de concentração: Mecânica dos Sólidos e Projeto Mecânico

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora:

Gregory Bregion Daniel [Orientador]

Franco Giuseppe Dedini

Zilda de Castro Silveira

Data de defesa: 30-07-2018

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Mecânica

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
COMISSÃO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE SISTEMAS INTEGRADOS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADEMICO

**Desenvolvimento e análise de um modelo de
mecanismo aplicado a prótese de Articulação
Temporomandibular (ATM)**

Autor: Henrique Takashi Idogava
Orientador: Gregory Bregion Daniel
Coorientador: Pedro Yoshito Noritomi

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou esta Dissertação:

Prof. Dr. Gregory Bregion Daniel
Instituição: Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) – Faculdade de Engenharia Mecânica.

Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini
Instituição: Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP) – Faculdade de Engenharia Mecânica.

Profa. Dra. Zilda de Castro Silveira
Instituição: Universidade de São Paulo (USP) Escola de Engenharia de São Carlos (EESC).

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

Campinas, 30 de julho de 2018.

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais,
Eduardo Idogava e Maria Fátima de França Cassaca Idogava
por sempre me incentivarem a ser uma pessoa melhor.

Agradecimentos

Agradecimentos especiais ao Professor Gregory Bregion Daniel por aceitar o desafio de um tema interdisciplinar, por toda atenção ao longo do trabalho, pelas conversas descontraídas e bem-humoradas no laboratório e por sempre encontrar uma solução ao longo dos desafios que enfrentamos.

Agradecimentos ao Professor Pedro Yoshito Noritomi pela primeira oportunidade de contato com a área de bioengenharia pelos casos de apoio do Núcleo de Tecnologias Tridimensionais (NT3D) do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer e pelos conselhos tanto profissionais quanto pessoais.

Agradecimentos à Universidade Estadual de Campinas e a todo o corpo docente e de funcionários da Faculdade de Engenharia Mecânica por mudar os rumos de minha vida desde 2011 e por sempre me proporcionar um ambiente sadio de conhecimento.

Agradecimentos à equipe do Departamento de Tecnologias Tridimensionais do CTI Renato Archer e a todos os profissionais da área da saúde que visitaram a instituição pelas conversas produtivas e trocas de conhecimento. Em especial ao chefe da equipe Jorge Vicente Lopes da Silva e pela supervisão e atenção nos treinamentos de Daniel Takanori Kemmoku.

Agradecimentos ao Grupo do Laboratório de Máquinas Rotativas (LAMAR) por toda ajuda e suporte ao longo dos projetos desenvolvidos durante o mestrado.

Agradecimento ao suporte financeiro das instituições: Pró-reitora de Pesquisa da Universidade de Campinas pelo programa FAEPEX, à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

Agradecimento à minha família por moldarem o meu caráter.

Resumo

A articulação temporomandibular (ATM) é um conjunto anatômico do sistema bucomaxilar que permite o movimento da mandíbula das mais variadas formas. Vários fatores podem influenciar o mau funcionamento da articulação e levar ao uso de prótese total. No entanto, as próteses atuais não suprem a amplitude máxima de movimento durante a protrusão na abertura, devido principalmente às diferenças anatômicas entre os pacientes. Por este motivo, este trabalho tem como objetivo estudar as características cinemáticas do paciente para uma melhor compreensão do problema e, conseqüentemente, desenvolver um modelo numérico para próteses da ATM capazes de recuperar o movimento saudável. O modelo numérico é baseado no desenvolvimento de uma articulação mecânica cujo perfil é capaz de reproduzir o movimento do sistema saudável. Os resultados obtidos no modelo desenvolvido mostraram uma boa concordância com os resultados experimentais, representando, portanto, uma alternativa promissora para abordar os problemas relacionados à ATM. Uma análise linear estática em elementos finitos foi realizada no modelo proposto de modo a verificar a solicitação mecânica do modelo proposto.

Os resultados obtidos nesse trabalho mostram que a utilização de um mecanismo planar similar a um camo fornece uma boa concordância com os deslocamentos de uma mandíbula saudável, principalmente quando considerado o perfil condilar e um diâmetro de base da fossa adequado. A análise de esforços realizada nesse trabalho indicou que as tensões resultantes na porção óssea e nas próteses encontram-se dentro do limite aceitável.

Palavras Chave: Prótese, Junta, BioCAD, Análise de Elementos Finitos, Análise de Corpo Rígido.

Abstract

The temporomandibular joint (TMJ) is an anatomical set of the buco-maxillary system that allows the movement of the mandible in most varied ways. Several factors can influence the malfunctioning of the joint and lead to the use of a total prosthesis. However, current prostheses do not supply the maximum amplitude of movement during protrusion and opening, due to mainly the anatomical differences between patients. For this reason, this paper aims to study the patient's kinematic characteristics for a better comprehension of the problem and, consequently, to develop a numerical model for TMJ prostheses able to recover the healthy movement. The numerical model is based on the development of a mechanical joint whose profile is able to reproduce the movement of the health system. The results obtained through the developed model showed a good agreement with the experimental results, representing, therefore, a promising alternative to approach the problems related to TMJ.

The results obtained in this work show that the use of a planar mechanism similar to a cam provides a good agreement with the displacements of a healthy mandible, especially when considering the condylar profile and a base diameter of an adequate fossa. The stress analysis performed in this study indicated that the resulting stress in the bone portion and in the prostheses are within the acceptable limit.

Key Words: Prosthesis, Joint, BioCAD, Finite Element Analysis, Rigid Body Analysis.

Lista de Ilustrações

- Figura 2.1. Identificação das faces oclusais e planos odontológicos
- Figura 2.2. Curva de Spee.
- Figura 2.3. Principais marcos anatômicos da mandíbula.
- Figura 2.4. Cefalometria da mandíbula.
- Figura 2.5. Músculo temporal e masseter.
- Figura 2.6. Músculo pterigóideo lateral e medial com respectivas inserções.
- Figura 2.7. Atuação dos músculos para as diferentes situações de abertura e fechamento
- Figura 2.8. Imagem detalhada da região da ATM.
- Figura 2.9. Diagrama de Posselt projetado sobre o plano sagital.
- Figura 2.10. Quatro principais momentos de abertura da boca
- Figura 2.11. Centro do côndilo
- Figura 2.12. Prótese Robinson e Christensen®
- Figura 2.13. Prótese Vitek-Kent e AO/ASIF
- Figura 2.14. Prótese de W. Lorenz™
- Figura 2.15. Kit de próteses totais de ATM de tamanhos diversos.
- Figura 2.16. Detalhe da prótese de fossa customizada
- Figura 2.17. Simulação de abertura da prótese Christensen®
- Figura 2.18. Gráfico deslocamento e tensão da prótese Christensen®
- Figura 2.19. Prótese de ATM Groningen
- Figura 2.20. Árvore funcional
- Figura 2.21. Prótese TMJ Concepts®
- Figura 3.1. Localização dos Pontos P1 (MISSAKA, 2010).
- Figura 3.2. Trajetória das coordenadas (X, Y e Z) do ponto P1 (MISSAKA, 2010).
- Figura 3.3. Mandíbula em formato *stl* vista no software Rhinoceros®.
- Figura 3.4. Planos cruzando com os principais marcos anatômicos da mandíbula.
- Figura 3.5. Vista em perspectiva da mandíbula reconstruída em NURBS.
- Figura 3.6. Conjunto final em BioCAD.
- Figura 3.7. Desenho técnico da base padrão para o modelo cilíndrico e de camo.
- Figura 3.8. Desenho técnico da base padrão para o modelo esférico.

- Figura 3.9. Desenho técnico do teste cilíndrico com o detalhe da barra.
- Figura 3.10. Desenho técnico do modelo esférico.
- Figura 3.11. Elipsóide na posição horizontal e vertical
- Figura 3.12. Trajetória de Ramos e Mesnard (2014a) com a região adotada.
- Figura 3.13. Plano e linha de intersecção da região condilar solicitada.
- Figura 3.14. Vista lateral do perfil condilar obtido.
- Figura 3.15. Modelo Base com diâmetro de 10 mm
- Figura 3.16. Vista em perspectiva do modelo de 10 mm
- Figura 3.17. Diagrama das quatro posições monitoradas na análise de elementos finitos.
- Figura 3.18. Numeração dos parafusos utilizados na simulação.
- Figura 4.1 Gráfico do deslocamento na direção X e Z pelo tempo para o perfil cilíndrico.
- Figura 4.2 Gráfico do deslocamento na direção X e Z para o perfil elipsóide horizontal.
- Figura 4.3 Gráfico do deslocamento na direção X e Z para o perfil elipsóide vertical.
- Figura 4.4 Vista lateral da montagem das molas representando músculos.
- Figura 4.5 Gráfico de deslocamento na direção X e Z para o diâmetro de 9,85 mm
- Figura 4.6 Gráfico de deslocamento na direção X e Z para o diâmetro de 10,00 mm
- Figura 4.7 Gráfico de deslocamento na direção X e Z para o diâmetro de 10,35 mm
- Figura 4.8. Detalhe conjunto prótese e base.
- Figura 4.9. Detalhe da fixação no arco zigomático
- Figura 4.10. Deslocamento global da posição 1 para a força de 2,5 N
- Figura 4.11. Tensão máxima principal da maxila na posição 1 para a força de 2,5 N.
- Figura 4.12. Tensão máxima principal da mandíbula na posição 1 para a força de 2,5 N.
- Figura 4.13. Tensão de von Mises na posição 1 com a força de 2,5 N.
- Figura 4.14. Tensão de von Mises, fossa (parte externa) na posição 1 com a força de 2,5 N.
- Figura 4.15. Tensão de von Mises, fossa (parte interna) na posição 1 com a força de 2,5 N.
- Figura 4.16. Tensão de von Mises, côndilo na posição 1 com força de 2,5 N.
- Figura 4.17. Deslocamento global da posição 1 para a força de 25 N
- Figura 4.18. Tensão máxima principal da maxila na posição 1 para a força de 25 N.
- Figura 4.19. Tensão máxima principal da mandíbula na posição 1 para a força de 25 N.
- Figura 4.20. Tensão de von Mises na posição 1 com a força de 25 N.
- Figura 4.21. Tensão de von Mises, fossa (parte externa) na posição 1 com a força de 25 N.

- Figura 4.22. Tensão de von Mises, fossa (parte interna) na posição 1 com a força de 25 N.
- Figura 4.23. Tensão de von Mises, côndilo na posição 1 com força de 25 N.
- Figura 4.24. Deslocamento global da posição 2.
- Figura 4.25. Tensão máxima principal da maxila na posição 2.
- Figura 4.26. Tensão máxima principal da mandíbula na posição 2.
- Figura 4.27. Tensão de von Mises na posição 2.
- Figura 4.28. Tensão de von Mises, fossa (parte externa) na posição 2.
- Figura 4.29. Tensão de von Mises, fossa (parte interna) na posição 2.
- Figura 4.30. Tensão de von Mises, côndilo na posição 2.
- Figura 4.31. Deslocamento global da posição 3.
- Figura 4.32. Tensão máxima principal da maxila na posição 3.
- Figura 4.33. Tensão máxima principal da mandíbula na posição 3.
- Figura 4.34. Tensão de von Mises na posição 3.
- Figura 4.35. Tensão de von Mises, fossa (parte externa) na posição 3.
- Figura 4.36. Tensão de von Mises, fossa (parte interna) na posição 3.
- Figura 4.37. Tensão de von Mises, fossa (pista de contato fossa-côndilo) na posição 3.
- Figura 4.38. Tensão de von Mises, côndilo na posição 3.
- Figura 4.39. Deslocamento global da posição 4.
- Figura 4.40. Tensão máxima principal da maxila na posição 4.
- Figura 4.41. Tensão máxima principal da mandíbula na posição 4.
- Figura 4.42. Tensão de von Mises na posição 4.
- Figura 4.43. Tensão de von Mises, fossa (parte externa) na posição 4.
- Figura 4.44. Tensão de von Mises, fossa (parte interna) na posição 4.
- Figura 4.45. Tensão de von Mises, fossa (pista de contato fossa-côndilo) na posição 4.
- Figura 4.46. Tensão de von Mises, côndilo na posição 4.
- Figura 4.47. Deslocamento global da posição 5.
- Figura 4.48. Tensão máxima principal da maxila na posição 5.
- Figura 4.49. Tensão máxima principal da mandíbula na posição 5.
- Figura 4.50. Tensão de von Mises na posição 5.
- Figura 4.51. Tensão de von Mises, fossa (parte externa) na posição 5.
- Figura 4.52. Tensão de von Mises, fossa (parte interna) na posição 5.

Figura 4.53. Tensão de von Mises, côndilo na posição 5.

Lista de Tabelas

Tabela 2.1: Valores de carga dos principais músculos envolvidos no movimento da ATM;

Tabela 2.2: Comparativo entre as configurações das próteses em artigos;

Tabela 3.1: Relação Contact/Target de contato para a simulação de elementos finitos.

Tabela 3.2: Propriedade dos materiais utilizados na simulação em elementos finitos.

Tabela 4.1: Erro absoluto médio para a análise de corpo rígido.

Lista de Equações

2.1: Lei de Hooke.

2.2: Força Resultante.

3.1: Média do erro absoluto (MEA)

Lista de Abreviaturas e Siglas

ATM	Articulação Temporomandibular
CAD	Computer Aided Design
<i>cos</i>	cosseno
MEA	Média do Erro Absoluto
EBM	Electro Beam Melting
HIP	Hot Isostatic Pressing
mm	milímetros
MPa	Mega pascal
N	Newton
NURBS	Non Uniform Rational Basis Spline
SLM	Selective Laser Melting
TMJ	Temporomandibular Joint
s	segundos
<i>sen</i>	seno
<i>.stl</i>	<i>stereolithography</i>

Sumário

1 Introdução	16
2 Revisão Bibliográfica	20
2.1 Referências Anatômicas	20
2.1.1 Anatomia do Crânio	22
2.1.2 Sistema Muscular	25
2.1.3 Articulação Temporomandibular	30
2.2 Revisão Cinemática e Mecânica da Mandíbula	32
2.2.1 Deslocamentos da Mandíbula	32
2.2.2 Revisão Histórica das Próteses de ATM	36
3 Materiais e Métodos	47
3.1 Método de Modelagem em BioCAD	49
3.2 Estudo de Mecanismos Planares	52
3.2.1 Junta Cilíndrica, Esférica e Elipsoide	53
3.2.2 Perfil de Seção Condilar	56
3.3 Set-Up da Simulação em Elementos Finitos	59
4 Resultados e Discussão	65
4.1 Simulações em Mecanismos Planares	65
4.2 Simulações em Perfil de Seção Condilar	69
4.3 Simulação e Análise em Elementos Finitos	75

5 Conclusão	103
5.1 Sugestões para trabalhos futuros	105
Referências Bibliográficas	106
Anexo A: Patente da Prótese Biomet, Inc	116
Anexo B: Patente -Prótese de Fossa Temporomandibular	121
Apêndice A: Tabela com os resultados de elementos finitos	122

CAP 1. INTRODUÇÃO

A mandíbula é uma das estruturas do sistema Buco Maxilar que apresenta duas articulações ligadas em um mesmo osso. A articulação apresenta uma geometria muito particular que desenvolve vários movimentos, como rotacional e de translação, com uma média de 2000 rotações diárias (RAMOS, DUARTE e MESNARD, 2015). A Articulação Temporomandibular (ATM) é uma pequena articulação que está localizada na região de encaixe do crânio com a maxila. Essa articulação tem a principal funcionalidade de permitir o deslizamento e, por consequência, o funcionamento da maxila inferior (mandíbula), além de ser uma das mais utilizadas no corpo, principalmente durante a fala e a alimentação. A simetria da região da ATM é formada por uma fossa superior arredondada na base do crânio, por onde se encaixa o côndilo (parte móvel). Entre o côndilo e a fossa há um disco cartilaginoso que facilita a movimentação da articulação.

Existem vários fatores que podem levar ao mal funcionamento da ATM e conseqüentemente a utilização de próteses com materiais biocompatíveis, que se comportam de maneira semelhante ao material biológico, denominados como materiais aloplásticos (MERCURI, 1998; GHOSH, et al., 2008; DRIEMEL et al., 2009b; HORSTMANN et al., 2018; INGOLE et al., 2018). A seguir são descritas as principais causas da substituição dessa articulação.

➤ Acidentes envolvendo choques, traumas, patologias, deformações congênitas do ramo do côndilo e mordidas acidentais com objetos duros (LANDES et al., 2013): Como o côndilo é uma porção pequena envolta por uma cápsula de líquido sinovial, no momento do acidente, a cápsula é rompida e o líquido é perdido, sendo que o corpo não consegue repô-lo. Devido a perda do amortecimento e o formato em arco que interliga as duas articulações ocorre o desalinhamento e o mal funcionamento da mandíbula, denominado como Desordens da Articulação Temporomandibular (SINGH e DETAMORE, 2009). Segundo AI (1995) e Seaton (1979), o desalinhamento oclusal provoca tensões na região da ATM e, em casos em que o desalinhamento é severo, pode ocorrer perdas de dimensão vertical.

➤ Artrite reumatóide: Doença sistêmica crônica e autoimune que destrói as células ósseas e da cartilagem, causando inflamação, fraqueza nos músculos, perda gradual de funções físicas (AHMED, 2015) e desgaste da superfície da ATM (MEHRA et al., 2009).

➤ Osteoartrite: Doença das articulações caracterizada por degeneração da cartilagem e do osso subjacente. Na região da ATM, a osteoartrite vem associada à inflamação do disco cartilaginoso, podendo provocar desinserção do disco, deslocamentos e eventuais traumas (LEE, STANTON e HOLLENDER, 2017).

➤ Espondilite Anquilosante: Doença inflamatória crônica que comete porções com articulações. Mais comum na porção da espinha, mas que ocorre na região da ATM com menor frequência (NETO et al., 2014).

➤ Bruxismo: Desordem funcional que se caracteriza pelo ranger ou apertar dos dentes durante o sono, que combinado com tensão nervosa ou com o desconforto pelo desalinhamento pode ser um agravante para o desgaste das dimensões da ATM (SEATON, 1979).

As dores nessa região podem agravar conforme a impossibilidade da abertura satisfatória da boca (FILHO et al., 2003). Por conta destes problemas, o paciente pode ser submetido a uma operação de substituição do côndilo e a inserção de uma fossa condilar artificial. Segundo o estudo clínico com indivíduos que passaram por esse procedimento a reconstrução é um procedimento cirúrgico complexo dos quais muitos pacientes optam para aliviar as dores crônicas (AAGAARD e THYGESEN, 2014).

Próteses totais de ATM são desenvolvidas desde o século 19, no entanto, as próteses atuais suprem somente parte os movimentos originais. Segundo Souza (2009), as principais restrições das próteses de ATM são o limite do tamanho da prótese devido a região onde será inserida, a perda de movimentação de translação ocasionada pela lateralidade e a perda de protrusão devido à desinserção do músculo pterigóideo lateral. Os pesquisadores Tanaka e Koolstra (2008) descrevem que ao longo da história a articulação da ATM não era vista como uma articulação importante e que os conjuntos de suportes e cargas não eram levados em consideração. Para Grant (1973) os movimentos foram mal compreendidos e ilustrados. Por meio de experimentos de medições laterais do crânio com vários pontos fixos de referência foi possível concluir que a trajetória real da mandíbula é significativamente diferente quando comparado a situação de usar o côndilo como centro estacionário de rotação.

As mudanças no pensamento do funcionamento mecânico da mandíbula e posterior análise com rigor científico compreendem um caminho muito recente na história da odontologia e medicina. As próteses existentes hoje são limitadas em termos de reposição das funções da fisionomia biológica (VAN LOON, BONT e BOERING, 1995; RAMOS e MESNARD, 2015) e encontram vários problemas devido ao contato ósseo e propagação de tensão (CHOWDHURY et al. 2011).

Na pesquisa de novas próteses de ATM, os pesquisadores Ramos e Mesnard (2016) descrevem a importância de reduzir os campos de tensão de modo a transferir o carregamento para a superfície do côndilo da prótese e evitar a transferência de carga para o osso na região dos parafusos de fixação (que podem promover uma torção na superfície da placa no sentido de soltar o parafuso). Eles também afirmam que outro problema associado ao conceito de prótese de ATM é a mudança na cinemática do movimento, de modo a alterar a rotação da mandíbula e bloquear os movimentos de protrusão.

Vários estudos estão sendo feitos na área de engenharia para a compreensão dos movimentos da mandíbula (MISSAKA, 2010; TANAKA et al., 2016), análises numéricas pelo método de elementos finitos e a obtenção de propriedades mecânicas (TRINDADE et al., 2013).

Protocolos cirúrgicos utilizando ferramentas do tipo CAD tratam pacientes em diversos casos de reconstrução de estruturas do corpo humano com a vantagem de melhor fixação e adaptação das próteses, diminuindo o tempo cirúrgico e pós-operatório (TARSITANO et al., 2017). Tendo em vista a relevância dos trabalhos na área da saúde para uma melhor qualidade de vida no paciente, o estudo de mecanismos de prótese de ATM mostra-se de grande importância, pois possibilita uma melhor compreensão dos movimentos relacionados a mandíbula para que se possa realizar simulações de novas opções de próteses.

Nesse contexto, o presente trabalho visa estudar e analisar os movimentos envolvidos na abertura da mandíbula, a fim de possibilitar o projeto e avaliação de novos mecanismos para próteses ATM, que possa suprir então as limitações presentes nas atuais próteses comerciais. As etapas desenvolvidas ao longo do trabalho estão listadas abaixo:

- Revisão Bibliográfica. Revisão dos conceitos da parte biológica incluindo referências anatômicas (Capítulo 2.1) e a revisão cinemática e mecânica da mandíbula (Capítulo 2.2).
- A parte de Materiais e Métodos (Capítulo 3) compreendeu o desenvolvimento de uma prótese capaz de reproduzir os movimentos do sistema saudável com a modelagem em BioCAD (Capítulo 3.1), guiadas por mecanismos planares (Capítulo 3.2) até o set-up das simulações em elementos finitos (Capítulo 3.3).
- A análise de resultados foi escrita de maneira a relacionar cada um dos capítulos de Materiais e Métodos. A simulação em corpo rígido do deslocamento das juntas de perfil cilíndrico, esférico e elipsóide desenvolvidos pelo modelo BioCAD foram descritas no Capítulo 4.1. Os resultados de mecanismos planares de seção condilar foram realizados no Capítulo 4.2, pelo software PTC Creo Parametric® e comparadas com gráficos da literatura (Missaka, 2010). A última análise de tensão foi feita em elementos finitos pelo software Ansys Workbench® e interpretadas no Capítulo 4.3.
- As conclusões finais do trabalho são realizadas no Capítulo 5 destacando os principais avanços e dificuldades encontradas no desenvolvimento da prótese, também abordando as propostas relacionadas a continuidade desse trabalho.

CAP 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo é apresentada a pesquisa bibliográfica envolvendo as duas grandes áreas do conhecimento do tema interdisciplinar: conhecimentos admitidos da biologia e da mecânica. Inicialmente, a revisão das referências anatômicas é descrita, com base em três principais aspectos, a saber: anatomia do crânio, sistema muscular e ATM. Em seguida, a revisão bibliográfica das características mecânicas é abordada, focada nos movimentos cinemáticos, nas formas prévias adotadas como solução e nos mecanismos planares, em específico, camos e seguidores.

2.1 – Referências Anatômicas

A fim de facilitar a compreensão de algumas indicações médicas na explicação dos planos da anatomia usados na área odontológica torna-se necessário esse breve capítulo. Desta forma, os principais planos anatômicos utilizados amplamente na medicina são descritos a seguir:

- Plano Mediano: plano vertical que passa longitudinalmente através do corpo, dividindo em lado direito e esquerdo.
- Plano Sagital: planos paralelos ao plano mediano.
- Plano Frontal ou Coronal: plano vertical perpendicular ao plano mediano, dividindo o corpo em parte anterior (frente) e posterior (trás).
- Plano Transversal: plano horizontal perpendicular aos planos mediano e frontal, dividindo o corpo em partes superior e inferior.

Na área odontológica é possível criar outros planos, perpendiculares ao plano mediano, a partir de determinados entes biológicos (Figura 2.1(b)). A referência adotada neste trabalho tem como base os livros de ortodontia escritos por Pereira, Mundstock e Berthold (2016) e Menezes (2016). Os autores fazem um levantamento das principais fontes bibliográficas, descrevendo os seguintes planos:

- Plano Palatino: plano que compreende a linha que liga a base mais externa do nariz com o palato (o chamado “céu da boca”).
- Plano Oclusal: plano formado pela linha média dos dentes incisivos inferiores e superiores até a face média de encontro dos pré-molares.
- Plano Mandibular: plano que liga a porção mentual (porção frontal da mandíbula) com a porção do ângulo da mandíbula.

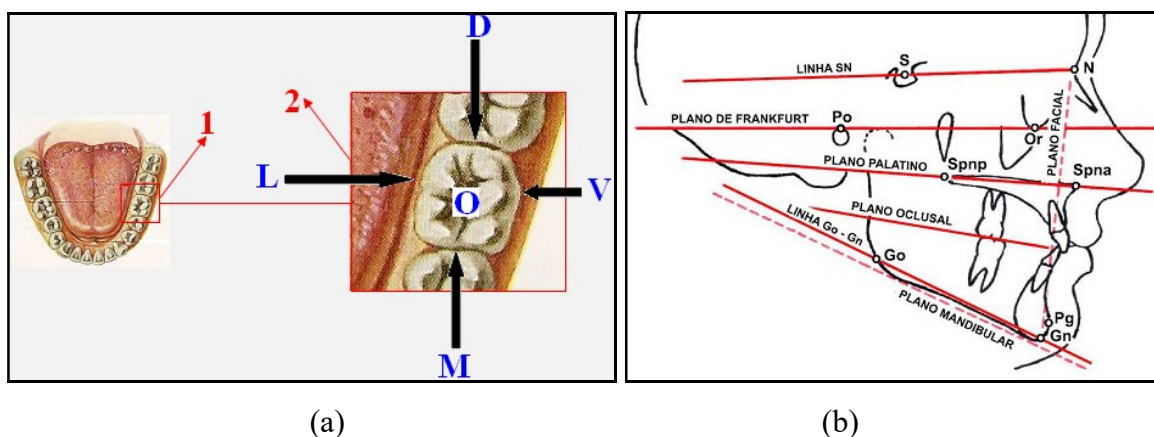


Figura 2.1 (a): Faces Oclusais (MENEZES, 2016), sendo O (Oclusal), L (Lingual), V (Vestibular), M (Mesial) e D (Distal). (b): Planos Oclusais (MENEZES, 2016).

Vale ressaltar que existe certa divergência sobre a precisão no traçado destes três planos devido a movimentação natural que os dentes possuem e pelo fato que nem todos os pacientes possuem as estruturas que permitem traçar os planos. Por isso, nesse trabalho é levado em consideração uma arcada normal alinhada de um adulto para descrever os planos.

As principais curvas que passam pela boca partem da nomenclatura dada aos dentes, sendo nomeadas pelas faces. Assumindo o dente como um cubo, podem-se nomear cinco faces do cubo, excluindo a sexta face que corresponde à raiz (Figura 2.1 (a)).

- Face Oclusal: face superior de contato da oclusão dos dentes.
- Face Vestibular: face lateral do dente voltada para os lábios (externa da boca).
- Face Lingual (Lateral): face voltada para a cavidade bucal e que mantém relação com a língua, nos dentes superiores pode ser chamada de face Palatina.
- Faces Próximas: duas faces em contatos com os dentes vizinhos, sendo o Mesial (face voltada à porção frontal da cabeça) e o Distal (oposto à Mesial).

Por último é importante citar a Curva de Spee (Figura 2.2), que corresponde a uma linha curva no sentido anteroposterior que tangencia as pontas de cúspides vestibulares dos dentes posteriores e as bordas incisais dos incisivos. No planejamento ortodôntico, deve-se considerar a Curva de Spee por causa da necessidade de espaço para seu nivelamento. Essa curva foi descrita por von Spee em 1890, como sendo côncava no nível dos dentes inferiores e convexa no nível dos dentes superiores.

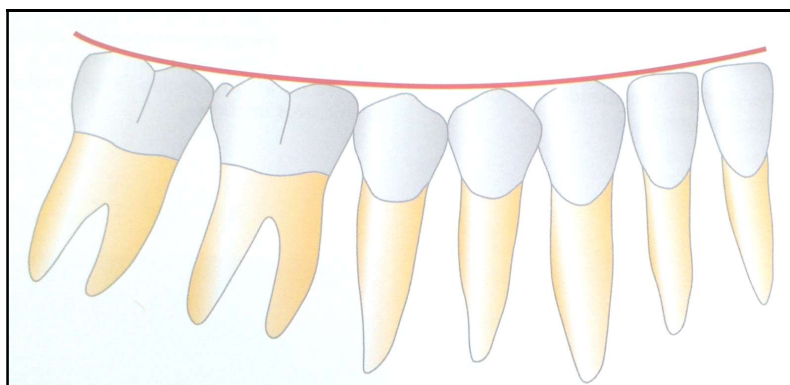


Figura 2.2 Curva de Spee (TREVISE, 2007).

2.1.1 Anatomia do Crânio

O termo Morfologia, do grego “morpho” (morfo = forma) e “logos” (logia = estudo), é o tratado das formas da matéria. Na biologia compreende a forma dos seres vivos, sendo dividido na visão macroscópica (anatomia) e microscópica (histologia). Este capítulo busca resumir a anatomia e histologia dos ossos da região da ATM.

A mandíbula é o maior e mais forte osso do crânio, cuja forma característica de ferradura é unitária e com simetria bilateral. Além disso, contém os dentes inferiores e está fixada aos ossos da maxila e da base do crânio somente pelos ligamentos e músculos, visto que as articulações temporomandibular (crânio-mandibular) são móveis. Woelfel e Scheid (2000) dividem a mandíbula em três principais regiões (Figura 2.3):

1-Corpo (Face Externa): É formado por dois tubérculos mentuais que originam o arco da mandíbula, onde estão localizadas as estruturas dos alvéolos dos dentes.

2-Ramo (Face Externa): Divide-se em dois processos, sendo o primeiro, chamado de Coronóide, é formado por uma ponta arredondada na margem superior, sendo achatada nas faces lateral e medial. O tendão que reúne as fibras do músculo temporal (músculo largo, plano e em forma de leque) se inserem nesse processo. No segundo processo, chamado de Condilar, é composto pela cabeça e pelo colo que a prende na mandíbula, sendo que o côndilo se movimenta na Fossa Mandibular localizada na maxila. A região do côndilo e da fossa mandibular forma a articulação crânio-mandibular, chamada de ATM (Articulação temporomandibular) e que representa o objeto desse estudo.

3-Face interna da Mandíbula: É formado pelas espinhas mentais na linha mediana da face interna da mandíbula. Vale a pena destacar que nessa estrutura estão inseridos os músculos que formam o soalho da boca.

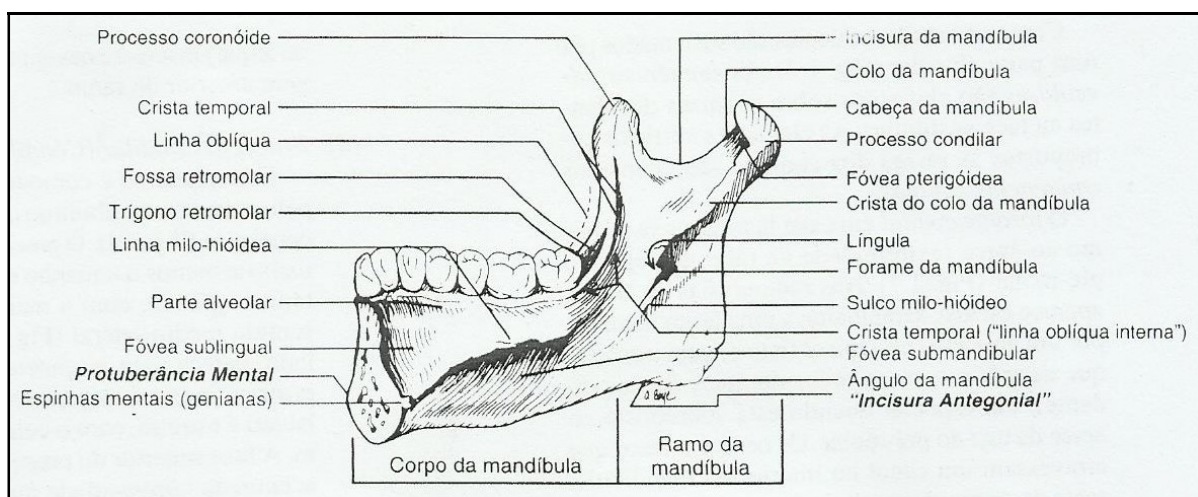


Figura 2.3: Principais marcos anatômicos da mandíbula (WOELFEL e SCHEID, 2000).

Woelfel e Scheid (2000) trazem também uma imagem da investigação das medidas e dimensões do crânio e da face (cefalometria). Por meio de marcadores de metal colocados nos dentes de pacientes antes da radiografia foi possível fazer um levantamento das principais medidas da mandíbula, como pode ser visto na Figura 2.4.

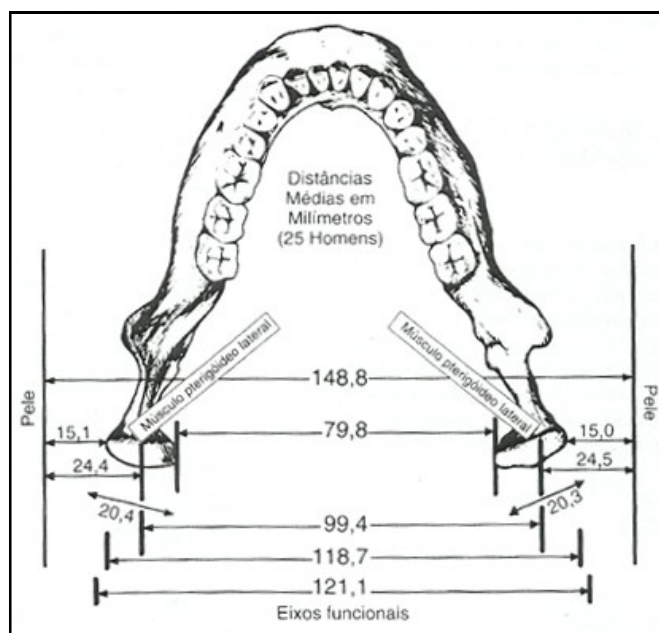


Figura 2.4: Cefalometria da mandíbula [mm] (WOELFEL e SCHEID, 2000).

Como previamente mencionado, a mandíbula é o principal osso do crânio e, portanto, torna-se necessário entender melhor o comportamento dessa estrutura óssea, de forma a possibilitar sua análise e simulação. Os ossos são órgãos rígidos constituído por osso medular, endósteo, periósteo, cartilagem, nervos e vasos que constituem a base do esqueleto dos animais vertebrados. A sua matriz extracelular é formada por minerais, proteínas e água. A formação do tipo ósseo varia a partir da sua localização no corpo, idade, sexo, histórico de doenças, alimentação, fatores genéticos e, principalmente, estímulos mecânicos. A partir da estrutura em que essas proteínas são condicionadas, pode-se simplificar o tecido ósseo em dois principais modelos, o osso cortical (lamelar) e trabecular (esponjoso). O osso cortical está presente na região externa com maior rigidez, enquanto que o osso trabecular forma a região interna e tem módulo de elasticidade menor que o osso cortical. Além da função estrutural de manter a forma do corpo, os ossos suportam cargas do tipo compressivas, de tração e cisalhantes. A orientação das fibras ósseas gera um comportamento anisotrópico, ainda com estudos recentes devido à variabilidade das amostras.

Para explicar a complexidade do comportamento ósseo, uma analogia desse material com os cerâmicos pode ser adotada (KOH et al., 2016; MALMSTRÖM et al., 2016; INGOLE, 2018), visto que a tensão de tração é mais agravante do que a tensão de compressão no quesito fratura. A ruptura dos ossos apresenta a fratura do tipo frágil, com ausência da

região de deformação plástica. Materiais cerâmicos e compósitos como a hidroxiapatita estão sendo usados para a substituição de regiões ósseas (HORSTMANN et al., 2018).

A ausência de tensão também é indesejada, podendo provocar uma atrofia do tecido ósseo. Ossos sem estímulo mecânico tentam a reabsorver, perdendo massa óssea, tornando anatomicamente finos e mais propensos à quebra. Esse efeito é chamado de Lei de Wolff, que afirma que o osso de um animal saudável se adaptará às cargas sob as quais ele é colocado, fazendo com que o osso se remodele com o tempo para se tornar mais forte para resistir a esse tipo de carga. O inverso também é verdadeiro, ou seja, se a carga de um osso diminuir, o osso ficará menos denso e mais fraco, devido à falta de estímulo necessário para a remodelação contínua (KNUDSON, 2007).

Um exemplo desse resultado é o enfraquecimento do aparelho mastigatório da mandíbula em decorrência da perda dos dentes, principalmente para pessoas de idade avançada (MADEIRA, 2004). Além disso, estudos clínicos recentes associam traumas no período da infância com um deslocamento do côndilo, provocando esforços assimétricos na região da ATM e levando a reabsorção óssea (ELHADDAOUI, 2017; MITSIMPONAS et al., 2018). A partir dos estudos de Frost (1964) iniciou a pesquisa em taxas de mudança óssea em função da tensão aplicada ao osso e a sua densidade. Para o osso cortical, a tensão de tração teve o intervalo ideal de atuação de 50 a 150 MPa, enquanto que para o osso trabecular o intervalo foi de 10 a 100 MPa. Para a tensão de compressão, esse intervalo é de 130 a 230 MPa para o osso cortical e de 2 a 12 MPa para o osso trabecular (GHOSH, 2008; KNUDSON, 2007). Diante disso, tais valores podem ser utilizados para delimitar os níveis de tensão aceitáveis nos ossos cortical e trabecular, sendo, portanto, adotados como critérios nas simulações computacionais presente neste trabalho.

2.1.2 – Sistema Muscular

O funcionamento do tecido muscular é formado por conjuntos de várias regiões, por isso, segundo Steenks e Wijer (1996): “não é possível e seria inclusive um erro se

quiséssemos definir quais os músculos que entram em atividade durante determinado movimento; porém, é possível estabelecer uma classificação lógica”.

As forças (dos músculos, da mordida ou entre os dentes) não determinam primariamente o formato do osso, fatores intrínsecos determinam sua forma geral, mas secundariamente orientações funcionais influenciam para determinar seu arranjo (MADEIRA, 2004). As forças mecânicas secundárias são responsáveis pela manutenção da forma das estruturas biológicas. Por exemplo, o processo coronário da mandíbula será reabsorvido se houver a remoção de músculos da região. A falta de atuação dos esforços, como de músculos, presença dos dentes, fazem com que não haja ancoragem na estrutura e aos poucos ela é reabsorvida (podendo diminuir dimensionamento e perder propriedades de resistência mecânicas).

Diante disso, o modelo em estudo neste trabalho considera uma formação óssea completa sem as perdas inerentes desses processos. Além disso, os músculos envolvidos com a mastigação e nos demais movimentos característicos da mandíbula são:

- **Músculo Masseter:** Músculo retangular, espesso e com fibras profundas interligadas com as fibras superficiais do músculo Temporal, sendo representado pelo feixe superficial e o feixe profundo. O feixe superficial é inserido na margem inferior do osso e arco zigomático até a sutura zigomático temporal. O feixe profundo tem origem na margem inferior e face lateral do arco zigomático até a eminência articular do temporal (MADEIRA, 2004). Sua principal ação é a elevação da mandíbula para fechá-la, aplicando grande potência para esmagar alimentos (vide Figura 2.5).

A musculatura infra hioídea é formada por importantes músculos que fixam o osso hióide possibilitando a abertura da boca. Dentre os músculos dessa classe, pode-se citar o músculo digástrico, músculo milo-hióide, gênio-hióideo e estilo-hioideo.

- **Músculo Digástrico:** presente na porção cervical anterior, sendo responsável por constituir parte do soalho da boca, formar a base para a língua e ser responsável pelas ações de deglutição e emissão de sons relacionados à abertura da mandíbula. O músculo desliza na alça que o prende ao osso hioideo, de forma a contrair e levar a mandíbula para trás. Sua inserção superior se dá na margem inferior da mandíbula e é formado por dois ventres carnosos unidos por um mesmo tendão (MADEIRA, 2004).

- **Músculo Milo-Hioideo:** Acompanha o ventre superior do músculo digástrico, forma o soalho da boca, separando as formações anatômicas bucais daquelas da parte anterior do pescoço. Sua principal função é elevar o soalho da boca juntamente com a língua. Auxilia o músculo digástrico na retrusão e abaixamento da mandíbula.
- **Músculo Temporal:** Ocupa uma grande superfície do crânio, com forma de leque (vide Figura 2.5). As diversas subdivisões desse músculo desempenham trajetórias diferentes para a mandíbula. Tem origem no assoalho da fossa temporal e superfície medial da fáscia temporal (tecido conjuntivo). Sua inserção está presente na face medial do processo coronóide e na borda anterior do ramo da mandíbula. A porção anterior apresenta uma trajetória vertical de elevação, principalmente quando não é exigido grande esforço.

O Músculo Pterigoideo é representado pelos músculos Pterigoideo Lateral e Medial. Suas três principais ações envolvem: abertura da mandíbula, controle do grau de abertura da mandíbula durante a protrusão e movimento lateral da mandíbula (WOELFEL e SCHEID, 2000).

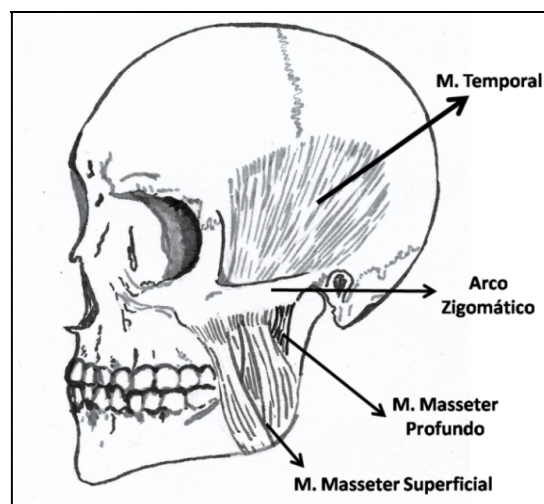


Figura 2.5: Músculo temporal e masseter (profundo e superficial) (adaptado em WOELFEL e SCHEID, 2000).

- **Músculo Pterigoideo Lateral:** apresenta fibras com orientação horizontal, de comprimento curto, grosso e ligeiramente cônico. Sua inserção se dá no disco articular da cápsula da ATM. O movimento de abertura ocorre quando o músculo pterigóideo

lateral puxa o disco e a cabeça da mandíbula para frente, levando a abertura da mandíbula, sendo auxiliado por outros músculos como o músculo infra-hióideo e o digástrico. O movimento lateral funciona da seguinte forma: quando o músculo pterigóideo lateral esquerdo contrai, toda a mandíbula se movimenta para o lado direito. Inversamente, o movimento para a esquerda também ocorre.

- **Músculo Pterigoide Medial:** apesar de menor que o Masseter, apresenta as mesmas características físicas dele, retangular, inserido no ramo da mandíbula, músculo com fibras curtas e trançadas. Origina-se na superfície da fossa infra temporal e estende-se até a região medial do ramo da mandíbula. Sua forma retangular assemelha-se ao Masseter quanto à forma e função (elevação da mandíbula no momento de fechamento), embora não seja tão robusto quanto o Masseter (FLETCHER et al. 2012). Os músculos pterigoideos são apresentados na Figura 2.6.

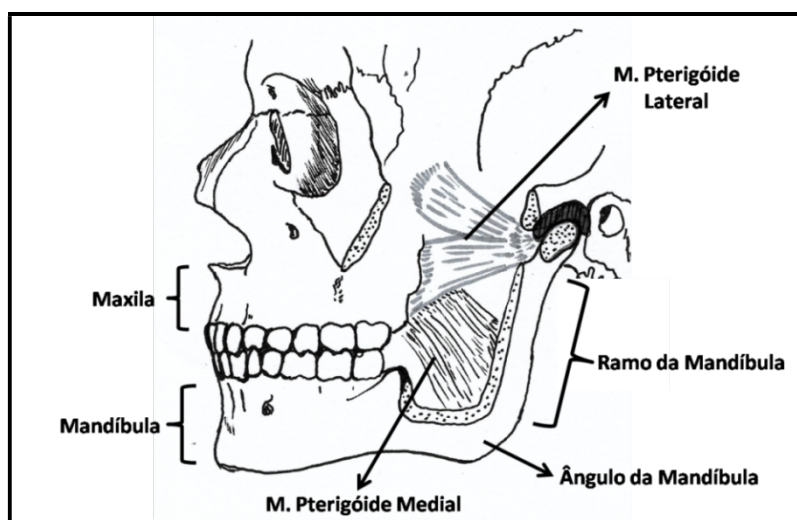


Figura 2.6: Músculo pterigoideo lateral e medial com suas respectivas inserções (adaptado em FLETCHER et al. 2012).

É difícil descrever um valor de carga específica atuante em cada músculo, principalmente pelo conjunto de variabilidades que definem um indivíduo. Por conta disso, dois trabalhos foram usados na referência para completar os valores tabelados dos principais músculos usados nas simulações. Com base no valor da força adotada e no deslocamento de uma boca saudável, é possível obter um coeficiente linear elástico considerando um comportamento linear do músculo. Dentre os estudos pesquisados, pode-se citar o modelo

CAD de Ramos, Duarte e Mesnard (2015) sobre implantes de ATM e seu comportamento na região, com simulações de valores de carga dos músculos. Tais valores podem ser usados como um indicador do vetor de força que é aplicado nos pacientes, de acordo com a Lei de Hooke (Equação 2.1).

$$\vec{F} = k * \Delta L \quad 2.1$$

Sendo F representa a força aplicada, k a constante elástica da mola e ΔL a deformação causada pela força exercida sobre o corpo. A deformação foi calculada para o ponto de abertura máxima de 32°. A força aplicada apresenta componentes X, Y e Z. Como o conjunto de músculos foi representado por um componente de mola preso aos locais naturais de inserção, as três componentes da força são usadas para obter a força resultante, de acordo com a equação 2.2.

$$F = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad 2.2$$

Sendo F a força resultante, Fx, Fy e Fz as componentes de força nas direções X, Y e Z. Com o valor de força e deformação definidos, é possível obter o coeficiente elástico da mola que sintetiza o movimento do músculo (Tabela 2.1). Posicionando a mola no nó da região de inserção, o deslocamento foi obtido por uma aproximação de triângulos comparando a posição inicial da mandíbula a 0° até a posição final a 32°.

Tabela 2.1: Valores de carga dos principais músculos do movimento da ATM (Adaptado de Koolstra e van Eijden (2006); Ramos et al. (2015); Ramos e Mesnard (2016)).

Músculo	Força [N]			Resultante [N]	Deslocamento [mm]	Rigidez [N/m]
	Fx	Fy	Fz			
Masseter Profundo ¹	7,78	127,23	22,68	129,47	5,42	23887,38
Masseter Superficial ¹	12,87	183,50	12,11	184,35	12,71	14504,24
Temporal ¹	0,97	5,68	-7,44	9,41	8,95	1051,49
Pterigoideo Medial ^{1 2}	140,38	237,80	-77,30	286,75	14,10	21241,40

¹Ramos et al. (2015), Ramos e Mesnard (2016). ²Koolstra and van Eijden (2006).

A figura 2.7 ilustra as diferenças entre as condições de abertura e fechamento. No fechamento os músculos listados acima atuam como vetores de força (aplicando as colunas F_x , F_y e F_z da Tabela 2.1). Na abertura os músculos atuam como molas lineares elásticas, (aplicando a coluna Rigidez [N/m] da Tabela 2.1) e a força é realizada pelo Músculo Digástrico.

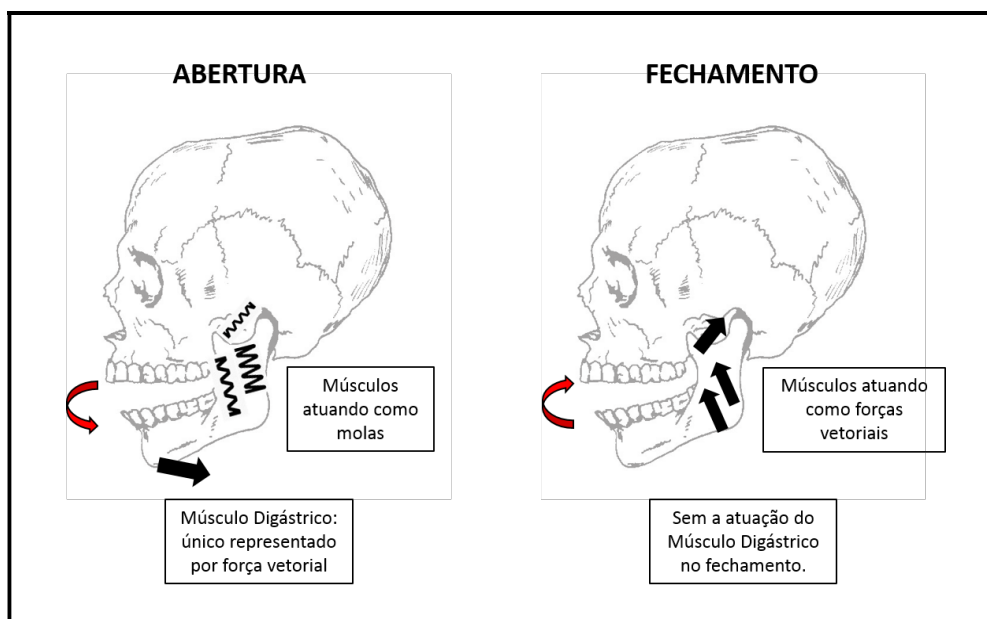


Figura 2.7: Atuação dos músculos para as diferentes situações de abertura e fechamento.

Como o músculo Digástrico está inserido da região de borda da mandíbula até o pescoço, suas fibras musculares podem ser representadas por um vetor de força (no sentido de abrir a mandíbula) com inclinação variável de acordo com a posição da mandíbula. Por meio de simulações de corpo rígido, Marková e Gallo (2016) verificam a atuação de uma seção específica do músculo Digástrico (Porção Milo-hioideo) e apontam o valor de força atuante em cada músculo no sentido da mandíbula a partir de 10° do ponto de repouso até abertura máxima com uma força de aproximadamente 2,5 N. Por esse motivo, nesse trabalho será considerado uma força de 2,5 N para a simulação de abertura da mandíbula na análise de corpo rígido.

2.1.3 – Articulação Temporomandibular

A ATM é a articulação que une duas partes distintas do esqueleto, a mandíbula (móvel) e o crânio (estático). Os movimentos são complexos e controlados por reflexos, de grande importância na fala e na mastigação. O bom funcionamento dessa articulação também garante o contato oclusal dos dentes.

A cabeça da mandíbula, o côndilo e a fossa mandibular não são congruentes, sendo que o disco articular possibilita a adaptação do movimento nessa região. Existe ainda a variação pelo fator idade, sendo que em recém-nascidos, por exemplo, a articulação é rasa e a fossa mandibular não é bem delineada. A formação geométrica dessa área é influenciada por grande parte dos contatos oclusais (STEENKS e WIJER, 1996). Por esses motivos, o estudo dessa articulação é voltado para uma pessoa adulta, em que as formas são definidas e representa uma situação mais estável para o estudo de próteses. As principais porções que compõem a ATM são a cápsula articular, o líquido sinovial e os ligamentos, como mostrado na Figura 2.8. Tais porções são apresentadas a seguir:

- Cápsula Articular: presa tanto por estreitas relações com a musculatura do masseter quanto pela porção óssea do côndilo. O contato é predominantemente na área da fossa mandibular. O sentido das fibras que formam essa região permite o côndilo girar sobre o disco. A cápsula articular é responsável pela produção do líquido sinovial e por determinar os movimentos da mandíbula.
- Líquido Sinovial: a articulação sinovial é cercada por uma cápsula preenchida por um líquido sinovial, de consistência viscosa devido ao alto teor de ácido hialurônico. Até aproximadamente os 20 anos de idade, o revestimento do côndilo na mandíbula é mantido por uma placa óssea esponjosa naquela região. Depois dessa idade, é dever do líquido sinovial revestir o côndilo na região de atrito da articulação e manter a lubrificação da ATM (STEENKS e WIJER, 1996). Normalmente em acidentes de impacto, essa cápsula é rompida e o paciente fica sem a função de lubrificação, o que pode acarretar um desgaste acelerado da região.

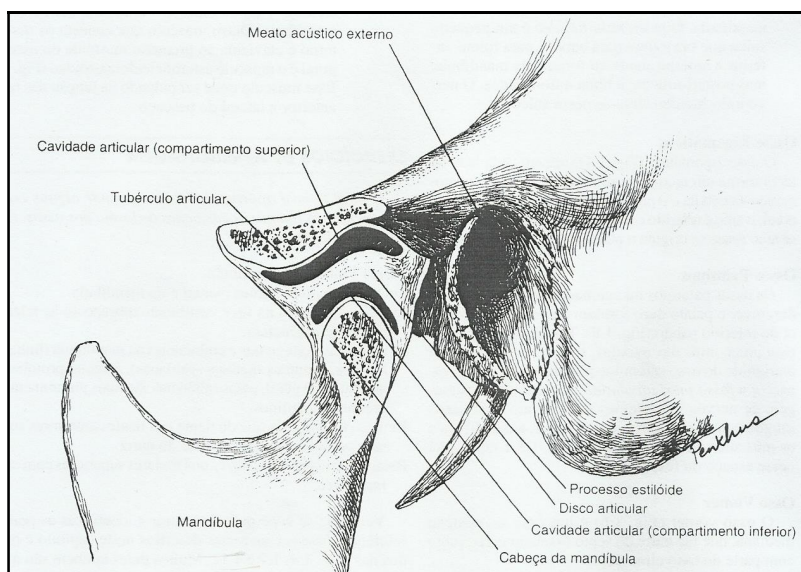


Figura 2.8: Imagem detalhada da região da ATM (WOELFEL e SCHEID, 2000).

2.2– Revisão Cinemática e Mecânica da Mandíbula

Uma vez descritas as formações biológicas das estruturas envolvidas na anatomia da ATM, esta seção visa apresentar um estudo sobre os movimentos relacionados a uma ATM saudável, bem como realizar uma breve revisão histórica das próteses comerciais existentes no mercado.

2.2.1-Deslocamentos da Mandíbula

Uma das referências sobre movimentação da mandíbula foi feito por Posselt em 1957 (Figura 2.9). Por meio de 19 radiografias de homens na faixa etária de 20 a 29 anos, foi determinado o Diagrama dos Movimentos, ou também chamado Diagrama de Posselt.

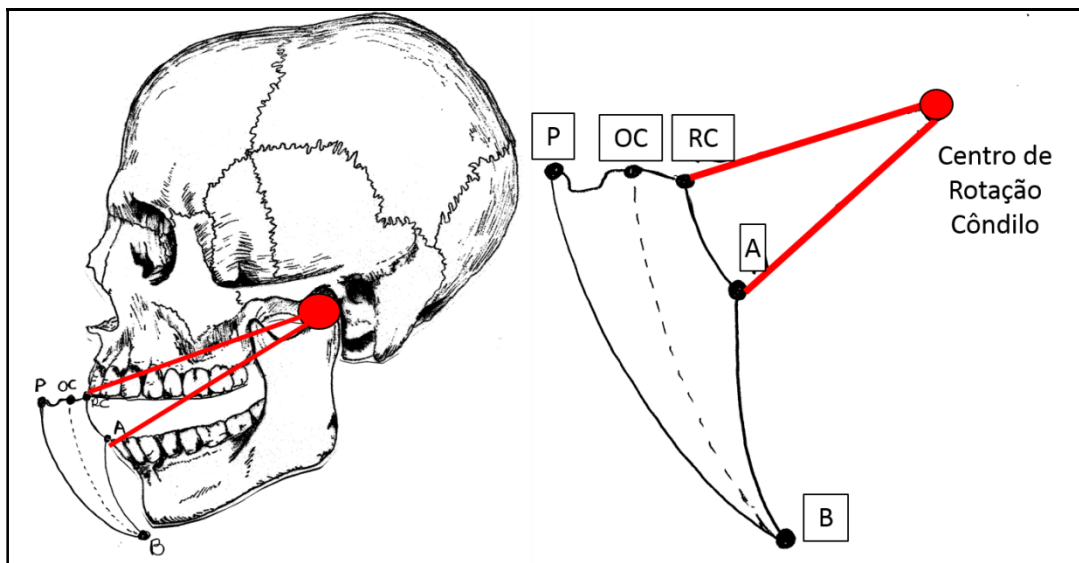


Figura 2.9: Diagrama de Posselt projetado sobre o plano sagital.

Os pontos da Figura 2.9 significam: RC (Posição Retral de Contato), A (Final do Movimento exclusivo de Dobradiça), B (Abertura Máxima da Boca), OC (Contato Oclusal Habitual), P (Posição Anterior de Contato).

Com base nesse diagrama, os pesquisadores Molina (1995), Steenks e Wijer (1996) e Madeira (2004) descrevem quatro movimentos principais da mandíbula saudável pelo plano sagital da face do indivíduo, como pode ser visto na figura 2.10.

- O Primeiro Movimento (1) descreve a abertura exclusiva de rotação do côndilo, tendo uma distância média variando entre 20 a 25 mm (POSSELT, 1957; STEENKS e WIJER, 1996). Nesse primeiro estágio existe o movimento de rotação pura, em que a cabeça do côndilo desliza sobre o disco articular.
- No segundo movimento (2) há projeção da mandíbula por meio de translação. O fim desse movimento delimita a abertura máxima. A translação do côndilo é restrita devido às fibras elásticas inseridas ao osso e ao disco articular.
- Depois da abertura máxima, a mandíbula pode apresentar o movimento de protrusão e elevação (3), que equivale a se deslocar para frente e para cima por meio de rotação. Nesse caso não haverá o contato oclusal usual da mastigação.
- O último movimento (4) é de translação no sentido para trás da mandíbula, permitindo que os dentes se cruzem na mordida habitual, com a arcada superior avançada na direção anterior com o engrenamento da arcada inferior.

É perceptível a relação entre os movimentos da mandíbula com o comportamento de deslocamento dos côndilos dentro das respectivas fossas. Enquanto a Figura 2.9 define três pontos de posição anterior no contato oclusal, indicadas pelos pontos P, OC e RC, a Figura 2.10 define os pontos mais extremos, P e RC.

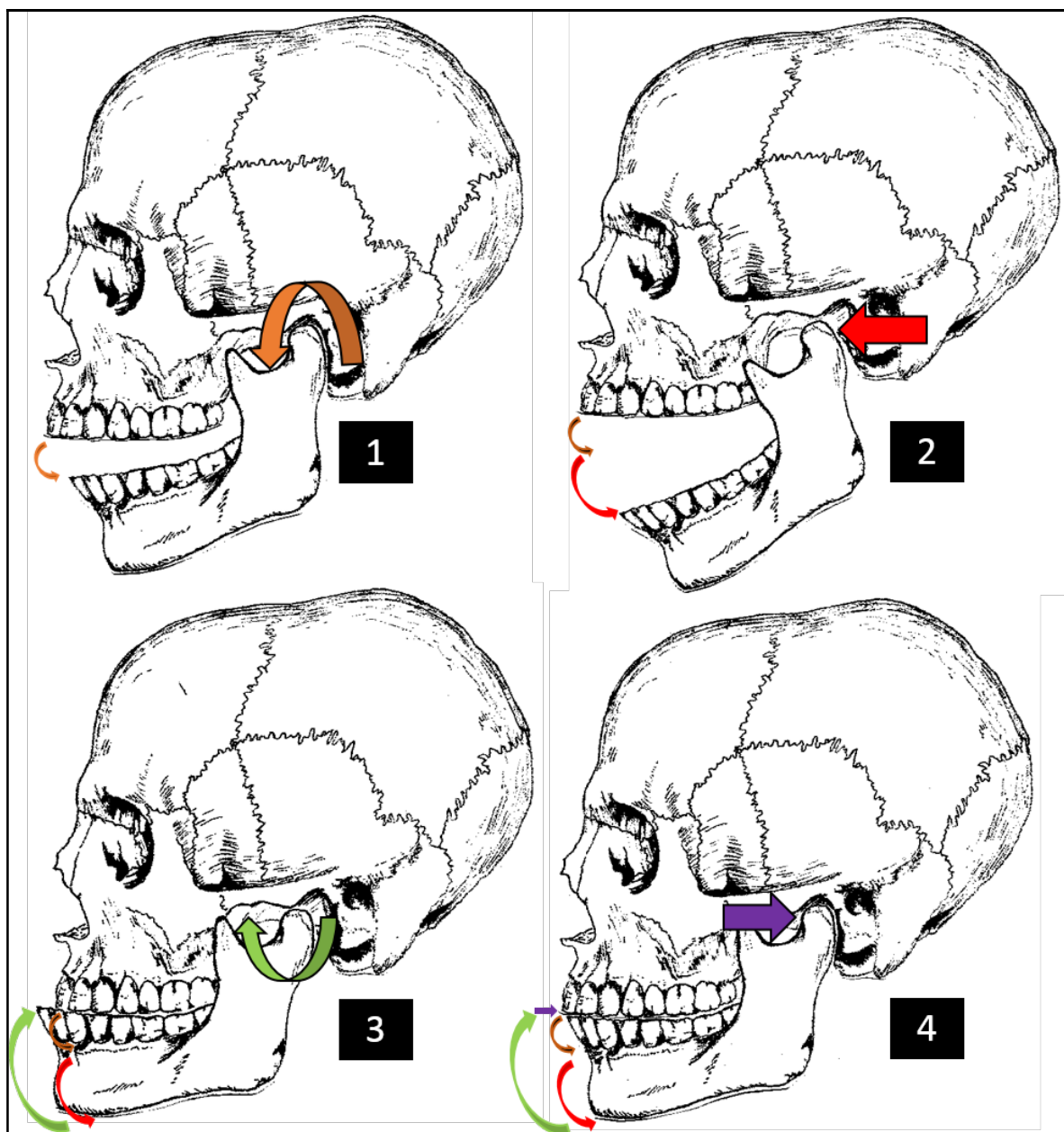


Figura 2.10: Quatro principais movimentos de abertura da boca com indicação do movimento no côndilo e do movimento dos dentes incisivos da mandíbula.

Um dos primeiros estudos para a determinação do centro instantâneo do côndilo foi proposto por Katoh (1986) que determinava uma abertura limite para um movimento exclusivo de rotação, diferente do que se pensava na época. Os trabalhos mais recentes de Hayasaki *et al.* (2008) e Missaka (2010) estudaram a posição do centro instantâneo de rotação e posição, por meio de um sistema sensores mostrado na Figura 2.11. Após determinar o ponto do centro do côndilo, ambos os trabalhos fazem os levantamentos dos pontos de interesse. A diferença entre os trabalhos é justamente a região de análise escolhida. Enquanto Hayasaki *et al.* (2008) utiliza a face oclusal dos dentes, Missaka (2010) utiliza um algoritmo de rastreamento que busca os pontos de máximo locais de densidade de probabilidades, permitindo a adaptação do tamanho do alvo por conta da variação da distância.

O trabalho de Missaka (2010) permite a elaboração de gráficos em diferentes planos cartesianos, de forma a obter uma medida mais detalhada de abertura. Para isso, foram considerados os dentes fixos à base óssea mandibular e, conseqüentemente, mantidos espacialmente solidários à estrutura da mandíbula durante a sua cinemática. Por meio de arcos metálicos fixos aos dentes dos pacientes foi possível projetar o movimento do conjunto por pontos de referência para a porção extra oral, que foram mapeados de forma a mimetizar o movimento de um corpo rígido. As principais preocupações do método envolveram:

- Utilizar um arco metálico leve e rígido, com massa de aproximadamente 15 gramas, de modo a não interferir no movimento natural do paciente;
- Conferir a estabilidade e retenção (fixação) dos dentes que estariam presos ao arco;
- Posicionamento que não interferisse nos movimentos excursivos da mandíbula;

Vale destacar ainda que, os pacientes escolhidos para o estudo representavam um grupo de estudo com pouca ou nenhuma alteração da anatomia dentária original, classificados como Classe I.

A partir da fixação da armação metálica nos dentes dos pacientes e instalando o arco na porção extra oral, foram estabelecidos alvos de fácil identificação nos arcos. Realizando várias tomadas de imagens foi possível aplicar um algoritmo de rastreamento por fotos e traçar os gráficos de movimento.

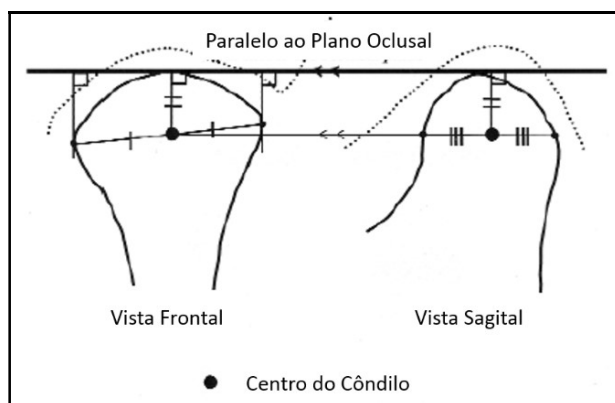


Figura 2.11: Centro do côndilo (KATOH, 1986; HAYASAKI et al., 2008).

2.2.2 – Revisão Histórica das Próteses de ATM

Para entender melhor as opções cinemáticas exploradas ao longo da história, um breve estudo sobre as próteses de ATM foi feito neste capítulo. As primeiras reconstruções da ATM são datadas de 1890, quando Gluck descreve a reconstrução total de uma prótese de ATM feita em Marfim (VANDEVERRE, 2014), em que o perfil anatômico foi mimetizado na prótese. Destacam-se também de médicos franceses e alemães no período compreendido entre 1893 até 1912, em que muitas cirurgias na região da ATM eram decorrentes de estilhaços de balas e doenças ocupacionais (DRIEMEL et al., 2009a). Dentre as diversas tentativas de materiais utilizados na época destaca-se a utilização de uma borracha branca natural para a região de contato do côndilo com a fossa craniana e até mesmo fios de piano para auxiliar na posição de descanso da mandíbula até a cicatrização. Outros materiais foram amplamente testados até a primeira metade do século XX como revestimentos de ouro, magnésio e até mesmo o tântalo (metal pesado) (DRIEMEL et. al., 2009a).

Estudos com materiais aloplásticos foram feitos após a Segunda Guerra Mundial (DRIEMEL et al., 2009b). Em 1957, os cirurgiões Smith e Robinson foram os primeiros a incluir o movimento mandibular na reconstrução da ATM, por meio de placas customizadas de aço inoxidável entre a mandíbula e a maxila (SMITH e ROBINSON, 1957). Três anos depois, Robinson desenvolveu um implante de fossa falsa em aço inoxidável (VANDEVERRE, 2014), como observado na Figura 2.12(a).

Devido aos crescentes trabalhos com ligas metálicas, surge em 1963 a prótese “*Nexus CMF TMJ Total Joint Prosthesis*”, como mostrado na Figura 2.12(b) (CHRISTENSEN, 1963). Essa prótese é composta por uma placa de 0,5 mm cobrindo a fossa e um cômulo de liga de *Vitallium* (liga de 60% de cobalto, 20% de cromo, 5% de Molibdênio e outras substâncias). Mais tarde, em 1970, é adicionado a continuação do ramo do cômulo de poli metil-metacrilato (PMMA), criando assim uma prótese total da junta (MERCURI, 1998).

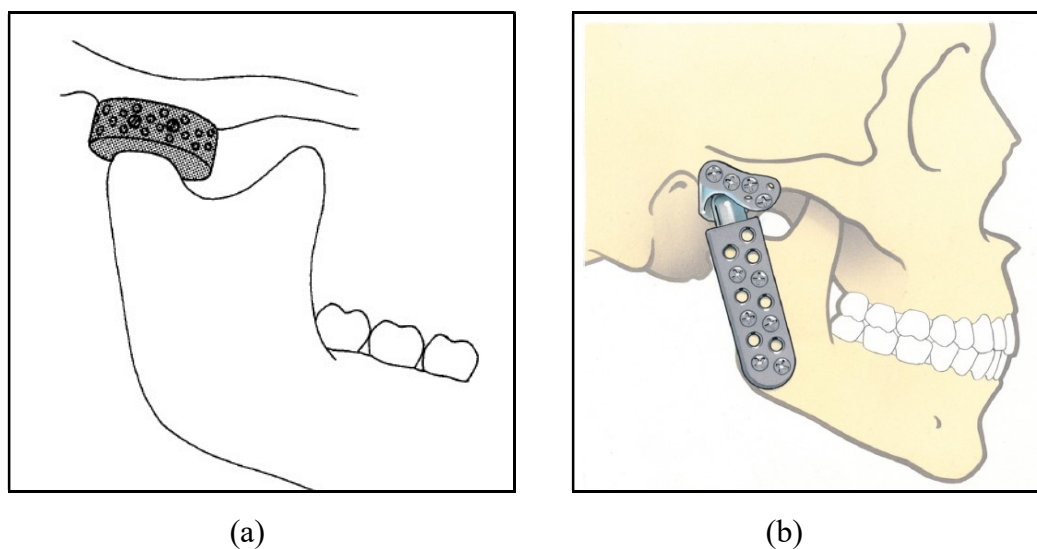


Figura 2.12(a): Prótese Robinson. (b): Prótese Christensen® em vista lateral (MEURECHY et al. 2018).

Nos anos compreendidos entre 1980 e 1990 houve várias experiências negativas com as próteses conhecidas como Vitek-Kent, cujo esquema do modelo pode ser observado na Figura 2.13(a) e 2.13(b). Dentre os diversos modelos fornecidos pela empresa norte americana, os materiais usados incluíam oxido de alumínio no cômulo e Teflon® na porção da fossa (MEURECHY et al. 2018). O atrito entre esses dois materiais na região da ATM resultou na expulsão de micropartículas, sendo que tais resíduos geraram uma reação de corpo estranho, causando a destruição do tecido na região, dores e síndromes, mesmo em pacientes que haviam retirado a prótese. Esses problemas resultaram na indenização de milhões de dólares e a insolvência da companhia (VAN LOON et al., 1995; DRIEMEL et al., 2009b). Devido a esse fato recente na história da odontologia buco-maxilar, surgiu uma linha de estudos muito ampla no tratamento da região com técnicas menos evasivas e utilização de

próteses somente em casos extremos (VAN LOON et al., 2002; SKÁRMETA et al., 2017; SCRIVANI et al., 2018).

A Prótese alemã AO/ASIF da marca Synthes GmbH foi uma das primeiras a apresentar uma fossa rasa (glenoideia) para encaixe esférico da porção condilar (DRIEMEL *et al.*, 2009b), como observado na Figura 2.13(c). Antes desse modelo, as próteses tentavam imitar o formato condilar, sendo encaixadas direto na fossa craniana. No entanto, diversas complicações ocorreram devido à erosão da fossa glenóidea e a penetração da prótese na porção craniana, fazendo a utilização desse modelo cair no desuso.

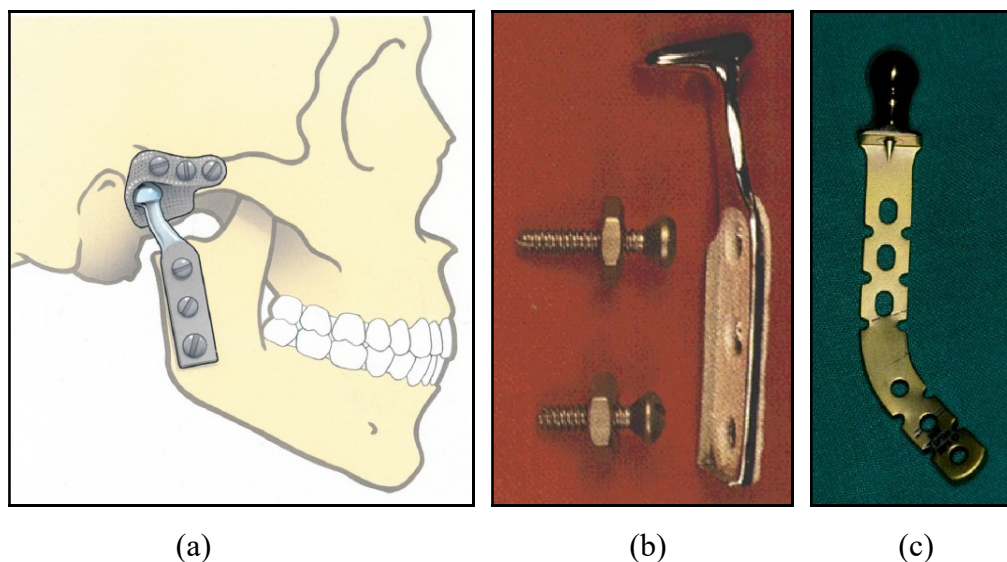


Figura 2.13(a):Prótese Vitek-Kent (MEURECHY et al. 2018). (b):Prótese Vitek-Kent (DRIEMEL, 2009b). (c): Prótese AO/ASIF (DRIEMEL, 2009b).

Souza (2009) faz uma avaliação clínica funcional de pacientes submetidos a prótese para ATM de W. Lorenz TM (Figura 2.14). Dentre as vantagens da utilização dessa prótese, pode-se citar a redução do tempo cirúrgico (pois não há área doadora) e a recuperação da amplitude de abertura de boca para pacientes que haviam perdido o movimento. No entanto, como desvantagem mecânica, observa-se a perda funcional significativa dos movimentos de protração e lateralidade.



Figura 2.14: Prótese de W. Lorenz™ (ZIMMER BIOMET, 2016).

A prótese americana W. Lorenz™ da marca Zimmer Biomet (2016) monitorou 288 pacientes em um estudo clínico entre os anos de 1995 a 2005. A figura 2.15 mostra o kit de procedimento cirúrgico desta prótese, que apresentam formas de dispositivos pré-definidos e podiam variar de acordo com as medidas pequeno, médio e grande. Dentre as vantagens pode-se destacar a aceitação de grande parte dos pacientes e a recuperação de abertura máxima da boca. A empresa ainda adverte que o sistema não substitui o osso saudável normal da ATM e que há limitações de movimento. No procedimento cirúrgico, o médico leva um kit com tamanhos pré-determinado da prótese e sobrepõe na mandíbula do paciente, verificando a medida que melhor se encaixa de acordo com a anatomia do indivíduo. Radiografias e dimensionamentos computadorizados são feitos previamente para limitar a gama de dimensões. Dentre as causas de rejeição, pode-se citar a corrosão, produção de partículas dos materiais do implante, afrouxamento do mecanismo, o deslocamento do côndilo e desgaste da fossa. No Anexo A, ao final deste trabalho, é possível verificar as ilustrações da patente do beneficiário Biomet (GORDON, 1996).

A prótese de ATM Christensen® também foi citada em diversos estudos acadêmicos da atualidade (INGAWALÉ e GOSWAMI, 2009; SCHEFFER *et al.*, 2013; RAMOS e MESNARD, 2014b). Nos estudos de Saeed *et al.* (2002) com 50 pacientes tratados com a prótese Christensen®, verificou-se uma melhora significativa na proporção de abertura da boca. No entanto, a estrutura do côndilo e da fossa eram feitas de uma liga de cromo cobalto, que gerava atrito resultando em resíduos dentro do corpo. Essas peças foram substituídas a

partir de 1997 por uma fossa intermediária de poli-metil-metacrilato. Entretanto, não houve um estudo aprofundado por parte da reabilitação mecânica.

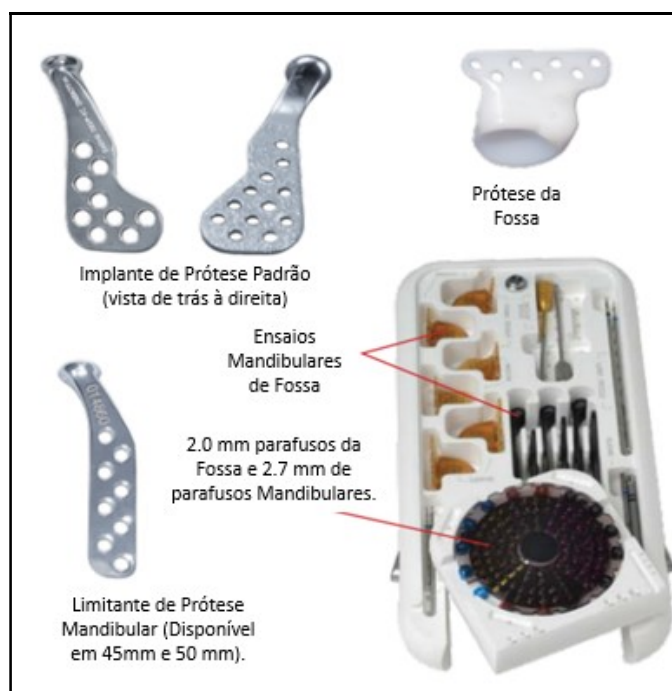


Figura 2.15: Kit de próteses de ATM (Adaptado de ZIMMER BIOMET, 2016).

As próteses mostradas anteriormente são fixadas no arco zigomático, na porção posterior do osso zigomático. Em trabalhos customizados envolvendo a prótese Christensen®, os pesquisadores Ramos e Mesnard (2014a) também diferenciaram a forma de prótese da fossa condilar, de modo a melhorar a movimentação mecânica e balancear o mecanismo com o conjunto simétrico no lado saudável da mandíbula do paciente. Em sua publicação, eles mantiveram a fixação no arco zigomático, mas utilizaram uma fossa de espessura fina (Figura 2.16) na região original. A utilização de uma fossa condilar de espessura fina permitiu posicionar todo o conjunto para a região interna do crânio (como é a formação original) e diminuíram a diferença de altura entre fossa e o componente condilar. Em seu trabalho complementar, Ramos e Mesnard (2014b) fizeram uma análise de elementos finitos da Prótese Christensen® em contato com a pista customizada (Figura 2.17), permitindo uma percepção cinemática da região mais solicitada ao longo de uma abertura da mandíbula de 5 a 15 mm (Figura 2.18).

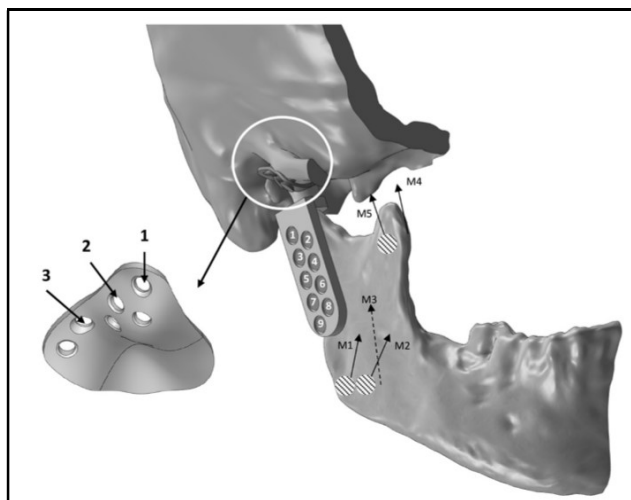


Figura 2.16: Detalhe da prótese de fossa customizada (RAMOS e MESNARD, 2014a).

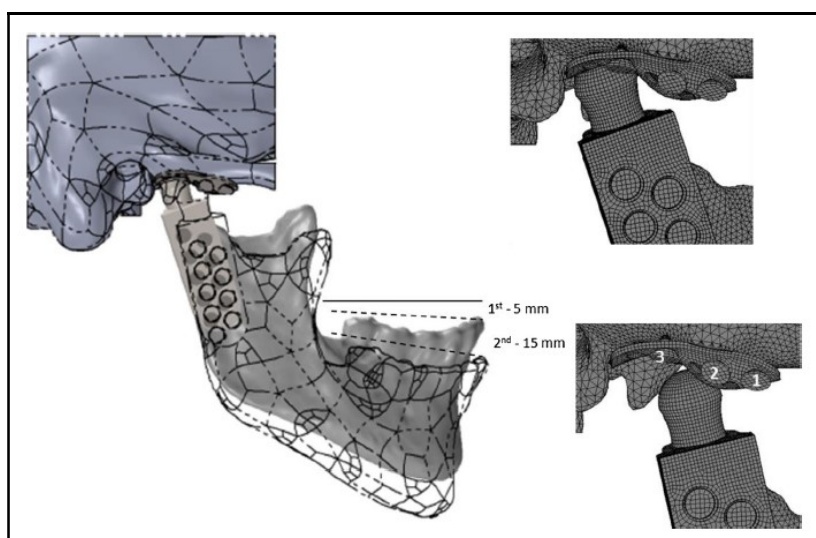


Figura 2.17: Simulação de abertura da prótese Christensen® (RAMOS e MESNARD, 2014b).

No Anexo B deste trabalho é possível observar duas imagens da patente de Keller, Baltali e An (2012). Embora tal estudo foque na reposição da fossa condilar sem a substituição do cêndilo, é observada a utilização de uma prótese de espessura fina compatível com os estudos proposto por Ramos e Mesnard (2014b) em sua prótese customizada.

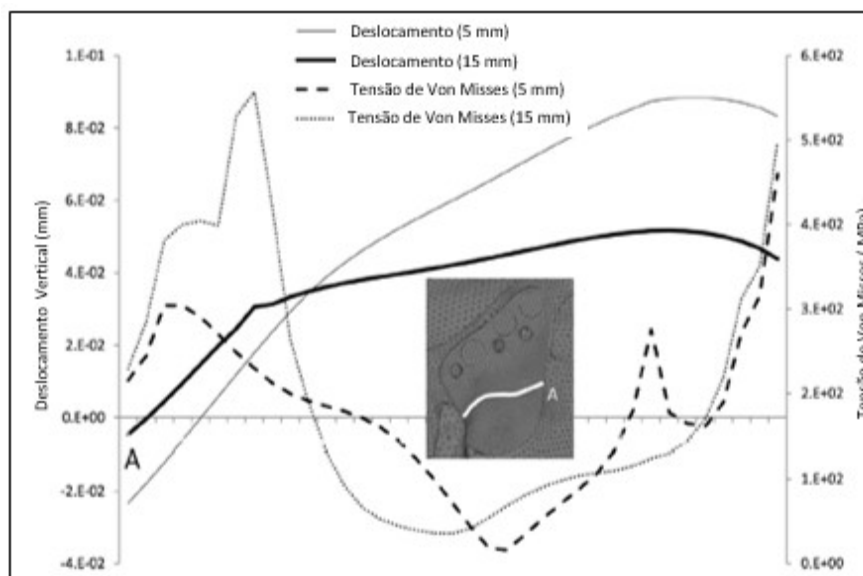


Figura 2.18: Gráfico de Deslocamento por Tensão da Simulação da Prótese Christensen® com a fossa customizada (Adaptado de RAMOS e MESNARD, 2014b).

Segundo Ramos e Mesnard (2016), estudos mais recentes com próteses comerciais da marca Biomet e Groningen mostraram um sucesso entre 84% a 91 % no período de 2005 a 2015, sendo que as principais melhorias são a abertura máxima e diminuição da dor dos pacientes. Em contrapartida, no estudo de Schuurhuis (2012) com a prótese da marca Groningen® (Figura 2.19) foram documentados oito casos de pacientes submetidos à cirurgia de ATM e analisados os deslocamentos máximos de abertura ao longo de três anos. Após o término da pesquisa, a abertura máxima obtida dentre os pacientes foi de 30 mm. Vale a pena ressaltar que esse valor é 10 mm menor se comparado à abertura máxima convencional da literatura. Analisando esses dois artigos é possível verificar que o acompanhamento da fixação e desenvolvimento cinemático da prótese apresenta resultados divergentes que variam muito com o tempo e grupo analisado.

Através de uma árvore funcional (Figura 2.20) foi possível verificar as principais funções que priorizem a movimentação da mandíbula. Para obter o melhor desempenho da prótese é necessário prever as percepções do usuário (paciente e cirurgião) de modo a organizar as principais tarefas em uma ordem sistêmica. A movimentação da mandíbula é feita através de duas funções, a fixação do osso e permitir o movimento de rotação e translação. Da parte de fixação óssea, a face de contato entre a prótese e a mandíbula deve

auxiliar na maior região de contato anatômica possível e a guiar os parafusos de fixação. A melhor fixação garante estabilidade do mecanismo de prótese na movimentação e melhora a percepção do cirurgião no momento operatório. Para isso, a customização do contato e o alinhamento em relação aos furos foram funções pensadas nesse estudo.

Do ponto de vista cinemático, a escolha do melhor mecanismo deve ser baseado nos gráficos de protrusão e abertura máxima em relação a direção X e Z respectivamente do gráfico de deslocamento de Missaka (2010).

Com a definição da parte cinemática, uma busca por parte da resistência mecânica é desejada para verificar a validade da geometria resultante. Do ponto de vista mecânico busca-se verificar: a distribuição de tensão nos componentes metálicos, a distribuição de tensão máxima principal nos componentes biológicos (porção óssea) e resistência a compressão. A análise linear elástica de elementos finitos foi a solução encontrada para verificar de maneira preliminar a geometria desenvolvida nesse estudo.

A resistência a fadiga, impacto e corrosão não foram analisadas nesse trabalho, mas são sugestões para trabalhos futuros. Para a verificação desses aspectos dinâmicos é necessário uma simulação não linear e um teste de bancada com um número de corpos de prova para verificar a eficiência do design final.



Figura 2.19: Prótese de ATM Groningen (SCHUURHUIS et al. 2012)

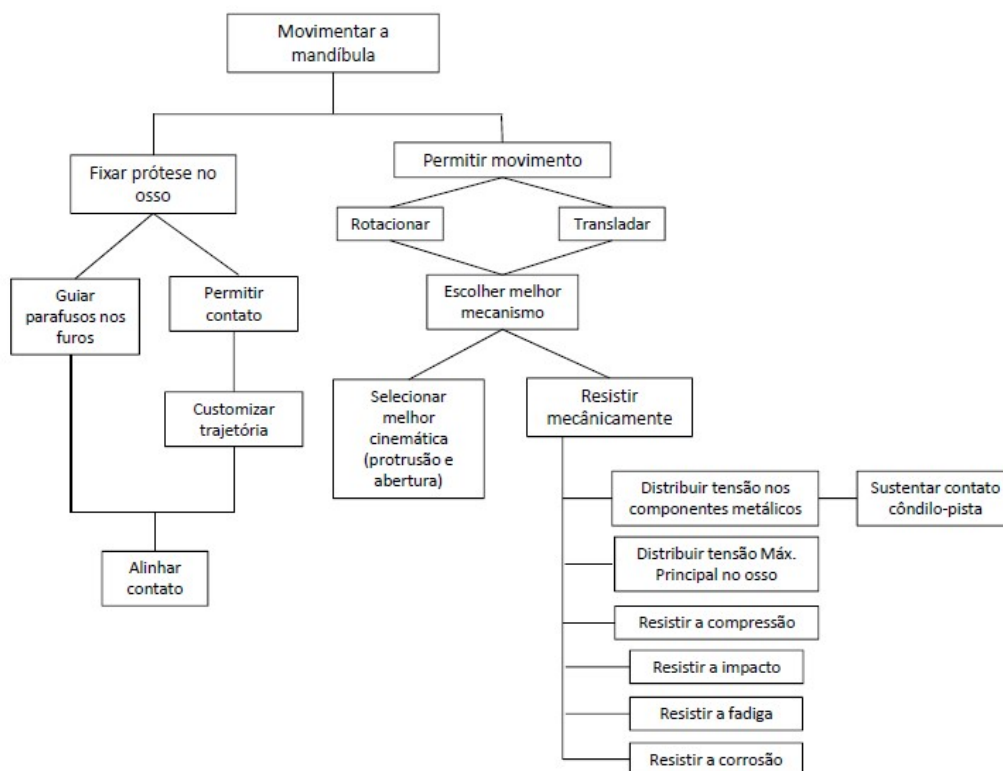


Figura 2.20: Árvore funcional.

A tabela 2.2 resume as configurações geométricas das principais próteses atuais em termos de espessura, número de furos e diâmetro dos furos. Esses dados auxiliaram a definir as configurações desse trabalho.

Ao analisar a tabela 2.2 é possível verificar a convergência de algumas informações, como, por exemplo, o diâmetro usado de 2 mm para os furos de fixação da placa. Em termos de comprimento do parafuso, a situação é variante entre monocortical (parafuso atravessa uma única vez a camada de osso cortical) e bicortical (parafuso atravessa duas vezes a camada de osso cortical). Com relação à espessura, o menor valor encontrado foi de 1 mm com variações até 2,3 mm (Strasz et al. 2016).

Para a quantidade de furos da placa, a marca TMJ Concepts (Coleta *et al.* 2009; Mercuri, 2012; Meurechy et al. 2018) e Medartis (Strasz *et al.* 2016) utilizam quatro furos na região da fossa condilar. Embora a marca ATM Biomet tenha sete furos em sua placa, são utilizados quatro furos no momento de instalação dos parafusos (Ackland *et al.* 2017). Das placas analisadas, a marca ATM Groningen (Schuurhuis *et al.* 2012) foi a que utilizou menos furos em sua prótese, totalizando três. Como a maioria das referências analisadas utilizam

quatro furos, a prótese desenvolvida neste trabalho também adotou quatro furos na região da fossa.

Tabela 2.2: Tabela comparativa entre as configurações das próteses em artigos.

Espessura da Placa	Marca Stryker® Leibinger: 1 mm de espessura próximo ao ângulo da mandíbula. Ueki <i>et al.</i> 2008.	Marca Medartis MODUS Trilock. Espessura de: 1 ; 1,25; 1,3; 1,5; 2,3 mm no ramo da mandíbula. Strasz <i>et al.</i> 2016.	Marca Medartis MODUS Trilock. Espessura de: 1; 1,25; 1,3; 1,5; 2,3 mm. Strasz <i>et al.</i> 2016.	Marca AO Compact MF; JNJ com espessura de 1 mm próximo à cabeça da mandíbula. Murakami <i>et al.</i> 2017.	Marca Synthes, Basel, Suíça. com espessura de 2,0 mm próximo à cabeça da mandíbula. Oliveira <i>et al.</i> 2017.	Placa em titânio (marca Super-Fixorb-MX; Osaka, Japão). Espessura de 1,5 mm. Ueki <i>et al.</i> 2017.
Fixação da prótese da fossa condilar	4 furos no arco zigomático, prótese customizada TMJ Concepts®. Coleta <i>et al.</i> 2009.	4 furos no arco zigomático (prótese customizada TMJ Concepts, Ventura, CA). Mercuri, 2012	4 furos no arco zigomático (prótese customizada TMJ Concepts). Mercuri, 2012	3 furos no arco zigomático, marca: ATM Groningen. Schuurhuis <i>et al.</i> 2012.	4 furos no arco zigomático (prótese comercial Medartis MODUS Trilock). Strasz <i>et al.</i> 2016.	Placa com 7 furos e utilizando 4 para fixação (prótese de ATM Biomet). Ackland <i>et al.</i> 2017.
Fixação da prótese de côndilo	8 furos no ramo da mandíbula, prótese customizada TMJ Concepts®. Coleta <i>et al.</i> 2009.	8 furos no ramo da mandíbula (TMJ Concepts, Ventura, CA). Mercuri, 2012	9 furos no ramo da mandíbula (prótese customizada TMJ Concepts). Mercuri, 2012	9 furos no ramo da mandíbula (prótese Christensen®. Ramos e Mesnard (2014a).	6 furos no ramo da mandíbula (prótese de ATM Melbourne). Ackland <i>et al.</i> 2017.	Placa com 6 furos (prótese de ATM Melbourne). Ackland <i>et al.</i> 2017.
Dimensões do Parafuso	Diâmetro de 2 mm tanto para a prótese de ATM para o côndilo quanto para a fossa. Coleta <i>et al.</i> 2009.	Diâmetro de 2 mm e comprimento variando entre 7 e 14 mm na região monocortical. Ueki <i>et al.</i> 2008.	Comprimento de 11 mm na região do ramo da mandíbula. Probst <i>et al.</i> 2016.	Diâmetro de 2 mm e comprimento de 5 mm. Murakami <i>et al.</i> 2017.	Diâmetro de 2 mm e comprimento de 6 a 8 mm. Ueki <i>et al.</i> 2017.	Diâmetro de 2 mm e comprimento variante de 6 mm (monocortical) e 16 mm (bicortical). Ueki <i>et al.</i> 2017.

Diferente da quantidade de furos da prótese da fossa, a quantidade convergia para o valor de quatro furos, na prótese condilar há uma variação entre esse valor, sendo que as placas podem ter de seis a nove furos. No trabalho de Coleta *et al.* (2009) foram utilizados todos os oito furos da placa, enquanto que no caso Christensen® foram utilizados cinco dos nove furos (Ramos e Mesnard, 2014a). Devido essa variação, o modelo proposto neste trabalho adotou oito furos, de acordo com a prótese *TMJ Concepts* (Figura 2.20), cujos valores estavam detalhadamente documentados na literatura.

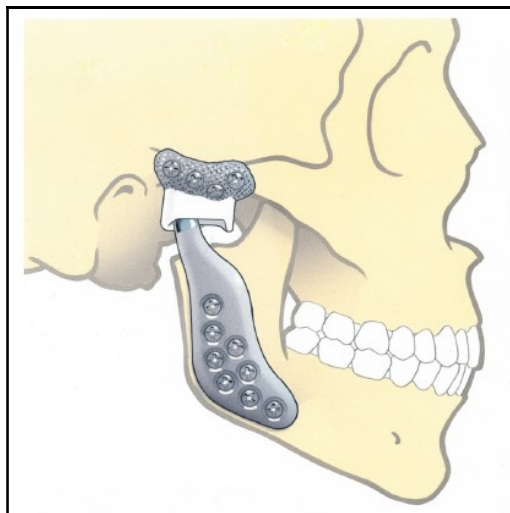


Figura 2.21: Prótese TMJ Concepts ® (MEURECHY et al. 2018).

As próteses são produtos decorrentes de inúmeros testes e estudos ao longo dos anos. Por se tratarem de produtos de empresas privadas, os seus desenhos técnicos estão restritos à observação dos médicos que virão a utilizá-las e indicações de patentes (Anexo A e B). Por isso, o intuito dessa revisão histórica visou exemplificar as vantagens e desvantagens desses mecanismos atuais, observando as soluções adotadas e destacar algumas entidades geométricas básicas que serviram para o projeto proposto.

Nesse contexto, após o capítulo de revisão bibliográfica, inicia o capítulo da metodologia aplicada no desenvolvimento e análise de um mecanismo que possa fornecer uma melhor descrição dos movimentos da mandíbula, reduzindo assim as limitações existentes nas próteses atuais.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O capítulo anterior compreendeu uma breve revisão bibliográfica da área da saúde, com a descrição anatômica do crânio, o sistema muscular em torno da ATM, revisão cinemática do movimento da mandíbula e as próteses comerciais existentes no mercado. Uma vez compreendido os sistemas biológicos envolvidos e os movimentos relacionados, visa-se então atender as principais funções desse trabalho no processo de desenvolvimento da prótese:

1º. Determinar um mecanismo que permita sua fixação na região condilar de forma a cumprir os requisitos biológicos de movimento da região;

2º. Reproduzir os movimentos de rotação e translação da mandíbula durante o processo de abertura máxima;

3º. Resistir aos esforços solicitados durante o processo de abertura sem comprometer o funcionamento e integridade do mecanismo.

As restrições dimensionais da região estudada foram abordadas no capítulo anterior e os deslocamentos da mandíbula durante a abertura e o fechamento foram descritos nos gráficos do trabalho de Missaka (2010). O ponto P1 monitorado por Missaka e utilizado nesse estudo está destacado na Figura 3.1, com as distâncias naturais verificadas e aplicadas ao modelo virtual construído.



Figura 3.1: Localização dos Pontos P1 (MISSAKA, 2010).

O gráfico de deslocamento dos eixos X, Y e Z do ponto P1 obtido por Missaka (2010) é apontado na Figura 3.2, com a análise de protrusão relacionada ao deslocamento do eixo X, a análise de lateralidade pelo gráfico do eixo Y e a abertura máxima pelo gráfico do eixo Z. A análise desse trabalho irá comparar os deslocamentos dos eixos X e Z que representam o movimento em conjunto de rotação e translação.

A primeira delimitação de projeto que é feita parte do tipo de fratura proporcionada ao paciente. Os casos abordados no trabalho envolvem o procedimento cirúrgico em que o paciente possa remover toda a porção do cômulo. Pacientes que são submetidos a cirurgia de instalação de prótese perdem a atuação do músculo pterigóideo lateral responsável pelo movimento de lateralidade, visto que o mesmo está inserido sobre a cápsula que se rompe. Com isso, o estudo não irá analisar o gráfico de movimento do eixo Y, que representa a reposição dos movimentos de lateralidade.

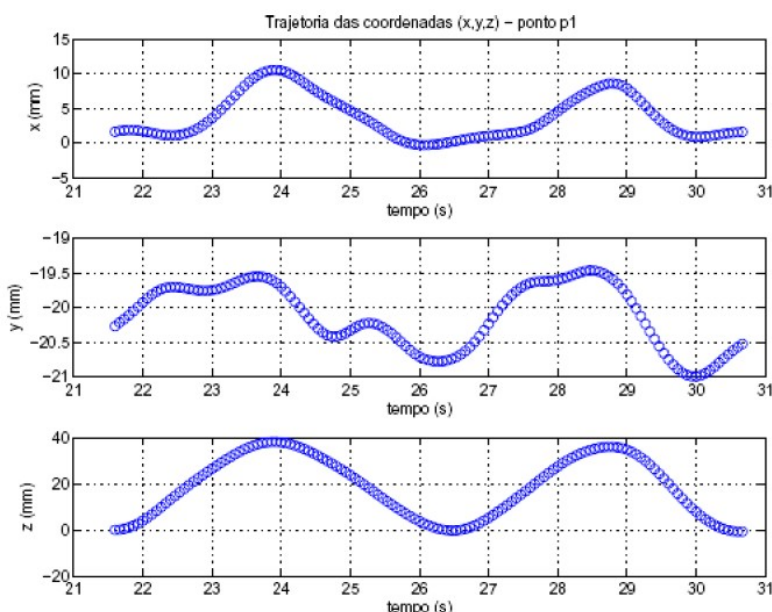


Figura 3.2: Trajetória das coordenadas (X, Y e Z) do ponto P1 do paciente com abertura e fechamento habitual (MISSAKA, 2010).

A segunda delimitação que é feita parte da restrição das primeiras análises para formas planares, de modo a facilitar a visualização de um perfil a ser adotado. Desde simulações simples em perfis cilíndricos e esféricos até a adoção de um perfil condilar, tomando como analogia o perfil de um camo. Embora seja intuitivo pensar que o perfil

cilíndrico e esférico não seja a melhor abordagem para testar o comportamento de rotação com translação, a sua simulação foi executada de modo a testar a ferramenta de contato no software PTC Creo Parametric para a análise de corpo rígido.

O grande limitador dessa busca foi o espaço para fixação do mecanismo no paciente. O camo foi uma solução adotada na linha de estudo que possibilita uma analogia à abertura da mandíbula com o movimento conjugado de rotação com translação. Nesta analogia o ângulo de abertura é interpretado como coordenada primária e o deslocamento da mandíbula na direção z como coordenada secundária (DOUGHTY, 2001).

A terceira delimitação deste trabalho implica na adoção de distâncias padronizadas com o trabalho de Missaka (2010) que possibilita a comparação dos gráficos de deslocamento X e Z do ponto P1, que será a base do desenvolvimento do mecanismo de prótese.

A partir das três delimitações previamente mencionadas foi possível organizar este capítulo de Materiais e Métodos em três subcapítulos:

3.1 - Método de modelagem em BioCAD: Etapas necessárias para a obtenção do modelo do crânio, mandíbula e prótese que são utilizadas nas simulações de corpo rígido e elementos finitos.

3.2 - Estudo de Mecanismos Planares: Análise da abordagem de mecanismos cilíndricos, esféricos e em com perfil condilar para corresponder com o movimento de rotação e translação da mandíbula;

3.3 – Set-Up das Simulações em Elementos Finitos: Informação das simplificações aplicadas na geometria, tipos de contatos utilizados, condições de contornos adotadas, dimensões e propriedades dos materiais escolhidos.

3.1 – Método de Modelagem em BioCAD

Ferramentas do tipo CAD (Computer Aided Design) são desenhos auxiliados por computador amplamente difundido na engenharia. O BioCAD é uma ferramenta CAD adaptada para estruturas biológicas e geometrias complexas. Os modelos desenhados a partir do banco de dados do Núcleo de Tecnologias Tridimensionais (NT3D) do Centro de

Tecnologia da Informação (CTI) Renato Archer representam estruturas anatômicas padronizadas, mas preservam certo grau de variabilidade interpessoal. Essa metodologia está fundamentada na identificação e seleção dos principais marcos anatômicos, da mesma forma que esta técnica também é adotada na modelagem geométrica de engenharia.

A utilização da modelagem em BioCAD se deve a simplificação computacional do modelo em termos de tamanho para o posterior processamento de análise em Elementos Finitos. A partir de imagens no formato *stl* (*stereolithography*) como mostrado na Figura 3.3, planos cruzando os principais componentes anatômicos da mandíbula foram criados como pode ser observado na Figura 3.4.

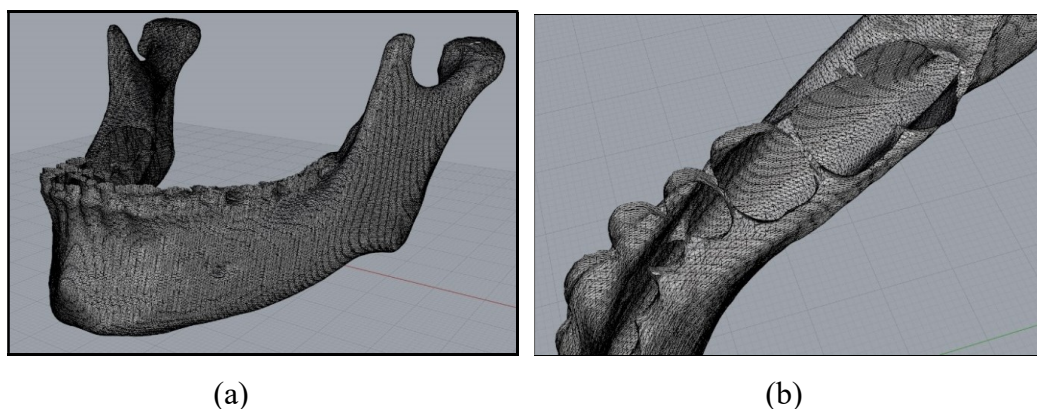


Figura 3.3(a): Mandíbula em formato *stl* vista no software Rhinoceros ®. (b) Detalhe da malha *stl* (Fonte: Banco de dados do NT3D do CTI Renato Archer).

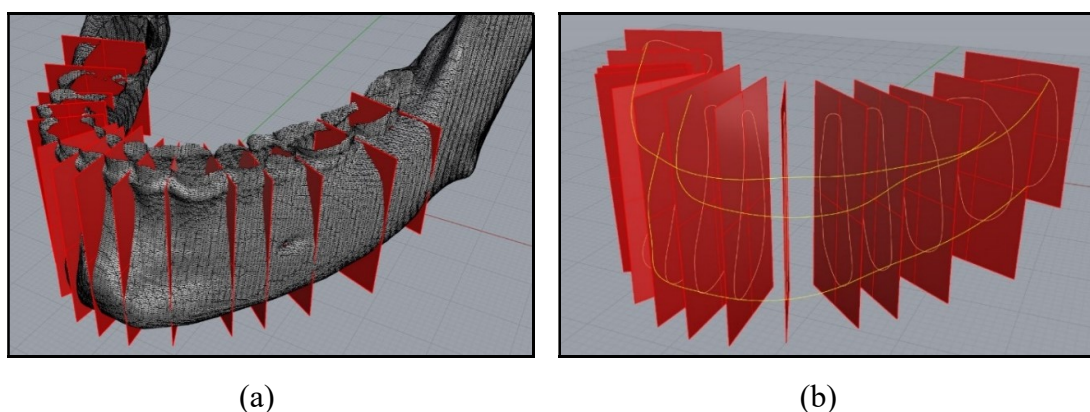


Figura 3.4(a): Planos cruzando com os principais marcos anatômicos da mandíbula. (b): Linhas de intersecção obtidas entre os planos e o *stl*.

O formato *stereolithography* original da mandíbula foi obtido por meio da captura de imagens provenientes de ressonâncias magnéticas. A partir do software *Invesalius*®, as imagens foram agrupadas e reconstruídas de maneira a formar o modelo tridimensional. Embora o modelo em *stl* mostre com mais detalhes as estruturas anatômicas, o grande número de superfícies dificulta sua simulação. O software de CAD utilizado neste trabalho foi o *Rhinoceros*® versão 5.0 que possibilita uma vasta gama de ferramentas para superfícies que se adequam melhor ao perfil anatômico. A adaptação dos modelos anatômicos em superfícies NURBS possibilita uma configuração próxima da realidade sem utilizar um elevado número de superfícies em regiões de pouco interesse, mantendo as principais medidas espaciais.

A sigla *NURBS* significa *Non Uniform Rational Basis Spline*, basicamente é uma representação matemática de uma geometria 3-D que pode ser delineada por linhas 2-D. Sua principal vantagem está na demanda de superfícies complexas, como superfícies anatômicas que não seguem um padrão geométrico consolidado. Os quatro principais aspectos que formam as linhas NURBS são:

- Grau (*Degree*): O grau é um número positivo que define o formato base da linha. Grau do tipo 1 representa um segmento de reta. Grau do tipo dois representa circunferências. Grau do tipo 3 a 5 definem formas livres.
- Controle de Pontos (*Control Points*): Para alterar a forma da curva é necessário selecionar um dos pontos que formam a curva e alterar sua coordenada. Cada controle de pontos está associado a um peso, quando a curva apresenta todos os pontos com o mesmo peso, a curva é chamada de *non-rational*. Embora o programa de *NURBS* apresente curvas do tipo não racionais, há uma variedade de opções de curvas racionais, como por exemplo, circunferências e elipses.
- Número de nós (*Knots*): quantidade de controle de pontos presentes na linha. O segmento pode ser formado por um número finito e definido de pontos. Alterar a configuração do número de nós, como por exemplo, diminuir o número de pontos de uma linha altera sua configuração até a configuração base, que é um segmento de reta formado por dois pontos em suas extremidades.
- Regra de Avaliação (*Evaluation Rule*): Fórmula matemática que envolve os três aspectos anteriores, chamada de “*basis spline*”.

Definida a ferramenta de CAD a ser utilizada, planos foram traçados ao longo da estrutura para cruzarem os principais marcos anatômicos. A partir das linhas de intersecção dos planos com a geometria em *stl* (Figura 3.4(b)) foram obtidas as linhas principais que representam a seção da estrutura. Após a verificação dessas linhas, superfícies são fechadas utilizando as arestas como referencias (Figura 3.5).

O conjunto prótese-base final é inserido na mandíbula e na maxila (Figura 3.6). A prótese de fossa será fixa por meio de parafusos de maneira similar à prótese de cômulo.

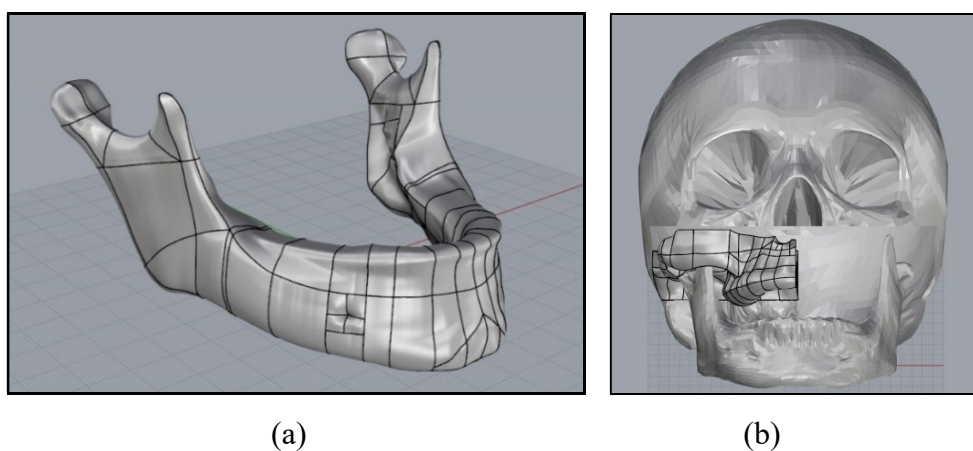


Figura 3.5(a): Vista em perspectiva da mandíbula reconstruída em superfície *NURBS*.
(b): Base da maxila reconstruída em vista frontal.

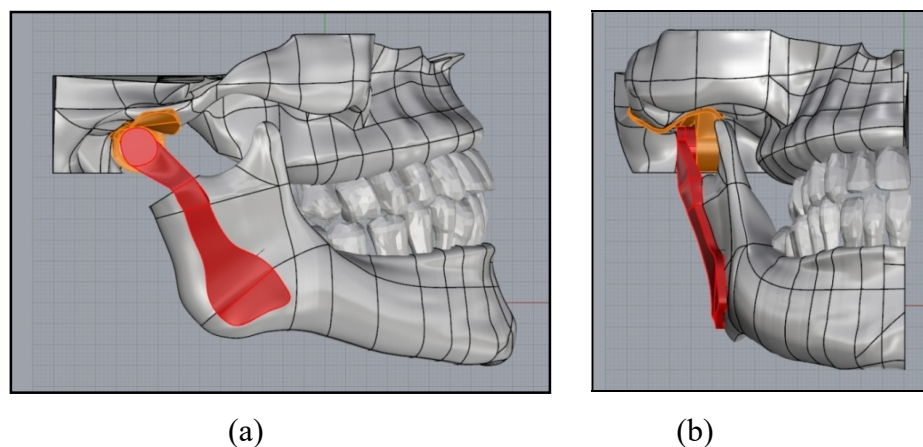


Figura 3.6(a): Conjunto final em BioCAD, vista Lateral. (b): Vista frontal

3.2 – Estudo de Mecanismos Planares

Os mecanismos planares foram divididos em dois subcapítulos, sendo o primeiro a análise de juntas do tipo cilíndrica, esférica e elipsoide (capítulo 3.2.1), representando o ponto de partida para a verificação da simulação de corpo rígido pelo Software PTC Creo Parametric®. O segundo subcapítulo (capítulo 3.2.2) verificou o modelo proposto de perfil condilar (camo), que melhor se assemelhou ao movimento natural.

Por meio da simulação de corpos rígidos de juntas primitivas e a análise comparativa de deslocamentos, o trabalho desenvolveu uma base para a escolha de perfis que cumpram as funções globais do projeto. Houve uma busca preliminar de três perfis simples adotados, de modo a analisar a viabilidade da simulação: cilíndrico, esférico e elipsóide (na posição vertical e horizontal).

3.2.1 – Junta Cilíndrica, Esférica e Elipsoide

Para o teste preliminar, o núcleo em que os eixos da junta cilíndrica e de camo irão correr tem furo com diâmetro de 10 mm, inseridos sobre uma base quadrada de 15 mm com largura de 5 mm, conforme mostrado na Figura 3.7. No caso do eixo da junta esférica, a largura será de 7,5mm (Figura 3.8) de modo a acomodar a meia calota esférica de maneira mais apropriada.

A partir dos estudos de Missaka (2010) foi possível obter os pontos iniciais e finais de abertura máxima de uma pessoa saudável e, com isso, obter o ângulo de abertura máxima cujo valor aproximado é de 32°. Como ponto de partida para a análise do estudo de movimento de abertura da mandíbula, o primeiro modelo testado foi uma junta do tipo cilíndrica, a partir do centro de rotação fixo foi estipulada uma abertura de -32°, considerando a boca fechada no ponto 0°. Nessa primeira análise, a força de 2,5 N foi utilizada para a abertura da mandíbula (até o instante de 2,25 s), representando o músculo digástrico (descrito na seção 2.1.3) de acordo com a referência de Masková e Gallo (2016).

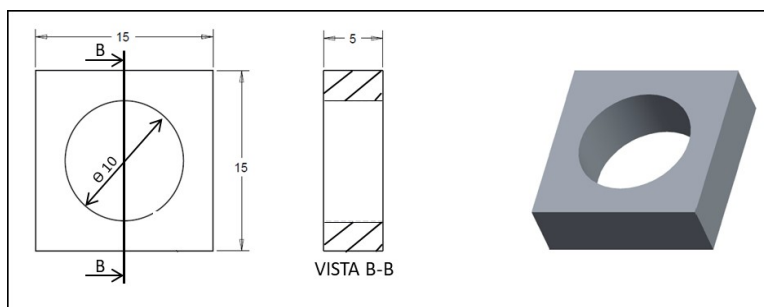


Figura 3.7: Desenho técnico da base padrão para o modelo cilíndrico e de camo.

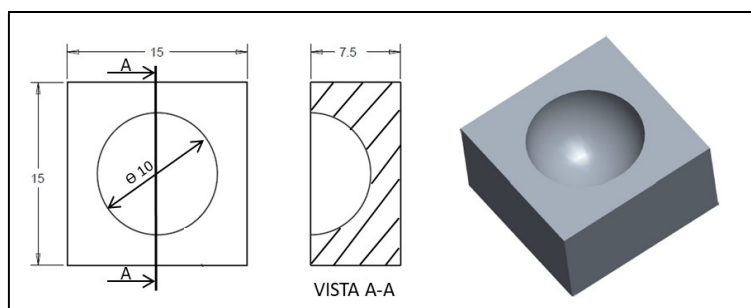


Figura 3.8: Desenho técnico da base padrão para o modelo esférico.

Para efeito de análise de viabilidade do programa foi utilizada uma barra em forma de “L” para auxiliar a localização da coordenada P1 de Missaka (2010) no plano XZ com relação ao centro de rotação da circunferência (Figura 3.9).

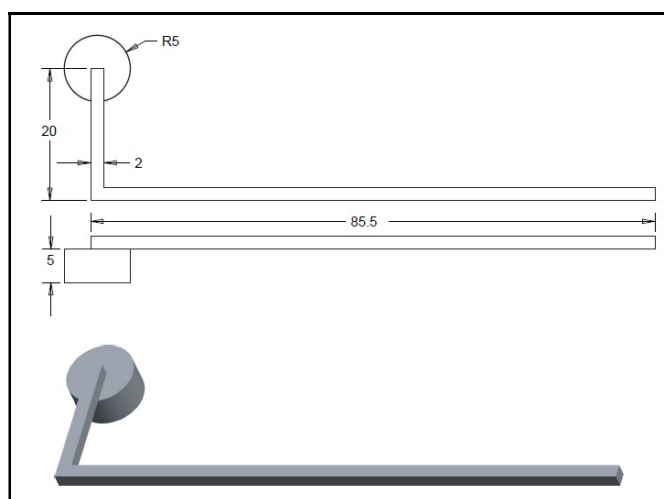


Figura 3.9: Desenho técnico do teste cilíndrico com o detalhe da barra dimensionada.

Para o modelo de meia esfera de diâmetro de 10 mm a mesma barra do modelo cilíndrico foi adotada para coincidir com o ponto P3 (Figura 3.10).

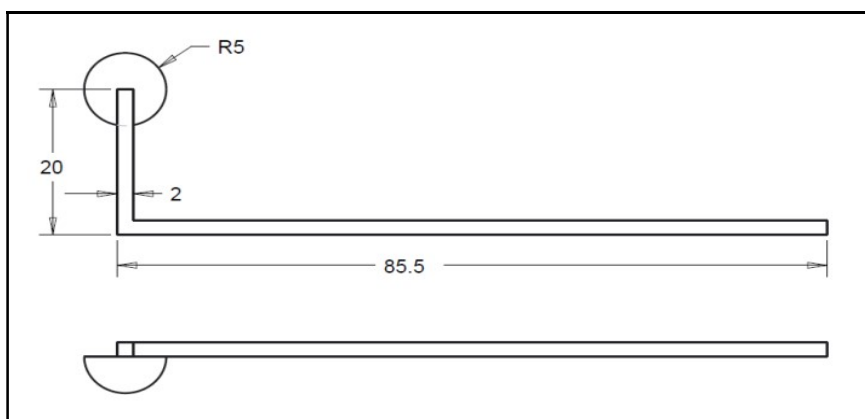


Figura 3.10: Desenho do modelo esférico.

Na simulação da junta com perfil de camo elíptico foi utilizado duas configurações, a saber, com a maior medida da elipse na posição horizontal (Figura 3.11(a)) e outra na posição vertical (Figura 3.11(b)). As dimensões utilizadas foram de 6mm no maior diâmetro e 3mm para o menor diâmetro. A barra que dimensiona o ponto P3 em sua extremidade também foi usada de modo a coincidir com a coordenada das outras simulações.

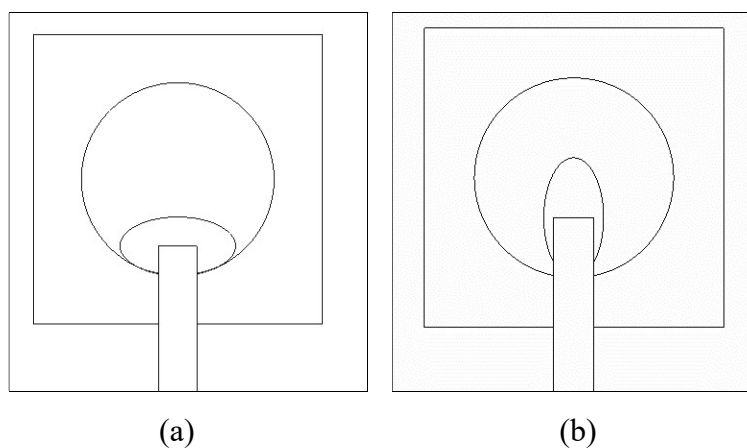


Figura 3.11 (a): Elipsoide na posição horizontal. (b): posição vertical.

As simulações e análises dos quatro perfis descritos nesse capítulo são apresentados em detalhes na seção 4.1 que se refere aos resultados numéricos obtidos. Na sequência é apresentado os procedimentos realizados para a obtenção do perfil condilar análogo ao camo.

3.2.2 – Junta de Perfil Condilar

De maneira análoga ao deslocamento de um seguidor é possível imaginar uma junta que cumpra o mesmo movimento cinemático de um camo e proporcione o movimento combinado de rotação e translação. A biomimética é uma estratégia de busca de soluções de problemas por meio de soluções existentes na natureza. A obtenção do perfil condilar pela escolha de uma seção do côndilo é o resultado da adoção dessa estratégia, mas priorizando o movimento cinemático a ser recuperada e não a geometria.

O côndilo do modelo em *stl* foi usado como ponto de partida do traçado do perfil base. O plano adotado deve intersectar a principal região de contato do côndilo com a fossa condilar. A inclinação do plano foi obtida com o auxílio da Figura 3.12 (a) do trabalho de Ramos e Mesnard (2014b). Ao simularem a abertura da prótese, eles delimitam a linha de contato da prótese ao longo do movimento sobre a porção da fossa condilar que copia o relevo da região natural. Mesmo se baseando no movimento de abertura de uma prótese, o caminho percorrido é considerado próximo da abertura de uma boca saudável, visto que o estudo foi realizado usando uma fossa condilar personalizada que imita a região anatômica original. A linha em amarelo da Figura 3.12 (b) e (c) indica a intersecção dos planos através da trajetória obtida com base no contato de Ramos e Mesnard (2014b).

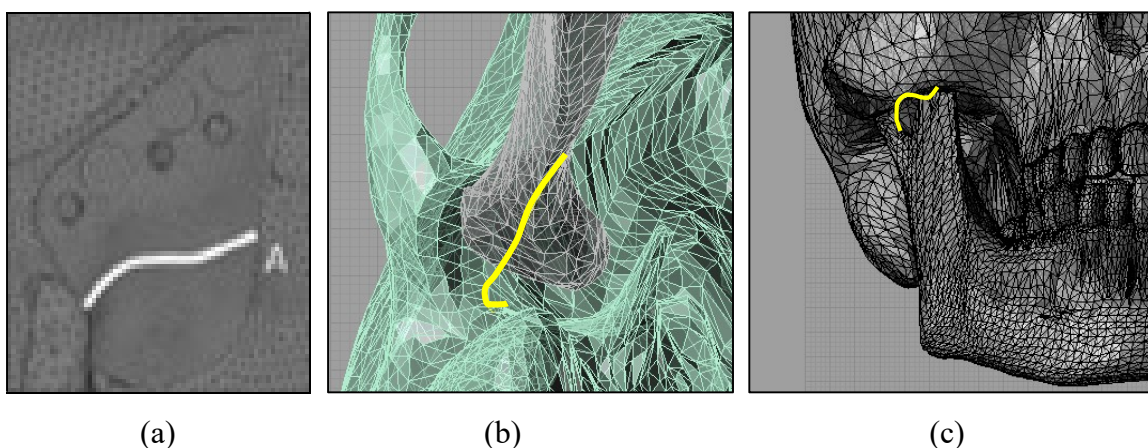


Figura 3.12 (a): Trajetória da simulação de Ramos e Mesnard (2014b). (b): Indicação no modelo de crânio da trajetória de contato entre o côndilo e o crânio. (c): Vista frontal.

Esse trabalho implica nas diferenças cinemáticas de próteses na porção de abertura máxima e protrusão, por isso a determinação da linha de contato foi utilizada como guia para rebater a região de contato e obter o perfil para análise. Indicada a região da trajetória do contato na maxila, um plano de intersecção foi traçado para obter o perfil condilar de forma a proporcionar o movimento do conjunto. A linha em azul das Figuras 3.13 (a) e (b) ilustram a trajetória obtida no passo anterior.

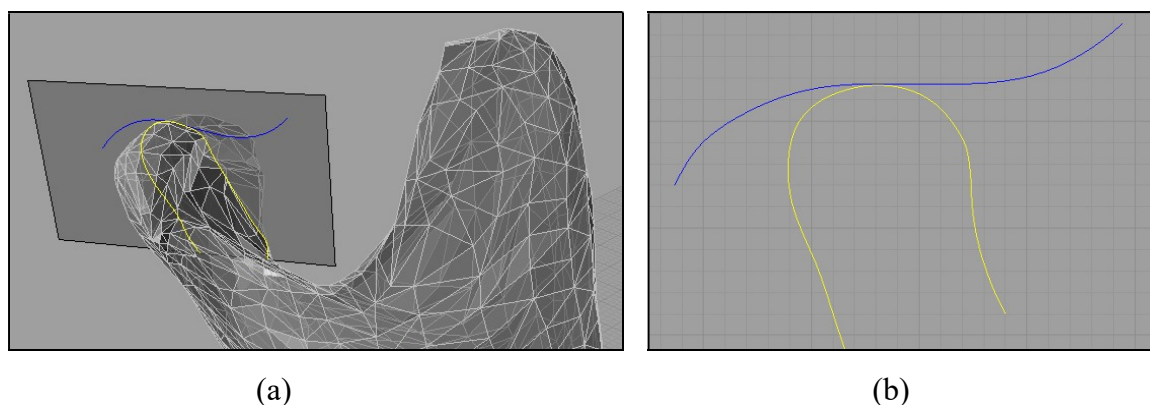


Figura 3.13 (a): Plano de intersecção para obter o perfil condilar (linha amarela) da região solicitada com base na linha da trajetória (linha em azul). (b): Vista em lateral do perfil obtido.

Com a linha que representa o perfil condilar obtido, o próximo passo foi rebater a trajetória superior da região de contato para a região inferior, obtendo assim um perfil de camo que pudesse ser simulado em uma pista como nos casos anteriores. A Figura 3.14 (a) mostra o perfil condilar principal delimitado por uma circunferência de diâmetro de 10 milímetros que representa a pista de contato, enquanto que a linha em vermelho representa o seguimento da metade superior rebatido na metade inferior. A Figura 3.14 (b) mostra a superfície do camo final que será simulado nessa nova etapa de projeto.

Adotado o perfil condilar, três diâmetros de base da pista por onde o camo irá movimentar-se foram simulados. Os diâmetros escolhidos foram de 9,85, 10,00 e 10,35 mm como mostrado na Figura 3.15. O diâmetro de 9,85mm foi escolhido como sendo o menor diâmetro que possibilita o livre movimento da prótese pela pista. Os diâmetros de 10,00 e 10,35 mm foram escolhidos por serem próximos dos valores da seção do modelo natural.

Nessa etapa, a barra adotada na seção 3.1.1 foi substituída pela geometria da mandíbula (Figura 3.16), mesmo assim as coordenadas do ponto analisado foram mantidas.

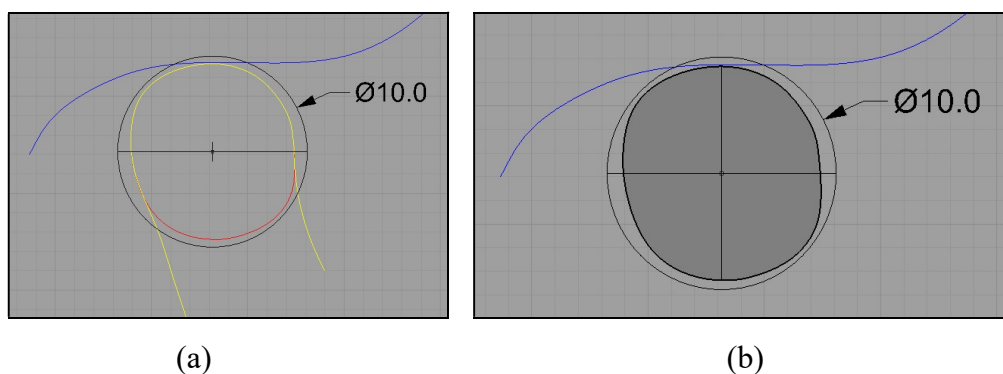


Figura 3.14 (a): Vista lateral do perfil obtido com rebatimento do segmento superior na porção inferior (linha em vermelho). (b): Superfície do perfil de camo final obtido.

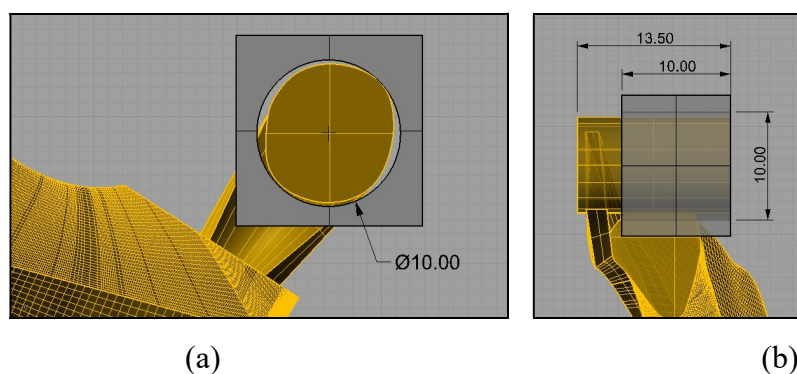


Figura 3.15: Modelo de base com 10 mm. (b): Medições da base com a mandíbula.

O média do erro absoluto (MEA) entre os valores numéricos obtidos na simulação e os resultados experimentais obtidos por Missaka (2010) foi calculado de acordo com a Equação 3.1 e seus resultados apresentados no Capítulo 4.2. A média é estabelecida com base em 45 pontos de monitoramento durante o intervalo de 0 a 4,5 segundos com variação de 0,1 segundos entre pontos.

$$MEA = \frac{\sum_{ti}^{tf} |x_{simulado} - x_{referência}|}{N} \quad 3.1$$

Sendo N é o número de pontos analisados, t_i é o tempo inicial, t_f é o tempo final do intervalo analisado, $x_{simulado}$ é o valor encontrado na simulação da prótese proposta e $x_{referência}$

é o valor de Missaka (2010). A soma do valor absoluto da diferença entre os pontos satisfaz o intervalo inicial ($t_i = 0$ s) até o tempo final ($t_f = 4,5$ s).

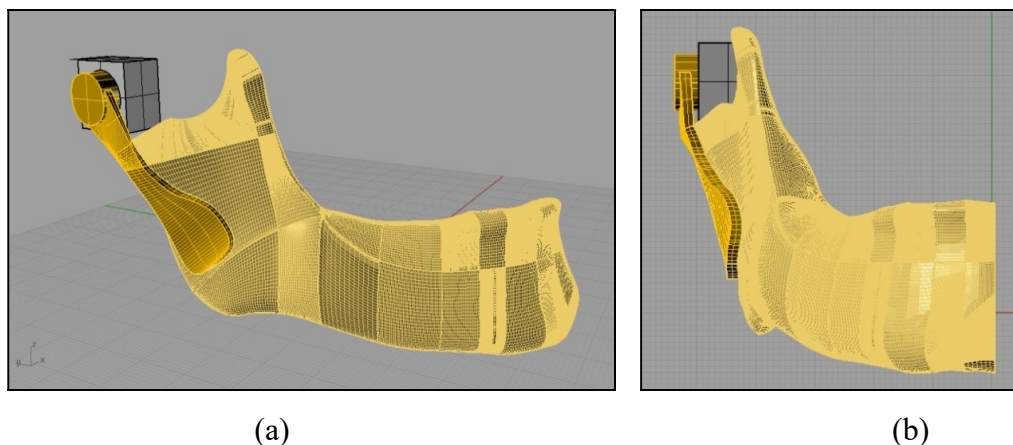


Figura 3.16: Vista em perspectiva do modelo. (b): Vista frontal do modelo.

3.3 – Set-Up da Simulação em Elementos Finitos

Para a análise estática em elementos finitos foram escolhidos cinco pontos presentes na trajetória de abertura e fechamento da mandíbula, como mostrado na Figura 3.17. As análises são realizadas de forma a verificar o deslocamento entre os pontos monitorados e a tensão gerada tanto em componentes metálicos (von Mises) quanto a tensão gerada na porção óssea (Máxima Principal). Tais posicionamentos estão dentro dos gráficos de Posselt e foram escolhidos por serem pontos chaves no movimento da mandíbula e estão descritos abaixo:

Posição 1: Abertura da mandíbula a partir do ponto em que os dentes estão em contato (Figura 3.17(a)). Os músculos: pterigoideo medial, masseter (superficial e profundo) e temporal foram interpretados por molas (de acordo com a Tabela 2.1 e a Figura 2.7: abertura) enquanto que o músculo digástrico foi simulado como uma força de 2,5 N e de 25N. A força de 2,5N foi usada para comparar com o mesmo valor da simulação em corpo rígido (MASKOVÁ E GALLO, 2016). A força de 25N foi usada para verificar a capacidade de convergência da simulação para maiores deslocamentos.

Posição 2: Fechamento da mandíbula a partir de uma abertura de 20 mm (Figura 3.17(b)). O movimento é exclusivo de rotação e o contato entre côndilo e fossa se dá na porção esquerda da cavidade da fossa. Os músculos: pterigoideo medial, masseter (superficial e profundo) e temporal foram interpretados por forças vetoriais de acordo com a Tabela 2.1 e a Figura 2.7 (fechamento).

Ponto 3: Fechamento da mandíbula a partir de uma abertura de 20 mm (Figura 3.17(c)). O movimento é formado por rotação e translação máxima. O contato entre côndilo e fossa se dá na porção direita da cavidade da fossa. Os músculos: pterigoideo medial, masseter (superficial e profundo) e temporal foram interpretados por forças vetoriais de acordo com a Tabela 2.1 e a Figura 2.7 (fechamento).

Ponto 4: Fechamento da mandíbula a partir da abertura de 40 mm (Figura 3.17(d)). O movimento é formado por rotação e translação. Os músculos: pterigoideo medial, masseter (superficial e profundo) e temporal foram interpretados por forças vetoriais de acordo com os valores da Tabela 2.1 e a Figura 2.7 (fechamento)..

Ponto 5: Fechamento da mandíbula a partir do ponto de oclusão dos dentes (Figura 3.17(a)). Os músculos: pterigoideo medial, masseter (superficial e profundo) e temporal foram interpretados por forças vetoriais de acordo com a Tabela 2.1 e a Figura 2.7 (fechamento).. Nessa simulação deseja-se verificar o desacoplamento do contato entre o côndilo e fossa, como ocorre na condição de mandíbula saudável.

Embora tenham sido consideradas cinco configurações diferentes de posicionamento, foram simuladas seis situações, sendo que o Ponto 1 foi variado com duas forças de 2,5N e 25N. Para melhor estabilidade das simulações no momento de movimentação da mandíbula e de modo a evitar picos de tensões nas estruturas, as simulações de fechamento da mandíbula levaram em consideração um objeto cilíndrico com propriedades isotrópicas do aço em contato com os dentes. O cilindro visa representar a mordida de uma pessoa com um anteparo, permitindo a convergência da força ao longo da aplicação. As condições de contorno utilizadas foram: superfícies com restrições nos 6 graus de liberdade (comando

Fixed) nas porções superiores do crânio e na face de corte posterior do crânio. Nas faces correspondentes ao plano medial foram adotadas a condições de simetria.

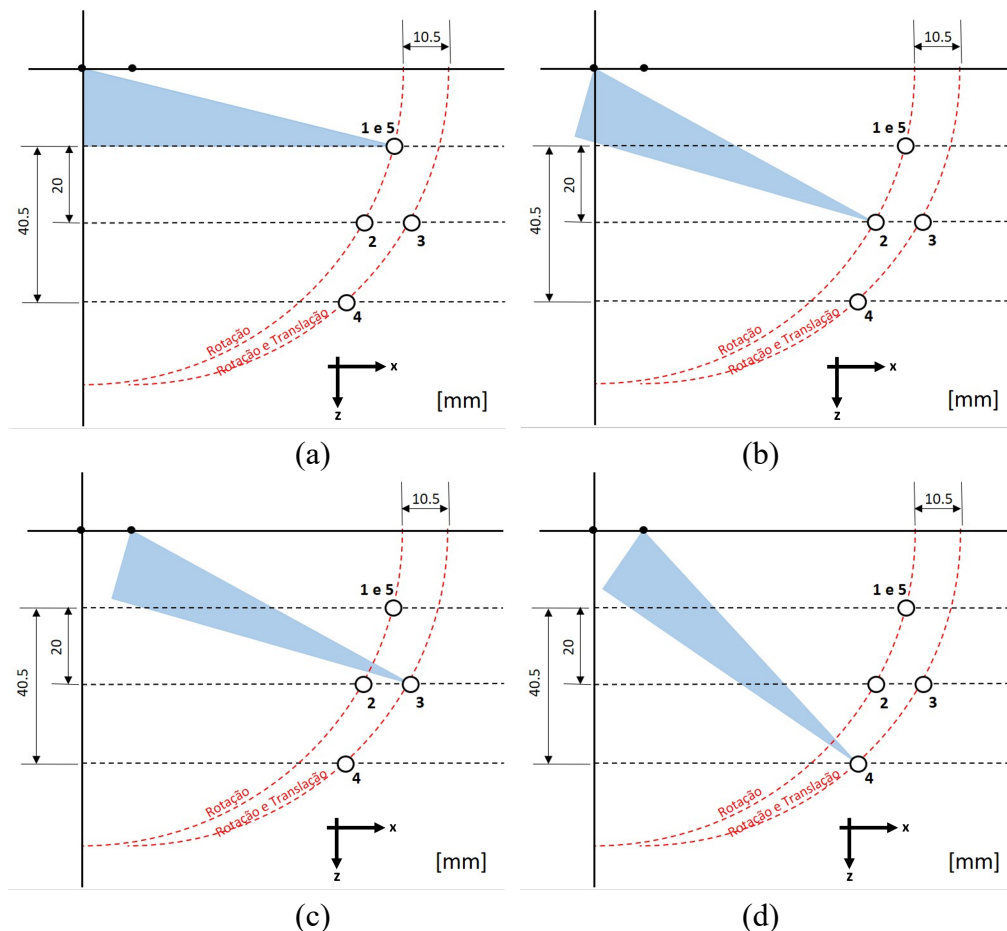


Figura 3.17: Diagrama das quatro posições monitoradas na análise de elementos finitos sendo (a) Posição 1 e 5. (b) Posição 2. (c) Posição 3. (d) Posição 4.

No método de elementos finitos o contato entre superfícies é descrito como uma iteração tangencial com características de não haver interpenetração, de modo a transmitir a força de compressão normal e forças de atrito tangencial. A não linearidade no contato depende da condição assumida, sendo a rigidez do sistema depende do tipo de contato imposto, permitindo em determinados casos a separação entre as superfícies e, em outros, o deslizamento.

O contato da prótese condilar com a prótese da fossa representa um contato do tipo não linear, que apresenta raios de curvaturas com superfícies de iteração do tipo côncavo-convexo. Fisicamente o contato entre dois corpos não permitiria a interpenetração, em uma situação real de falha, a região sofreria uma deformação plástica e acabaria acomodando o

contato de modo a propagar a tensão em torno de uma região e não concentrar em um ponto. No programa foram utilizadas ferramentas do tipo imposição de compatibilidade de contato, para a prevenção de interpenetração. Foi utilizada a opção *Augmented Lagrange* para o contato *Frictionless*.

Dentre as opções do programa Ansys Workbench® também foi possível selecionar o comando *Adjust to Touch* que lida com o tratamento entre interfaces. Essa opção permite ajustar o contato deslizante (*Frictionless*) entre duas superfícies, de modo a fechar regiões de *gap* ou coincidir regiões em que ocorre interpenetração entre elementos. A geometria inicial não é alterada e o comando permite um ajuste na malha diminuindo os erros inerentes da discretização das superfícies de contato.

Os contatos utilizados pelo software *Ansys Mechanical Static* estão descritos na tabela 3.1, em que as relações de contato são definidas por *Contact* e *Target*. Os parafusos, de formato cilíndrico e sem rosca, foram numerados na ordem de 1 a 12 (Figura 3.18), sendo que de 1 a 4 representam os parafusos da porção do arco Zigomático, enquanto que os números de 5 a 12 representam os parafusos do côndilo na porção do ramo da mandíbula. Os contatos utilizados foram *Bonded* (contato do tipo colado) e *Frictionless* (contato deslizante que permite separação).

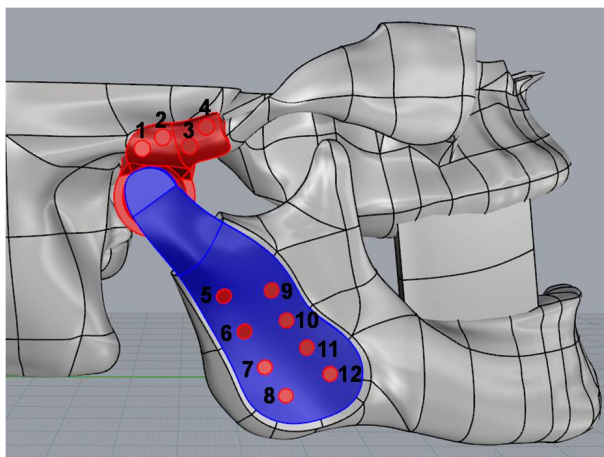


Figura 3.18: Numeração dos parafusos utilizada na simulação.

Como hipótese, os dentes foram simplificados para dois patamares contínuos e planos, de modo que o encaixe na oclusão fosse coincidente. Essa simplificação não corresponde à original, em que os picos das cúspides dos dentes restringem o contato, mas foi adotado de forma a evitar problemas de convergência nas simulações e picos de tensão em áreas

pequenas. O contato oclusal varia de indivíduo para indivíduo e seria uma condição de difícil controle. Os planos de contato dos dentes foram projetados de acordo com a curva de Spee (Figura 2.2).

Tabela 3.1: Relação Contact/Target de contato para a simulação em elementos finitos.

Contact	Target	Tipo de Contato
Osso Cortical Mandibular	Osso Trabecular Mandibular	Bonded
Parafuso 1	Prótese Arco Zigomático	Frictionless
Parafuso 2	Prótese Arco Zigomático	Frictionless
Parafuso 3	Prótese Arco Zigomático	Frictionless
Parafuso 4	Prótese Arco Zigomático	Frictionless
Parafuso 5	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 6	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 7	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 8	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 9	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 10	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 11	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 12	Prótese Condilar	Frictionless
Parafuso 1	Arco Zigomático	Bonded
Parafuso 2	Arco Zigomático	Bonded
Parafuso 3	Arco Zigomático	Bonded
Parafuso 4	Arco Zigomático	Bonded
Parafuso 5	Mandíbula	Bonded
Parafuso 6	Mandíbula	Bonded
Parafuso 7	Mandíbula	Bonded
Parafuso 8	Mandíbula	Bonded
Parafuso 9	Mandíbula	Bonded
Parafuso 10	Mandíbula	Bonded
Parafuso 11	Mandíbula	Bonded
Parafuso 12	Mandíbula	Bonded
Prótese Condilar	Prótese Arco Zigomático	Frictionless
Dente Maxila	Maxila	Bonded
Dente Mandíbula	Mandíbula	Bonded
Prótese Arco Zigomático	Maxila	Frictionless
Prótese Condilar	Mandíbula	Frictionless
Cilindro	Dente Maxila	Bonded
Dente Mandíbula	Cilindro	Bonded

A manufatura aditiva é uma sugestão de processo encontrado para produzir o formato personalizado da fossa condilar de acordo com a anatomia do paciente. Frisando que este trabalho visa a análise cinemática e não engloba outras análises que envolvam materiais e processos de fabricação. O limite de escoamento para ligas convencionais de Ti-6Al-4V apresenta um valor médio de 880 MPa. É importante ressaltar que o processo de manufatura aditiva em metais é recente e ainda não existe um intervalo de catálogo. Para peças sem pós processamento pode-se citar as tecnologias de EBM (*Electro Beam Melting*) e SLM (*Selective Laser Melting*) que possuem propriedades mecânicas inferiores às ligas feitas no processo convencional (EDWARDS e RAMULU, 2014; GREITEMEIER et al., 2017; HRABE et al., 2017). No entanto, em trabalhos recentes com a tecnologia EBM, peças com pós processamento por meio da tecnologia *Hot Isostatic Pressing* (HIP) permitem reduzir a porosidade dos materiais em altas temperaturas (GÜNTHER et al., 2017; SEIFI et al., 2017, CHASTAND et al., 2018), aproximando a propriedade da liga de manufatura aditiva à liga de processos convencionais (HRABE et al., 2017; VAYSSETTE et al., 2017; TIMET, 2018). Os materiais simulados foram considerados isotrópicos e seus valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson estão descritos na Tabela 3.2.

Tabela 3.2: Propriedade dos materiais utilizados na simulação em elementos finitos.

Material	Modulo de Young [MPa]	Coefficiente de Poisson	Referência
Osso Cortical	13700	0,3	Sertgöz and GÜvener, 1996; Li et al. 2014
Osso Trabecular	1370	0,3	Sertgöz and GÜvener, 1996;
Ti6Al4V	105000	0,3	Kimura et al., 2006; Knoll et al. 2006; Li et al. 2014
Dentina	17600	0,34	Li et al. 2014
Aço 1020	207000	0,28	Norton, 2000.

Uma vez apresentado os Materiais e Métodos empregados neste trabalho, segue-se então para o capítulo de Resultados. Os parâmetros usados nos capítulos 3.1 (Metodologia de Modelagem BioCAD), 3.2 (Estudos de Mecanismos Planares) e 3.3 (Set-up da Simulação em Elementos Finitos) formaram a base para os resultados dos capítulos 4.1 (Simulação em Perfis Padrões), 4.2 (Simulações de Perfil Condilar) e 4.3 (Simulação e Análise de Elementos Finitos), respectivamente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Ao longo do trabalho de mestrado foram realizados três momentos de simulações intercaladas, sendo que cada simulação direcionou a próxima etapa do projeto. A primeira análise foi feita de maneira introdutória à Análise de Corpo Rígido em Perfis Padrões, em que se escolheu o camo como possibilidade de perfil planar para ser utilizada na prótese. A segunda Análise de Corpo Rígido foi feita para três tipos de Camos a partir de um Perfil Condilar, definindo assim a estrutura final da prótese. A terceira Análise em Elementos Finitos foi feita para o perfil condilar que melhor se adaptou na segunda análise. Por conta disso, os resultados apresentados são divididos em três capítulos, para cada uma das análises. Lembrando que as configurações de cada resultado foram verificadas nos capítulos 3.2.1, 3.2.2 e 3.3 respectivamente.

Vale destacar ainda que durante a realização do trabalho de graduação foram realizadas simulações de Análise de Corpo Rígido tanto para perfis padrões quanto para perfil condilar, considerando a rotação do camo como entrada e não a força de aplicação nos músculos. Os resultados obtidos nessas primeiras simulações permitiram obter resultados preliminares do perfil condilar, cujos resultados foram publicados em um artigo científico em congresso internacional (IDOGAVA, 2018).

4.1 - Simulações em Mecanismos Planares

O software utilizado na modelagem e na simulação dos mecanismos de junta foi o PTC Creo Parametric, versão 3.0, na seção de Análise Rígida de Mecanismos. Aplicando o movimento de rotação no centro do cilindro, partindo do ponto de repouso até o ponto de abertura de 32°, foram obtidos os gráficos de deslocamento X e Z do ponto P3. O tempo utilizado na simulação foi de 4,5 segundos, que corresponde à primeira curva de abertura de Missaka (2010). Os três perfis adotados assim como as funções aplicadas ao movimento e as dimensões usadas foram descritas no capítulo 3.2

4.1.1 Perfil Cilíndrico

Na primeira análise para validação da simulação, o perfil cilíndrico foi testado como ponto de partida para a comparação de futuros mecanismos de junta com deslocamentos previsíveis utilizando a formulação trigonométrica. Mesmo com um centro de rotação fixa, essa simulação foi importante para verificar o movimento da mandíbula no instante de abertura máxima no eixo Z e a atuação de molas ao longo do movimento. Os resultados obtidos em juntas com perfis condilar são mais difíceis do ponto de vista de previsibilidade, devido ao fato do centro de rotação variar em movimentos de rotação e translação de maneira simultânea.

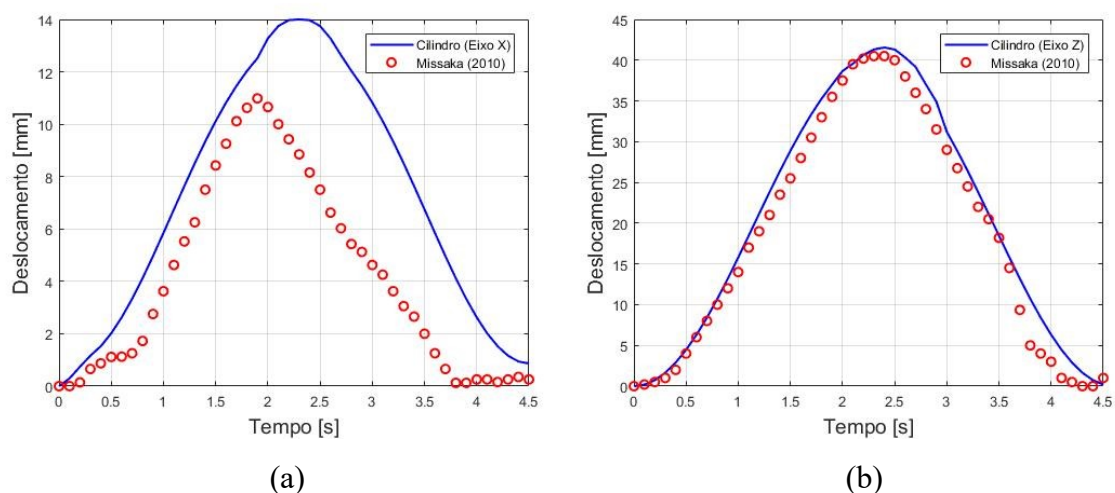


Figura 4.1(a): Gráfico do deslocamento na direção X para o cilíndrico. (b): Gráfico do deslocamento na direção Z para o cilíndrico.

De acordo com a Figura 4.1(b) foi possível verificar que a amplitude máxima de 40 mm estava próxima do resultado obtido por Missaka (2010). No deslocamento em X mostra-se mais superior, na ordem de 2,5 mm, como observado na Figura 4.1(a).

4.1.2 Perfil Esférico

O contato do tipo *Ball* (PTC Creo) foi adotado na região de contato da base esférica. A força imposto na simulação no centro de rotação da esfera foi o mesmo que o descrito durante a simulação com perfil cilíndrico. Ao fazer a análise dos gráficos de deslocamento em X e Z para a junta esférica foi observado que foram obtidos os mesmos resultados do caso com junta cilíndrica (Figura 4.1). Esse fato provavelmente ocorreu devido a atuação de um centro de rotação fixo em torno do centro da face da meia esfera, definido pela própria ferramenta de junta do software.

Com os resultados obtidos até o presente momento é possível demonstrar que a resposta cinemática para tal comportamento não é simples, mas de movimento conjugado, como esperado. Mesmo assim, usando uma análise de sensibilidade adotando um método de analogias do gradiente obtido com o da literatura existente é possível tirar algumas análises de certos padrões observados para o problema de prótese de ATM. Observando a superfície de contato da prótese Biomet (Figura B2, Anexo B) o formato elíptico foi testado.

4.1.3 Perfil Elipsoide

A Figura 4.2 representa os gráficos de deslocamento nas direções X e Z para o perfil elipsoide horizontal. A leitura do deslocamento na Figura 4.2(a) mostra que embora a curva em X do camo acompanhe bem a curva de Missaka até 1,8 segundos, há uma defasagem de aproximadamente 0,5 segundo até o final do movimento. Além disso, uma diminuição de 22 mm na direção Z foi observado neste camo horizontal, como mostrado na Figura 4.2(b).

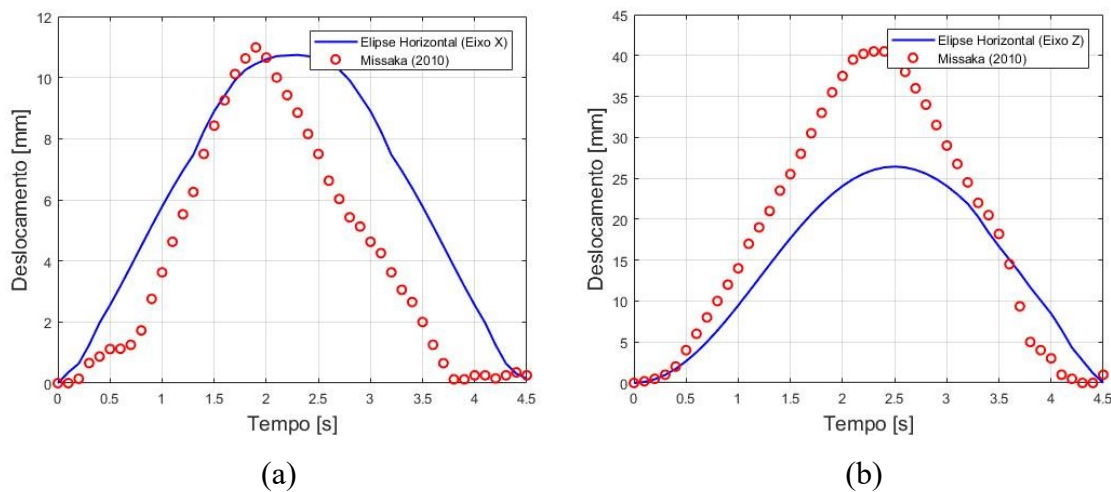


Figura 4.2(a): Gráfico do deslocamento na direção X para o perfil elipsoide horizontal. (b): Gráfico do deslocamento na direção Z para o perfil elipsoide horizontal.

A simulação do perfil elipsoide vertical (Figura 4.3) possui dimensão de maior diâmetro (6 mm) na posição vertical e de menor diâmetro (3 mm) na posição horizontal. Desta forma, o camo foi posicionado de modo a apoiar-se em seu menor raio.

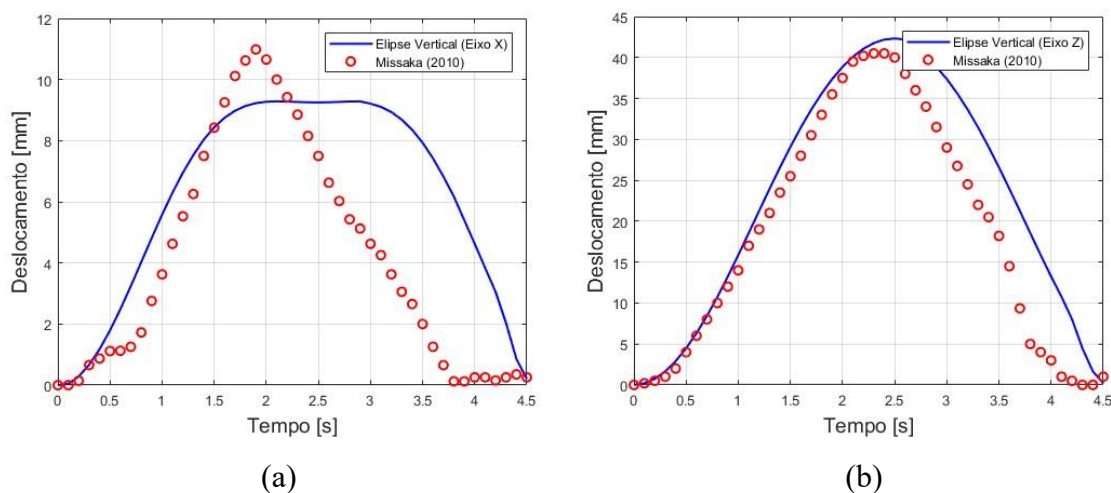


Figura 4.3(a): Gráfico do deslocamento na direção X para o perfil elipsoide vertical. (b): Gráfico do deslocamento na direção Z para o perfil elipsoide vertical.

O deslocamento na coordenada em Z para o perfil elipsóide vertical foi similar ao observado no deslocamento em Z do perfil cilíndrico. Como a angulação aplicada é de 32° , o movimento de rotação é pequeno para observar grandes diferenças com relação ao caso

cilíndrico. Por isso, não há tempo da barra transladar na direção Z como esperado. O gráfico de deslocamento na direção X (Figura 4.3 (a)) mostra uma planificação do pico, como uma fase constante do deslocamento.

Diante disso, pode-se observar que o deslocamento na direção Z foi muito próximo do desejado, tanto em termos de amplitude quanto de comportamento ao longo do tempo. No entanto, a instabilidade do formado dentro da base circular demonstrou a formação de um patamar horizontal na direção X.

Essa análise foi importante para descartar formas de bases pequenas nesse momento. Assim é possível concluir nessa primeira parte que a diminuição da base elíptica para a direção Z (amplitude de abertura máxima) é benéfica, enquanto que para a translação na direção X apresenta certa instabilidade. Dando sequência na pesquisa, um próximo perfil foi simulado, seguindo o formato de camo com base no perfil condilar original.

4.2 – Simulações em Perfil Condilar

O deslocamento das juntas de perfis cilíndrico e esférico foi cíclico e apresentou a mesma simetria tanto para a correspondência da abertura (de 0 a 2,25 s) até o fechamento (de 2,25 a 4,5 s). Essa simetria é indesejada, pois a abertura e fechamento pelas curvas de Missaka (2010) têm uma trajetória não simétrica, demonstrando que outros fatores devem influenciar o comportamento de movimento além do próprio desenho da pista. Esses fatores foram verificados na simulação em juntas de perfil condilar, adicionando os efeitos dos músculos por componentes de molas.

Nesse capítulo são apresentados os resultados de três simulações feitas a partir da variação do diâmetro da prótese da fossa, sendo os valores adotados 9,85, 10,00 e 10,35 mm, como previamente mencionados. A ordem cronológica das simulações partiu do diâmetro de 10,00 mm, sendo que a partir dos gráficos comparativos com Missaka (2010) outras duas simulações foram verificadas, com o diâmetro de 9,85 e 10,35 mm. Os resultados são apresentados do menor diâmetro para o maior nas seções a seguir.

4.2.1 Junta de Perfil Condilar com Diâmetro de 9,85 mm

A simulação do perfil condilar com base de diâmetro de 9,85 mm permitiu notar que as molas impulsionaram o perfil para a posição superior de contato em todas as análises. O contato da prótese de cômilo na parte superior da circunferência é desejado, pois demonstra a atuação das molas na tendência de fechar a mandíbula, atuando como músculos. A Figura 4.4 mostra o modelo utilizado na análise de corpo rígido com os componentes de molas.

De acordo com a Figura 4.5(a), a resposta na direção X apresenta um comportamento semelhante ao esperado pela literatura. Missaka (2010) atinge o valor máximo de 10,98 mm em 1,9 s, sendo que no mesmo instante a simulação teve valor de 10,91 mm. As diferenças entre a resposta da literatura e a resposta da simulação foram inferiores a 1,13 mm (atingindo a maior diferença no instante $t=2,3s$).

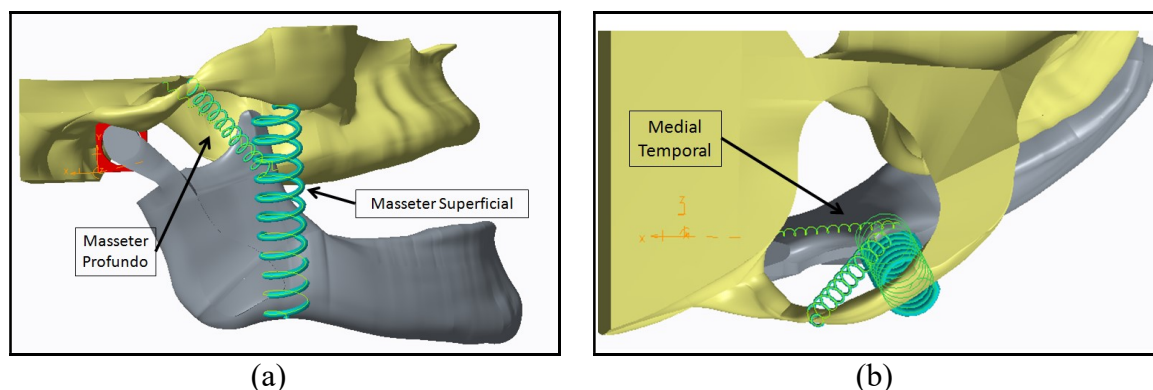


Figura 4.4 (a): Vista lateral da montagem das molas representando os músculos masseter profundo e superficial. (b): Destaque inserção músculo temporal.

Em termos de amplitude de deslocamento, o comportamento na direção Z também é muito semelhante, como pode ser observado na Figura 4.5(b). A amplitude máxima de Missaka (2010) é de aproximadamente 40,50 mm, enquanto a simulação com diâmetro de 9,85 mm resultou uma amplitude de 40,88 mm. No entanto, é possível observar um distanciamento dos pontos simulados com a literatura, sendo mais acentuado no intervalo entre 0,6 e 1,5 segundos na direção Z, sendo a maior diferença apresentada de -2,81 mm em $t=1,1s$.

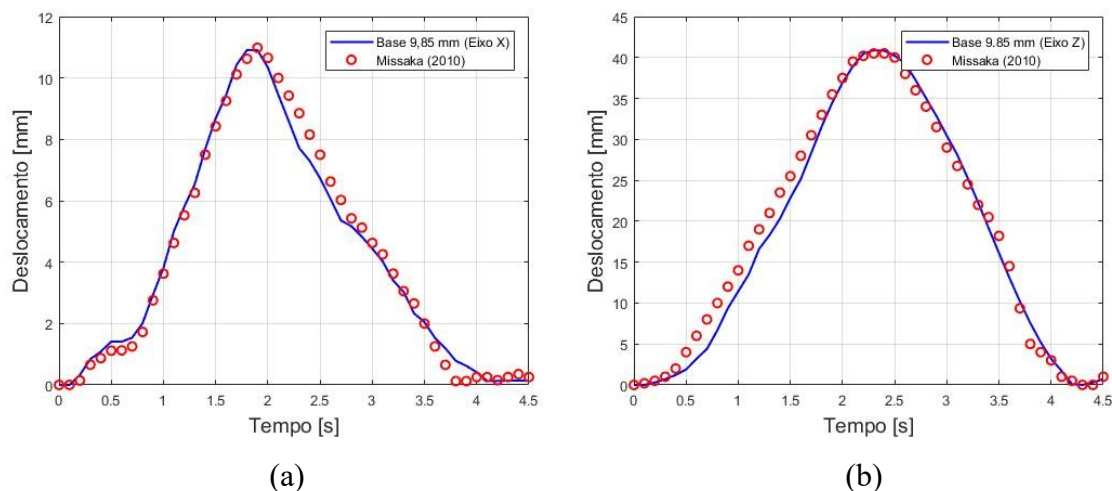


Figura 4.5(a): Gráfico do deslocamento na direção X para o diâmetro de 9,85 mm. (b): Gráfico do deslocamento na direção Z para o diâmetro de 9,85 mm.

4.2.2 Junta de Perfil Condilar com Diâmetro de 10,00 mm

Esta simulação utiliza as mesmas condições da simulação anterior para a prótese da ATM, mas com diâmetro de base de 10,00 mm. A resposta na direção X (Figura 4.6(a)) para a simulação com diâmetro de 10,0 mm mostra uma diferença de 1,05 mm para o instante de 1,9 s em comparação com Missaka (2010). Como observado, o comportamento está se distanciando do desejado quando comparado com a Fig. 4.5(a), especialmente nos intervalos finais da simulação, sendo que a diferença é maior que 2 mm para o instante de 3,6 s.

Em termos de amplitude de deslocamento, o comportamento na coordenada Z é muito semelhante durante os intervalos de 0 a 1,2 s e de 3,3 a 4,5 s, conforme apresentado na Figura 4.6(b). No entanto, a amplitude máxima não foi alcançada. É possível observar que o início do deslocamento na direção Z (entre 0 e 1,0 segundo) está mais próximo do deslocamento obtido por Missaka (2010) quando comparado com a Figura 4.5(b), porém a máxima amplitude não é alcançada. Assim, é possível verificar que um diâmetro maior permite um contato mais natural dos componentes, mas não atinge a abertura máxima.

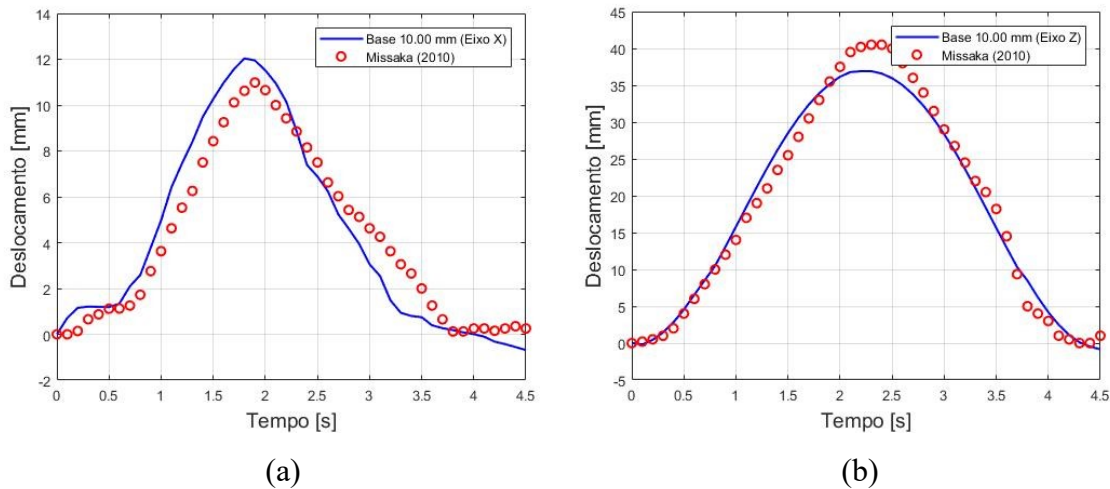


Figura 4.6(a): Gráfico do deslocamento na direção X para o diâmetro de 10,00 mm. (b): Gráfico do deslocamento na direção Z para o diâmetro de 10,00 mm.

4.2.3 Junta de Perfil Condilar com Diâmetro de 10,35 mm

A última simulação visa analisar a prótese da ATM com diâmetro de base de 10,35 mm, considerando as mesmas condições dos casos anteriores. De acordo com a Figura 4.7(a), é possível observar um aumento na diferença de deslocamento da coordenada X quando comparada com a Figura 4.6(a). Assim, uma maior folga proporciona um maior movimento da prótese condilar no interior do diâmetro sem atingir a amplitude máxima desejada. Este comportamento não é desejado, devido ao aumento da diferença entre o modelo proposto e a mandíbula saudável. De acordo com a Figura 4.7(b), o deslocamento na coordenada Z é similar aos resultados obtidos na segunda simulação (Figura 4.6(b)). Ambos os casos mostram um achatamento no topo com uma diferença de 4,8 mm em relação a Missaka (2010).

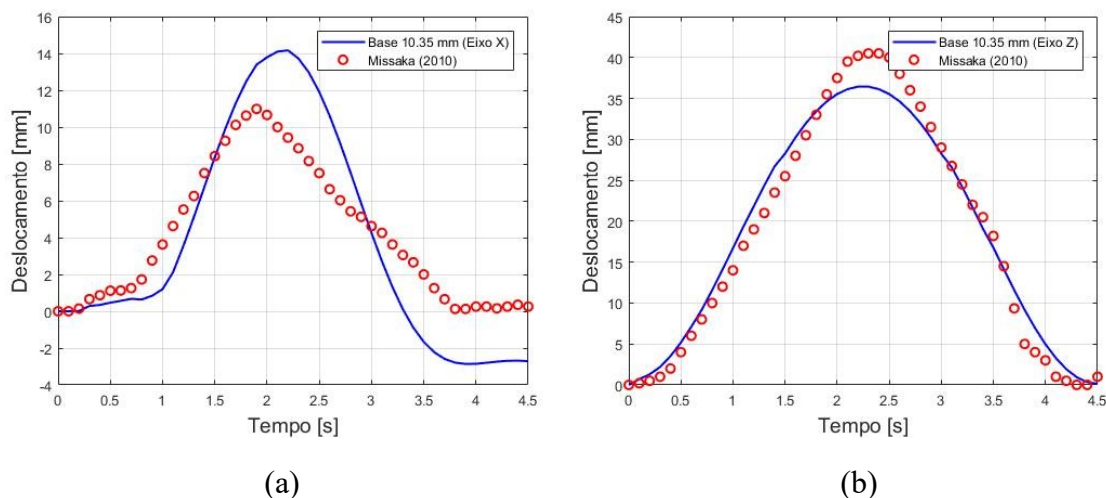


Figura 4.7(a): Gráfico do deslocamento em X para o diâmetro de 10,35 mm. (b): Gráfico do deslocamento em Z para o diâmetro de 10,35 mm.

A partir dos resultados previamente apresentados foi possível observar que os deslocamentos obtidos na junta com perfil condilar e diâmetro de 9,85 mm apresentam boa concordância com os resultados obtidos por Missaka (2010), indicando que o componente mecânico é capaz de aproximar-se do comportamento natural da mandíbula.

Além disso, pode-se observar também que, em geral, para a junta de perfil condilar desenvolvida, o aumento do diâmetro da base traz uma diminuição do deslocamento nas direções X e Z. Para valores partindo de 10,00 mm e aumentando até 10,35 mm, a amplitude na direção Z permanece estável, enquanto que a amplitude na direção X sofre um aumento considerável, distanciando do deslocamento natural obtido por Missaka (2010). A restrição do movimento dentro da base está predominantemente na parte superior. Assim, no momento da simulação é importante verificar essa região de contato de forma a ser condizente com o movimento natural.

Este trabalho revela condições ideais em termos de aplicação de força e resposta para padronizar um modelo mecânico. Em geral, os músculos que não atuam diretamente no movimento de abertura restringem o movimento da mandíbula a uma abertura natural.

A Tabela 4.1 indica o erro absoluto médio obtido em cada simulação de acordo com a Equação 3.1. Como pode ser verificado, o erro absoluto médio aumenta na direção X conforme o diâmetro aumenta, como observado nas Figuras 4.5(a), 4.6(a) e 4.7(a). Para a

direção Z também é possível observar tal comportamento de aumento da diferença entre as Figuras 4.5(b), 4.6(b) e 4.7(b).

Tabela 4.1: Erro absoluto médio simulado para a análise de corpo rígido

Diâmetro [mm]	Direção X [mm]	Direção Z [mm]
9,85	0,3261	0,8827
10,00	1,3158	1,3363
10,35	1,8267	1,4402

Considerando as delimitações adotadas neste modelo e nas análises realizadas, a prótese com diâmetro de 9,85 mm foi escolhida para a próxima etapa de simulações em elementos finitos que irá avaliar a distribuição de tensão devido ao contato na ATM.

A geometria final obtida do perfil da fossa com diâmetro de 9,85 é mostrada nas Figuras 4.8 e 4.9. A partir das Figuras 2.14, 2.19 e do Anexo B é possível reparar que tanto a prótese W. Lorenz quanto a prótese ATM Groningen apresentam uma diferença de altura significativa se comparada com a altura original do côndilo. Essas próteses utilizam um componente intermediário de polietileno de alta densidade para evitar o desgaste das porções metálicas. A espessura desses componentes altera o nivelamento do côndilo com relação à fossa. Esse trabalho não aprofundou a diferença cinemática decorrente da variação de alturas entre os côndilos, mas considera como hipótese que possa ocorrer uma diferença cinemática da abertura da mandíbula decorrente desse desnivelamento. Diante disso, propõem-se para estudos futuros a análise de uma mandíbula inteira com variações nos casos de estudo.

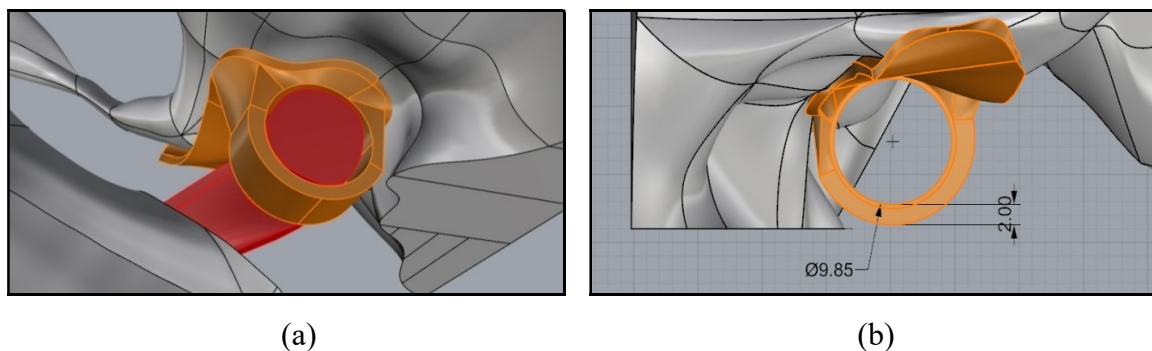


Figura 4.8(a): Detalhe conjunto prótese e base, vista. (b): Medições da Base

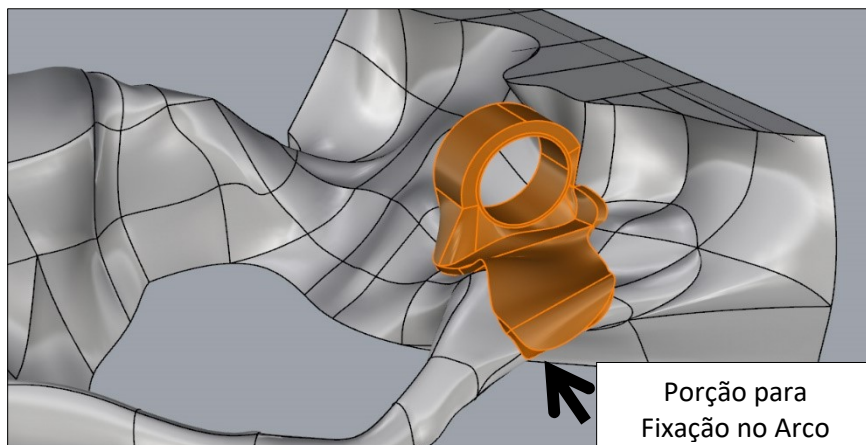


Figura 4.9: Detalhe da fixação no arco zigomático

Vale destacar ainda que, as análises desenvolvidas neste capítulo 4.2, que guiou o desenvolvimento da prótese de perfil condilar capaz de reproduzir os movimentos de um sistema saudável, foram utilizadas para a elaboração de um artigo científico denominado “*Numerical model proposed for a temporomandibular joint prosthesis based on the recovery of the healthy movement*” publicado na revista científica “*Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*” em 2018.

4.3 – Simulação e Análise em Elementos Finitos

Essa seção apresenta uma sequência de análises do método de elementos finitos para determinar as condições de tensão em pontos críticos da abertura e fechamento da mandíbula. Lembrando que a análise será feita de maneira quantitativa (mostrando campos e regiões solicitadas), mas com maior ênfase na análise qualitativa. Como as condições variam de um indivíduo para outro, não há como assegurar que os valores exatos dos gráficos podem ser observados em casos reais. No entanto, é possível descrever regiões mais solicitadas e prever se aquela tensão é condizente com a estrutura de prótese proposta ou, ainda, se pode gerar algum dano à parte biológica.

A análise de Elementos Finitos foi feita no Software Ansys® Mechanical v.18.2, sendo uma análise linear estática, em que a mandíbula será analisada em seis configurações

diferentes (conforme discutido no capítulo 3.3). As análises foram feitas em termos de deslocamento total, análise de tensão máxima principal para a porção óssea e tensão de von Mises para a porção metálica (prótese e parafusos).

Os resultados foram apresentados de maneira individual para cada posição. A escala de cores não foi padronizada, pois os resultados apresentam variações significativas de faixa e de localização. Padronizar a escala poderia omitir regiões de interesse e detalhes, o que geraria confusão ao leitor. Por conta dessa situação, os resultados serão explorados de maneira individual e comparados ao longo da discussão do texto.

Os elementos utilizados foram do tipo tetraédricos com dez nós (TET10), sendo 4 nós nos vértices e 6 nós na mediana dos segmentos. O número total de nós e elementos do modelo em cada posição está descrito na tabela do Apêndice A.

4.3.1 Posição 1 - Força de 2,5 N

A posição 1 foi definida como a abertura da mandíbula e atuação dos músculos na forma de molas. Essa posição 1 foi simulada considerando duas forças, sendo de 2,5N (igual a simulação cinemática) e 25N (dez vezes maior à anterior para verificar a natureza linear da análise).

Para a abertura de 2,5 N, o deslocamento global observado foi de 0,038 mm, sendo a região mais solicitada a protuberância mentual (Figura 4.10). Esse deslocamento era esperado pois na abertura, a protuberância da mandíbula seria a porção mais distante que se movimenta na abertura. No deslocamento relacionada a direção Z (vertical), o valor observado foi de aproximadamente 0,031 mm. A aproximação do valor da direção Z com o valor global (sendo considerada as três direções: X, Y e Z) indica que o maior deslocamento ocorre na direção Z, sendo esta a direção de abertura da mandíbula e concordante à força aplicada.

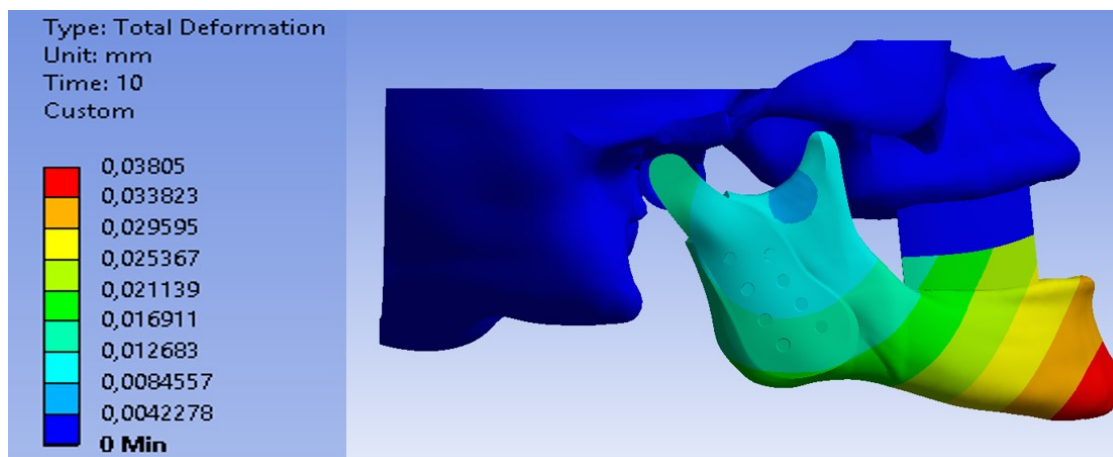


Figura 4.10: Deslocamento global da posição 1 para a força de 2,5N.

Vale a pena ressaltar que o campo de deslocamento da maxila ficou com o valor próximo de zero, pois a região de borda óssea do crânio tem o movimento restrito devido às condições de contorno impostas ao modelo. Mesmo na região de contato do côndilo com a fossa, o deslocamento é muito baixo para a força de 2,5N. A transição abrupta do mapa de cores da Figura 4.10 dos dentes da maxila (azul) com os dentes da mandíbula (tons esverdeados) ocorre devido ao próprio movimento de separação dos dentes na abertura (liberando o contato oclusal).

Como última análise verifica-se que a rotação do sistema não se encontra no contato côndilo-fossa, mas afastado para a região anterior, próximo ao processo coronóide. Esse resultado demonstra que embora a pista de deslocamento do sistema esteja livre para a rotação, o centro de movimento instantâneo desse ponto transferiu sua rotação para outro ponto. Esse ponto pode ter sido solicitado mediante a atuação dos músculos como molas, provocando uma protrusão da estrutura e modificando seu centro instantâneo de rotação no instante da simulação.

No âmbito da tensão óssea, a escala de tensão foi bloqueada no valor de zero para dar ênfase aos valores de tração. Conforme visto no capítulo 2.2, a tensão de tração é mais prejudicial para o osso e seus valores absolutos devem estar dentro de uma faixa de 50 a 150 MPa. A Figura 4.11 mostra o mapa de tensão máxima principal da maxila, onde a região mais solicitada foi o arco zigomático (com valores próximos de 2,154 MPa), em sua seção mais fina. A região da borda do 1º e do 4º furo são solicitados, mas com valores na ordem de 0,835 MPa (vide Figura 3.16). Vale ressaltar que os valores médios de tensão descritos nessas

análises levaram em consideração a média dos resultados de quinze nós da região mais solicitada, visto que a utilização apenas do pico da análise não representa o comportamento global factível.

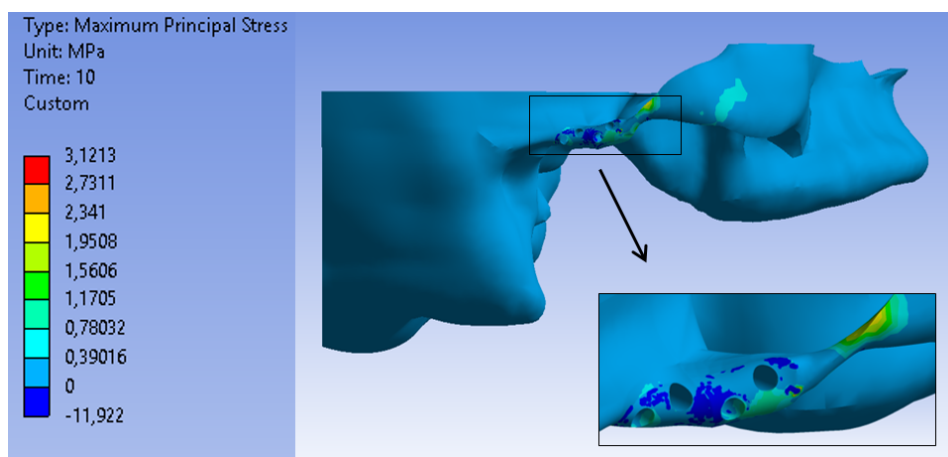


Figura 4.11: Tensão Máxima Principal da maxila na posição 1 para a força de 2,5N, destaque para o arco zigomático.

A Figura 4.12 mostra o mapa de tensão máxima principal da mandíbula, em que foi observado picos de tensão na ordem de 12,471 MPa na região de fixação da mola que simula a atuação dos músculos como limitadores do movimento de abertura. Os picos foram resultados da condição imposta na análise de elementos finitos que utiliza um nó para prender a ponta da mola. Esse nó foi sobrecarregado e gerou o pico de tensão, na condição real, os músculos atuam como um feixe e, por isso, não concentra tensão. Vale a pena lembrar que a condição de abertura da mandíbula é uma condição livre, sem impedimentos, por isso os valores de tensão máxima observado estão abaixo do intervalo esperado.

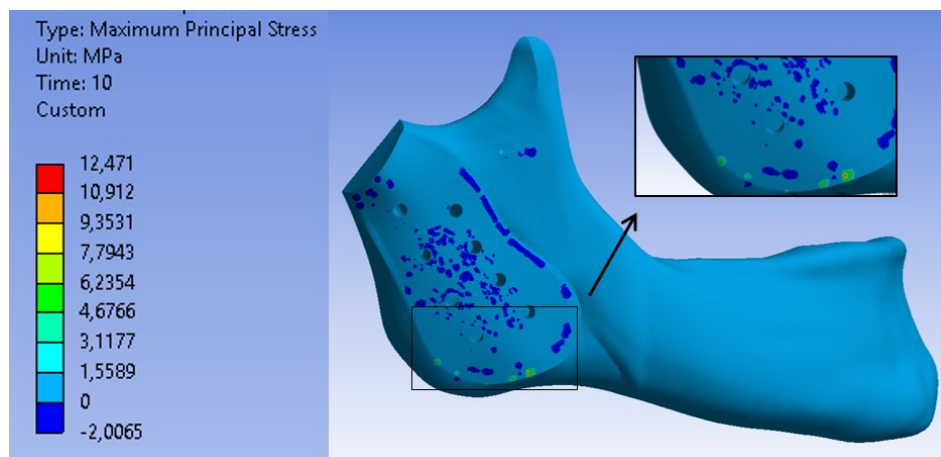


Figura 4.12: Tensão Máxima Principal da mandíbula na posição 1 para a força de 2,5N, destaque para o arco zigomático.

Os componentes metálicos foram analisados pela da tensão de von Mises em que deseja-se observar um valor de tensão abaixo de 880 MPa (valor limite de escoamento para Ti-6Al-4V visto no capítulo 3.3). Pela Figura 4.13 é possível observar que o máximo valor encontrado foi de 46,270 MPa.

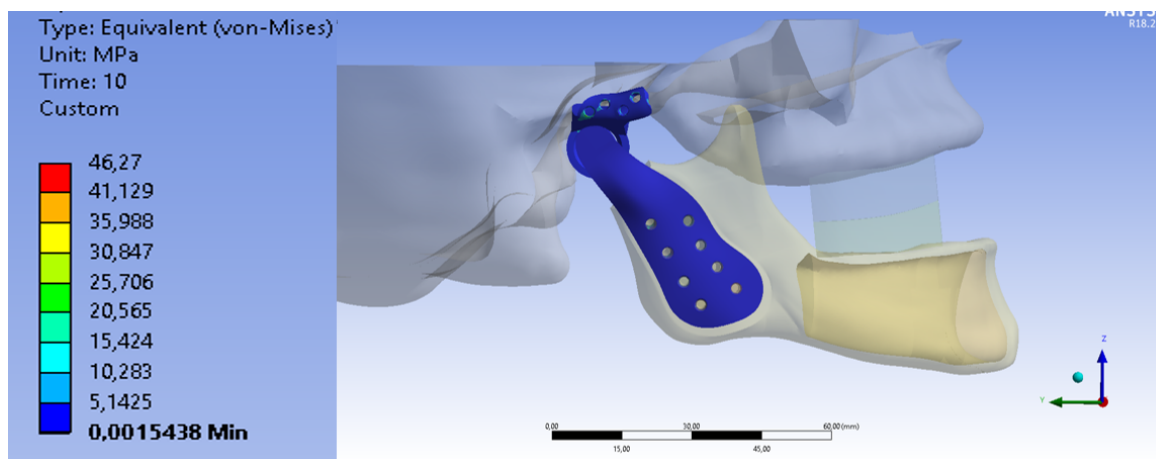


Figura 4.13: Tensão de von Mises na posição 1 com força de 2,5N.

Para a fossa, a região externa mais solicitada foi em torno do primeiro parafuso, com um valor aproximado de 28,345 MPa (Figura 4.14). Na região interna, onde ocorre o contato fossa-crânio, as superfícies em torno dos parafusos apresentaram uma tensão de von Mises próximo de 13,678 MPa (Figura 4.15), sendo que os pontos de máxima (46,270 MPa) foram

observados em dois nós da malha de elementos finitos do 3º furo. No côneo, o valor máximo de tensão de von Mises observado foi de 26,366 MPa na região do 5º furo, conforme destacado na Figura 4.16.

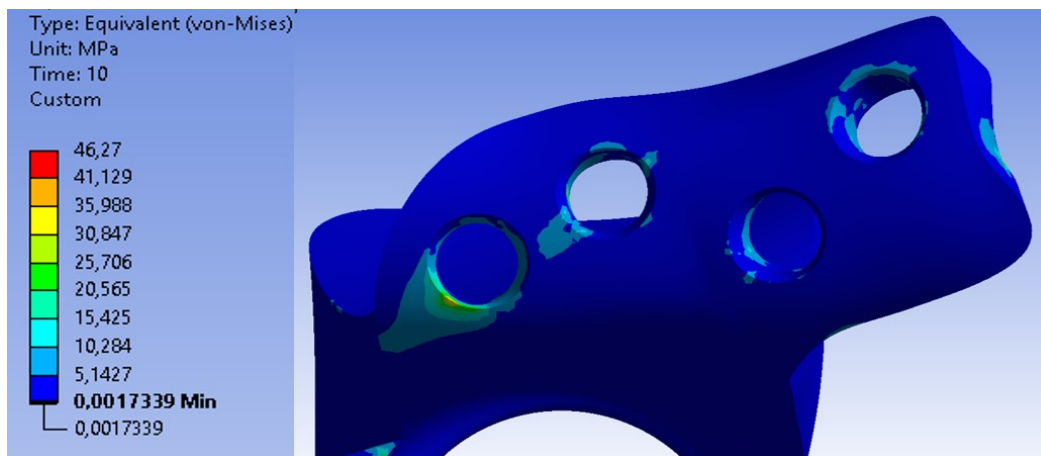


Figura 4.14: Tensão de von Mises - fossa (parte externa) na posição 1 com força de 2,5N.

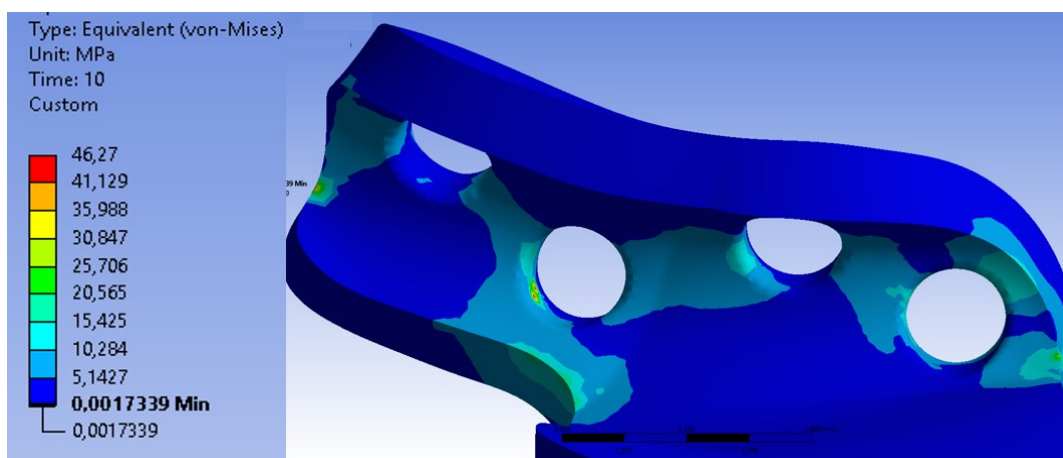


Figura 4.15: Tensão de von Mises - fossa (parte interna) na posição 1 com força de 2,5N.

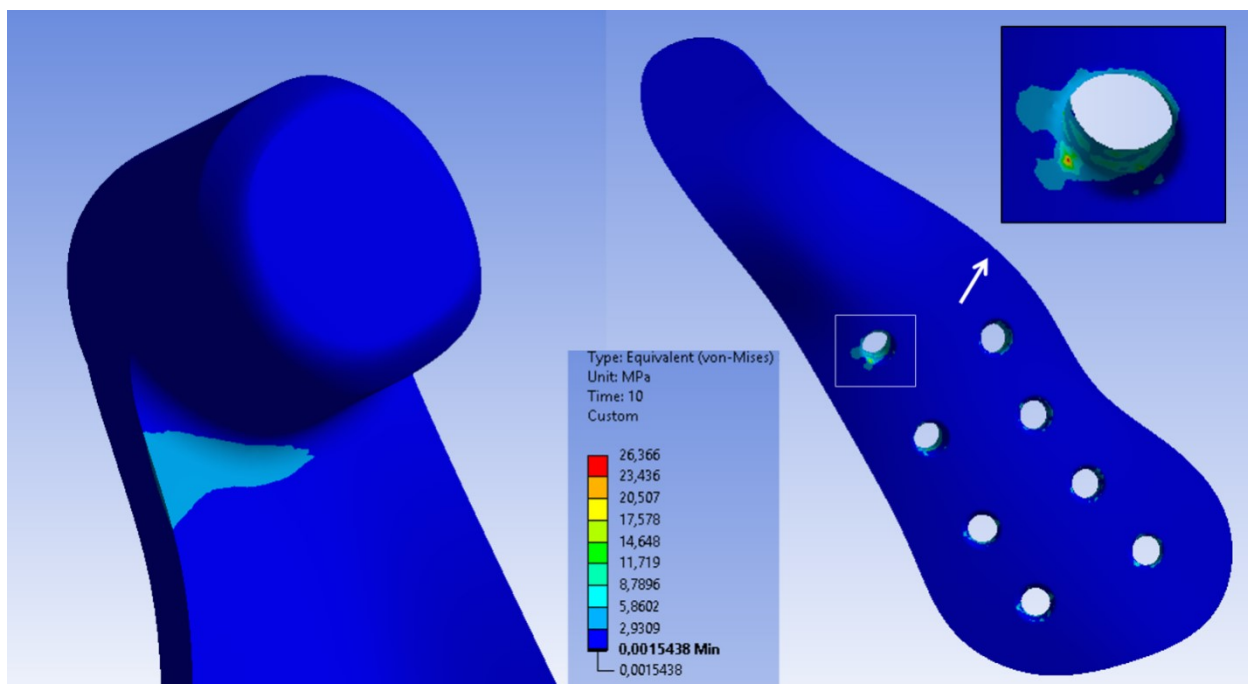


Figura 4.16: Tensão de von Mises - côndilo na posi o 1 com força de 2,5N.

Diante disso, pode-se observar que para a força aplicada de 2,5 N na posi o 1, os valores estão dentro dos padrões estabelecidos e não demonstram tendências   falha mecânica. Na sequência, são apresentados os resultados para a mesma posi o (Posi o 1), mas sujeita a uma força de 25N.

4.3.2 Posi o 1 - Força de 25 N

A simula o de 25 N utilizou as mesmas condi es de contorno, malha de elementos finitos e contatos da simula o anterior (força de 2,5 N). Para a abertura de 25 N, o deslocamento global observado foi de 0,372 mm, sendo a região mais solicitada a protuberância mental (Figura 4.17), que   a mesma região observada para a força de 2,5 N (Figura 4.10). O deslocamento teve um aumento de aproximadamente 9,79 vezes, com uma de força 10 vezes maior. Por se tratar de uma simula o linear, esses valores estão dentro de uma situa o esperada. No deslocamento relacionada a dire o Z (vertical), o valor observado foi de 0,301 mm.

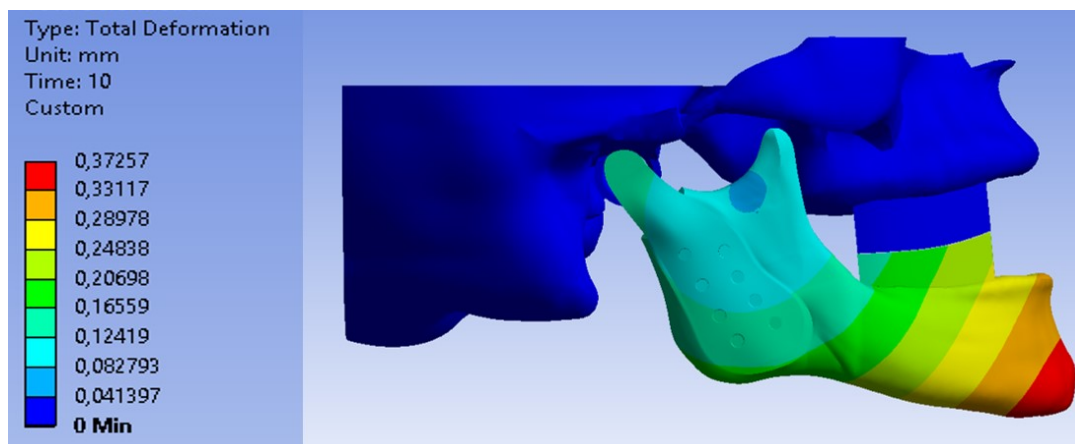


Figura 4.17: Deslocamento global da posição 1 para a força de 25N.

O deslocamento da maxila manteve o valor próximo de zero, devido às condições de contorno impostas ao modelo. Como previamente observado, o centro de rotação instantâneo da mandíbula não se encontra no contato cêndilo-fossa, mas afastado para a região anterior, próximo ao processo coronóide. Esse mesmo resultado foi observado na Figura 4.10 e ocorre devido à atuação das molas como músculos e pelo livre movimento que o cêndilo tem em relação à fossa.

A Figura 4.18 mostra o mapa de tensão máxima principal da maxila, onde a região mais solicitada foi o arco zigomático (com valor máximo de 22,666 MPa), em sua seção mais fina. Dos quatro furos, o contorno do 1º furo obteve os maiores valores de tensão máxima principal, com valores em 7,255 MPa.

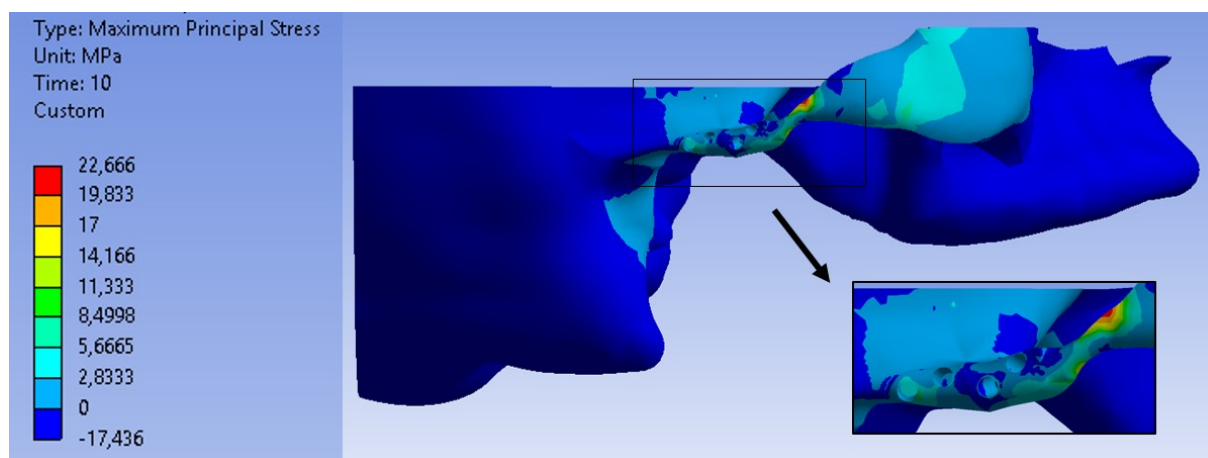


Figura 4.18: Tensão Máxima Principal da maxila na posição 1 para a força de 25N, destaque para o arco zigomático.

A tensão máxima principal da mandíbula teve um pico de 122,880 MPa (Figura 4.19), sendo que, embora o valor esteja dentro de um limite de tensão óssea, seu valor foi pontual e ocorreu na região de fixação da mola, o que não acontece na situação natural (o feixe de músculos distribuiria a força e não geraria uma alta tensão pontual na borda óssea). Nas regiões próximas dos furos, a tensão obtida foi entre 0 e 17,520 MPa.

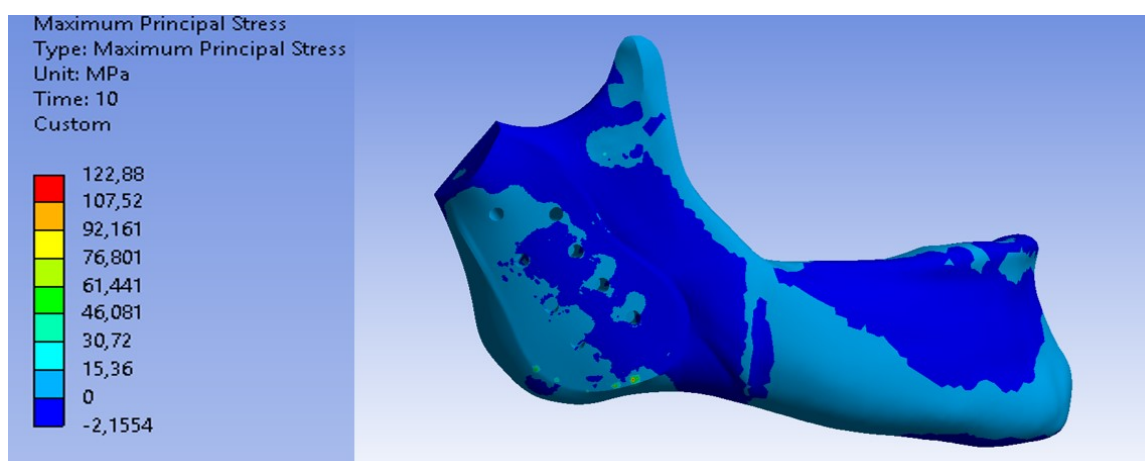


Figura 4.19: Tensão Máxima Principal da mandíbula na posição 1 para a força de 25N, destaque para o arco zigomático.

Analisando a tensão de von Mises dos componentes metálicos (Figura 4.20) é possível verificar que os maiores valores são observados na fossa, próximo a porção do 1° e 2° furo.

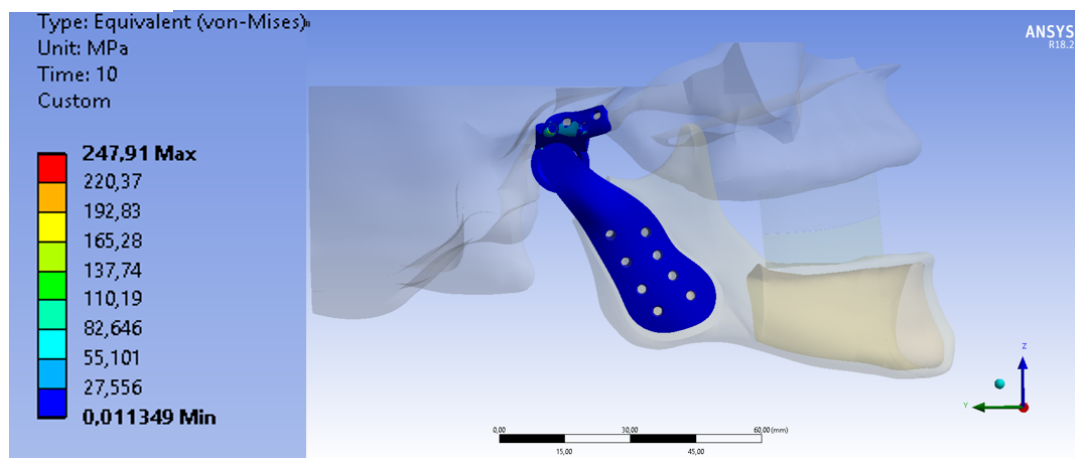


Figura 4.20: Tensão de von Mises na posição 1 com força de 25N.

Em relação a fossa, a região externa mais solicitada foi em torno do primeiro parafuso, com um valor máximo de 247,910 MPa (Figura 4.21). Na região interna, onde ocorre o contato fossa-crânio, as superfícies em torno dos parafusos apresentaram uma tensão de von Mises próximo de 76,233 MPa (Figura 4.22).

Comparando os resultados da região interna da fossa, entre as Figuras 4.15 e 4.22, é possível verificar que para a força de 2,5 N a tensão distribuiu pelos quatro furos da prótese da fossa com uma intensidade baixa, enquanto que para a força de 25N as tensões ficaram distribuída pelos três primeiros furos com uma intensidade alta. Essa diferença ocorre pois a força de 25 N tem intensidade suficiente para estabelecer o contato na pista e ainda empurrar o cêndilo na direção da fossa, concentrando a tensão na região de contato fossa-maxila.

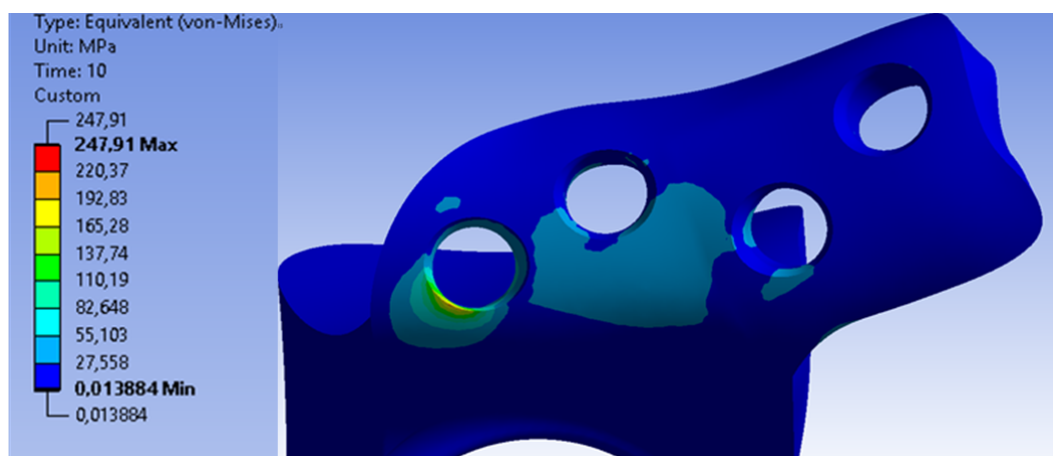


Figura 4.21: Tensão de von Mises - fossa (parte externa) na posição 1 com força de 25N.

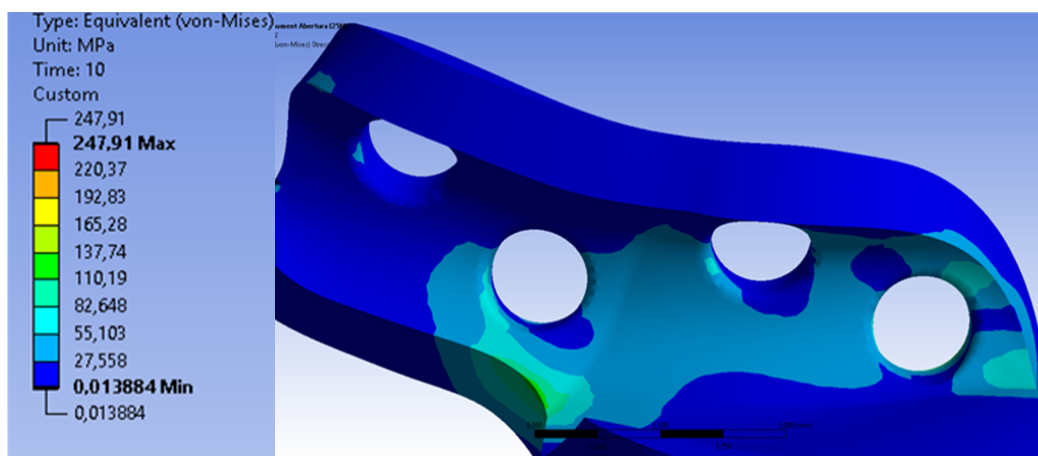


Figura 4.22: Tensão de von Mises - fossa (parte interna) na posição 1 com força de 25N.

Em relação ao côndilo, o valor máximo de tensão de von Mises observado foi de 85,675 MPa na região da cabeça, colaborando para a explicação do parágrafo anterior sobre a diferença de tensão na região interna da fossa. Além disso, verifica-se uma tensão de von Mises de aproximadamente 42,642 MPa (Figura 4.23) em uma pequena região do pescoço do côndilo, abaixo do valor limite de escoamento.

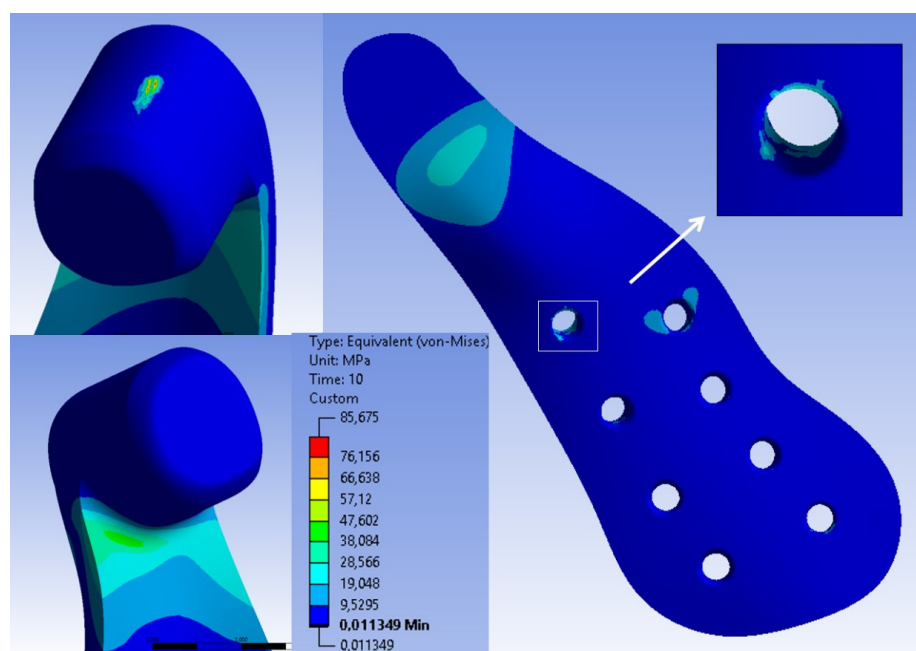


Figura 4.23: Tensão de von Mises – côndilo na posição 1 com força de 25N.

Como pode ser observado nos resultados obtidos, os valores de tensão se encontram abaixo dos limites de falhas, encerrando-se assim a análise da posição 1 para as forças de 2,5 e 25 N. A seguir são apresentados os resultados obtidos para a simulação da posição 2.

4.3.3 Posição 2

Como previamente apresentado neste trabalho, a posição 2 foi definida com o fechamento da mandíbula na distância de 20 mm, em que o movimento é exclusivo de rotação entre a prótese condilar e seu centro inicial. A primeira análise é feita com base no

deslocamento da mandíbula. Segundo a Figura 4.24, a porção da maxila, onde foi dada a restrição de movimento está com deslocamento zero (azul escuro). O deslocamento máximo obtido nesta condição foi na prótese condilar, cujo valor é de 0,743 mm. O movimento do conjunto segue um desenho de ondas, partindo do azul mais escuro nos dentes até as cores mais quentes no côndilo. O engastamento nos dentes permite a fixação do movimento nessa porção e a prótese se movimenta livremente. Analisando atentamente o deslocamento da fossa na Figura 4.24, é possível notar que a prótese da fossa, embora presa por parafusos no arco zigomático, apresenta um leve movimento na ordem de 0,145 mm, o que se mostra condizente na simulação, pois demonstra que as estruturas da pista das próteses estão entrando em contato. Essa posição de início de rotação foi retirada dos resultados de corpo rígido, em que o conjunto do côndilo e mandíbula estão localizados na parte posterior da cavidade da fossa. Pela posição, todo o conjunto é livre para movimentar-se para a direção anterior, por isso o maior deslocamento está presente na cabeça do côndilo.

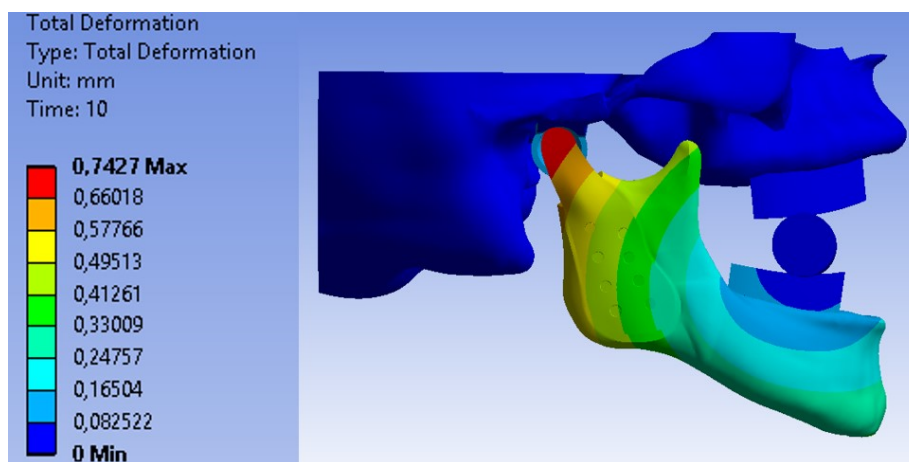


Figura 4.24: Deslocamento global da posição 2.

De acordo com a Figura 4.25, os resultados indicam que as regiões mais solicitadas em tração na maxila são a cavidade do primeiro parafuso e a região do arco zigomático, cujo valor aproximado é de 12,120 MPa. Para a mandíbula (Figura 4.26), os furos superiores (5° e 9°) apresentam valores de 30,856 MPa na borda, onde há o encontro de arestas do osso (mandíbula), prótese condilar e parafuso.

A Figura 4.27 mostra a tensão de von Mises para o componente do côndilo. Diferentemente dos resultados anteriores (Figura 4.23), onde a tensão estava concentrada nos

parafusos superiores, nesta análise é possível verificar uma maior distribuição aos parafusos de segunda adjacentes (6° e 10°).

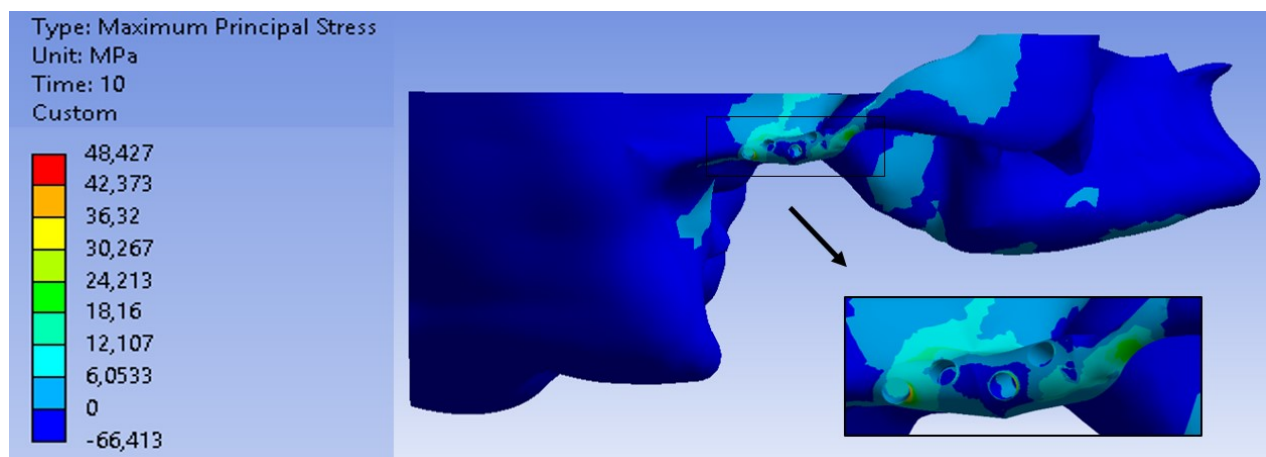


Figura 4.25: Tensão Máxima Principal da maxila na posição 2

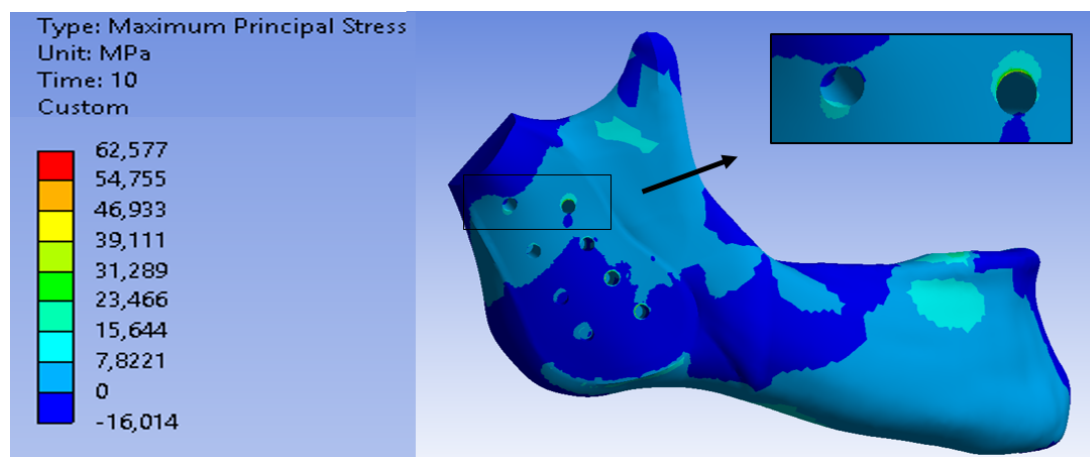


Figura 4.26: Tensão Máxima Principal da mandíbula na posição 2

Para a parte externa da prótese da fossa (Figura 4.28) foi observado um pico de 570,730 MPa na região do 1º furo. Como o contato entre os componentes parafuso-placa é deslizante e há uma aresta agindo como concentrador de tensão, um elemento de malha nesse contato foi comprometido. Esse valor está abaixo da tensão de escoamento do material, mas representa o maior valor encontrado nas simulações. Entretanto, em casos reais de conformação mecânica, a aresta quebraria e o material sofreria uma deformação, distribuindo

a tensão ao longo do furo. Como sugestão no processo de fabricação, acabamentos superficiais na região são recomendados, como polimento, para que não ocorram arestas.

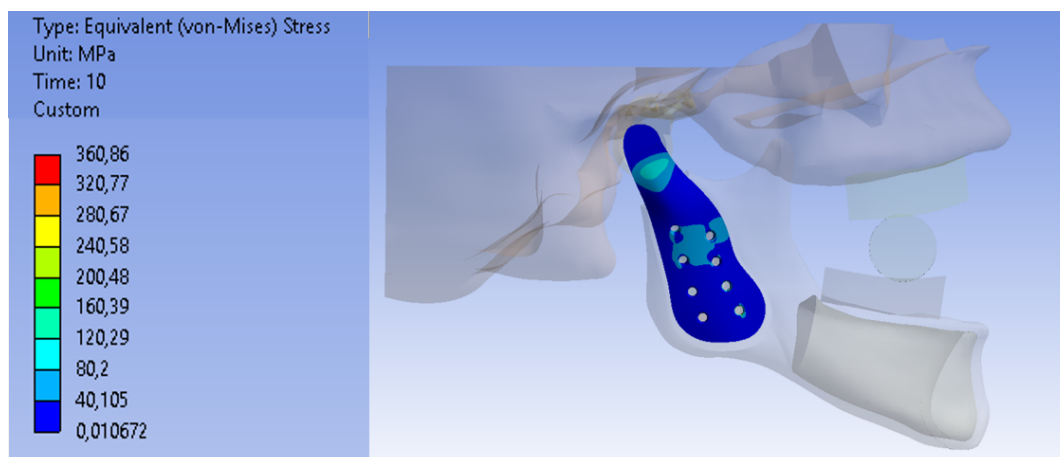


Figura 4.27: Tensão de von Mises na posição 2.

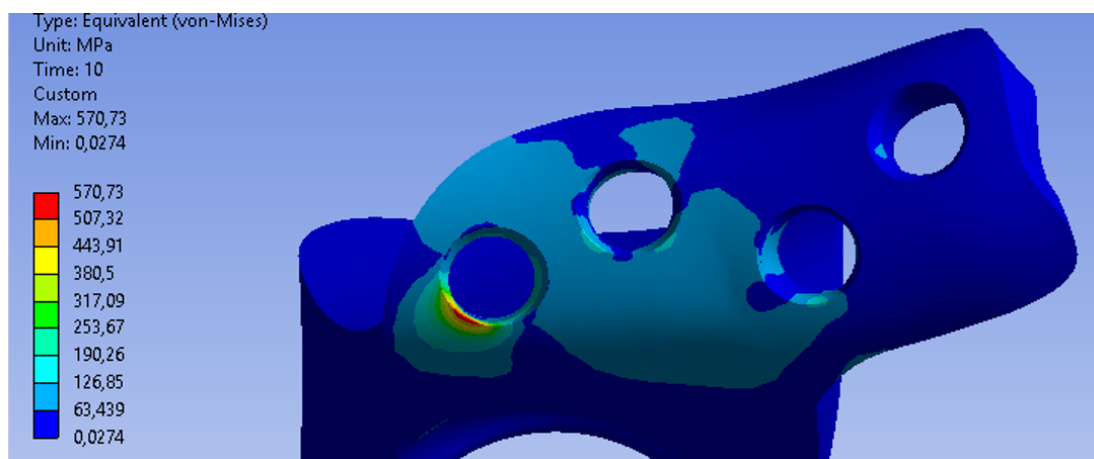


Figura 4.28: Tensão de von Mises - fossa (parte externa) na posição 2.

De acordo com a Figura 4.29, na região interna da fossa foi possível observar o mesmo padrão da simulação da posição 1 com a força de 25N (Figura 4.22), em que os três primeiros furos são mais solicitados. A diferença refere-se apenas aos valores observados, na simulação da posição 1 os valores ficaram por volta de 76,233 MPa enquanto na posição 2 estão em torno de 190,260 MPa. Esse aumento é devido ao maior contato da região do côndilo com a fossa, local onde inicia o movimento de rotação e, por conta disso, a região é mais solicitada.

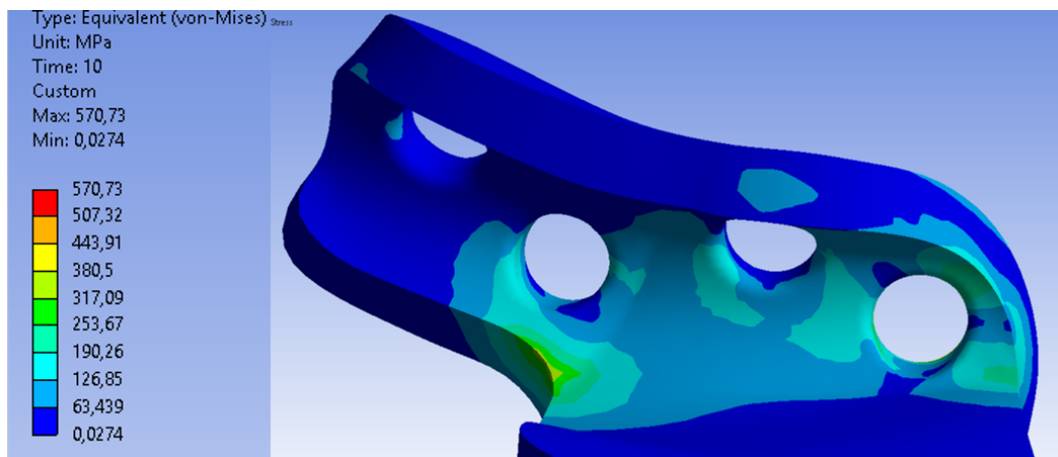


Figura 4.29: Tensão de von Mises - fossa (parte interna) na posição 2.

Para a prótese condilar (Figura 4.30), a porção superior teve valores médios de 185,570 MPa na região de contato com a pista da fossa. A região de pescoço teve valores próximos de 200 MPa. Como comentado na Figura 4.27, a tensão de von Mises distribuiu pelos quatro furos superiores, correspondentes ao 6° e 10° furo, sendo que esse resultado é importante para verificar se algum furo poderia ser mais solicitado que o outro, o que não aconteceu.

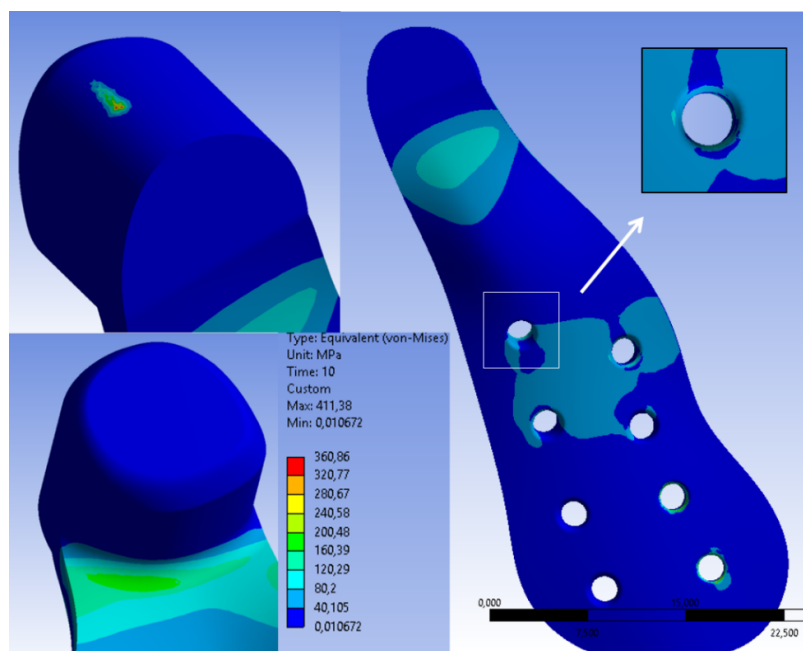


Figura 4.30: Tensão de von Mises – côneo na posição 2.

4.3.4 Posição 3

A simulação apresentada nessa seção está relacionada a posição 3 que é definida neste trabalho com o fechamento na posição de 20 mm, em que o movimento é formado pela amplitude máxima de rotação e translação. Nesta posição, o côndilo está posicionado na porção mais anterior da cavidade da fossa na vista lateral. A análise de deslocamento (Figura 4.31) teve um valor máximo de 0,261 mm. Como o posicionamento do conjunto estava na posição de máxima protrusão da mandíbula, o próprio contato do côndilo na pista restringe o movimento, dando um deslocamento menor se comparado a análise anterior (Figura 4.24). A região de máximo deslocamento transferiu da cabeça do côndilo para o ramo da mandíbula, mesmo assim, seguindo o desenho de ondas partindo do azul mais escuro nos dentes. A prótese da fossa mostrou o deslocamento de 0,0994 mm, demonstrando que o contato entre as estruturas foi realizado.

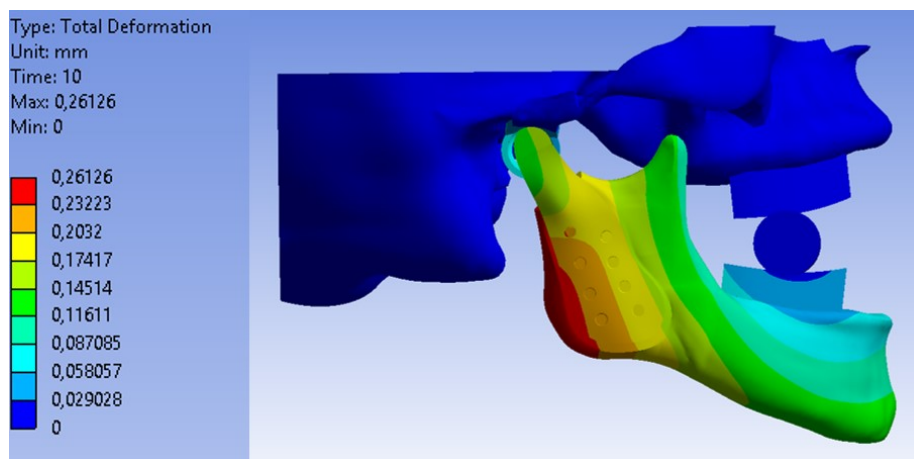


Figura 4.31: Deslocamento global da posição 3.

De acordo com a Figura 4.32, a tensão máxima principal da maxila apresentou uma tensão de 70,787 MPa em torno da borda do 1º furo. É possível verificar que embora o deslocamento da posição 3 tenha sido menor, a tensão máxima principal foi maior na distribuição óssea. O fato do conjunto estar na posição mais anterior explica essa restrição de movimento do conjunto, que acaba carregando a porção óssea. Entretanto, os valores ainda estão dentro da faixa de tensão que o osso suporta. O mesmo comportamento se reflete na

mandíbula (Figura 4.33) em que os furos mais solicitados foram o 5°, 6° e 9°, cujo valor máximo é de 56,122 MPa na borda do 9° furo.

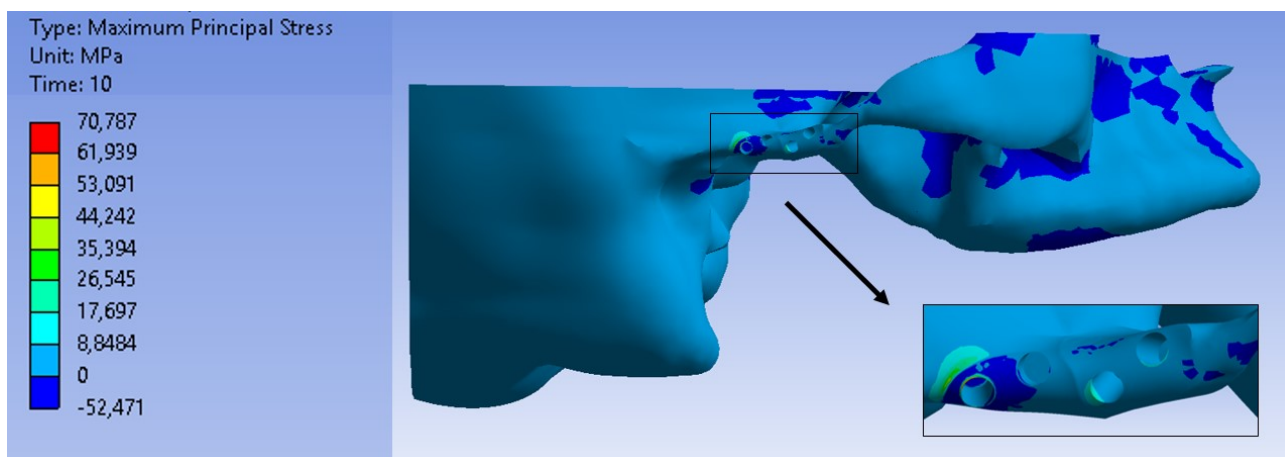


Figura 4.32: Tensão Máxima Principal da maxila na posição 3.

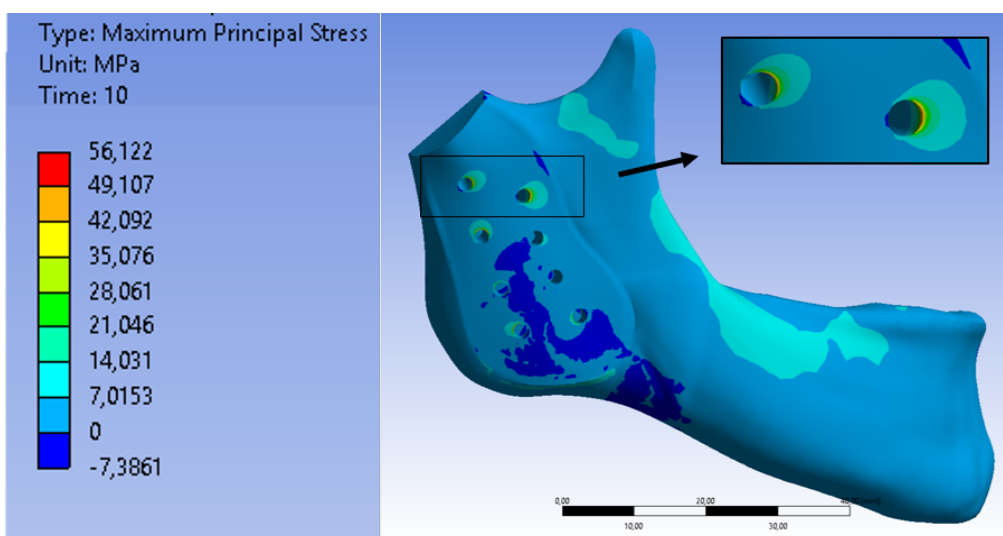


Figura 4.33: Tensão Máxima Principal da mandíbula na posição 3.

A Figura 4.34 mostra que a distribuição de tensão de von Mises acompanha toda a região do pescoço da prótese condilar até os parafusos superiores, diferente da análise anterior (Figura 4.27) onde as regiões do pescoço e parafuso estavam isoladas. A propagação da tensão em torno dessa região demonstra que para a rotação e protrusão máxima, o componente do côndilo é mais solicitado.

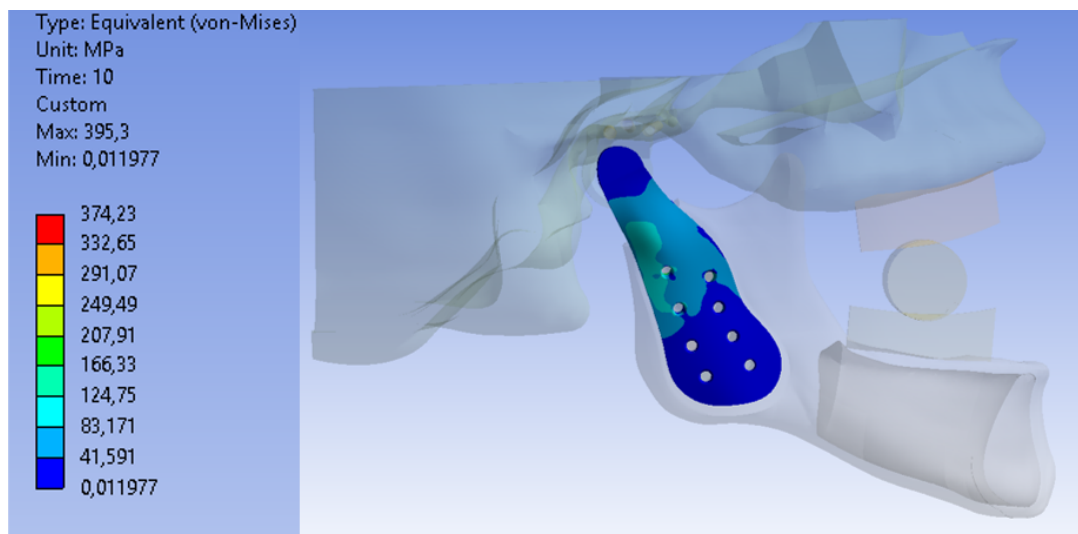


Figura 4.34: Tensão de von Mises na posição 3.

Para a prótese da fossa, é possível verificar a mudança do padrão de tensão de von Mises na parte externa, que foi observada até então no 1º furo (Figura 4.21 e 4.28) e foi transladada agora para a borda do 3º furo (Figura 4.35), com valor médio de 206,706 MPa. Na parte interna (Figura 4.36), a região do 1º furo ainda é mais solicitada com uma média de 203, 449 MPa. O valor de tensão máxima desse conjunto não foi observado em torno dos furos, mas na pista de contato fossa-côndilo, com um pico de 294, 860 MPa, em um único nó em torno da borda no fim da pista circular (Figura 4.37).

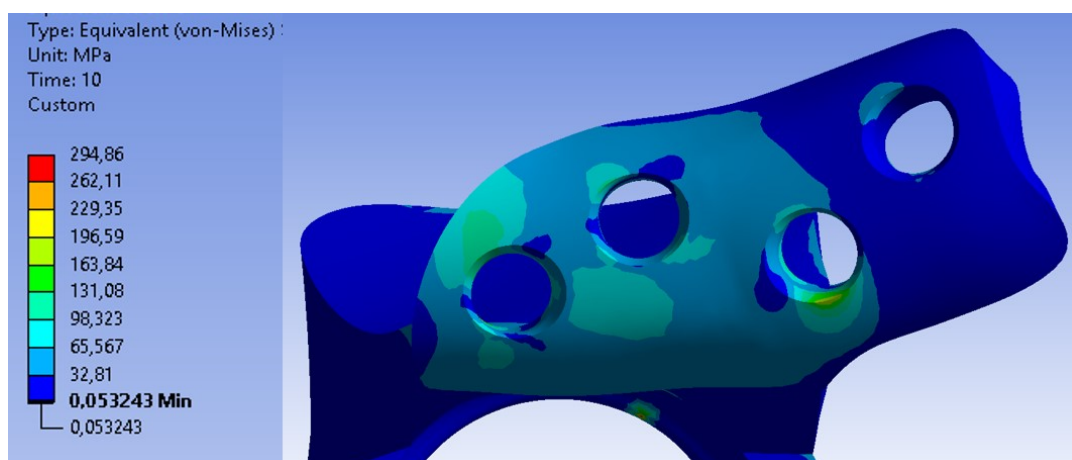


Figura 4.35: Tensão de von Mises - fossa (parte externa) na posição 3.

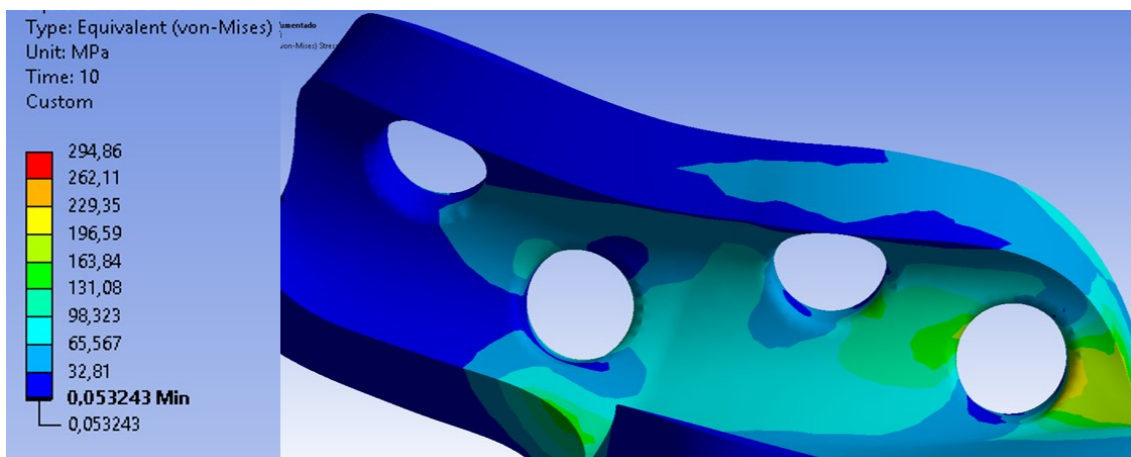


Figura 4.36: Tensão de von Mises - fossa (parte interna) na posição 3.

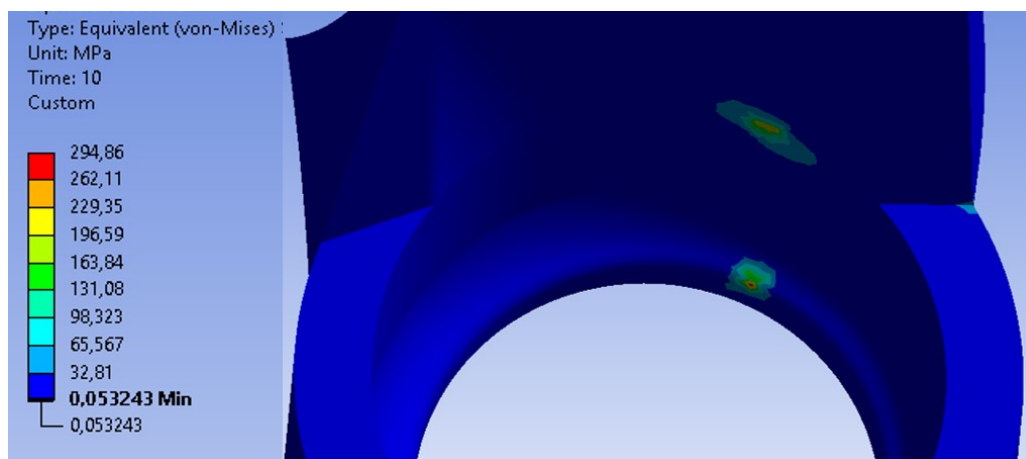


Figura 4.37: Tensão de von Mises - fossa (pista de contato fossa-côndilo) na posição 3.

Como verificado na análise anterior (Figura 4.30), a região de contato é contínua, pois o côndilo está livre para deslizar na pista. Na Figura 4.37, verifica-se duas regiões de tensão separadas e distintas. Vale a pena ressaltar que o contato inicial da simulação da cabeça do côndilo com a fossa forma uma linha ininterrupta. Esse resultado é explicado por dois fatores que atuam em conjunto, a saber, a posição do côndilo na pista está no ponto de máximo deslocamento anterior e por conta da atuação da força dos músculos no modelo, o que acarreta essa variação no contato. Ao invés de atuar em uma única linha, o côndilo acaba tendo um movimento rotacional no plano frontal e gera essa região de contato separada.

Para o côndilo, os mesmos pontos de contato são observados na Figura 4.38. A tensão de von Mises no côndilo é distribuída ao longo do pescoço até a região dos furos, com uma média de 104,277 MPa.

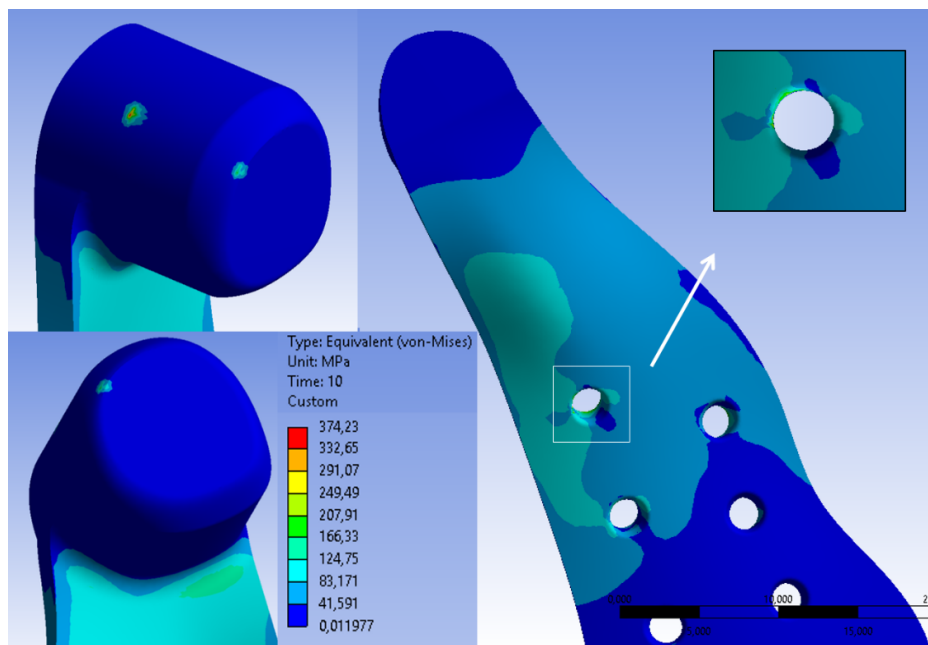


Figura 4.38: Tensão de von Mises – côndilo na posição 3.

4.3.5 Posição 4

Esta seção refere-se a análise na posição 4 que foi definida neste trabalho como o fechamento na posição máxima de 40,5 mm. A análise de deslocamento (Figura 4.39) teve um valor máximo de 0,462 mm. O ponto de máximo deslocamento foi no ramo da mandíbula, seguindo o padrão da posição 3. Da mesma forma que na posição anterior, o côndilo está condicionado na porção mais anterior do modelo, tendo seu movimento restrito.

De acordo com a Figura 4.40, a tensão máxima principal da porção óssea apresentou um valor máximo de 81,056 MPa no 1º furo, similar ao resultado obtido na posição 2 e 3. Para a mandíbula (figura 4.41), as cavidades superiores (5º, 6º e 9º) apresentaram os maiores valores de tensão máxima, com um pico de 60,254 MPa na borda do 9º parafuso.

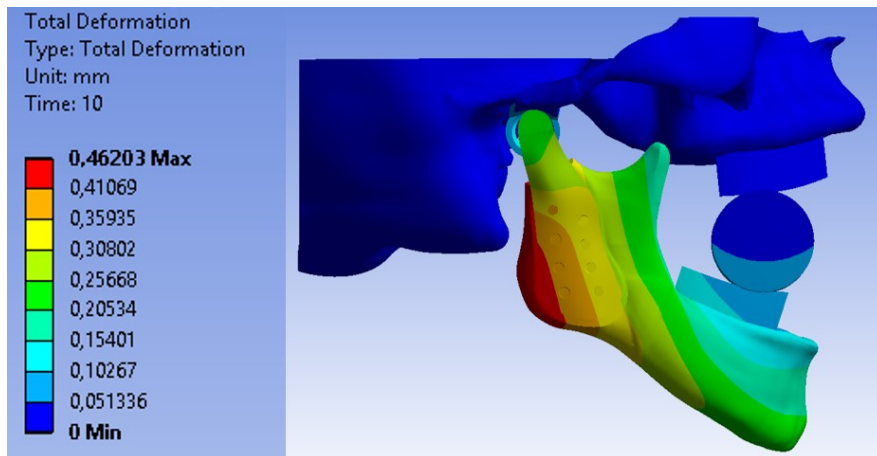


Figura 4.39: Deslocamento global da posição 4.

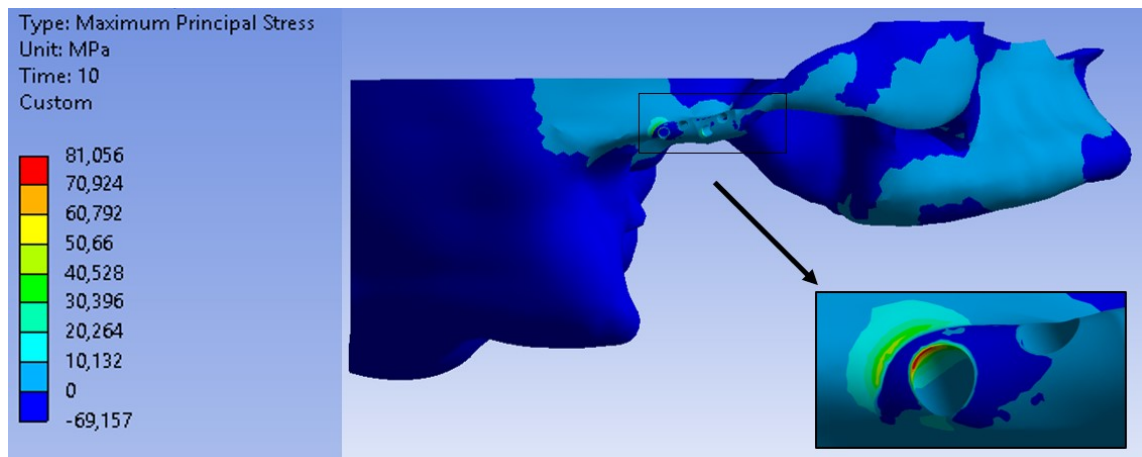


Figura 4.40: Tensão Máxima Principal da maxila na posição 4.

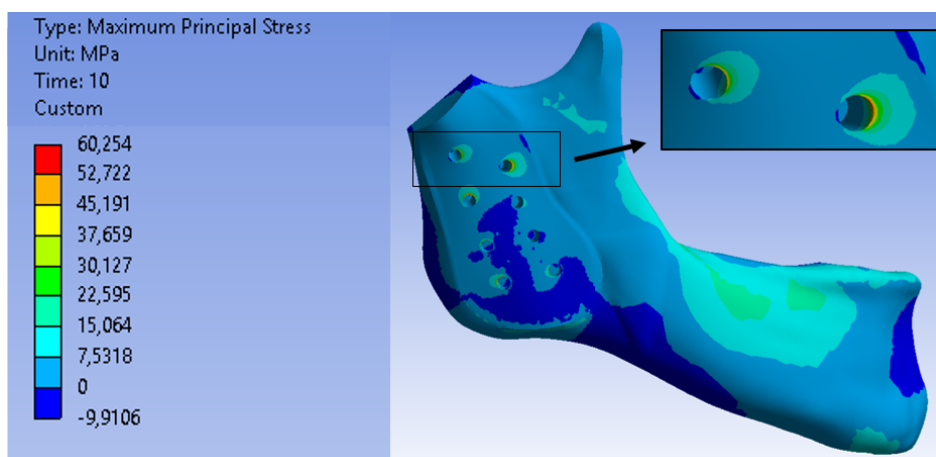


Figura 4.41: Tensão Máxima Principal da mandíbula na posição 4.

A Figura 4.42 mostra o resultado para a tensão de von Mises no cõndilo, em que é verificado o mesmo padrão ao observado na posição 3 (Figura 4.34). A tensão se distribui pelas regiões de pescoço até os parafusos superiores.

Os resultados para a parte externa da fossa (Figura 4.43) mostra que a maior tensão de von Mises está em torno do 3º parafuso (média de 244,783 MPa), seguido pela região em torno do 1º e 2º furo (em torno de 103,440 MPa). Para a porção interna, é verificado uma região de tensão máxima na borda do 1º furo com valor de 320,000 MPa (Figura 4.44).

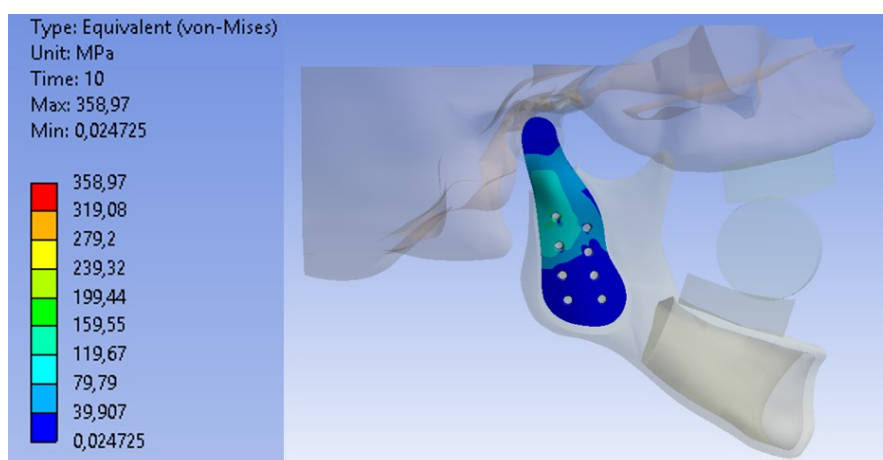


Figura 4.42: Tensão de von Mises na posição 4.

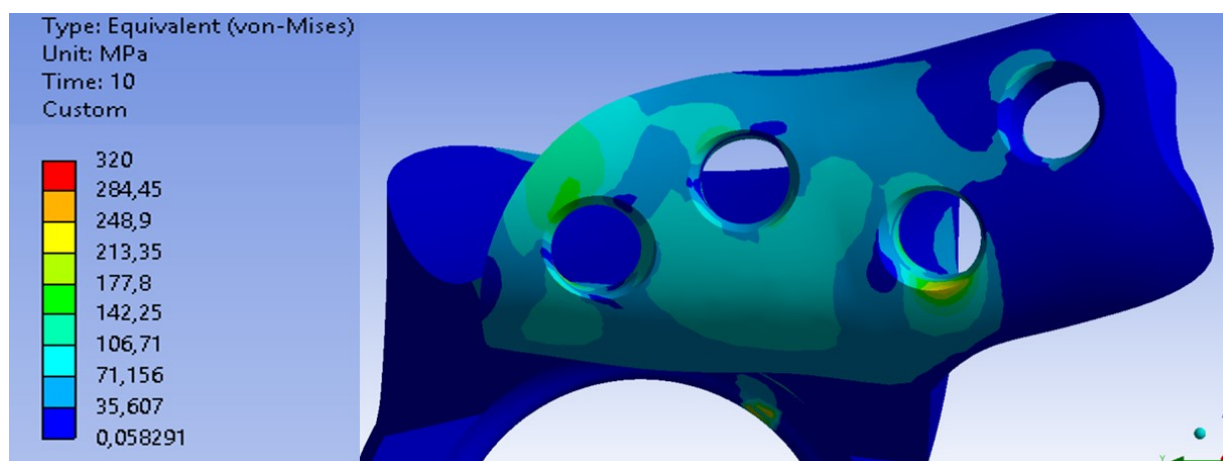


Figura 4.43: Tensão de von Mises - fossa (parte externa) na posição 4.

O mesmo comportamento observado no resultado da pista da fossa na posição 3 (Figura 4.37) foi observado na posição 4 (Figura 4.45), com duas regiões distintas de tensão de von Mises.

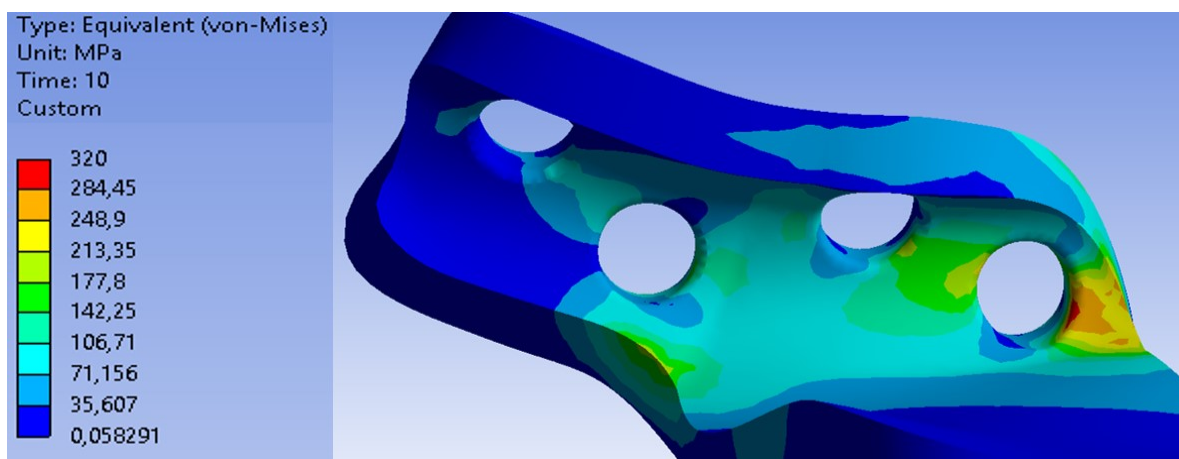


Figura 4.44: Tensão de von Mises - fossa (parte interna) na posição 4.

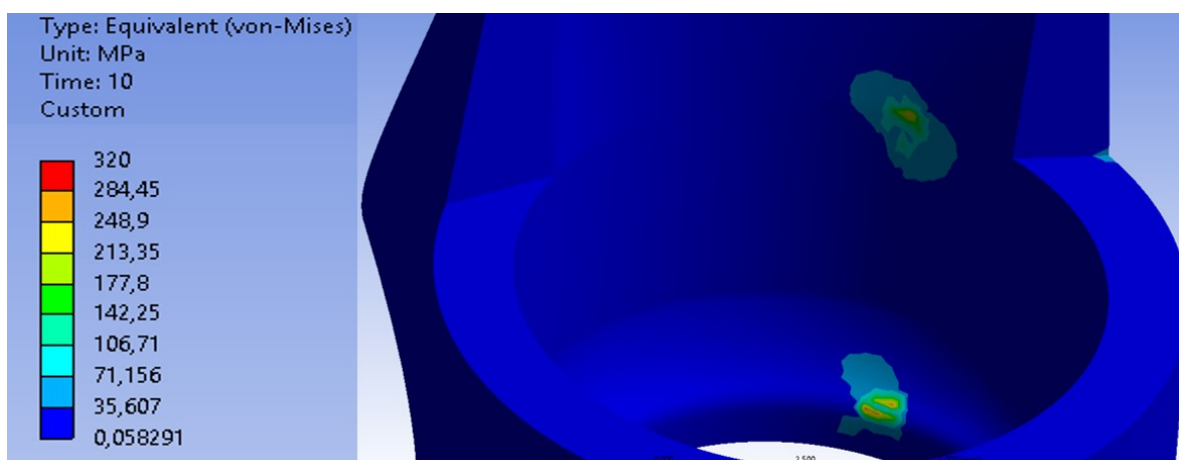


Figura 4.45: Tensão de von Mises - fossa (pista de contato fossa-côndilo) na posição 4.

A tensão de von Mises do côndilo (Figura 4.46) foi igual a 160,879 MPa em torno do 1º furo, com destaque a uma região do pescoço que alcançou 207,112 MPa. As regiões correspondentes aos contatos observados na Figura 4.45, também são observadas na Figura 4.46 com regiões de tensão próximas a 111,105 MPa. O valor de 358,970 MPa foi observado em um nó isolado na aresta do 1º furo, sendo que esse resultado é inerente de um contato prematuro dos nós da região.

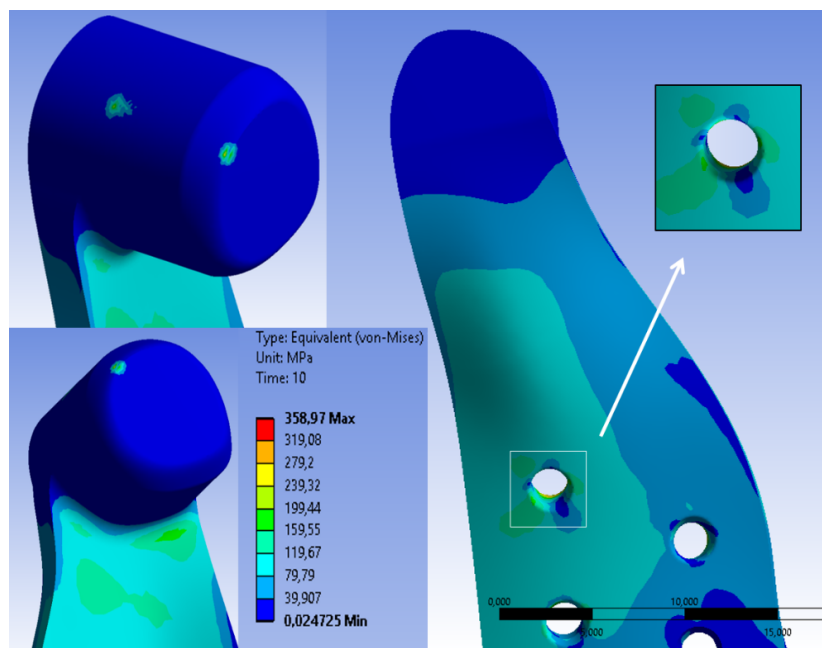


Figura 4.46: Tensão de von Mises – cõndilo na posição 4.

4.3.6 Posição 5

Essa seção apresenta a última simulação realizada na prótese proposta neste trabalho. Nesta condição, a prótese é simulada na posição 5, que é definida neste trabalho como a condição de contato oclusal, em que ocorre o desacoplamento do contato fossa-côndilo (Figura 4.47). O software Ansys® Mechanical permite utilizar essa ferramenta pelo contato *Frictonless* (deslizante). No resultado do deslocamento, toda a mandíbula se movimentou, em destaque para a região do ramo da mandíbula até a cabeça do cõndilo com um valor de 0,168 mm. Importante ressaltar que para esse tipo de análise, a folga observada é muito pequena, por conta da convergência da simulação. Diferente de todos os resultados de deslocamento vistos até o momento, há uma queda brusca nos valores da fossa com os valores do cõndilo. Enquanto toda a mandíbula e o componente do cõndilo tiveram deslocamento, a região posterior da maxila, incluindo a fossa, teve valor igual a zero. Esse resultado preliminar é importante para indicar que o conjunto está separado, sem a transição de movimento. O deslocamento em torno dos dentes até a região anterior da maxila ocorre, pois, o contato

oclusal dos dentes está ativo com a configuração *Bonded* (colado) para permitir a convergência da simulação.

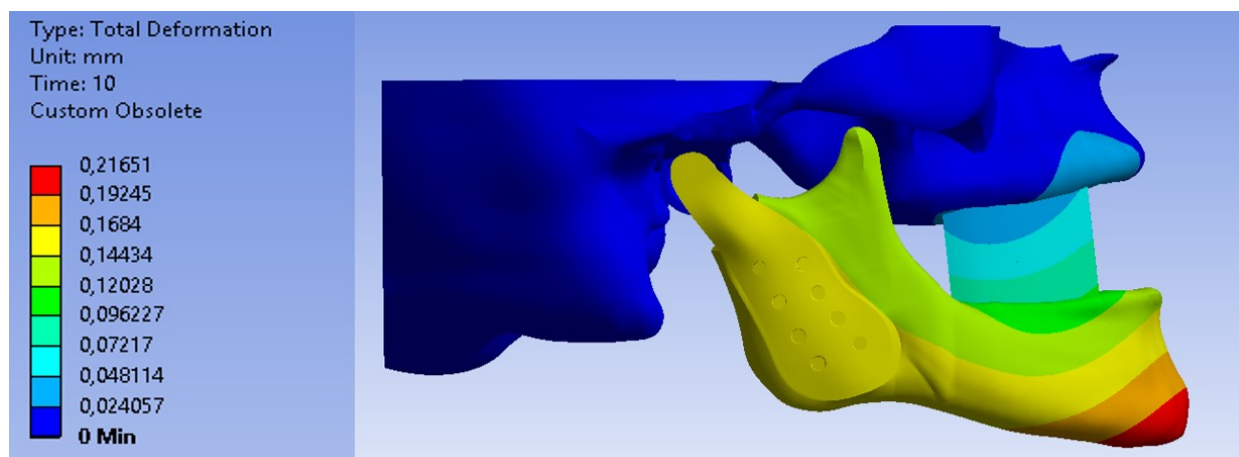


Figura 4.47: Deslocamento global da posição 5.

Para a maxila (figura 4.48), as cavidades dos furos apresentaram valores inferiores à 8,125 MPa. Com o desacoplamento, não há contato na prótese e, por isso, a tensão máxima principal no osso seria próxima de zero. Entretanto, o valor não é igual a zero, pois uma parte da tensão do contato oclusal propaga pela estrutura craniana até o arco zigomático e a região dos furos. Na Figura 4.49, a tensão máxima principal da porção óssea da mandíbula apresentou valor máximo de 86,177 MPa na borda do 1º furo.

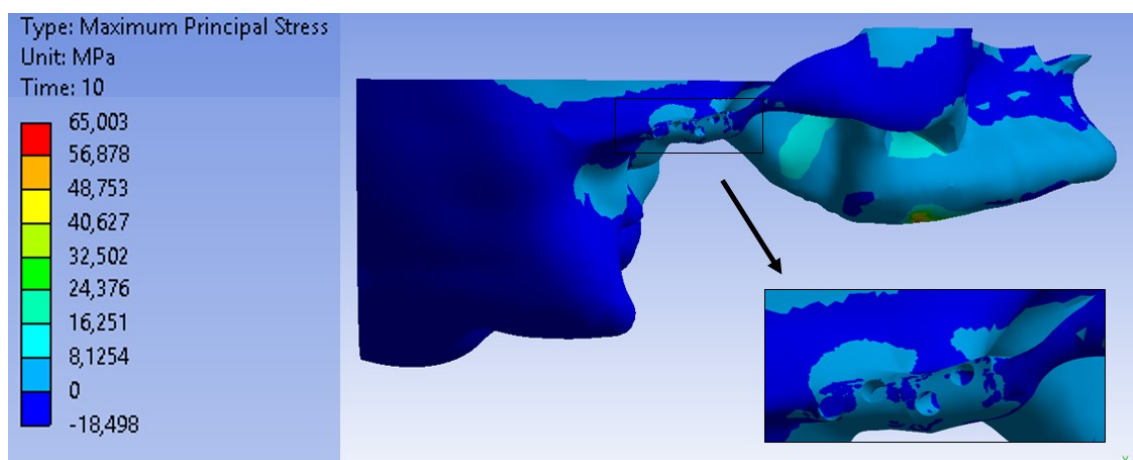


Figura 4.48: Tensão Máxima Principal da maxila na posição 5.

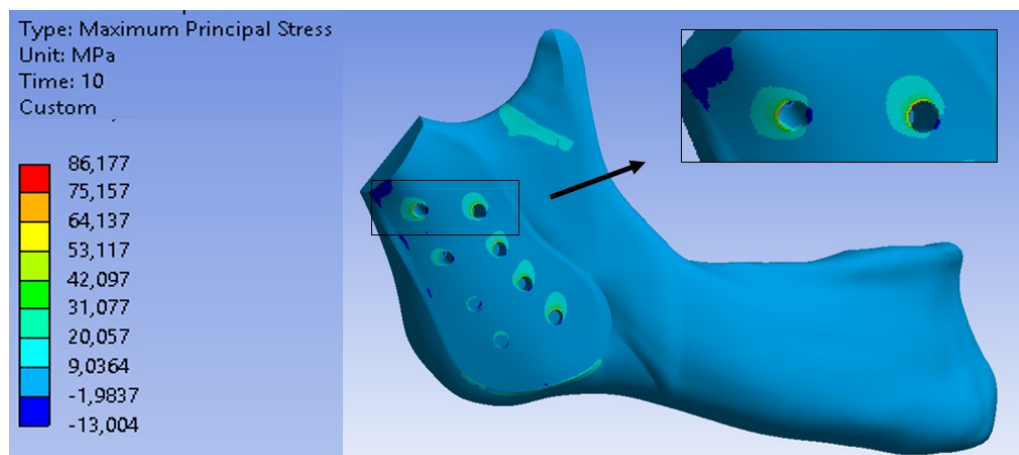


Figura 4.49: Tensão Máxima Principal da mandíbula na posição 5.

A Figura 4.50 mostra o resultado para a tensão de von Mises no côndilo e na fossa, o que acarretou nos menores valores encontrados no trabalho, cujo valor máximo é de aproximadamente 44,440 MPa. Valores abaixo de 14,813 MPa são observados no entorno dos furos da fossa, tanto na região externa (Figura 4.51) quanto na região interna (Figura 4.52). Mesmo não havendo contato dos componentes mecânicos, a tensão propagada ao longo do crânio (região óssea) é propagada para os componentes metálicos na região do arco zigomático, conforme explicado na análise de tensão máxima anterior.

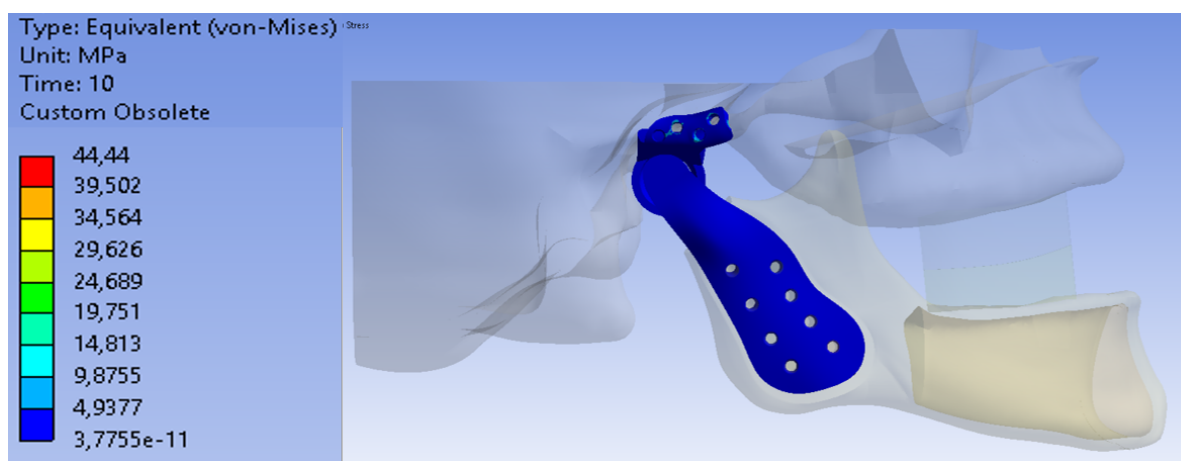


Figura 4.50: Tensão de von Mises na posição 5.

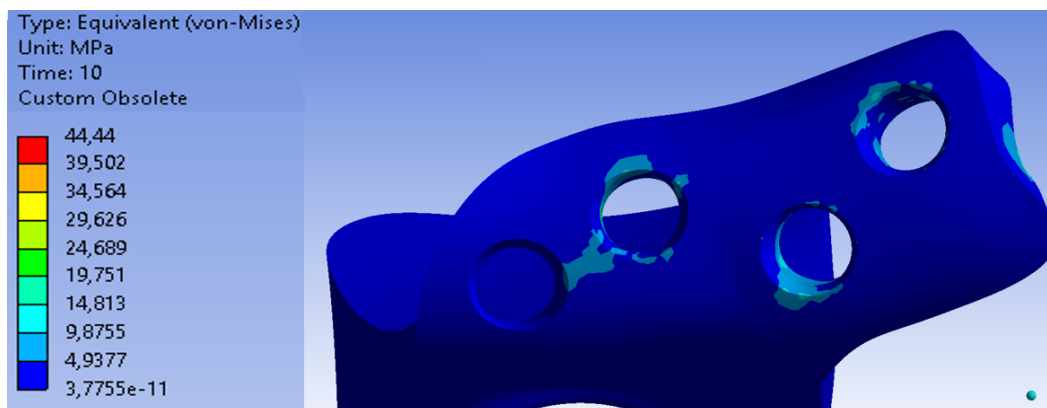


Figura 4.51: Tensão de von Mises - fossa (parte externa) na posição 5.

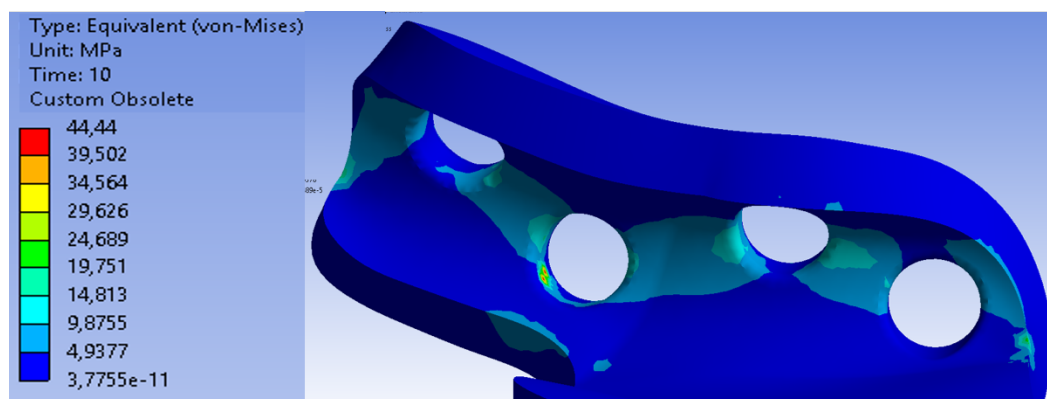


Figura 4.52: Tensão de von Mises - fossa (parte interna) na posição 5.

Na prótese do côndilo, a tensão de von Mises foi próxima a zero (Figura 4.53). Sem o contato com a fossa ou quais outros meios de propagar a tensão, o componente ficou limitado a estar preso à mandíbula, o que era esperado. Observando as Figuras 4.47 a 4.53, pode-se verificar o desacoplamento do conjunto e as regiões de tensão com baixos valores de tensão, devido a propagação de tensão máxima principal do osso.

Uma vez obtidos os resultados de tensão para as cinco diferentes posições da prótese, pode-se verificar os principais pontos de convergência. Para o campo de tensão máxima principal do componente ósseo, é possível verificar que a maior concentração de tensão está presente na região do arco zigomático, com os maiores valores presentes na borda do 1º furo do parafuso. Para a mandíbula, os valores de tensão máxima na porção óssea são inferiores aos máximos encontrados na maxila, sendo os furos relacionados ao 5º e 9º parafusos as principais regiões solicitadas. O mesmo comportamento pode ser observado nas componentes

da prótese pela análise de von Mises. Para a prótese da fossa, a tensão de von Mises está concentrada no 1° e 3° furos. Para a prótese condilar, as maiores tensões estão na região do pescoço do côndilo até os furos superiores (5° e 9° furo).

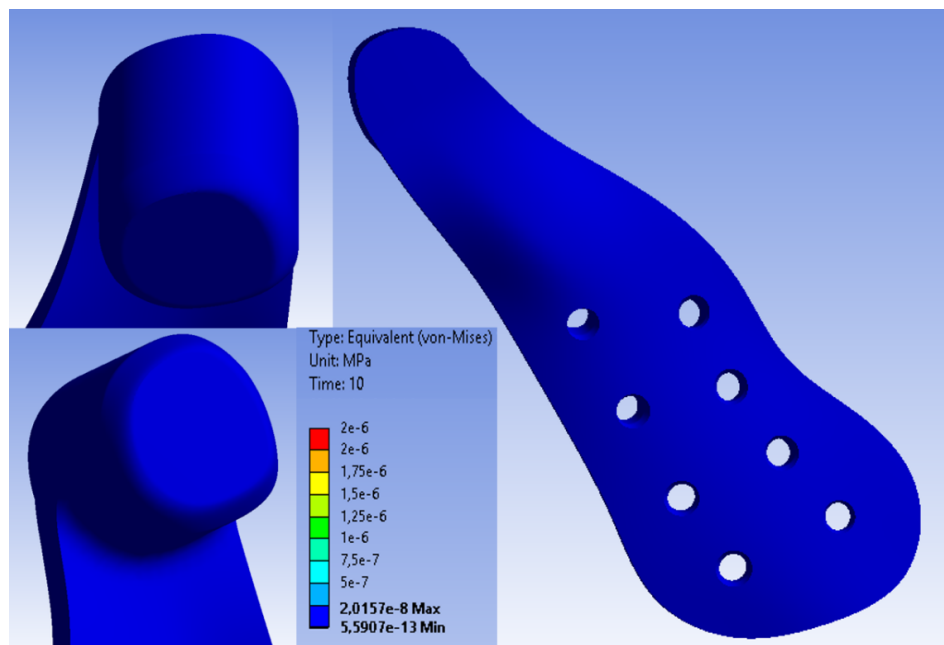


Figura 4.53: Tensão de von Mises – côndilo na posição 5.

Uma atenção especial deve ser dada à região da pista do contato fossa-côndilo, embora os valores obtidos estejam abaixo do limite de escoamento. Como última análise, embora a simulação realizada apresenta um caráter linear estático, os resultados foram extrapolados para prever regiões mais solicitadas e embasadas em valores de referência da literatura. Os valores de máximo, bem como as regiões mais solicitadas, foram resumidos em uma tabela contida no Apêndice A, que apresenta ainda o número de elementos, o deslocamento total, o deslocamento na direção Z, a tensão máxima principal (porção óssea) e a tensão de von Mises (próteses). Os coeficientes de segurança foram calculados com base no valor de tensão máximo de cada região em cada uma das cinco posições. Para a porção óssea o valor de 120 MPa foi considerado como o valor limite de tensão, enquanto que para a liga de titânio foi considerada a tensão de escoamento, com o valor de 880 MPa.

5 – CONCLUSÃO

Este trabalho permitiu o desenvolvimento de um modelo de prótese total da articulação temporomandibular (ATM) capaz de reproduzir os movimentos da mandíbula de um sistema saudável demonstrando melhoras em relações às próteses comerciais, como objetivo proposto.

Tomando como analogia um elemento de camo, uma junta foi obtida a partir do perfil condilar de uma articulação temporomandibular. A partir de análises de corpo rígido foi possível verificar que o modelo proposto apresentou deslocamentos da mandíbula com boa concordância com resultados obtidos experimental na literatura, principalmente quando adotado um diâmetro de base da prótese da fossa de 9,85 mm. A hipótese considerou os músculos como elementos de molas lineares e pôde ser verificada como uma boa suposição, a partir da boa concordância para a simulação de corpo rígido e análise em elementos finitos.

A fim de verificar as condições de esforços e solicitações envolvidas no modelo de prótese proposto neste trabalho, simulações numéricas pelo método dos elementos finitos que foram realizadas para diferentes posições da mandíbula. Com base nessas simulações foi possível concluir que as principais tensões na porção óssea ocorrem na região do 1º furo da maxila com valor de 81,056 MPa (Posição 4), enquanto que na mandíbula ocorreu próximo ao 9º furo com valor de 86,177 MPa (Posição 5). Em relação a prótese, as tensões de von Mises ocorrem próximo à cavidade do 1º furo da prótese da fossa (570 MPa) e na região da pista de contato do côndilo (374 MPa), nas posições 2 e 3 respectivamente. Os coeficientes de segurança foram calculados com base nos valores de máximo das simulações, sendo que o caso mais crítico para a porção óssea foi registrado na posição 2 (rotação) e para os componentes metálicos foi registrado na posição 3 (rotação com translação).

Diante dos comentários e conclusões previamente apresentados, pode-se afirmar que o presente trabalho permitiu atingir os seguintes avanços:

-Avaliação de um modelo de junta com perfil condilar como uma possibilidade de mecanismo de prótese para casos que envolvam o conjunto de rotação e translação, baseado na mimetização das funções de cada estrutura com base na forma anatômica saudável;

-Análise comparativa da resposta das curvas de deslocamento de abertura e fechamento da boca com as obtidas com próteses para o perfil proposto com um diâmetro de fossa de 9,85 mm;

-Investigação das regiões de maior solicitação mecânica dos componentes biológicos (osso cortical) e componentes metálicos (prótese condilar e da fossa) com a análise linear estática de elementos finitos. Essas regiões podem ser reforçadas ou dispostas de outras maneiras em futuras propostas de próteses.

-Utilização de ferramentas de simulação em componentes de engenharia para aplicação na área da saúde, de modo a viabilizar o desenvolvimento de um modelo de prótese de ATM.

Os principais desafios encontrados ao longo do trabalho, foram: a representação da condição anatômica (músculos e superfícies ósseas) de um paciente com mal funcionamento da ATM e a delimitação de um perfil capaz de recuperar o movimento de rotação e protrusão. Ambas as características são implícitas no trabalho e a compreensão dos efeitos físicos simulados foi a solução para tais desafios.

Diante do exposto, o projeto de prótese proposto neste trabalho indica uma promissora alternativa em relação às próteses presentes no mercado, embora estudos mais aprofundados ainda necessitem ser executados para que se obtenha um produto aprovado por órgãos competentes. Por fim, o estudo de novas formas de prótese faz parte de um avanço computacional das técnicas “*in silico*” e representa uma ferramenta promissora a ser utilizada na área da saúde.

5.1 Sugestões para trabalhos futuros

Para a continuidade do estudo em trabalhos futuros no âmbito da simulação e verificação do mecanismo de prótese é proposto as seguintes análises:

1. Análise de fadiga na prótese, explorando as propriedades mecânicas de ligas provenientes da manufatura aditiva.
2. Otimização de forma para alívio de tensão e massa com técnicas de otimização topológica envolvendo as regiões solicitadas em tensão.
3. Análise de desgaste devido o contato mecânico.
4. Confecção de corpos de prova para testes cíclicos com a confecção de uma bancada própria que simule o ambiente do corpo humano com esforços de abertura e fechamento da mandíbula.

Referências

-AAGAARD, E.; THYGESSEN, T. A prospective, single-centre study on patient outcomes following temporomandibular joint replacement using a custom-made Biomet TMJ prosthesis. Clinical Study Odense University, Dinamarca, 2014.

-ACKLAND, D. C., ROBINSON, D., REDHEAD, M., LEE, P. V. S., MOSKALJUK, A., DIMITROULIS, G. 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. Elsevier. Vol 69, 2017, p. 404-411.

-AHMED, Neveen. Temporomandibular joint pain and tissue destruction in relation to inflammatory activity in rheumatoid arthritis. Departamento de Medicina Dental do Instituto Karolinska, Estocolmo, Suécia, 2015, p. 13 a 22.

-AI, Minoru. Disfunção Temporomandibular ATM: Diagnóstico e tratamento. 1º Edição. São Paulo, Editora Santos, 1995. p. 5-8.

-CHASTAND, V., QUAEGEBEUR, P., MAIA, W., CHARKALUK, E. Comparative study of fatigue properties of Ti-6Al-4V specimens built by electron beam melting (EBM) and selective laser melting (SLM). Materials Characterization. 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2018.03.028>.

-CHOWDHURY, A. R.; KASHI, A.; SAHA, S. A comparison of stress distributions for different surgical procedures, screw dimensions and orientations for a temporomandibular joint implant. Journal of Biomechanics, Elsevier Ltd. Vol. 44, 2011, p. 2584 a 2587.

-CHRISTENSEN, R. W. The correction of mandibular ankylosis by arthroplasty and the insertion of a cast vitalliumglenoid fossa: a new technique. A preliminary report of three cases. Am J Orthop, Janeiro de 1963. Ed 5, p. 16 a 24.

-COLETA, K. E. D., WOLFORD, L. M., GONÇALVES, J. R., PINTO, A. S., PINTO, L. P., CASSANO, D. S. Maxillo-mandibular counter-clockwise rotation and mandibular advancement with TMJ Concepts® total joint prostheses – Part I – Skeletal and dental stability. Journal of Oral & Maxillofacial Surgery. Vol. 38, 2009, p. 126-138. Disponível em: <[doi:10.1016/j.ijom.2008.11.024](https://doi.org/10.1016/j.ijom.2008.11.024)>.

-DOUGHTY, Samuel. *Mechanics of Machines*. John Wiley and Sons, Inc, Second Edition, 2001, p. 117 a 140.

-DRIEMEL, Oliver; ACH, Tobias; RICHTER, U. D. A. M.; BEHR, Michael; REICHERT, T. E.; KUNKEL, Martin; REICH, Rudolf. Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement before 1945. *International Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Elsevier Ltd. Vol. 38, 2009a. p. 301-307.

-DRIEMEL, Oliver; BRAUN, S.; RICHTER, U. D. A. M.; BEHR, Michael; REICHERT, T. E.; KUNKEL, Martin; REICH, Rudolf. Historical development of alloplastic temporomandibular joint after 1945 and state of the art. *Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Elsevier Ltd. Vol. 38, 2009b. p. 909-920.

-EDWARDS, P., RAMULU, M. Fatigue performance evaluation of selective laser melted Ti-6Al-4V. *Materials Science & Engineering A*. 2014. P. 327-337.

-ELHADDAOUI, R., QORAICH, H. S., BAHJE, L., ZAOUI, F. Orthodontic aligners and root resorption: A systematic review. *International Orthodontics*, 2017; 15: p.1-12. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ortho.2016.12.019>

-FLETCHER M. C., PIECUCH J. F., LIEBLICH S. E. Anatomy and pathophysiology of the temporomandibular joint. Presente no livro de: MILORO M., GHALI G. E., LARSEN P. E. *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. 3º Edição, BC Decker Inc. 2012, p. 1033-1052.

-FILHO, E. F. A.; MARTINS D. M. F. S.; NETO, M. S.; JÚNIOR, C. S. T.; PEREIRA, M. D., FERREIRA, L. M. Fraturas do côndilo mandibular: análise clínica retrospectiva das indicações e do tratamento. *Revista Associação Médica Brasileira*. Vol.49 no. 1 São Paulo Jan/mar 2003. Disponível em <http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0104-42302003000100034&script=sci_arttext>. Acessado em 01 de fevereiro de 2016.

-FROST, H. *The Laws of Bone Structure*. 1964. Editora Charles Thomas, Springfield, Illinois, USA.

-GHOSH, S. B. Bone as collagen-hydroxyapatite composite and its repair. *Trends in Biomechanical and Artificial Organs*. 2008. Vol 22, no 2, p. 116-124.

-GRANT, Philip G. Biomechanical Significance of the Instantaneous Center of Rotation: The Human Temporomandibular Joint. *Journal Biomechanics*, 1973, Vol. 6, p. 109 a 113.

-GREITEMEIER, D., PALM, F., SYASSEN, F., MELZ, T. Fatigue performance of additive manufactured TiAl6V4 using electron and laser beam melting. *International Journal of Fatigue*. 2017. Vol. 94, p. 211-217.

-GORDON, Jeffret D. Inventor. Biomet, Inc, Beneficiário Original. Apparatus for total temporomandibular joint replacement. United States Patent: US5549680 A. Período de Registro: 27 de Agosto de 1996. Disponível em <[www.google.com/patents/ US5549680](http://www.google.com/patents/US5549680)>. Acessado em 03 de fevereiro de 2018.

-GÜNTHER, J., KREWERTH, D., LIPPMANN, T., LEUDERS, S., TRÖSTER, T., WEIDNER, A., BIERMANN, H., NIENDORF, T. Fatigue life of additively manufactured Ti-6Al-4V in the very high cycle fatigue regime. *International Journal of Fatigue*. 2017. Vol 94, p. 236-245.

-HAYASAKI, H., SAITOH, I., IWASE, Y., INADA, E., HASEGAWA, H., TOKUTOMI, J., MATSUMOTO, Y., YAMASAKI, Y. Movements of the Instantaneous Center of Rotation and the Position of the Lateral Excursion Center During Lateral Excursion. *The Journal of Craniomandibular& Sleep Practice*, 2008, p. 253 a 262.

- HORSTMANN, F. P., HETTWER, W. H., PETERSEN, M. M. Course of Local Bone Mineralization After Treatment of Benign or Borderline Bone Tumors and Cysts With a Composite Ceramic Bone Graft Substitute. *Journal of Clinical Densitometry: Assessment & Management of Musculoskeletal Health*. 2018, p. 1-8. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2017.12.004>

-HRABE, N., GNÄUPEL-HEROLD, T., QUINN, T. Fatigue properties of a titanium alloy (Ti-6Al-4V) fabricated via electron beam melting (EBM): Effects of internal defects and residual stress. *International Journal of Fatigue*. 2017, Vol 94, p. 202-210.

-IDOGAVA, H. T., NORITOMI, P. Y., DANIEL, G. B. Numerical model proposed for a temporomandibular joint prosthesis based on the recovery of the healthy movement. *Journal: Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2018. DOI: 10.1080/10255842.2018.1485894.

-INGAWALÉ, S. GOSWAMI, T. Temporomandibular Joint: Disorders, Treatments, and Biomechanics. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 37, No 5, 2009, p. 976 a 996.

-INGOLE, V. H., SATHE, B., GHULE, A.V. Bioactive ceramic composite material stability, characterization, and bonding to bone. *Fundamental Biomaterials: Ceramic*. 2018, p. 273-296. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102203-0.00012-3>

-KATOH, Kazumasa. A study on influence of Inclination of Incisal Path on Condylar Path. Part 1. Sagittal Inclination of Incisal Path. *J. Jpn Prosthodont Soc.* Volume 30, 1986, p. 108 a 127.

-KELLER, Eugene E., BALTALI, Evre, AN, Kai-Nan. Inventores. Mayo Foundation For Medical Education And Research. Beneficiário Original. Temporomandibular joint fossa-eminentia prosthesis. United States Patent: US 8211180 B2. Período de Registro: 03 de Julho de 2012. Disponível em <<https://www.google.com/patents/US8211180>>. Acessado em 06 de novembro de 2016.

KIMURA, A., NAGASAO, T., KANEKO, T., TAMAKI, T., MIYAMOTO, J., NAKAJIMA, T., Adequate fixation of plates for stability during mandibular reconstruction. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. Elsevier, Vol. 34, 2006, p. 193 a 200.

KNOLL, W. D., GAIDA, A., MAUER, P., Analysis of mechanical stress in reconstruction plates for bridging mandibular angle defects. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. Elsevier, Vol. 34, 2006, p. 201 a 209.

-KNUDSON, D. *Fundamentals of Biomechanics*. 2º Edição, 2007, Editora Springer, p. 83-140.

-KOH, I., GOMBERT, Y., PERSSON, C., ENGQVIST, H., HELGASON, B. Ceramic cement as a potential stand-alone treatment for bone fractures: An in vitro study of ceramic–bone composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. Vol 61, 2016, p. 519-529. Acessível em <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.03.027>.

-LANDES, C., KORZINSKAS, T., DEHNER, J. F., SANTO, G., GHANAATI, S. SADER R. One-Stage micro vascular mandible reconstruction and alloplastic TMJ prosthesis. *Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Elsevier Ltd. Vol. 42, 2013. p. 28 a 34

-LEE, P., STANTON A. R., HOLLENDER L. G. Greater Mandibular horizontal condylar angle is associated with temporomandibular joint osteoarthritis. *Journal of Oral and Maxillofacial Radiology*. Elsevier. Vol 127, n°4, Abril de 2017, p. 502 a 507.

LI, P., SHEN, L., LI, J., LIANG, R., TIAN, W., TANG, W. Optimal design of an individual endoprosthesis for the reconstruction of extensive mandibular defects with finite element analysis. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*. Elsevier, Vol. 42, 2014, p. 73 a 78.

-MADEIRA, Miguel Carlos. *Anatomia da face: bases anatomofuncionais para a prática Odontológica*. 5° Edição, São Paulo, 2004, Editora Sarvier, p.101 a 121.

-MALMSTRÖM, J., ANDERUD, J., ABRAHAMSSON, P., WÄLIVAARA, D. A., ISAKSSON, S. G., ADOLFSSON, E. Guided bone regeneration using individualized ceramic sheets. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. Vol. 45. Issue 10, 2016, p. 1246-1252.

-MARKOVÁ, M., GALLO, L. M. The influence of human TMJ eminence inclination on predicted masticatory muscle forces. *Human Movement Science*. Elsevier. Vol 49, 2016, p. 132 a 140.

-MEHRA, P., WOLFORD, Larry M.; BARAN, S., CASSANO, D. S. Single-Stage Comprehensive Surgical Treatment of Rheumatoid Arthritis Temporomandibular Joint Patient. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, doi: 10.160/j-jams.2009.04.035. Ed 67, 2009, p. 1859-1872.

-MENEZES, H. P. S. *Anatomia Dentária*. Sorocaba, 2016. Disponível em: <http://www.hs-menezes.com.br/anatomia_6.html> Acesso em 10 de março de 2016.

-MERCURI, L. G. Alloplastic temporomandibular joint reconstruction. *Journal of Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology*. Ed. 85, Junho de 1998, p. 631 a 633.

-MERCURI, L. G. Alloplastic temporomandibular joint replacement: rationale for the use of custom devices. *Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*. Ed. 41, 2012, p. 1033 a 1040. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2012.05.032>>.

-MEURECHY, N., BRAEM, A., MOMMAERTS, M. Y., Biomaterials temporomandibular joint replacement: current status and future perspective – a narrative review. *Journal of Oral*

& Maxillofacial Surgery. Ed. 47, 2018, p. 518 a 533. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ijom.2017.10.001>>.

-MISSAKA, Reinaldo. Centros instantâneos de rotação mandibular por meio de processamento de imagem obtida por processamento de imagem obtida por metodologia optoeletrônica. 2010. 111p. Tese (Doutorado) da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.

-MITSIMPONAS, K., MEHMET, S., KENNEDY, R., SHAKIB, K. Idiopathic condylar resorption. *British Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Elsevier. Artigo aceito em 28 de Fevereiro de 2018, p.7.

-MOLINA, Omar F., Fisiopatologia Craniomandibular (Oclusão e ATM). 2º Edição Ampliada. São Paulo. Editora Pancast, 1995, p. 119 a 168.

-MURAKAMI, K., YAMAMOTO, K., SUGIURA, T., HORITA, S., MATSUSUE, Y., KIRITA, T. Computed Tomography–Based 3-Dimensional Finite Element Analyses of Various Types of Plates Placed for a Virtually Reduced Unilateral Condylar Fracture of the Mandible of a Patient. *American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 2017. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2017.02.014>>.

-NETO, José. P. O., MARCHIORI, Erica C., LOPES, Maria C. A. M., ROGER W. F. Bilateral Alloplastic Prostheses for Temporomandibular Joint Reconstruction in Patient with Ankylosing Spondylitis. *Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Elsevier. Vol. 7. 2014, p. 149 a 153.

NORTON, R. L., *Mechanical Design – An Integrated Approach*. Prince Hall, Inc, 2000.

-OLIVEIRA, T. R. V., KEMMOKU, D. T., SILVA, J. V. L., NORITOMI, P. Y. Finite element evaluation of stable fixation in combined mandibular fractureS. *Journal of Oral and Maxillofacial SurgerY*, 2017. Disponível em: <[10.1016/j.joms.2017.06.021](https://doi.org/10.1016/j.joms.2017.06.021)>.

-PEREIRA, C. B., MUNDSTOCK, C. A., BERTHOLD, T. B. Introdução à Cefalometria Radiográfica. *Revista Virtual do AcBO*, 5ª Edição, Capítulo 6. Disponível em: <http://www.cleber.com.br/livro_cefalometria/html/cap06/>. Acessado em 04 de março de 2016.

-POSSELT, Ulf. Terminal hinge movement of the mandible. The Journal of Prosthetic Dentistry – Classical Article, Malmö, Sweden, Vol. 86, N° 1, 1957, p. 1 a 9.

-PROBST, F. A., METZGER, M., EBRENFELD, M., CORNELIUS, C. P. Computer-Assisted Designed and Manufactured Procedures Facilitate the Lingual Application of Mandible Reconstruction Plates. J Oral Maxillofac Surg, 2016, Vol: 74, p. 1879-1895.

-RAMOS, A., MESNARD, M. Comparison of load transfers in TMJ replacement using a standard and a custom-made temporal component. Journal ofCrânio-Maxillo-Facial Surgery. Elsevier. Vol. 42. 2014a, p. 1766 a 1772.

-RAMOS, A., MESNARD, M. Load transfer in Christensen®TMJ in alloplastic total joint replacement for two different mouth apertures. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. Elsevier. Vol. 42. 2014b, p. 1442 a 1449.

-RAMOS, A., DUARTE, R. J., MESNARD, M. Prediction at long-term condyle screw fixation of temporomandibular joint implant: A numerical study. Journal of Oral e Maxillofacial Surgery. Elsevier. Vol. 43. 2015, p. 469 a 474.

-RAMOS, A., MESNARD, M. Christensen vs Biomet Microfixation alloplastic TJM implant: Are there improvements? A numerical study. Journal of Oral e Maxillofacial Surgery. Elsevier. Vol. 43. 2015, p. 1398 a 1403.

-RAMOS, A., MESNARD, M. A new condyle implant design concept for alloplastic temporomandibular joint in bone resorption cases. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery. Elsevier. Vol. 44. 2016, p. 1570 a 1577.

-SAEED, N. R., HENSHER, R., MCLEOD, N. M. H., KENT, J. N. Reconstruction of the mandibular joint autogenous compared with alloplastic. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 40, 2002, p. 296 a 299.

-SCHEFFER, M., SANTOS, R. S., HERNANDEZ, P. A. G., JÚNIOR, A. N. S. Reconstrução bilateral de ATM anquilosada por meio de prótese articular: relato de caso. RFO, Passo Fundo, v. 18, n. 3, 2013, p. 392 a 396.

-SCHUURHUIS, J. M.; DIJKSTRA, P. U.; STEGENGA, B.; BONT, L. G. M., SPIJKKERVET, F. K. L. Groningen temporomandibular total joint prosthesis: Na 8-year

longitudinal follow-up on function and pain. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, Ed. 40, 2012, p. 815 a 820.

-SCRIVANI, S. J., KHAWAJA, S. N., BAVIA, P. F. Nonsurgical Management of Pediatric Temporomandibular Joint Dysfunction. *Oral Maxillofacial Surg Clin*. 2018. Am 30, p.35–45. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1016/j.coms.2017.08.001>>.

-SEATON, M. R., Cabeza y cueilo tratamento articular. 1º Edição. Argentina, Editora Intermedica, 1979. p.22 a 34.

-SEIFI, M., SALEM, A., SATKO, D., SHAFFER, J., LEWANDOWSKI, J. J. Defect distribution and microstructure heterogeneity effects on fracture resistance and fatigue behavior of EBM Ti–6Al–4V. *International Journal of Fatigue*. 2017. Vol 94, p. 263-287.

-SERTGÖZ, A., GÜVENER, S., Finite element analysis of effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-support fixed prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1996, p. 405-417.

-SHIGLEY, Joseph E., MISCHKE, Charles R. *Standard Handbook of Machine Design*. 2º Edição. Editora McGraw-Hill, 1996, Cap. 40.

-SINGH, M.; DETAMORE, M. S. Biomechanical properties of Mandibular condylar cartilage and their relevance to the TMJ disc. *Journal of Biomechanics*. Elsevier, Ed. 42, 2009, p. 405 a 417.

-SKÁRMETA, N. P., HORMAZÁBAL, F. A., ALVARADP, J., RODRIGUEZ, A. M. Subcutaneous Lipoatrophy and Skin Depigmentation Secondary to TMJ Intra-Articular Corticosteroid Injection. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 2017, Vol 75.

-SMITH AE; ROBINSON, M. A new surgical procedure for the creation of a false temporomandibular joint in case of ankylosis by means of non-electrolytic metal. *The American Journal of Surgery*, Ed. 94, 1957, p. 837 a 845.

-SOUZA, Denis Pimenta e. Avaliação Clínico-Funcional de Pacientes Submetidos a Tratamento Com Prótese Total em ATM. 2009. P. Tese (Doutorado) da Faculdade de Odontologia de São Paulo, São Paulo, 2009.

-STEENKS, M. H.; WIJER, A. de. Disfunções da Articulação Temporomandibular. Tradução de Dra. HildegardThiemann Backup. 1º Edição, São Paulo, Livraria Santos Editora Ltda, 1996. p. 7 a 43.

-STRASZ, M., WOLSCHNER R., SCHOPPER, C., PÖSCHL W. P., PERISANIDIS, C., WICK, F., SEEMANN, R. Miniplate osteosynthesis for mandibular angle fractures e A retrospective comparative study of 3 concepts in a temporal cohort. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2016. Vol 44, p. 56 a 61.

-TANAKA, Eiji., KOOLSTRA, J. H. Biomechanics of the Temporomandibular Joint. Journal of Dental Research, Ed. 87, 2008, p. 989 a 991.

-TANAKA, Yuto, YAMADA, T., MAEDA, Y., IKEBE, K. Markerless three-dimensional tracking of masticatory movement. Journal of Biomechanics, Ed. 49, 2016, p. 442 a 449.

-TARSITANO, A., BATTAGLIA, S., RAMIERI, V., CASCONI P., CIOCCA, L., SCOTTI, R., MARCHETTI, C. Short-term outcomes of Mandibular reconstruction in oncological patients using a CAD/CAM prosthesis including a condyle supporting a fibular free flap. Journal of Cranio Maxillo Facial Surgery. Elsevier, Ed 45, 2017, p. 330 a 337.

-TIMET, TIMETAL®. 6-4 Titanium Alloy (Ti-6Al-4V; ASTM Grade 5) Sheet. Disponível em:
www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=2b38b0d17e284ffcb41a7188f37f2d4e
≥. Acessado em 17 de abril de 2018.

-TREVISE, Hugo. SmartClip – Tratamento Ortodôntico com Sistema de Aparelho Autoligado. Editora Elsevier. 1º Edição, 2007.

-TRINDADE, V. L. A., MARTINS P. A. L. S.; PARENTE, M. P. L.; NATAL JORGE, R. M.; SANTOS, A.; SANTOS L.; FERNANDES, J. M. The influence of regional profiles and senescence on the biomechanical properties of the temporalis muscle. Journal of Biomechanics. Elsevier, Ed. 46, 2013, p. 1592 a 1595.

-UEKI, K., HASHIDA, Y., MARUKAWA, K., ALAM, S., NAKAGAWA, K., YAMAMOTO, E. Skeletal Stability After Mandibular Setback Surgery: Bicortical Fixation Using a 2.0-mm Locking Plate System Versus Monocortical Fixation Using a Nonlocking Plate System. J. Oral and Maxillofacial Surgeons. 2008, Ed. 66, p. 900 a 904.

-VAN LOON J. P.; BONT, G. M.; BOERING G. Evaluation of temporomandibular joint prostheses: review of the literature from 1946 to 1994 and implications for future prosthesis designs. *Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Elsevier, Ed. 53, 1995, p. 984 a 996.

-VAN LOON, J. P.; BONT, G. M.; STEGENGA, B.; SPIJKERVET F. K.; VERKERKE, G. J. Groningen temporomandibular joint prostheses. Development and first clinical application. *Journal of Oral e Maxillofacial Surgery*. Ed. 31, 2002, p. 44 a 52.

-VANDEVERRE, Sarah. Alloplastic temporomandibular joint replacement systems: The past, the present and the future. 2014. Tese (Mestrado) da Faculdade de Medicina e Farmácia da Universidade de Vrije, Bruxelas, 2014. p. 9 a 42

-VAYSSETTE, B., SAINTIER, N., BRUGGER, C., ELMAY, M., PESSARD, E. Surface roughness of Ti-6Al-4V parts obtained by SLM and EBM: Effect on the High Cycle Fatigue life. 7th International Conference on Fatigue Design. Senlis, França. 2017, p. 89-97.

-WOELFEL, J. B.; SCHEID, R. C. Anatomia Dental: Sua Relevância para a Odontologia. Tradução de Alexandre Werneck; Wilma Werneck; Terezinha Óppido. Quinta Edição, Rio de Janeiro. Editora Guanabara Koogan S.A., 2000. p. 1 a 45.

-ZIMMER BIOMET. Biomet: Total Joint Replacement System. Estados Unidos, 2016. Disponível em: <<http://www.biomet.com/wps/portal/internet/Biomet/Healthcare-professionals/products/microfixation>>

Anexo A – PATENTE PRÓTESE BIOMET, INC.

Título: *Apparatus for total temporomandibular joint replacement*

Número de publicação: US5549680 A

Inventores: [Jeffrey D. Gordon](#)

Beneficiário Original: [Biomet, Inc.](#)

Tipo de Publicação: Concessão;

Data da Publicação: 27 de agosto de 1996

Disponível em: <https://www.google.com/patents/US5549680>

BACKGROUND OF THE INVENTION

This invention relates generally to medical implant devices, and more particularly to a biocompatible prosthetic device for the replacement of the mandibular condyle and the mandibular fossa which together form the temporomandibular joint.

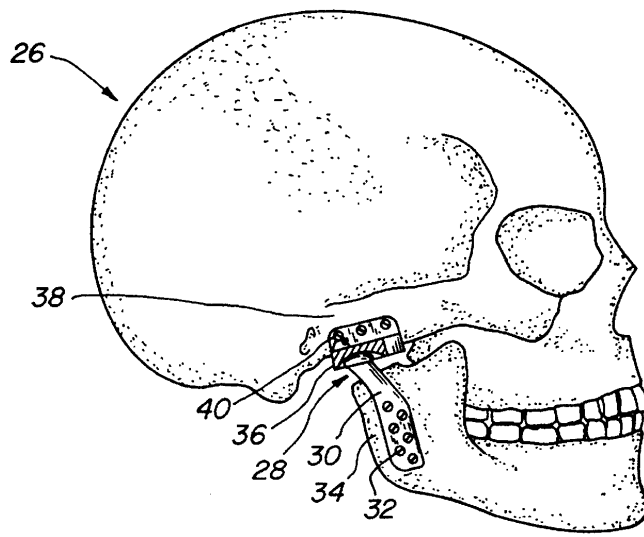


FIG. 3.

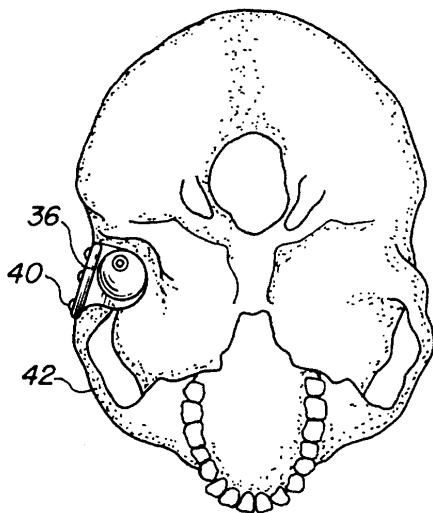


FIG. 4.

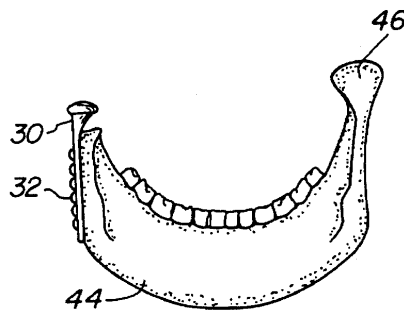


FIG. 5.

Figura B1: Segunda página da Patente Biomet. Posicionamento da Prótese na mandíbula.

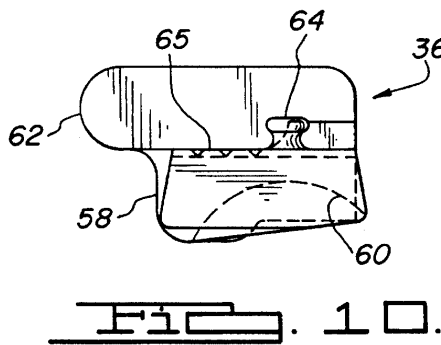
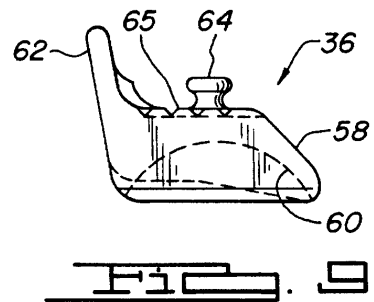
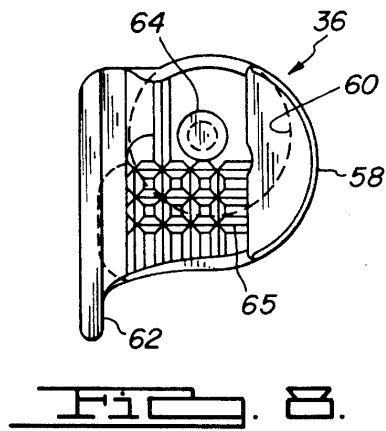
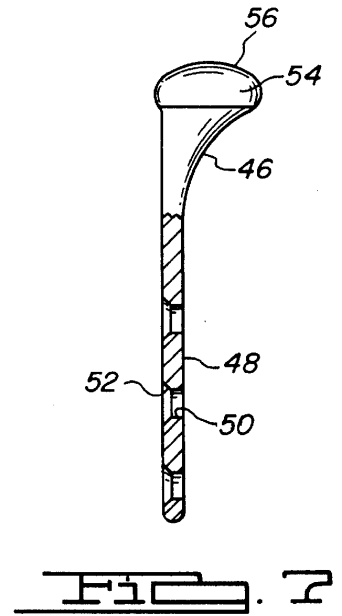
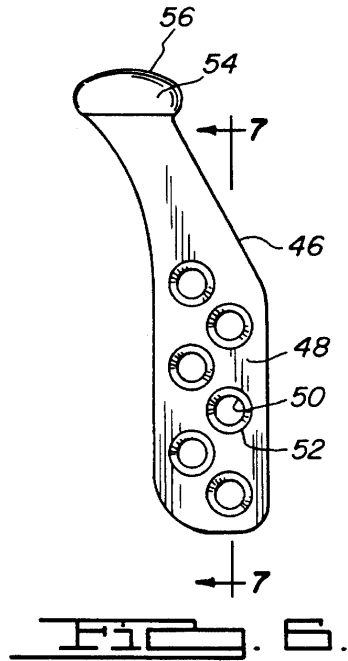


Figura B2: Terceira página da Patente Biomet. Detalhe da Prótese.

U.S. Patent

Aug. 27, 1996

Sheet 4 of 5

5,549,680

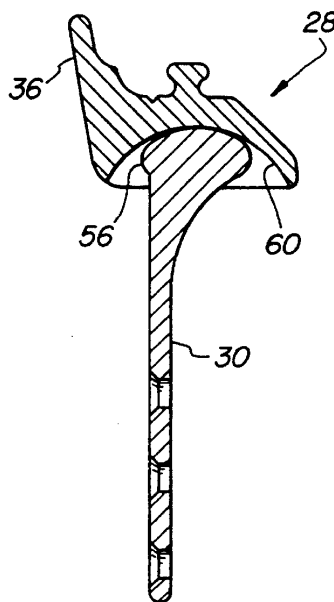
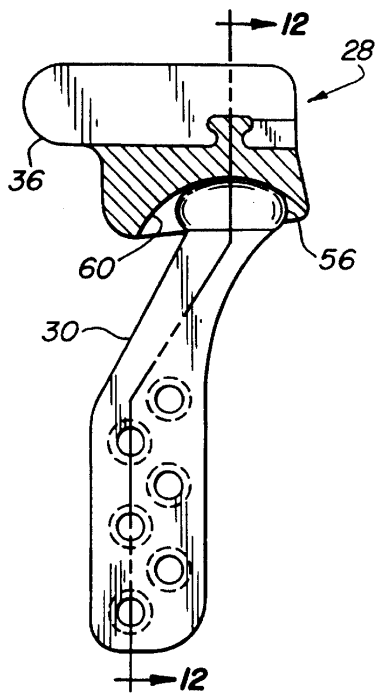


FIG. 11.

FIG. 12.

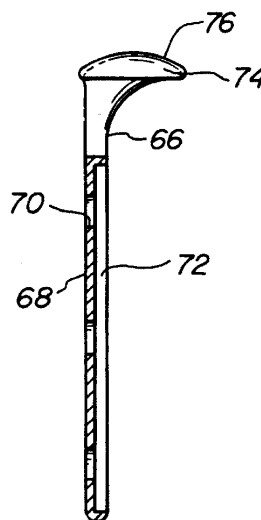
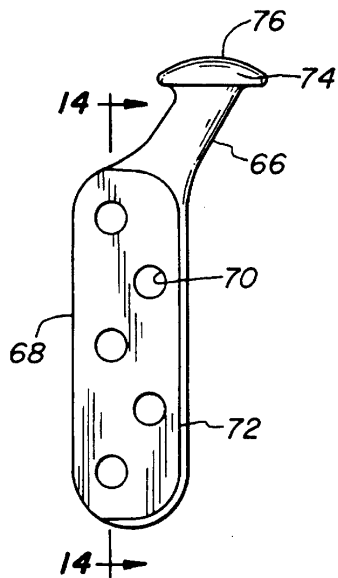


FIG. 13.

FIG. 14.

Figura B3: Quarta página da Patente Biomet. Detalhe da Prótese.

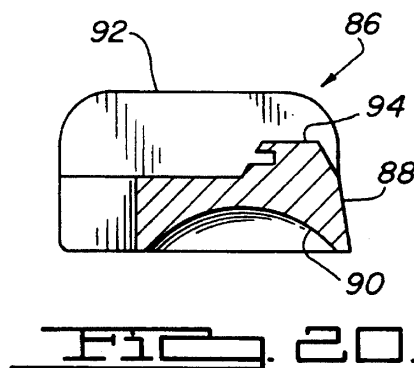
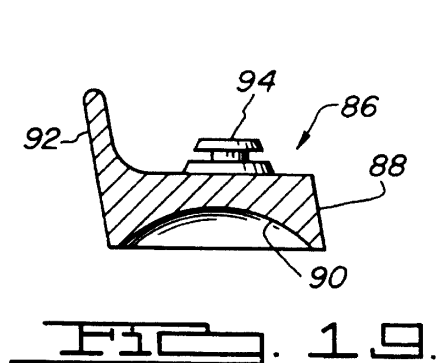
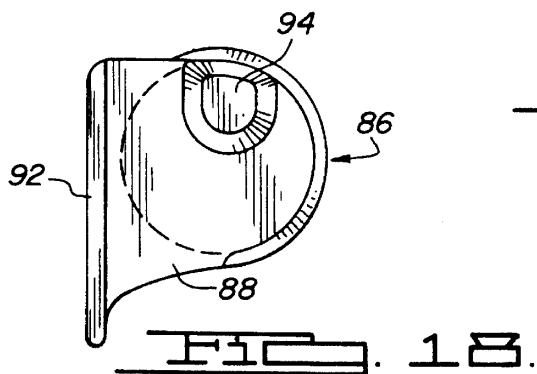
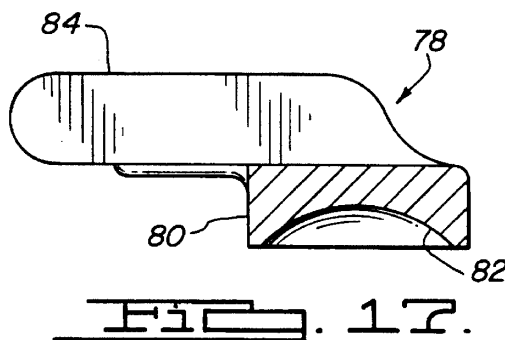
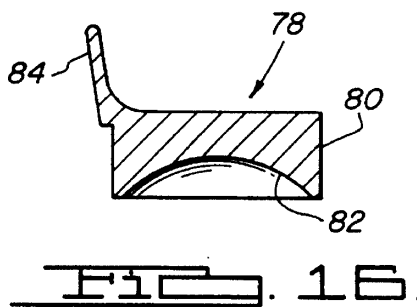
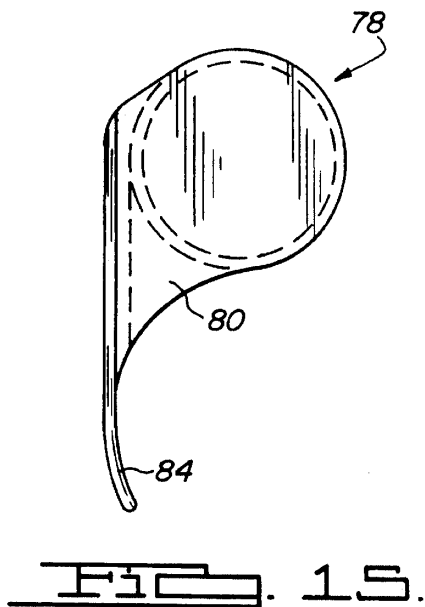


Figura B4: Quinta página da Patente Biomet. Detalhe da Cavidade.

Anexo B – PATENTE DE PRÓTESE DE FOSSA TEMPOROMANDIBULAR

Título: *Temporomandibular joint fossa-eminence prosthesis*

Número de publicação: US8211180 B2

Inventores: Eugene E. Keller, Evre Baltali, Kai-Nan An

Beneficiário Original: Mayo Foundation For Medical Education And Research

Tipo de Publicação: Concessão;

Data da Publicação: 03 de Julho de 2012

Disponível em: < <https://www.google.com/patents/US8211180>>

ABSTRACT

A fossa-eminence prosthesis having a nonanatomic surface that is relatively flatter than the native fossa. The articular eminence of the patient can be surgically reduced before implanting the prosthesis.

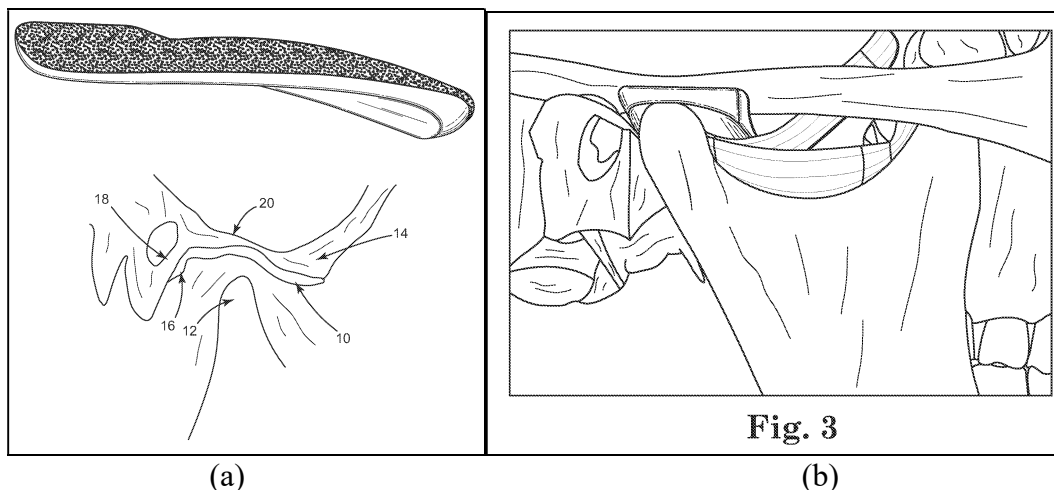


Figura 1(a) Detalhe da prótese de Fossa Temporomandibular. (b): Inserção da Prótese na maxila com o contato do côndilo natural.

APÊNDICE A – RESULTADOS DE ELEMENTOS FINITOS

Ponto	Detalhes	Nós	Elementos	Desl. Total [mm]	Desl. Z [mm]	Tensão Máxima Principal [MPa]						von Mises [MPa]					
						Mandíbula			Mandíbula			Prótese Fossa			Prótese Côndilo		
						Valor Máx.	Região Solicitada	Coef. Seg.	Valor Máx.	Região Solicitada	Coef. Seg.	Valor Máx.	Região Solicitada	Coef. Seg.	Valor Máx.	Região Solicitada	Coef. Seg.
1	Abertura, Contato Oclusal - Rotação Força de 2,5N	2963361	2106322	0,03805 (Protuberância Mental)	-0,03083	3,121 (Reg. superior do Arco Zigomático).	2,341 (Arco Zigomático)	38,449	12,471 (Reg. de fixação das molas - pontual)	1,559 (Borda inferior da placa)	9,622	46,270 (3º Furo)	13,678 (Região dos furos).	19,018	26,366 (1º Furo)	5,860 (Pescoço e 1º Furo)	33,376
1	Abertura, Contato Oclusal - Rotação Força de 2,5N	2963361	2106322	0,37257 (Protuberância Mental)	-0,30433	22,666 (Reg. superior do Arco Zigomático).	19,833 (Arco Zigomático)	5,284	122,880 (Reg. de fixação das molas - pontual)	17,520 (Borda inferior da placa)	0,976	247,940 (No arco do berço)	76,233 (Região dos furos)	3,549	85,675 (Pista na cabeça do côndilo)	42,642 (Pescoço da placa e 1º furo)	10,271
2	Fechamento, Amplitude de 20 mm - Rotação	2398447	1695930	0,74270 (côndilo)	-0,14481	48,427 (1º Furo)	Zigomático e região do 1º e 3º furo	2,278	64,577 (5º e 9º Furo).	30,856 (5º e 9º furos).	1,917	570,730 (Elemento no 1º Furo)	190,260 (Região dos furos e pista de contato)	1,542	360,860 (Pista na cabeça do Côndilo)	200,480 (Pescoço e pista)	2,438
3	Fechamento, Amplitude de 20 mm - Rotação e Translação	2398447	1695930	0,26126 (ângulo da mandíbula)	-0,0645	70,787 (1º Furo)	Zigomático - região do 1º e 3º furo	1,695	56,122 (9º Furo)	35,076 (1º e 5º furo)	2,138	294,860 (Elemento na pista de contato)	206,706 (3º Furo)	2,984	374,230 (Pista de contato)	104,277 (Pescoço até furos)	2,351
4	Fechamento, Amplitude Máxima (40 mm)	2162938	1524271	0,46203 (ângulo da mandíbula)	-0,07012	81,056 (Borda do 1º Furo)	Borda do 1º furo	1,481	60,254 (9º Furo)	37,659 (Ramo da mandíbula).	1,991	320,000 (Em torno do 1º Furo)	246,900 (Região da pista de contato)	2,750	388,970 (1º Furo)	180,879 (Borda do 1º furo e pescoço).	2,451
5	Fechamento, Contato Oclusal - Desacoplamento	2963361	2106322	0,21651 (Protuberância Mental)	-0,05442	65,003 (Região do contato dos dentes-osso)	8,125 (Ao longo do Arco Zigomático)	1,846	86,477 (Furos na região superior direita)	32,909 (8º ao 12º furo)	1,392	44,440 (3º Furo)	14,831 (Furos no sentido horizontal).	19,802	Zero Sem Tensão (Sem contato)	Zero Sem Tensão (Sem contato)	x