



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Andrea Del Pilar Fabra Rivera

APLICAÇÃO DAS TECNOLOGIAS CAD/CAE E DE MANUFATURA
ADITIVA (MA) NA AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE RETENÇÃO
INTRAMUCOSO UTILIZADO EM ODONTOLOGIA

Belo Horizonte
2020

Andrea Del Pilar Fabra Rivera

**APLICAÇÃO DAS TECNOLOGIAS CAD/CAE E DE MANUFATURA
ADITIVA (MA) NA AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE RETENÇÃO
INTRAMUCOSO UTILIZADO EM ODONTOLOGIA**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Engenharia de Manufatura e Materiais

Orientador: Prof. Dr. Juan Carlos Campos Rúbio

Coorientadora: Prof^a. Dr. Amália Moreno

Belo Horizonte
2020

F122a

Fabra Rivera, Andrea Del Pilar.

Aplicação das tecnologias CAD/CAE e de manufatura aditiva (MA) na avaliação de um sistema de retenção intramucoso utilizado em odontologia [recurso eletrônico] / Andrea Del Pilar Fabra Rivera. - 2020. 1 recurso online (126 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Juan Carlos Campos Rúbio.
Coorientadora: Amália Moreno.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Anexos: f. 114-126.

Bibliografia: f. 106-113.

Exigências do sistema: Adobe Acrobat Reader.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Manufatura aditiva - Teses. 3. Método dos elementos finitos - Teses. 4. Prótese dentária - Teses.
I. Campos Rubio, Juan Carlos. II. Moreno, Amália. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621 (043)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário

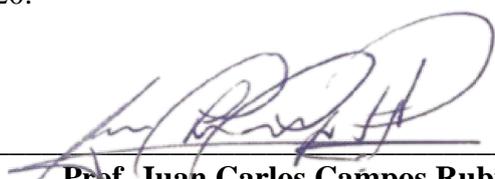
31270-901 – Belo Horizonte – MG

Tel.: +55 31 3409.5145

E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

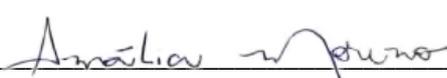
ATA DA SEXCENTÉSIMA VIGÉSIMA NONA DEFESA DE DISSERTAÇÃO DA ALUNA ANDREA DEL PILAR FABRA RIVERA, REGULARMENTE MATRICULADA NO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA DA ESCOLA DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS, REALIZADA NO DIA 20 DE MAIO DE 2020.

Aos Vinte dias do mês de maio de 2020, às 09:00 horas, reuniram-se os professores abaixo relacionados, sendo a participação de todos os membros da Banca inclusive da Discente por vídeo conferência, formando a Comissão Examinadora homologada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, para julgar a defesa de dissertação da aluna **Andrea Del Pilar Fabra Rivera**, intitulada: "**APLICAÇÃO DAS TECNOLOGIAS CAD/CAE E DE MANUFATURA ADITIVA (MA) NA AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE RETENÇÃO INTRAMUCOSO UTILIZADO EM ODONTOLOGIA**", requisito final para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica, na área de concentração "Engenharia de Manufatura e Materiais". Abrindo a sessão, o Senhor Presidente da Comissão, Prof. Juan Carlos Campos Rubio, após dar conhecimento aos presentes o teor das normas regulamentares do trabalho final, passou a palavra à candidata para apresentação de seu trabalho. Seguiu-se a arguição pelos examinadores com a respectiva defesa da candidata. Após a defesa, os membros da Banca Examinadora realizaram a avaliação, por meio eletrônico, do trabalho sem a presença da candidata, para julgamento e expedição do resultado final. Foi atribuída a seguinte indicação: a candidata foi considerada **APROVADA**, por unanimidade. O resultado final foi comunicado à candidata pelo Senhor Presidente da Comissão. Nada mais havendo a tratar, o Presidente encerrou a reunião e lavrou a presente Ata, que será assinada por todos os membros participantes da Banca Examinadora. Belo Horizonte, 20 de maio de 2020.



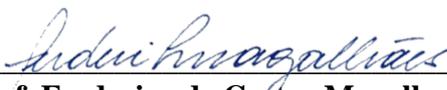
Prof. Juan Carlos Campos Rubio

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG



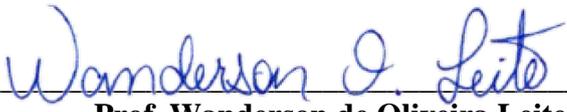
Profa. Amalia Moreno

Coorientadora – Faculdade de Odontologia/ UFMG



Prof. Frederico de Castro Magalhaes

Departamento de Engenharia Mecânica/ UFMG



Prof. Wanderson de Oliveira Leite

Instituto Federal de Minas Gerais/ IFMG

Dedicado à minha família, Luís José e minha avó Clementina (*in memoriam*) por todos os seus ensinamentos.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por me dar a paciência e a força necessárias para completar esta etapa da minha vida.

Aos meus pais, pelo apoio e amor incondicional que sempre me deram, pelas palavras que me motivam a ser uma pessoa melhor e por ser meu grande exemplo a seguir.

Ao meu irmão, que sempre me dá o melhor dele para me ajudar a cumprir todos os meus objetivos e sonhos.

Ao professor Juan Carlos Campos Rubio, pela confiança depositada em mim para realizar esta pesquisa e por todas as orientações dadas ao longo do mestrado, tanto pessoal quanto tecnicamente.

Aos Professores Frederico Castro e Paulo Eustaquio Faria, pelo conhecimento e orientação compartilhados ao longo da pesquisa. Da mesma forma, pelas ferramentas técnicas necessárias fornecidas para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos meus colegas do laboratório LEPAM, que me deram apoio nos aspectos motivacionais e técnicos da minha pesquisa.

Aos meus amigos pelo apoio e por me acompanharem nesse caminho.

Ao CNPq, pela assistência financeira para a realização das pesquisas realizadas neste projeto de mestrado.

A FAPEMIG, pelo apoio financeiro por meio do projeto APQ-02534-17.

RESUMO

As próteses dentárias são apresentadas como alternativas para gerar uma solução estética ou funcional para as lesões simples que podem se tornar malignas e causar problemas na saúde das pessoas. No entanto, as próteses podem ser projetadas com erros ou podem se desajustar durante sua vida útil, causando grandes danos ao estado da cavidade oral. Os procedimentos utilizados para a implementação dessas próteses dentárias, na maioria dos casos, são processos invasivos que geram lesões no paciente a curto ou a longo prazo. Portanto, é necessário o uso de procedimentos menos invasivos para a fabricação e a fixação de próteses dentárias. Neste estudo, foi projetada uma prótese dentária completa para pacientes edêntulos usando o software Rhinoceros®, aplicando a tecnologia da manufatura aditiva, a qual permitiu obter o design e o planejamento cirúrgico para a fixação da prótese. Além disso, uma análise numérica com base no método dos elementos finitos foi realizada, na qual forças de intensidade de 50 N, 100 N, 150 N e 200 N foram aplicadas e distribuídas em três áreas de forma independente, na área dentaria completa, na área dentaria lateral (direita e esquerda) e na área dentaria lateral direita, determinando a maior concentração de tensão de von Mises na mandíbula. Esses resultados foram comparados entre três softwares de simulação (ANSYS®, SolidWorks® e Inventor®) e o software SimSolid®. O resultado da comparação mostrou comportamentos semelhantes nas regiões com a maior concentração de tensão. Com relação aos valores de tensão, o erro percentual entre cada software foi inferior a 10%. O uso do software SimSolid® mostrou-se viável para o estabelecimento da tensão gerada pela prótese dentária no esqueleto facial e se destacou pela eficiência computacional, considerando a complexidade geométrica do objeto analisado.

Palavras chaves: Manufatura aditiva. Prótese dentaria. Planejamento cirúrgico. Elementos finitos.

ABSTRACT

Dental prostheses are an alternative to generate an aesthetic or functional solution for lesions in the oral cavity. However, prostheses can be designed with errors or they can maladjust during their useful life, causing great damage to the patient's condition. Usually, the procedures used for dental prostheses are invasive which can cause injuries to the patient in the short or long term, so it is necessary to use less invasive procedures for the manufacture and fixation. In this study, a complete dental prosthesis was designed for edentulous patients by computed tomography images and using the Rhinoceros® software. Then, the additive manufacturing technology was used to obtain both prosthesis's model and oral cavity for surgical planning and fixing. In addition, a numerical analysis based on the finite element method was performed, in which forces of the intensity of 50 N, 100 N, 150 N and 200 N were applied and distributed in three different regions, in the whole buccal cavity, simultaneously in the left and right lateral and only in the right lateral, determining the highest concentration of von Mises tension in the mandible. These results were compared between three simulation conventional software (ANSYS®, SolidWorks®, and Inventor®) and the meshless software (SimSolid®). It showed similar behaviors in the highest concentration of tension regions. Regarding the tension values, the percentage error between each software was less than 10%. The use of SimSolid® software proved to be better to identify the higher tension generated by the dental prosthesis in the facial skeleton and considering its geometric complexity, the computational efficiency was highlighted.

Keywords: Additive Manufacturing. Dental prosthesis. Surgical planning. Finite elements

Lista de figuras

Figura 1.1- Classificação do defeito ósseo: (a) maxilectomia alveolar unilateral, (b) maxilectomia alveolar bilateral e (c) ressecção alveolar total maxilar.....	23
Figura 1.2- Sistema de ancoragem intramucosa tecnologia muchor.....	24
Figura 1.3- Planejamento cirúrgico de uma prótese do maxilar superior	25
Figura 2.1- Primeiras próteses parciais fixas.....	30
Figura 2.2- Prótese fabricada pelo dentista John Greenwood para George Washington no ano 1789	31
Figura 2.3- Partes do maxilar superior	33
Figura 2.4- Partes da mandíbula.....	34
Figura 2.5- Exemplo de prótese obturadoras.....	36
Figura 2.6- Exemplo de próteses de velopalatinas	36
Figura 2.7- Tratamento de sobredentadura de implante mandibular.....	37
Figura 2.8- Prótese total e parcial removível na reabilitação de um paciente com síndrome da combinação.....	37
Figura 2.9- Fabricação do molde: (a) estudo de caso, (b) molde superior e (c) molde inferior	38
Figura 2.10- Fabricação da prótese: (a e b) estudo da seleção dos dentes e (c) próteses totais finalizada.	38
Figura 2.11- Obtenção de tomografia convencional	40
Figura 2.12- Diferentes vistas dos modelos obtidos.....	41
Figura 2.13- Obtenção de tomografia computadorizada: (a) tomografia computadorizada, (b) feixe em forma de leque e (c) Feixe cônico.....	42
Figura 2.14- Processamento da tomografia: (a) tomografia computadorizada do paciente, (b) densidade da camada óssea da maxila do paciente, (c) modelo representativo em 3D construído a partir da tomografia medica computadorizada e (d) Localização do nervo Nasopalatino	44

Figura 2.15- Obtenção do implante basal osseointegrado: (a) desenho do implante, (b) localização do implante no maxilar e (c) obtenção do implante por meio da impressão com o material titânio.....	44
Figura 2.16- Funcionamento da tecnologia FDM	47
Figura 2.17- Aplicação do protocolo para produzir uma órtese de joelho personalizada pela impressão 3D	48
Figura 2.18- Fabricação do guia cirúrgico: (a) planejamento cirúrgico visual, (b) guia cirúrgico no molde do maxilar superior e (c) inserção dos implantes no maxilar superior do paciente..	49
Figura 2.19- Funcionamento da tecnologia SLS	50
Figura 2.20- Resultado final do projeto e impressão com a técnica SLS do separador de dedo	51
Figura 2.21- Resultado final da placa obtida por meio da tecnologia SLM.....	52
Figura 2.22- Funcionamento da tecnologia SLA	53
Figura 2.23- Localização da órtese no osso com defeito.....	54
Figura 2.24- Impressão a jato de tinta	55
Figura 2.25- Processo de obtenção do esqueleto facial: (a) modelo em 3D impresso do paciente que apresenta a malformação congênita e (b) estudo prévio para a criação da prótese no crânio	56
Figura 2.26- Processo aplicado na impressão 3D para a obtenção de um implante dentário..	58
Figura 2.27- Processo da fabricação do implante: (a) tomografia digital, (b) projeto virtual da coroa posterior e (c) impressão 3D do implante projetado da coroa posterior.....	58
Figura 2.28- Processo de fabricação da prótese dentária: (a) caso de estudo, (b) digitalização 3D dos maxilares, (c) projeto da prótese dentária completa e (d) localização virtual da prótese no paciente.....	60
Figura 2.29- Etapas da análise de elementos finitos.....	62
Figura 2.30- (a) domínio arbitrário de limites curvos usando elementos quadrados, com um total de 41 elementos e (b) malha refinada de elementos finitos que mostra a redução da área não incluída no modelo, com um total de 192 elementos	64
Figura 2.31- Exemplo de convergência: (a) placa elástica retangular, (b, c, d) refinamento da placa elástica retangular e (e) gráfico de convergência.....	65

Figura 2.32- Estado geral de tensão representado por três tensões normais σ_x σ_y σ_z e seis tensões de cisalhamento.....	66
Figura 2.33- Modelo 3D mandibular de posicionamento do implante dentário na posição interforaminal	69
Figura 2.34- Implantes com diferentes roscas projetados no software SolidWorks®	70
Figura 2.35- Distribuição e o local de tensão máxima: (a) osso trabecular com implante reto, (b) osso trabecular com implante cônico e (c) osso cortical na carga de flexão	71
Figura 2.36- Distribuição e deslocamento de tensão em fraturas condilares	72
Figura 3.1- Diagrama em blocos das etapas do presente estudo	74
Figura 3.2- Tomografia computadorizada no formato DICOM do crânio no corte axial, sagital e coronal respectivamente.	75
Figura 3.3- Modelo em 3D do esqueleto facial humano com suas partes principais	76
Figura 3.4- Dimensões do pino de fixação Muchor.	77
Figura 3.5- Conexões geradas na mandíbula: (a) Conexão entre a área dentária e a mandíbula e (b) conexões geradas no côndilo mandibular	79
Figura 3.6- Malha gerada no software ANSYS®.	81
Figura 3.7- Malha gerada no software SolidWorks®.	82
Figura 3.8- Malha gerada no software Inventor®.	83
Figura 3.9- Restrições estabelecidas no côndilo mandibular no software Inventor®.....	84
Figura 3.10- Distribuição de força aplicada nas áreas determinadas no software Inventor®: (a) área dentária completa, (b) área dentária lateral (Direita e esquerda) e (c) área dentária lateral direita.	85
Figura 4.1- Modelos adquiridos no software Meshmixer: (a) esqueleto facial e mucosa (b) mandíbula.	86
Figura 4.2- Prótese dental para o maxilar superior.....	87
Figura 4.3- Pino de fixação de tecnologia Muchor.	88
Figura 4.4- Guia cirúrgico para a localização dos pinos de fixação.....	88
Figura 4.5- Localização dos pinos na mucosa destacando no círculo a inserção do Muchor dentro da mucosa.	89

Figura 4.6- Localização dos pinos na prótese destacando no círculo a inserção do Muchor dentro da prótese.....	89
Figura 4.7- Fixação da prótese dental completa na mucosa pela adesão dos pinos mostrando o Muchor inserido nas duas partes que compõe o modelo total.....	90
Figura 4.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	91
Figura 4.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	91
Figura 4.10- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição na área dentária lateral direta: (a) Software ANSYS® e (b) Software SimSolid®.....	92
Figura 4.11- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid®.....	94
Figura 4.12- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid®.....	95
Figura 4.13- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid®.....	95
Figura 4.14- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid®.....	97
Figura 4.15- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid®.....	98
Figura 4.16- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid®.....	98
Figura 4.17- Áreas de contato regulares geradas entre a mucosa e o esqueleto facial.....	104
Figura 4.18- Restrições e distribuição de cargas no modelo: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.....	104

Figura 4.19- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 200 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.....	105
Figura A.1- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	117
Figura A.2 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	117
Figura A.3- Figura B.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid.	1228
Figura A.4- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	118
Figura A.5 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	118
Figura A.6- Figura B.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid.	119
Figura A.7- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	119
Figura A.8 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.....	120
Figura A.9- Figura B.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid.	120
Figura B.1- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	121
Figura B.2- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	121

Figura B.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	122
Figura B.4- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	122
Figura B.5- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	122
Figura B.6- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	123
Figura B.7- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	123
Figura B.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	123
Figura B.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.	124
Figura C.1- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	124
Figura C.2- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	125
Figura C.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	125
Figura C.4- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	125
Figura C.5- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	126

Figura C.6- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	126
Figura C.7- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	126
Figura C.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.....	127
Figura C.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.	127
Figura D.1- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 50 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.....	128
Figura D.2- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 100 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.....	128
Figura D.3- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 150 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.....	129

Lista de tabelas

Tabela 2.1- Termos usados no método dos elementos finitos	63
Tabela 2.2- Valores máximos de tensão no osso considerando os implantes retos, cônicos e cônicos II	70
Tabela 3.1- Escala de Hounsfield	75
Tabela 3.2- Propriedades do esqueleto facial	78
Tabela 3.3- Configuração de malha no software ANSYS®.....	80
Tabela 3.4- Configuração de malha no software SolidWorks®.....	82
Tabela 3.5- Configuração de malha no software Inventor®.	83
Tabela 4.1- Comparação de resultados da tensão de von Mises nos software ANSYS® e SimSolid®.	93
Tabela 4.2- Comparação de resultados da tensão de von Mises nos softwares SolidWorks® e SimSolid®.	96
Tabela 4.3- Resultados obtidos de acordo com o tamanho do elemento no software Inventor®.	99
Tabela 4.4- Comparação dos resultados da tensão e do porcentagem de erro entre os quatro software de simulação (SimSolid, ANSYS, SolidWorks e Inventor)	101
Tabela 4.5- Propriedades do osso e da mucosa	103
Tabela 4.6- Resultado da tensão de von Mises obtido no Software SimSolid®.	106

Lista de gráficos

Gráfico 4.1- Convergência dos resultados da tensão de von Mises no software ANSYS®. ..	94
Gráfico 4.2- Convergência dos resultados da tensão de von Mises no software SolidWorks®.	97
Gráfico 4.3- Convergência dos resultados da tensão de von Mises no software Inventor®.	100

LISTA DE ABREVIACOES E SIGLAS

2D Bidimensional

3D Tridimensional

MPa Mega pascal

g/cm^3 Grama por centímetro cúbico

LEPAM Laboratório de Processos Avançados de Manufatura

CNPq Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico

FDM Fused Deposition Modeling

MA Manufatura Aditiva

SLA Stereolithography

SLM Selective Laser Melting

SLS Selective Laser Sintering

STL Standard Template Library

TC Tomografia Computadorizada

CAD Computer-aided Design and Drafting

STEP Standard for the Exchange of Product data

DICOM Digital Imaging and Communication on Medicina

NURBS Non Uniform Rational B-Splines

SUMÁRIO

CAPITULO 1-INTRODUÇÃO	22
1.1 Objetivo geral	25
1.2 Objetivos específicos	25
1.3 Justificativa	26
1.4 Estrutura do trabalho	28
CAPITULO 2- REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
2.1 História da fabricação de prótese dentárias	30
2.2 Anatomia do maxilar superior e da mandíbula ou maxilar inferior	32
2.2.1 <i>Maxilar superior</i>	32
2.2.2 <i>Mandíbula</i>	33
2.3 Maxilectomia	34
2.4 Prótese dentaria	35
2.4.1 <i>Próteses obturadoras</i>	35
2.4.2 <i>Próteses de velopalatinas</i>	36
2.4.3 <i>Prótese mandibular</i>	36
2.4.4 <i>Prótese removível</i>	37
2.5 Tomografias médicas na área odontológica	39
2.5.1 <i>Tomografia convencional</i>	39
2.5.2 <i>Tomografia computadorizada</i>	40
2.5.3 <i>Tomografia computadorizada do feixe de alcance (Fan Beam)</i>	41
2.5.4 <i>Tomografia computadorizada por feixe volumétrico (Cone Beam)</i>	41
2.5.5 <i>Aplicações da tomografia na odontologia</i>	42
2.6 Manufatura aditiva	45
2.6.1 <i>Tecnologias de manufatura aditiva ou impressão 3D</i>	45
2.6.1.1 <i>Modelagem de deposição fundida (FDM)</i>	46

2.6.1.2 Sinterização seletiva a laser (SLS).....	49
2.6.1.3 Estereolitografia (SLA).....	52
2.6.1.4 Impressão a jato de tinta	54
2.6.2 Manufatura aditiva na área da odontologia.....	56
2.6.3 Digitalização 3D na área odontológica	59
2.7 Método dos elementos finitos	60
2.7.1 Conceito básicos	60
2.7.2 Uso do método dos elementos finitos na odontologia.....	66
CAPITULO 3- MATERIAIS E MÉTODOS	73
3.1 Obtenção do modelo maxilofacial virtual em 3D	74
3.2 Desenvolvimento do desenho da prótese dentária completa para o maxilar superior	76
3.3 Critérios para o estudo de concentração da tensão no esqueleto facial	78
3.3.1 Seleção do material.....	78
3.3.2 Geração das conexões.....	79
3.3.3 Criação da malha nos modelos.....	79
3.3.3.1 Geração de malha no software ANSYS®	80
3.3.3.2 Geração de malha no software SolidWorks®	81
3.3.3.3 Geração de malha no software Inventor®	82
3.3.4 Pontos de ancoragem no modelo da mandíbula	83
3.3.5 Determinação e distribuição de carga mecânica	84
CAPITULO 4- RESULTADOS	86
4.1 Desenho da prótese dental e fixação dos pinos no maxilar superior do esqueleto facial	87
4.2 Resultados da análise da tensão na mandíbula	90
4.2.1 Resultados no software ANSYS®	90

4.2.2 Resultados no software SolidWorks®	94
4.2.3 Resultados no software Inventor®	97
4.2.4 Comparação dos resultados da tensão na mandíbula	101
4.3 Resultado da análise das tensões no esqueleto facial	103
CAPITULO 5- CONCLUSÕES	107
REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICAS.....	109
ANEXO A. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DE TENSÃO NO SOFTWARE ANSYS® NA MANDÍBULA.	117
ANEXO B- COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DA TENSÃO NO SOFTWARE SOLIDWORKS® NA MANDÍBULA.	121
ANEXO C- COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DA TENSÃO NO SOFTWARE INVENTOR® NA MANDÍBULA.	124
ANEXO D- RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DA TENSÃO NO SOFTWARE SIMOLID®NO ESQUELETO FACIAL.	128

1 INTRODUÇÃO

Os processo de manufatura aditiva (MA) permitem gerar diferentes tipos de modelos físicos com a utilização de diversos tipos de materiais, desta forma, pode se produzir uma peça a partir de um projeto previamente elaborado pelo sistema CAD (Desenho assistido por computador), e posteriormente sendo produzido em equipamentos de MA, possibilitando diferentes aplicações em diversos setores. Ainda a manufatura aditiva permite a caracterização rápida de projetos por meio da confecção de modelos e protótipos, contribuindo para a solução de diversos problemas ou a criação de novos elementos ou produtos que forneçam as características necessárias e cumpram os requisitos estabelecidos ou desejados para a substituição e melhoria de produtos existentes. Além disso, podem ser feitos protótipos para diferentes áreas e com diferentes técnicas, o que torna esse tipo de processo de fabricação muito útil para a engenharia (RUPINDER *et al.*, 2018).

Nos últimos anos, a manufatura aditiva vem sendo aplicada na área da odontologia, possibilitando inovações com rapidez, precisão e eficácia, a fim de resolver problemas com diversos graus de complexidade (RAYMUND *et al.*, 2018). A manufatura aditiva na odontologia permite uma transição lógica de uma abordagem de prática bidimensional para tridimensional (3D), na qual o uso de scanners digitais, tomografias medicas computadorizadas e impressoras 3D podem ser implementados pelas diversas vantagens que oferecem. Da mesma forma, esse tipo de tecnologia contribui para a melhoria dos processos cirúrgicos, os quais, podem ser muita vezes invasivos e, que por vezes devido a uma má execução, podem comprometer a saúde do paciente, levando à necessidade de várias intervenções cirúrgicas corretivas para que os resultados sejam atingidos (BHARGAV *et al.*, 2017).

Na área de odontologia, há diversos tipos de casos clínicos nos quais é provável que a remoção de tumores por vezes malignos, tais como os carcinomas seja necessário. Da mesma forma, defeitos congênitos, doenças infecciosas e os mais diferentes tipos de traumas também podem levar a uma remoção de parte da estrutura óssea como por exemplo da maxila (PEREIRA *et al.*, 2018). Quando estes casos são apresentados, os profissionais buscam reconstruir ou tornar funcional a área que foi afetada, devolvendo ao paciente sua função mastigatória e fonética, como também no sentido de auxiliar no processo de reabilitação emocional. A reabilitação protética de remoção de maxilar pode ser composta por três fases, a

cirúrgica, a provisória e a reabilitadora, em que cada uma tem características, indicações e importâncias particulares. (AGUIAR *et al.*, 2013).

Nesse sentido, a maxilectomia total ou parcial trata esses tipos de casos dependendo da localização e da extensão da lesão. Na figura 1.1, é apresentada a classificação do defeito ósseo segundo BROWN (2007). No caso um é mostrada uma perda mínima do osso alveolar, perda do palato duro, sendo determinada como uma maxilectomia parcial sem ruptura da cavidade oral. No caso dois, é denominada uma maxilectomia baixa, na qual não inclui o piso da órbita ou seu conteúdo. No caso três, mostra-se uma maxilectomia alta envolvendo o conteúdo orbital e no caso quatro além do conteúdo orbital inclui a exenteração orbital.

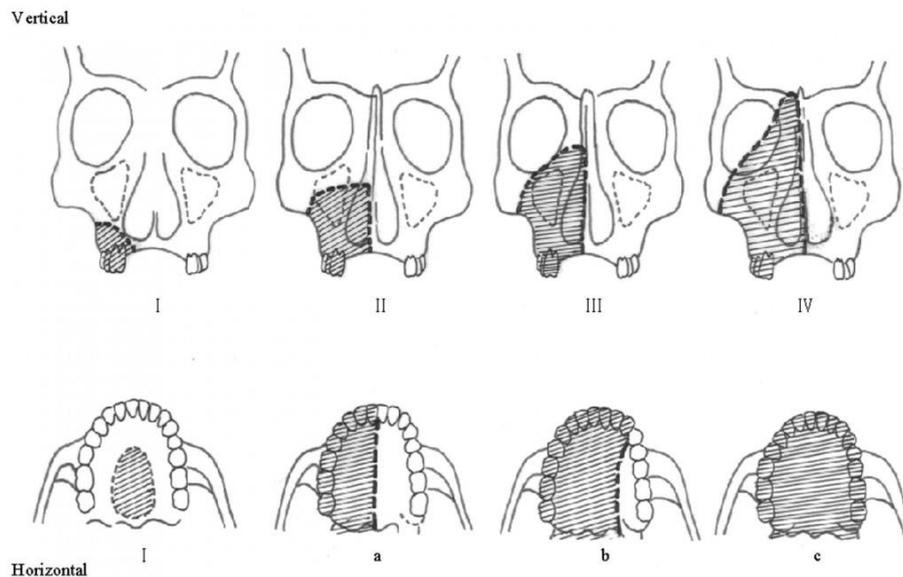


Figura 1.1- Classificação do defeito ósseo: (a) maxilectomia alveolar unilateral, (b) maxilectomia alveolar bilateral e (c) ressecção alveolar total maxilar (BROWN, 2007).

No entanto, quando o procedimento apresenta defeitos no resultado final da cirurgia, lesões são geradas no paciente, como a fala anasalada, vazamento de líquidos no interior da cavidade nasal, comprometimento da função mastigatória e deformidade estética severa (CAVALCANTE *et al.*, 2009). No campo da reabilitação oral, os processos cirúrgicos estão baseados no uso de um tecido perfurador que acessa diretamente as regiões dos maxilares, que podem causar lesões sendo procedimentos invasivos. Na maioria dos casos, não é possível obter a visualização necessária das estruturas vitais para a fixação das próteses dentárias, e há dificuldades na avaliação dos contornos ósseos alveolares (BARONE *et al.*, 2016). Por isso, torna-se importante desenvolver procedimentos menos invasivos, com menor sangramento no pós-operatório, menor tempo de intervenção cirúrgica e maiores taxas de cicatrização.

O sistema protético de ancoragem da mucosa é um procedimento menos invasivo, apresentando-se como uma solução para os problemas mencionados anteriormente. Esse sistema baseia-se na localização de âncoras de óxido de zircônio na base da prótese que funcionam como pilares de fixação intramucosa. Nesse contexto, uma das tecnologias que compõe esse sistema é a tecnologia Muchor, que usa a gengiva anexada como matriz de fixação natural para próteses completas (figura 1.2), sem a necessidade de usar adesivos odontológicos para fixação de próteses e de usar implantes dentários (JIMÉNEZ, 2016).



Figura 1.2- Sistema de ancoragem intramucosa tecnologia muchor (DYNA, 2014).

Por outro lado, em muitos casos clínicos se faz necessário ter um planejamento cirúrgico prévio que forneça o conhecimento sobre a saúde atual da cavidade oral do paciente, a fim de garantir um guia cirúrgico que permita a identificação dos locais para a fixação da prótese de forma correta, possibilitando um procedimento mais rápido e com menor porcentagem de erro, diminuindo a possibilidade de haver uma nova intervenção no paciente (AMOROSO *et al.*, 2012). Neste contexto nos últimos anos tem avançado o uso da manufatura aditiva na área medica tem-se usado para a confecção de modelos para executar o planejamento cirúrgico, uma vez que ela fornece as ferramentas que possibilitam a escolha da ferramenta adequada, a metodologia e a sequência de operações necessárias numa etapa previa, baseados na premissa de que é possível a obtenção de modelo geométrico em 3D da região afetada do paciente (TURKYILMAZ, 2019). Além disso, pode-se realizar uma análise pelos elementos finitos, a qual poderá prevê a tensões que a prótese vai gerar, dependendo da localização dos elementos de fixação (NARRA *et al.*, 2013). Na figura 1.3, pode ser observar as etapas do planejamento cirúrgico para a criação de uma prótese de maxilar superior com o uso destas tecnologias.

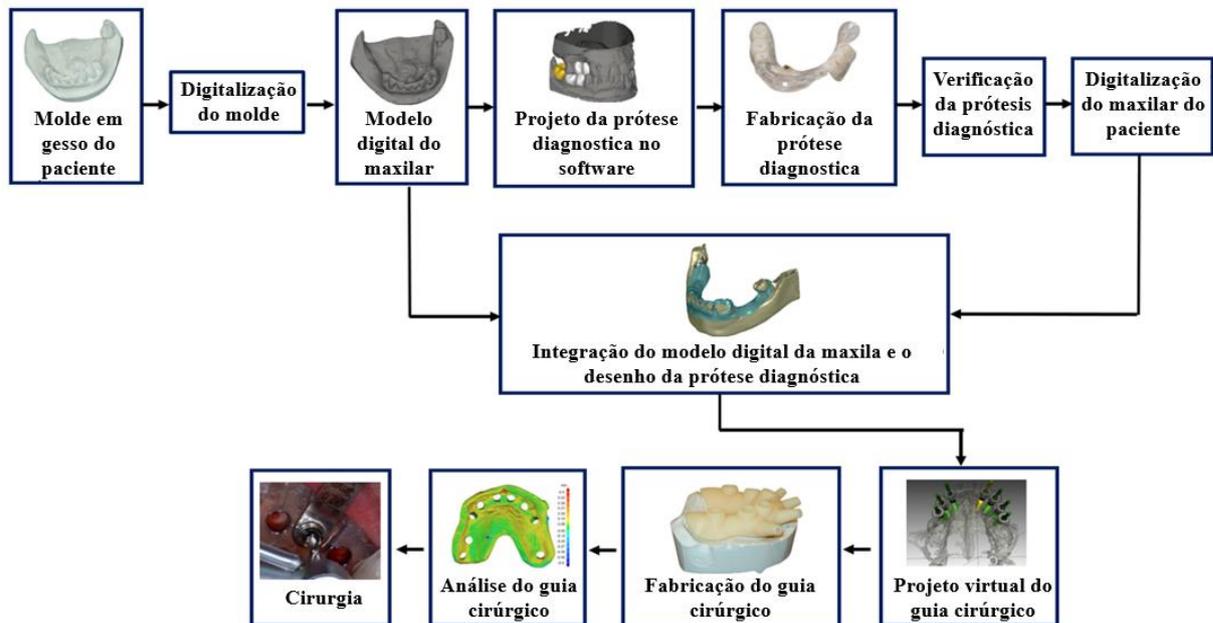


Figura 1.3 - Planejamento cirúrgico de uma prótese do maxilar superior (BARONE *et al.*, 2016).

Assim sendo, o que se observa na literatura pesquisada é que diversos autores tem se focado no uso das técnicas digitalização 3D associadas ao uso da manufatura aditiva para resolver problemas da indústria metal mecânica. Entretanto, o uso destas tecnologias na área medica, é incipiente e com grande relevância social. Somado a isto a disponibilização de ferramentas computacional para análise de tensões tornando este trabalho de interesse também pelo aspecto multidisciplinar.

1.1 Objetivo geral

Desenvolver um sistema integrado de tecnologias e metodologias para auxiliar na resolução de problemas odontológicos que precisem de indicação para a fabricação e fixação de prótese dentarias.

1.2 Objetivos específicos

Para alcançar este objetivo, diversas atividades deveram ser realizadas e ferramentas computacionais serão avaliadas.

- Processar a tomografia médica computadorizada de um esqueleto facial humano, para obter os modelos em 3D no software Invesalius®, usando a escala de Hounsfield com base na densidade dos materiais.

- Projetar um protótipo de prótese dental completa do maxilar superior para um paciente endento, no software Rhinoceros®, fabricante usando como guia o modelo 3D do esqueleto facial adquirido.
- Desenvolver uma metodologia de planejamento cirúrgico, para a aplicação de elementos de fixação tipo Muchor como um sistema de ancoragem para a prótese dentária e um guia cirúrgico, determinando a localização dos pinos na mucosa e na prótese dentária.
- Avaliar comparativamente os resultados obtidos da tensão de von Mises na área da mandíbula, usando o método dos elementos finitos no software ANSYS®, fabricante SolidWorks®, fabricante, Inventor® fabricante e SimSolid®, fabricante.
- Determinar a maior concentração de tensão gerada na área do maxilar superior, por meio da análise de elementos finitos, usando o software SimSolid®.

1.3 Justificativa

As próteses dentárias são apresentadas como alternativas para dar uma solução estética ou funcional frente às mudanças geradas nas mucosas, nos ossos da cavidade oral e no aparecimento de lesões simples que podem se tornar malignas e causar problemas na saúde das pessoas (CAMPBELL *et al.*, 2017). No entanto, as próteses dentárias apresentam folgas com o decorrer da sua vida funcional, em função de problemas de projetos de desgastes, causando graves danos ao estado da cavidade oral.

Nesse contexto, para definir o local correto de fixação da prótese na cavidade oral do paciente, deve-se ter um processo cirúrgico, no qual podem ser avaliados os possíveis problemas que poderão surgir no momento da realização da intervenção cirúrgica. Muitos destes problemas podem ser devido à má visualização das principais estruturas maxilares, como as ósseas, tecidos e dentição do paciente (BASSAM *et al.*, 2017). Além disso, o resultado da fabricação das próteses pode não ser adequado, devido a erros na medição, alterando o encaixe no maxilar do paciente de forma adequada e eficiente, fazendo com que o paciente sofra mais intervenções cirúrgicas e aumentando o tempo do tratamento. Da mesma forma, a má fabricação da prótese também pode gerar esforços desnecessários para o paciente, lesando as áreas que estão em contato com a prótese e comprometendo seu funcionamento, causando trocas prematuras do dispositivo (CAMPOS *et al.*, 2019).

Por outro lado, um fator importante para a definição do local de fixação das próteses é a distribuição dos elementos de fixação que serão inseridos na mucosa do paciente. Este fator depende tanto da quantidade de mucosa presente quanto da sua largura. Além disso, deve ser identificado o local mais apropriado para permitir um melhor ajuste da prótese. Isto, com o objetivo de fornecer uma maior confiabilidade ao paciente quanto ao funcionamento da prótese dental (BARONE *et al.*, 2016).

Por esses motivos, é necessário implementar tecnologias que permitam desenvolver uma metodologia menos invasiva, que permita um menor tempo de intervenção cirúrgica, ao mesmo tempo um menor tempo no processo de reabilitação e que não gere lesões no paciente. Neste sentido, este estudo torna-se interessante pela integração de tecnologias que contribuem para a melhoria do processo de obtenção e fixação de próteses dentárias. Uma das tecnologias utilizadas para a fixação da prótese dentária no paciente, é a tecnologia Muchor como elemento de fixação para próteses dentárias em pacientes edêntulos ou pacientes que possam ter sofrido amputação parcial do maxilar superior. Essa tecnologia apresenta uma fixação de próteses diferente dos procedimentos comuns, baseada na inserção de pinos de fixação sem a necessidade de perfurar a região óssea do maxilar, atingindo apenas a mucosa do paciente, a fim de diminuir os fatores negativos que são apresentados nos processos convencionais.

Da mesma forma, segundo REVILLA E OZCAN (2018), o uso da tecnologia da manufatura aditiva permite o desenvolvimento de todo o processo, considerando que cada fator influencia na fixação da prótese dentária na mucosa do paciente. Além disso, as ferramentas computacionais usadas nos processos da manufatura aditiva permitem a obtenção da anatomia do esqueleto facial em 3D, para a criação da prótese e para a indicação do lugar correto de fixação de cada pino, além da quantidade necessária dos pinos de fixação para obter o melhor ajuste da prótese. Do mesmo modo, é necessário integrar a metodologia dos elementos finitos para conhecer as tensões e esforços gerados pela aplicação de uma carga que simule a força exercida pelo paciente ao realizar o movimento de mastigação. E ainda se faz importante estudar implementação de softwares de simulação na área odontológica para resolver os diversos problemas técnicos e também, determinar o comportamento dos implantes e próteses dentárias de acordo ao caso clínico que a ser avaliado.

Portanto, a integração de tecnologias e metodologias, torna-se importante na área da odontologia para a fabricação e fixação de prótese dentárias na região do maxilar superior em

pacientes edêntulos ou parcialmente edêntulos, as quais, permitem o desenvolvimento de processos menos invasivos, baseados na criação da prótese dentária de acordo com a anatomia real do paciente a fim de diminuir os erros na fabricação, no conhecimento prévio da localização dos elementos de fixação e no conhecimento posterior do comportamento da prótese dentária nos pacientes garantindo o uso adequado das prótese dentárias.

1.4 Estrutura do trabalho

A estrutura deste trabalho é composta por cinco capítulos, que será brevemente descrita abaixo.

O capítulo 1 descreve o trabalho desenvolvido mostrando a importância da pesquisa realizada, assim como a definição dos problemas e objetivos gerais e específicos que foram estabelecidos para a realização do projeto final.

O capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica sobre os principais temas abordados no estudo. Foram definidos os conceitos fundamentais utilizados na área odontológica para a elaboração da prótese dental no maxilar superior. Foram realizados também um panorama geral sobre o uso da manufatura aditiva na área odontológica e um estudo sobre a implementação da análise de elementos finitos na odontologia.

No capítulo 3, são descritos os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento deste trabalho, onde a tomografia computadorizada é utilizada para obter o modelo 3D do esqueleto facial, para projetar a prótese com base em sua real anatomia e nas considerações determinadas neste capítulo. Da mesma forma, os parâmetros estabelecidos para a execução das simulações numéricas pelo método dos elementos finitos foram descritos, com base nos softwares utilizados para a comparação dos resultados.

No capítulo 4, é apresentado o resultado final do projeto da prótese dental completa no maxilar superior, juntamente com o projeto dos pinos de fixação Muchor e o guia cirúrgico para o planejamento cirúrgico. Também são analisados os resultados das tensões na mandíbula obtidas nos quatro softwares (ANSYS®, SolidWorks®, Inventor® e SimSolid®) e, finalmente, mostrados os resultados de tensão no esqueleto facial.

O capítulo 5, por fim, apresenta as conclusões do estudo desenvolvido, além de contribuições e recomendações para pesquisas futuras na mesma linha temática proposta no trabalho.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A tecnologia da manufatura aditiva pode ser aplicada na odontologia para melhorar os processos de obtenção de próteses dentárias e o planejamento cirúrgico para a fixação nos maxilares do paciente. Essa tecnologia permite obter o desenho das próteses dentárias seguindo a anatomia real do paciente, através do uso de tomografias médicas computadorizadas, as quais são processadas no software Invesalious, para gerar um modelo 3D dos maxilares. Para desenvolver projetos de próteses dentárias, é necessário conhecer a anatomia do maxilar superior e da mandíbula que compõe o esqueleto facial, a fim de projetar próteses adequadas. Além disso, é importante conhecer as causas que geram o uso de uma prótese dentária. Uma das causas é a presença de tumores no paciente em que uma maxilectomia deve ser realizada.

Além disso, existem diferentes técnicas que integram a manufatura aditiva para obter próteses dentárias através da impressão 3D. Essas técnicas permitem a criação de moldes e modelos em 3D dos maxilares, para analisar o processo de planejamento cirúrgico e determinar se o design da prótese dentária obtida é viável. A implementação do uso do método dos elementos finitos na odontologia, permite conhecer as tensões geradas pela prótese dentária nos maxilares do paciente, de acordo, com a localização e a quantidade de pinos utilizados para fixar essas próteses. O método dos elementos finitos, permite realizar planejamentos cirúrgicos que gerem menores concentrações de tensão no paciente para reduzir as lesões e o desconforto que a fixação da prótese pode apresentar.

Da mesma forma, é necessário saber a evolução na fabricação de prótese dentaria desde seus inícios até a atualidade, a fim de conhecer os materiais que têm sido utilizados para sua obtenção e os processos ou métodos que eram usados. Além disso, dar a conhecer como as ferramentas computacionais e a integração de novas tecnologias desenvolvidas ao decorrer do tempo tem melhorado o processo de obtenção de prótese dentárias. A seguir apresenta-se um breve histórico da fabricação de prótese dentárias.

2.1 História da fabricação de prótese dentárias

Inicialmente as doenças relacionadas à cavidade oral foram tratadas de maneira geral e não existiam especialistas na área. Essas doenças foram tratadas principalmente pela medicina sacerdotal. O primeiro conhecimento dessas anomalias apresentadas nos dentes e mandíbulas foi entendido por Hipócrates, o pai da medicina no século V. Inicialmente, os motivos para essas doenças eram atribuídos às superstições, as quais eram tratadas com sacrifícios e rituais. Um dos primeiros casos registrados é encontrado nos textos de Summerian como "vermes nos dentes", referindo-se a cáries por volta do século VI (AMORIM *et al.*, 2014).

Quanto à história da implantologia, os primeiros desenvolvedores nessa área foram os egípcios, de acordo com estudos realizados por arqueólogos, que encontraram supostas tentativas de implantes dentários usando dentes esculpidos em marfim e dentes de animais. Esses implantes eram colocados antes da mumificação na cultura egípcia (Figura 2.1). Também os arqueólogos, descobriram o uso de alguns minerais para a substituição de dentes perdidos (HUSSAIN E AHMED, 2014).



Figura 2.1- Primeiras próteses parciais fixas (HUSSAIN E AHMED, 2014).

No período medieval, a implantologia na Europa limitou-se aos transplantes de dentes humanos, realizados entre pacientes por barbeiros-cirurgiões (HUSSAIN E AHMED, 2014). Esses transplantes deixaram de ser utilizados devido ao risco de contaminação e infecção bacteriana no início do século XVIII. Em 1789, o dentista John Greenwood fabricou uma prótese com materiais de marfim, dentes de vaca e humanos para George Washington (figura 2.2) (MALVIN, 2010). Por outro lado, a implantologia endo-óssea começou entre 1800 e 1910 na América, sendo conhecida como o período fundamental dessa área. Os materiais mais

comuns usados nesta época para a confecção dos implantes foram o ouro, a porcelana, a madeira e outros metais como palatino, prata e estanho (KHINDRIA *et al.*, 2009). Em aproximadamente 1809, Maggilio usou um implante de ouro em um local onde o dente foi extraído e a substituição pela prótese foi realizada após a cicatrização tecidual. Posteriormente por volta de 1888, Berry enfatizou o uso de materiais biocompatíveis para a elaboração de implantes dentários, para evitar a transmissão de doenças (RAJPUT *et al.*, 2016).



Figura 2.2- Prótese fabricada pelo dentista John Greenwood para George Washington no ano 1789 (MALVIN, 2010).

No século XIX, Giseppangelo Fonzi construiu o que seria conhecido como a primeira prótese moderna, fabricando dentes de porcelana individuais, induzindo um encaixe na palatina sob cada dente para depois ser soldado, por meio do uso de prata e ouro na prótese para finalmente fazer os acabamentos necessários (ALMEIDA *et al.*, 2008). Nos anos 1894 e 1898, com a invenção do forno elétrico foi possível moldar as próteses de acordo com seu ponto de fusão. Land construiu uma coroa de porcelana em uma matriz palatina, tornando-a mais resistente e estética. (COHEN *et al.*, 2003)

Nos anos 1930 a 1978, na Europa e na América, iniciou-se o estudo do uso de biomateriais e de inovações cirúrgicas e protéticas, com a implementação de diversos materiais, como a porcelana, o vidro e o titânio. Com esses materiais, diversas próteses dentárias foram desenvolvidas e testadas. No século XVIII, os materiais cerâmico eram os mais usados para a fabricação de prótese dentárias, os quais evoluíram, a partir do século XX, com a integração de materiais metálicos (AMORIM *et al.*, 2014).

Atualmente, alguns dos materiais para a fabricação de próteses dentárias mais utilizados na odontologia são a cerâmica, o alumínio, o zircônio, o estanho e o titânio. Nos últimos 20 anos,

o surgimento dos sistemas CAD-CAM vem auxiliando na otimização de diversos processos de produção, dentre eles a fabricação de próteses, aumentando sua produção, reduzindo o tempo de espera para obter a prótese dentária e aumentando sua qualidade (MIYAZAKI *et al.*, 2019). Além disso, com o uso da digitalização, o processamento de tomografias médicas computadorizadas para o design de próteses, materiais como a alumina, o zircônio e o titânio, se tornaram importantes para a fabricação de próteses. Com o uso dessas novas tecnologias, a fabricação de próteses dentárias mostra uma melhora na parte estética e funcional. Além disso, com o design obtido em ambiente computadorizado (software), as próteses podem ser adaptadas e aperfeiçoadas com maior rapidez e menos erros (TORRES *et al.*, 2008).

2.2 Anatomia do maxilar superior e da mandíbula ou maxilar inferior

2.2.1 Maxilar superior

A maxila é composta por duas estruturas principais, uma das quais são os seios maxilares, que estão relacionadas às raízes dos pré-molares e molares. No tratamento de pacientes desdentados, a reabsorção óssea pós-extração e a diminuição da altura óssea que ocorre nesse tipo de paciente dificultam consideravelmente a fixação dos implantes, tornando a técnica cirúrgica mais complexa (SALDANHA *et al.*, 2017). O maxilar superior possui uma maior proporção de osso esponjoso, tornando suas corticais mais estreitas, fazendo com que sua consistência e resistência sejam menores para a fixação dos implantes dentários. (SALDANHA *et al.*, 2017).

Por outro lado, a fossa nasal é um espaço estreito coberto de mucosa que se estende desde as narinas até o ponto de passagem para a faringe. Ela é dividida em duas partes iguais (direita e esquerda) por um septo cartilaginoso. Entre a área óssea, os seios e a fossa nasal, uma maior proporção, em termos de altura, é apresentada, o que corresponde à eminência canina que atua em pacientes edêntulos (desprovidos de dentes). O ducto nasopalatino, que se localiza na extremidade anterior da sutura intermaxilar, contém os elementos nervosos, nervo nasopalatino e vascular, e a artéria palatal anterior, que impedem a aproximação dos implantes dentários. As partes do maxilar superior podem ser observadas na figura 2.3.

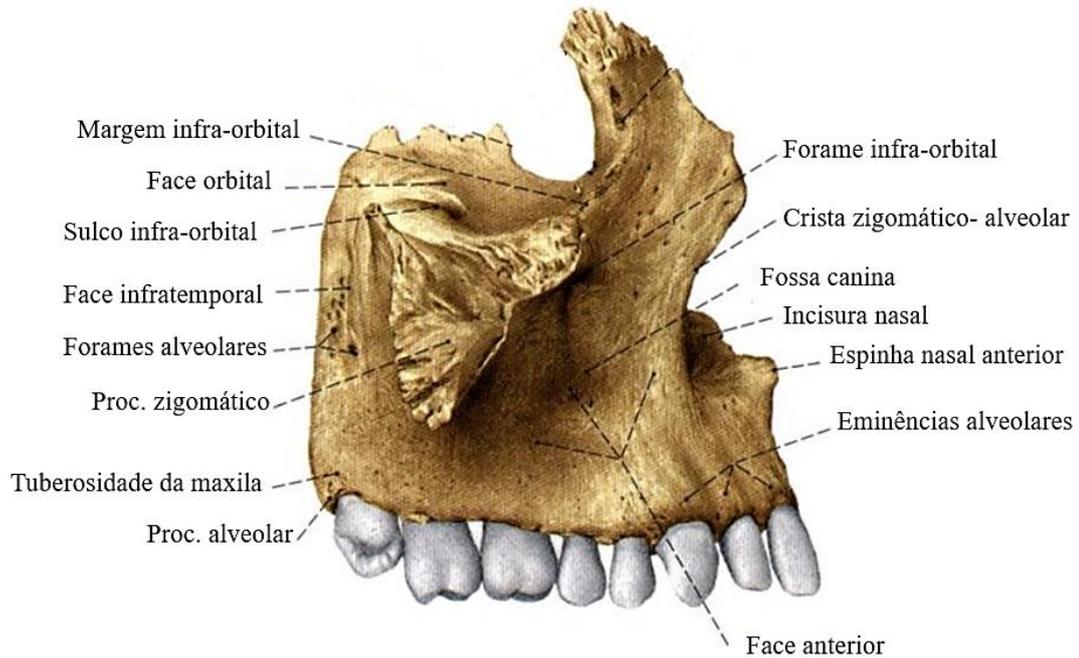


Figura 2.3- Partes do maxilar superior (SOBOTTA, 2000).

2.2.2 Mandíbula

A mandíbula, localizada inferiormente no esqueleto facial, é o maior osso e o mais forte que compõe a estrutura facial, atuando como um receptáculo para os dentes inferiores. A mandíbula forma a articulação temporomandibular, articulando de cada lado o osso temporal. Ela é composta por um corpo horizontal e dois ramos verticais posteriores, localizados em cada lado no ângulo da mandíbula. No corpo, está a borda alveolar superior, que contém dezesseis cavidades para suportar os dentes inferiores, e a base inferior, que apresenta a fixação do músculo medialmente digástrico. Existem dois ramos na mandíbula, que são projetados para cima a partir do ângulo. Esses ramos são constituídos por marcos ósseos, como a cabeça localizada na parte traseira para articular o osso temporal, o que sustenta a cabeça do ramo e fixa o músculo pterigóideo lateral e, finalmente, o processo coronoide, onde está localizada a junção do músculo temporal (ACKLAND *et al.*, 2018).

A mandíbula, em relação à fixação dos implantes dentários, delimita um segmento anterior através do forame mandibular, que é um local livre de outros elementos além do tecido ósseo. Nas regiões posteriores, o canal dentário limita o espaço ósseo disponível em profundidade. O canal dentário está localizado do lado interno do ramo ascendente mandibular até o final do forame mandibular. Em seu interior, está o pacote vasculonervioso alveolodental inferior,

responsável pela sensibilidade dos dentes da hemimandíbula correspondente e da mucosa e pele do lábio inferior ipsilateral (SALDANHA *et al.*, 2017). Na figura 2.4, podem ser observadas as partes da mandíbula.

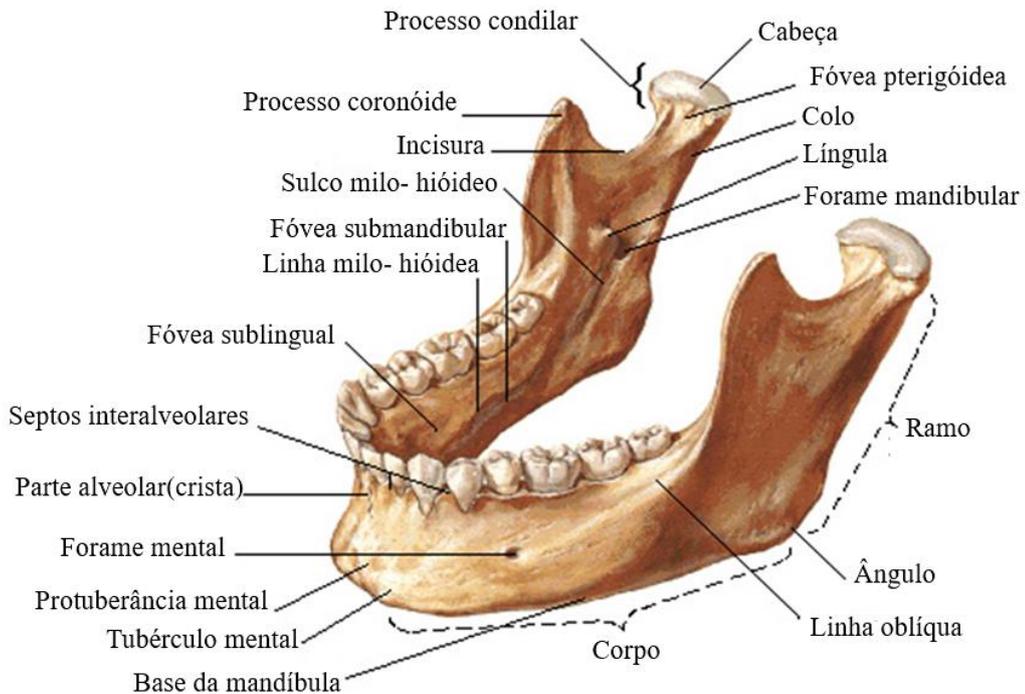


Figura 2.4- Partes da mandíbula (ZOHRABIAN *et al.*, 2015).

2.3 Maxilectomia

A maxilectomia é uma técnica cirúrgica geralmente na área oncológica, na qual é realizada para a remoção de tumores do maxilar superior, palato e seios da face. Ela pode ser total ou parcial, dependendo das áreas comprometidas (SANTOS *et al.*, 2016). Da mesma forma, a maxilectomia deve ser realizada de acordo com a classificação do tumor, na qual T1, T2, T3 e T4 são relacionados ao tamanho e a extensão do tumor principal. Quanto maior o número, maior a extensão do tumor e maior a invasão nos tecidos próximos. A partir disso, uma maxilectomia parcial deve ser realizada quando ocorrem tumores T1 e T2, que não se infiltram no seio maxilar, e uma maxilectomia total, quando ocorrem tumores T3 e T4 (CAMPANER *et al.*, 2018).

Uma vez realizada a cirurgia, é necessário construir e projetar uma prótese dental para o paciente, de acordo com o problema apresentado, a fim de recuperar não apenas sua parte estética, mas também a parte funcional. Para isso, as próteses são obtidas por diferentes métodos

que são baseados na manutenção da anatomia real do paciente. A prótese obturadora é um dos principais métodos de reabilitação maxilofacial, visto que esta também separa a cavidade bucal das cavidades nasais e previne a fala hipernasal, além de evitar a regurgitação nasal de alimentos líquidos e auxiliar na sustentação do perfil facial. A fabricação de uma prótese obturadora deve considerar a análise de diversos fatores tais como, o tecido mole existente, o controle muscular, a localização e as dimensões da lesão, entre outros. Alguns pesquisadores descrevem que, após o procedimento cirúrgico, o uso da prótese obturadora com retenção, contribui para o funcionamento oral, porém existem poucos estudos comparativos com a prótese convencional entre a relação dos benefícios que ela pode proporcionar e o modelo obturador implantado nos defeitos da maxila (CHENG *et al.*, 2015).

A implantodontia na odontologia é o planejamento completo, colocação e manutenção de implantes dentários, aparelhos, próteses ou substâncias que são colocadas na cavidade oral, a fim de melhorar algumas funcionalidades ou ser usada para fins estéticos. Esses implantes dentários são colocados no osso maxilar ou mandibular e podem ser confeccionadas em diferentes tamanhos e materiais, permitindo ao paciente recuperar as funções mastigatória e fonética, recuperando a estrutura correta e a saúde bucal. Os implantes dentários devem ser feitos de materiais biocompatíveis, tendo a capacidade de se integrar perfeitamente aos componentes ósseos correspondentes (VANDERLEI *et al.*, 2019).|

Segundo BEYABANAKI *et al.* (2018), os implantes maxilares podem suportar prótese dentárias, que têm uma taxa de sobrevivência de 96,1%. Para obturadores com suporte de implantes, sua porcentagem de sobrevivência é maior, pois depende do suporte, retenção e estabilidade que são condicionados pelo procedimento de maxilectomia. As próteses orais são criadas para a reabilitação de defeitos congênitos ou alterações que ocorrem nos maxilares, as quais, podem ser classificadas de acordo com a localização do defeito, a saber: prótese obturadoras, prótese de velopalatinas, prótese mandibular e prótese removível e elas podem ser desenvolvidas para o maxilar superior ou inferior.

2.4 Prótese dentaria

2.4.1 Próteses obturadoras

As próteses obturadoras são utilizadas principalmente para bloquear a comunicação entre a área e a via digestiva, reabilitando as funções de mastigação, deglutição e fonação perdidas ou

alteradas. Sua preparação pode variar em tamanho, extensão, localização e materiais, dependendo do estudo de caso (MICHELINAKIS, 2017). Na figura 2.5, pode-se visualizar um exemplo de prótese obturadora.



Figura 2.5- Exemplo de prótese obturadoras (MICHELINAKIS, 2017).

2.4.2 Próteses de velopalatinas

As próteses de velopalatinas enfocam, na maioria dos casos, a etiologia e o palato mole. Sua função de reabilitação é semelhante às próteses obturadoras (RANGANATHA, 2017). Na figura 2.6, pode-se observar um exemplo de próteses de velopalatinas.



Figura 2.6- Exemplo de próteses de velopalatinas (RANGANATHA, 2017).

2.4.3 Prótese mandibular

A reconstrução mandibular é realizada quando a continuidade do arco mandibular é interrompida, gerando deformidade facial. Essas deformações ocorrem quando há casos de tumores malignos ou benignos, traumatismos mandibulares, processos infecciosos graves, osororradiocrecrose e más formações congênitas. Os materiais de fabricação dessas próteses são, principalmente, as resinas acrílicas, silicone, cromo-cobalto e titânio. Na figura 2.7, pode-se visualizar um exemplo de implante mandibular (VARSHNEY *et al.*, 2019).



Figura 2.7- Tratamento de sobredentadura de implante mandibular (VARSHNEY *et al.*, 2019).

2.4.4 Prótese removível

As próteses removíveis podem ser parciais ou completas dependendo da existência de dentes no maxilar superior ou inferior. As próteses parciais removíveis são utilizadas quando existem alguns dentes presentes no maxilar superior ou inferior, que servem para a fixação da prótese dentária, da mesma forma, essa prótese é fixada na mucosa e na gengiva do paciente. Por outro lado, as próteses removíveis completas são utilizadas quando o paciente sofre a perda total de seus dentes e são fixadas na mucosa e no palato. Na figura 2.8, pode ser observado uma prótese total e parcial removível para um paciente com síndrome da combinação.



Figura 2.8- Prótese total e parcial removível na reabilitação de um paciente com síndrome da combinação. (GOYATA *et al.*, 2018).

Em trabalho realizado por MAZZOCHINI *et al.* (2019), foram estabelecidas dimensões dos maxilares, por meio da fabricação de uma prótese total pela técnica do arco inferior, para um paciente edêntulo bimaxilar. O processo de obtenção dessas próteses inicia-se com a fabricação de um molde de gesso dos arcos superior e inferior do paciente, que deve ser individualizado com cera. Os autores, informam que os ajustes individuais foram feitos diretamente na boca do paciente, com alívio de freio, bridas, áreas retentivas. A linha entre o palato duro e o palato

mole também foi delimitada e o modelo dos maxilares foram obtidos respeitando a anatomia e a fisiologia do paciente. A figura 2.9 mostra o resultado dos moldes fabricados nesse estudo.

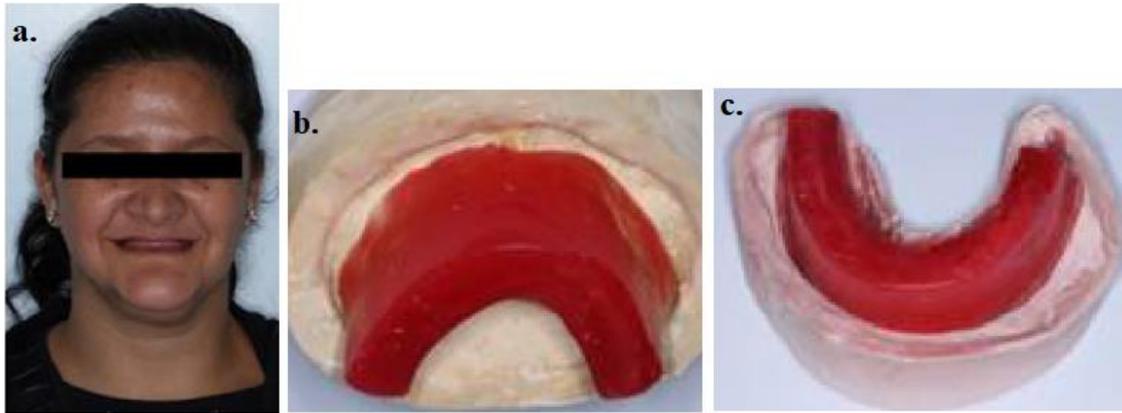


Figura 2.9- Fabricação do molde: (a) estudo de caso, (b) molde superior e (c) molde inferior (MAZZOCHINI *et al.*, 2019).

Uma vez obtidos os moldes dos maxilares superior e inferior, os autores realizaram um estudo para a fabricação de dentes artificiais, de acordo com a linha paralela do lábio superior, onde a curvatura do lábio superior pode ser observada quando o paciente contrai os músculos das extremidades da boca. Da mesma forma, foi definida a linha média que separa os incisivos centrais e a linha dos caninos, determinando a largura dos dentes anteriores superiores. Além disso, o software Digital Smile Design foi utilizado para estabelecer as proporções faciais e dentárias do paciente. Finalmente, os ângulos de posicionamento e inclinação foram determinados pelo arco facial para realizar a montagem final da prótese. Na figura 2.10, pode-se observar o estudo realizado para a seleção dos dentes e a prótese total final (MAZZOCHINI *et al.*, 2019).

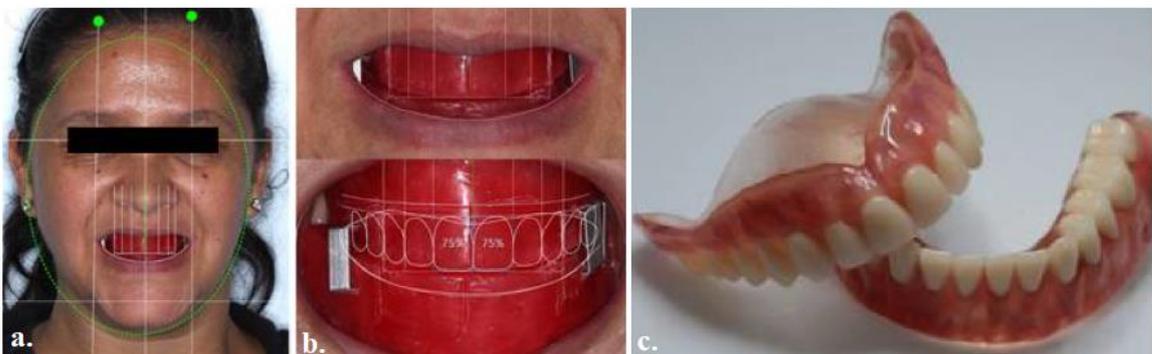


Figura 2.10- Fabricação da prótese: (a e b) estudo da seleção dos dentes e (c) próteses totais finalizada (MAZZOCHINI *et al.*, 2019).

Desta forma é possível avaliar que o uso de ferramentas computacionais para altera dimensões e geometrias das próteses, tem sua validade comprovada fazendo cada vez mais importante o uso de desenhos geométricos fidedignos da área dos pacientes a ser reconstruída.

2.5 Tomografias médicas na área odontológica

Uma tomografia consiste no uso de um feixe de raios X que é finamente colimado por um único detector, que devem ser conectados para que se movam de forma sincronizada. Quando o detector executa uma varredura ou translação do paciente, as estruturas internas do corpo atenuam o feixe de raios-x, dependendo do número atômico e da densidade da massa, alterando a intensidade da radiação que forma a projeção. Uma vez desenvolvido esse processo, o detector retorna à sua posição inicial para iniciar a segunda varredura, até reconstruir a imagem final das estruturas anatômicas. Essas estruturas são obtidas por meio de uma matriz de valores que representa a seção transversal da estrutura que foi examinada (RECH *et al.*, 2015). Assim, as tomografias e os usos específicos dessas tecnologias podem ser classificados em dois tipos: tomografia convencional e tomografia computadorizada.

2.5.1 Tomografia convencional

A tomografia convencional utiliza um sistema em que os raios X examinam todo o volume do corpo, obtendo uma imagem pelo movimento que executa o foco dos raios X e a placa. A tomografia convencional fornece informações sobre a espessura óssea e a localização exata das estruturas anatômicas vitais na direção vestibular - lingual ou palatina, por meio de cortes que produzem informações volumétricas. A largura ou espessura desses cortes pode variar dependendo do equipamento em uso e varia entre 1 mm e 9 mm, e a separação dependerá do comprimento da abertura (OLIVEIRA *et al.*, 2018). Um exemplo do uso do processo de tomografia convencional pode ser visualizado na figura 2.11.



Figura 2.11- Obtenção de tomografia convencional (OLIVEIRA *et al.*, 2018).

2.5.2 Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada pode ser dividida de acordo com o formato do raio X utilizado na obtenção da imagem. Os tipos de tomografia computadorizada são os de feixe de alcance (Fan Beam) e por feixe volumétrico (Cone Beam) (OLIVEIRA *et al.*, 2018). Em um estudo realizado por VASCO *et al.* (2016), os autores utilizaram uma tomografia médica computadorizada para a reconstrução de uma mandíbula com e sem dente. Essa técnica permitiu aos autores modelar a geometria de partes complexas, como o ligamento periodontal, difícil de ser visualizado normalmente. Para a reconstrução mandibular, foi utilizada tomografia médica computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, EUA) de um paciente sem os terceiros molares. O objetivo do estudo realizado foi examinar a região da mandíbula, em cortes de 0,25 mm, para um total de 428 cortes com 640×640 voxels cada, para realizar a reconstrução mandibular. Além disso, foi necessária a segmentação manual das áreas desejadas, pois a tomografia não fornece informações sobre os limites de estruturas como ligamento periodontal, esmalte e osso medular e cortical. Uma vez obtidos o projeto da mandíbula desejada com os dentes de acordo com as dimensões e especificações dadas pela literatura (Figura 2.12), foi realizado uma análise pelo método dos elementos finitos no software ANSYS®, a fim de realizar teste de discretização nos modelos e a viabilidade das geometrias desenhadas.

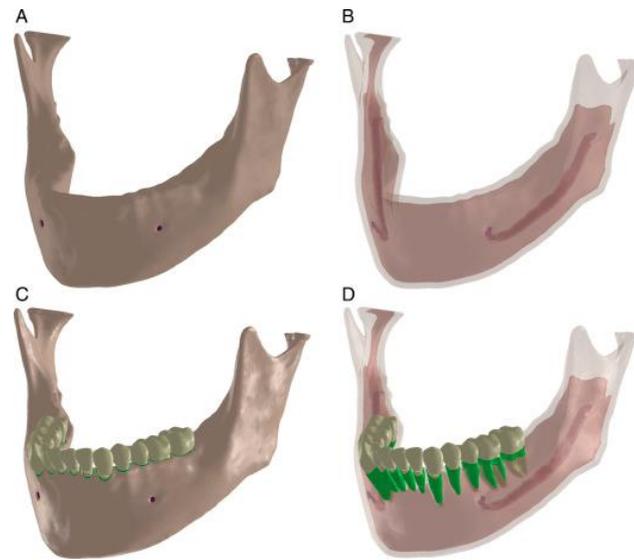


Figura 2.12- Diferentes vistas dos modelos obtidos (VASCO *et al.*, 2016).

2.5.3 Tomografia computadorizada do feixe de alcance (*Fan Beam*)

A tomografia computadorizada do feixe de alcance usa a técnica de hélice ou espiral, que é um tubo que faz um movimento espiral, em torno do paciente, e emite raios X de forma simultânea. A tomografia computadorizada de feixe de alcance tem como característica uma alta sensibilidade e especificidade na aplicação, o que significa que, em uma análise qualitativa, as imagens indicam um falso negativo e um falso positivo muito baixo. Essa tomografia na área odontológica permite identificar deformidades craniofaciais, planejamento cirúrgico de fraturas e neoplasia maxilofacial (BARONE E RAZIONALE, 2016).

2.5.4 Tomografia computadorizada por feixe volumétrico (*Cone Beam*)

A tomografia computadorizada de feixe volumétrico reproduz imagens axiais da parte de interesse do paciente, na qual uma fonte de raios X em forma de cone se move girando a 360° , em um tempo intermediário de 18 segundos em torno do paciente, capturando as informações necessárias (ALCANTARA *et al.*, 2014). O detector de imagem é feito de um material sólido ou gasoso, que gera sinais elétricos que são enviados para um computador, que processa os dados usando um determinado software que executa uma técnica de algoritmo desenvolvida por Housfield para tomografia. Em seguida, os dados de tomografias computadorizadas são digitalizados por meio de algoritmos transformando-os em dados volumétricos (PARSI *et al.*, 2019). Uma vez obtida a formação volumétrica, os cortes são produzidos nos três planos com uma espessura entre 0,125 mm e 2 mm.

A tomografia computadorizada do feixe volumétrico é aplicada na identificação de problemas ortodônticos, em cirurgias de dentes impactados e no diagnóstico de desordem da articulação temporomandibular. Na área de implantologia, ela permite a identificação do local correto para o posicionamento dos implantes dentários, uma análise cefalométrica, a avaliação dos maxilares, dos seios, dos canais nervosos e da cavidade nasal, além da detecção, medição e tratamento de tumores localizados na mandíbula (TANER *et al.*, 2018). O processo de obtenção de tomografia computadorizada com feixe em forma de leque e feixe cônico pode ser observado na figura 2.13.

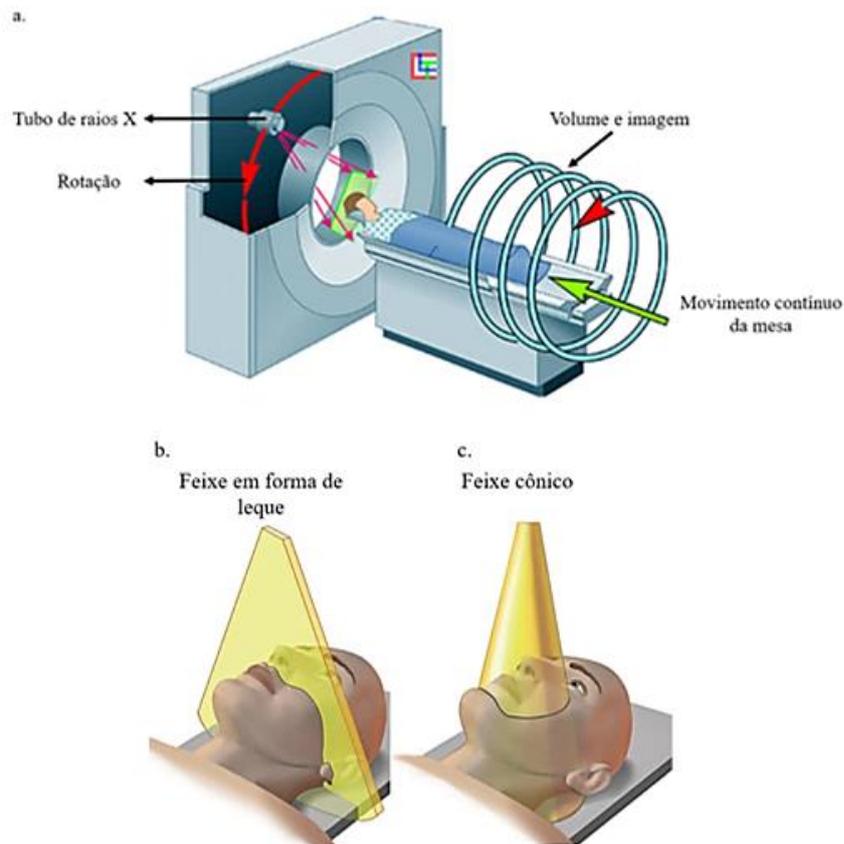


Figura 2.13- Obtenção de tomografia computadorizada: (a) tomografia computadorizada, (b) feixe em forma de leque e (c) Feixe cônico (MCLELLAND, 2016).

2.5.5 Aplicações da tomografia na odontologia

As tomografias possuem diversas aplicações na área odontológica, e uma das mais importantes é a área da implantologia, na qual são utilizadas para a avaliação da morfologia, determinação da quantidade e da qualidade óssea, podendo também ser utilizada para o desenvolvimento de

modelos e para o posicionamento virtual de implantes dentários (PEREIRA *et al.*, 2018). Na área de ortodontia, a tomografia é focada na cefalometria 3D, que através de programas computacionais planeja os movimentos para estabelecer as estruturas envolvidas no tratamento ortodôntico, encontrando caninos retidos, terceiros molares e peças supranumerárias. Finalmente, no que diz respeito à cirurgia, a tomografia é apresentada como uma ferramenta de diagnóstico para facilitar as imagens que orientam durante o processo cirúrgico, podendo também ser utilizada para avaliar fraturas e patologias localizadas nos maxilares (PALMIRE *et al.*, 2019).

Em um estudo realizado por MALYALA *et al.* (2016), um implante basal osseointegrado foi projetado para cirurgia oral e maxilofacial usando design assistido por computador e a tecnologia de manufatura aditiva. O implante osseointegrado basal foi projetado de acordo com os requisitos estabelecidos pelo paciente, proporcionando estabilidade maxilar e fixação dentária. Para a realização deste implante, foram integradas as técnicas de imagens médicas convencionais, CAD e a tecnologia da manufatura aditiva. Para obter a anatomia da área afetada do paciente, um scanner de tomografia médica computadorizada em espiral de 128 cortes foi usado em uma saída digital padrão de imagem e dados de comunicação médica (DICOM). Uma vez obtida a imagem da área afetada, foram realizados procedimentos para eliminar o ruído nos dados e melhorar o contraste da imagem.

Para obter a imagem 3D, foi utilizado o software Mimics, que realiza uma diferenciação na imagem dos tecidos presentes na tomografia computadorizada, obtida por meio de três planos, para permitir a seleção dos dados que compõem a imagem do modelo digital 3D. O software Mimics se baseia na escala de Hounsfield para determinar áreas de acordo com o limiar de densidade, como os ossos e os tecidos moles. Neste estudo, um limiar automatizado de 226-3006 HU foi selecionado, a fim de visualizar as regiões ósseas existentes no paciente, as quais não estavam totalmente destacadas e era necessário selecionar manualmente a área. Da mesma forma, uma densidade não uniforme foi observada na tomografia médica computadorizada na região afetada do paciente. Na figura 2.14 pode ser visualizada a obtenção do modelo em 3D da área afetada do paciente.

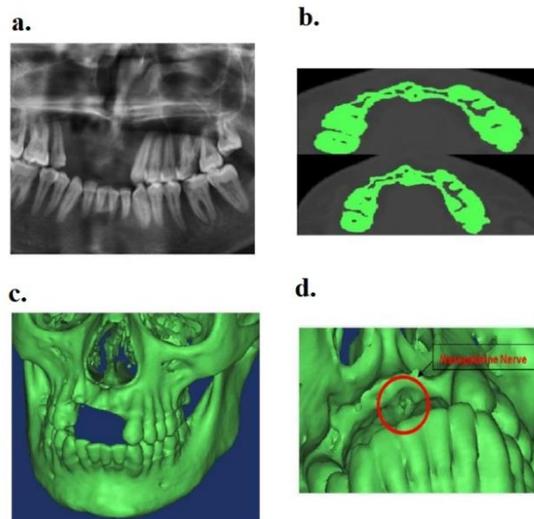


Figura 2.14- Processamento da tomografia: (a) tomografia computadorizada do paciente, (b) densidade da camada óssea da maxila do paciente, (c) modelo representativo em 3D construído a partir da tomografia médica computadorizada e (d) Localização do nervo Nasopalatino (MALYALA *et al.*, 2016).

Após a obtenção do modelo digital 3D, o implante personalizado foi projetado para a anatomia exclusiva do paciente, levando em consideração os nervos presentes no maxilar superior e a estrutura porosa no osso do paciente para a fixação do implante. Essas áreas foram visualizadas devido ao uso da tomografia médica computadorizada, mostrando a importância que ela tem para a fabricação dos vários tipos de implantes ou próteses que podem ser projetados com essas tecnologias. O implante foi impresso pela técnica de sinterização a laser de metal direto, demonstrando a eficiência dessa técnica para produzir implantes funcionais. Na figura 2.15, pode-se observar o desenho do implante, a localização no maxilar e a obtenção por meio da impressão com o material de titânio (Ti-64).

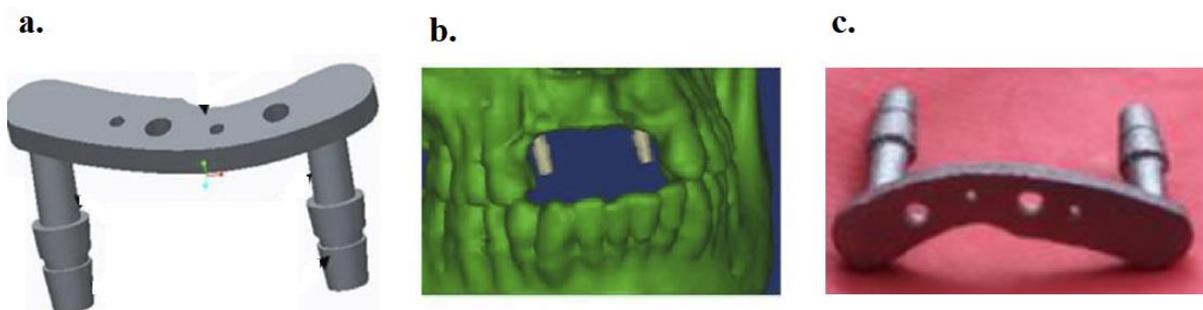


Figura 2.15- Obtenção do implante basal osseointegrado: (a) desenho do implante, (b) localização do implante no maxilar e (c) obtenção do implante por meio da impressão com o material titânio (Ti-64) (MALYALA *et al.*, 2016).

2.6 Manufatura aditiva

O processo de manufatura aditiva começa com o projeto virtual de um objeto em três dimensões através do uso de programas computacionais de auxílio ao projeto CAD (Desenho assistido por computador). Após esta etapa, os arquivos obtidos devem ser convertidos e exportados em formato STL (Estereolitografia). O formato STL permite definir a geometria de objetos 3D, sem as informações de cor, texturas ou propriedades físicas do objeto. Esse formato usa uma malha triangular fechada que define a forma de um objeto (RODRIGUES *et al.*, 2016). A resolução do objeto depende do tamanho dos triângulos, quanto menor, maior a resolução. Uma vez que o modelo é obtido no formato STL, o arquivo pode ser posprocessado e exportado como uma linguagem de programação de controle numérico, conhecida como código G. Após, o modelo 3D é dividido em seções transversais a serem impressas. A máquina para prototipagem rápido trabalha no padrão conhecido como C.N.C 2 e 1/2 eixos, trabalhando no plano (x e y) e mudando a coordenada z para cada seção transversal impressa. Finalmente, o modelo é exportado para uma máquina específica e são necessárias a escolha dos parâmetros técnicos de impressão, tais como, temperatura, velocidade de impressão, preenchimento, orientação, entre outros, alcançando assim o modelo 3D de forma física (ROSSI *et al.*, 2018).

Segundo RIBAS *et al.* (2018), para o desenvolvimento de um modelo 3D, um dos fatores mais influentes é a seleção do material a ser usados na impressão, pois suas propriedades, sua estrutura e os parâmetros do processo relacionados a ele, determinam o desempenho do produto final, em termos das propriedades mecânicas e de compatibilidade, entre outros. Da mesma forma, o tipo de equipamento usado para executar impressões 3D pode ter limitações relacionadas ao tipo de tecnologia de deposição usada, ou ainda, ao tipo de material usado para obter o modelo, limitando assim a seleção de materiais disponíveis.

2.6.1 Tecnologias de manufatura aditiva ou impressão 3D

A manufatura aditiva consiste em vários tipos de tecnologias comumente denominados como impressão 3D, as quais podem ser diferenciadas pelo tipo de tecnologia utilizada ou pelos materiais que são usados para fazer a impressão. Dentro desse contexto, as peças produzidas podem apresentar alterações nas suas propriedades e características técnicas, tais como, precisão dimensional, acabamento superficial, densidade, entre outras, isto em função do material e dos parâmetros de fabricação. Um dos métodos mais comuns é a tecnologia (*Fused*

Deposition Modeling - FDM), que utiliza principalmente materiais poliméricos (CALIGNANO *et al.*, 2017). Além disso, (*Selective Laser Sintering* - SLS), (Stereolithography - SLA) e impressão a jato de tinta, são os principais métodos utilizados na área da odontologia para a fabricação de implantes, próteses dentárias, guias cirúrgicos, moldes para o planejamento cirúrgico, entre outras aplicações (CHACÓN *et al.*, 2017).

2.6.1.1 Modelagem de deposição fundida

O processo que se utiliza da tecnologia FDM (*Fused Deposition Modeling*) se inicia com o fornecimento de um filamento de polímero termoplástico em direção a um bocal, que está na temperatura de trabalho do material, onde o filamento passa por um estado semilíquido e é extrudado na base em forma de camadas, até que o modelo 3D seja obtido. A termoplasticidade do material polimérico é uma propriedade fundamental para que os filamentos depositados por camadas se fundam durante o processo de impressão e alcancem a solidificação, quando há o contato com a temperatura ambiente (LEE *et al.*, 2019).

Segundo TUAN *et al.* (2017), as propriedades mecânicas dos modelos impressos dependem dos parâmetros previamente estabelecidos, sendo os principais parâmetros a espessura da camada, a largura, a orientação das camadas e a lacuna entre o bico extrusor e a última camada depositada. Os autores afirmam que a distorção entre camadas é a principal causa da diminuição das propriedades mecânicas. Os benefícios da tecnologia FDM são o baixo custo, a alta velocidade de obtenção do produto e a simplicidade do processo. Por outro lado, apresenta desvantagens na resolução do modelo, devido à aparência dada pelas camadas, um número limitado de materiais termoplásticos e, por vezes, as propriedades mecânicas são afetadas negativamente, com pequenas alterações dos parâmetros de operação.

De acordo com os diversos autores, dentre os métodos utilizados para reforçar as propriedades mecânicas dos modelos impressos pelo processo FDM, o desenvolvimento de materiais reforçados com fibra são uma tendência. No entanto, a orientação da fibra, a ligação entre a fibra e a matriz e a formação de vazios ainda apresentam desvantagens no processo de peças compostas em 3D. O processo de impressão 3D mediante a tecnologia FDM é ilustrado na figura 2.16.

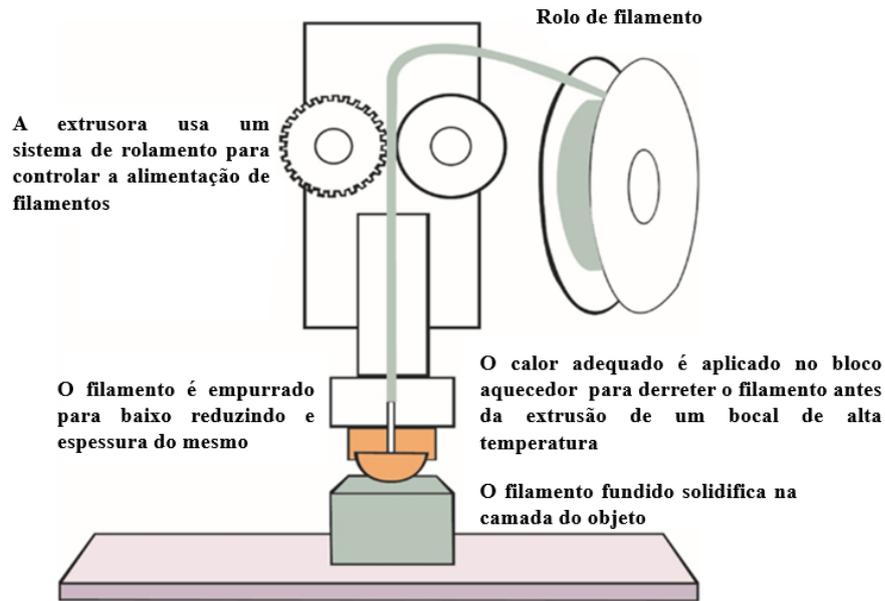


Figura 2.16- Funcionamento da tecnologia FDM (LONG *et al.*, 2017).

As técnicas de impressão 3D podem ser usadas em diversas áreas para resolver problemas específicos. No caso da área da saúde a aplicação da tecnologia FDM tem ganhado notoriedade no ultimo tempo na área da terapia ocupacional, a qual é utilizada para a fabricação de órteses ou próteses, criadas com precisão e rapidez, quando é comparada com o método tradicional artesanal. No estudo de SANTOS *et al.* (2017), foi realizada a combinação das técnicas de digitalização 3D, modelagem 3D e impressão para a fabricação de produtos personalizados para a medicina de reabilitação. Uma órtese de posicionamento do joelho personalizada foi projetada para um paciente com paralisia cerebral, onde quatro protótipos foram comparados.

Para a fabricação desta órtese, os autores consideraram alguns requisitos básicos para o produto final, como simplicidade, leveza, durabilidade, facilidade de uso, adaptabilidade e uso funcional. Conceitos anatômicos baseados em três princípios biomecânicos principais, como a pressão, o equilíbrio e alavanca, também foram considerados.

Segundo os autores, o princípio da pressão afirma que, quanto maior a área de contato entre a órtese e o membro, menor é a pressão no membro, ou seja, a órtese projetada deve apresentar um tamanho que minimize as pressões de contato. O princípio do equilíbrio determina que a soma das forças e momentos criados no membro ou articulação deve ser igual a zero, para isso um sistema de três pontos deve ser usado, onde a força primária é exercida e deve ser neutralizada, dependendo da função da órtese e dos suportes. Por fim, o princípio da alavanca determina que a estrutura da órtese seja a mais longa possível de acordo com o segmento a ser

tratado, permitindo menos força para atingir o momento desejado na articulação, reduzindo a força de cisalhamento.

Finalmente, um protocolo foi projetado para o design e desenvolvimento de uma cinta de posicionamento de joelho personalizada, baseada em três etapas. A primeira delas foi a digitalização 3D do membro afetado, usando o sistema de aquisição de imagem ZScanner™ 700 junto com o software ZScan™, o qual usa marcadores refletivos para colocar o objeto em um espaço 3D. A segunda etapa foi a modelagem 3D, realizada no software SolidWorks®, onde foi realizado o projeto da órtese, seguindo a estrutura do joelho previamente digitalizada. O terceiro estágio termina com a impressão da órtese usando o material acrílico-butadieno-estireno (ABS). A aplicação do protocolo, feita pelos autores, para produzir uma órtese de joelho personalizada pela impressão 3D pode ser visualizada na figura 2.17.



Figura 2.17- Aplicação do protocolo para produzir uma órtese de joelho personalizada pela impressão 3D (SANTOS *et al.*, 2017).

Em um estudo realizado por WANG *et al.* (2017), um guia cirúrgico odontológico personalizado foi desenvolvido usando imagens de tomografia médica computadorizada,

design assistido por computador e impressão 3D com a tecnologia FDM usando material polimérico.

Para planejar a inserção visual do implante no maxilar do paciente, um guia cirúrgico foi fabricado com reconstrução sobreposta de moldes sólidos ósseos maxilares e os dentes, utilizando-se a tomografia computadorizada e o perfil externo dos dentes e a mucosa obtidos com o uso da digitalização a laser. Uma vez obtido o planejamento visual, os foi impresso o guia cirúrgico usando a tecnologia de impressão FDM para localizá-lo em um molde negativo do maxilar superior do paciente, a fim de verificar o ajuste correto entre o guia cirúrgico e a maxila. Finalmente, a cirurgia para a inserção dos implantes foi realizada utilizando o guia cirúrgico fabricado. Além disso, um teste clínico prévio de retração e intrusão para os caninos e incisivos superiores mostrou que os dois implantes foram colocados com segurança e não causaram inflamação ou outros sintomas de desconforto uma semana após a cirurgia. Na figura 2.18, pode ser observado o planejamento cirúrgico visual, o guia cirúrgico no molde do maxilar e a inserção dos implantes no maxilar superior do paciente.



Figura 2.18- Fabricação do guia cirúrgico: (a) planejamento cirúrgico visual, (b) guia cirúrgico no molde do maxilar superior e (c) inserção dos implantes no maxilar superior do paciente (WANG *et al.*, 2017).

2.6.1.2 Sinterização seletiva a laser.

A técnica de sinterização seletiva a laser utiliza um feixe de laser de alta potência com uma trajetória controlada, sinterizando o material e fundindo-o por meio de difusão molecular. Este processo é realizado camada por camada até a obtenção da geometria requerida. A resolução da função é determinada pelo tamanho das partículas do pó, a potência do laser, o espaçamento e a velocidade de varredura. Os materiais mais utilizados nesta tecnologia são a cerâmica, o vidro, o nylon e o poliestireno (WANG *et al.*, 2017).

Além dos materiais mencionados acima, é teoricamente estabelecido que qualquer polímero termoplástico, na forma de pó, poderia ser utilizado para a execução da técnica de SLS, porém

o comportamento complexo da consolidação e o processo de difusão molecular para a sinterização limita a seleção dos materiais. A Policaprolactona (PCL) e poliamida (PA) são materiais de sinterização a laser amplamente utilizados (WANG *et al.*, 2017). O funcionamento da tecnologia SLS pode ser observado na figura 2.19.

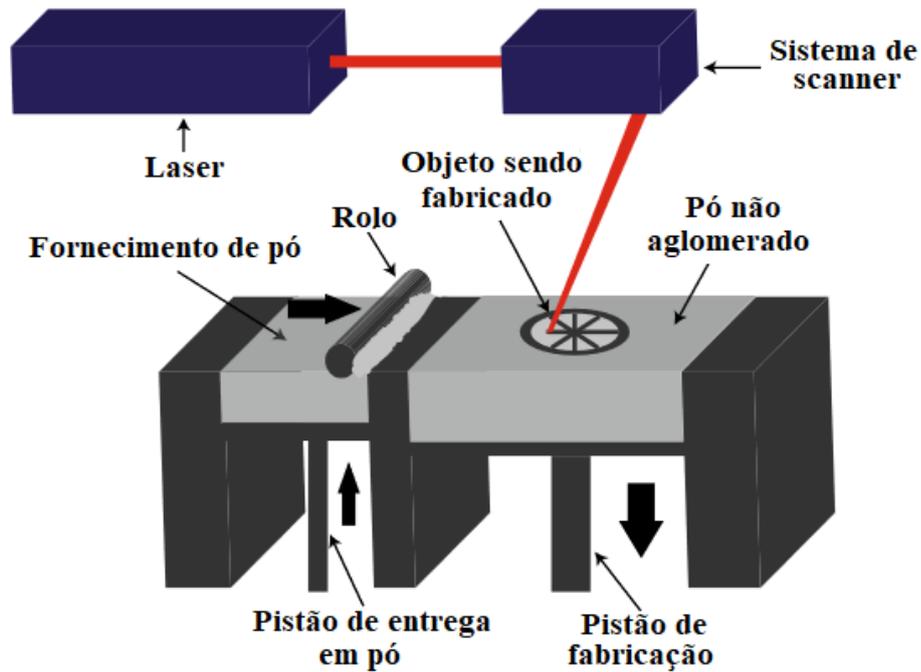


Figura 2.19- Funcionamento da tecnologia SLS (GANERIWALA E ZOHD, 2016).

A tecnologia de sinterização seletiva a laser possui diversas aplicações, principalmente quando se deseja obter peças com boa resolução e boa resistência, pois essa tecnologia não precisa de suporte na peça, o próprio pó que não está sinterizado desempenha essa função, sendo essa uma grande vantagem, uma vez que não é necessário remover o excesso de material. Outro parâmetro que permite que essa tecnologia tenha uma melhor qualidade de impressão é o tamanho do ponteiro laser e a altura. As impressoras SLS geralmente imprimem com uma altura de camada de 100 micros (0,1 mm). Do mesmo modo, a geometria e o tamanho das partículas de pó determinam o resultado de uma superfície; pois quanto mais fino o pó, menor rugosidade a peça apresentará.

CHA *et al.* 2018 fabricaram separadores de dedo personalizados para hálux valgo (joanete) através do uso de digitalização 3D e impressão de baixo custo. Para a execução do estudo, participaram oito pacientes (16 pés) com hálux valgo, que tiveram seus pés escaneados. Em seguida, cada um dos separadores foi desenhado com o uso de um programa de modelagem. Estes separadores foram obtidos utilizando a técnica SLS.

Um dos principais fatores que devem ser levados em consideração para a realização dos separadores é o ângulo do hálux valgo e o ângulo intermetatarsal, que foram comparados antes e depois do desgaste, mostrando que as alterações apresentadas nesses ângulos, após o uso do separador de dedos, foram significativamente diferentes. O tempo total para fabricar o separador de dedos personalizado foi de aproximadamente sete horas e teve um custo total de aproximadamente 50 dólares. Na figura 2.20, pode ser observado o resultado final do separador fabricado pelos autores.

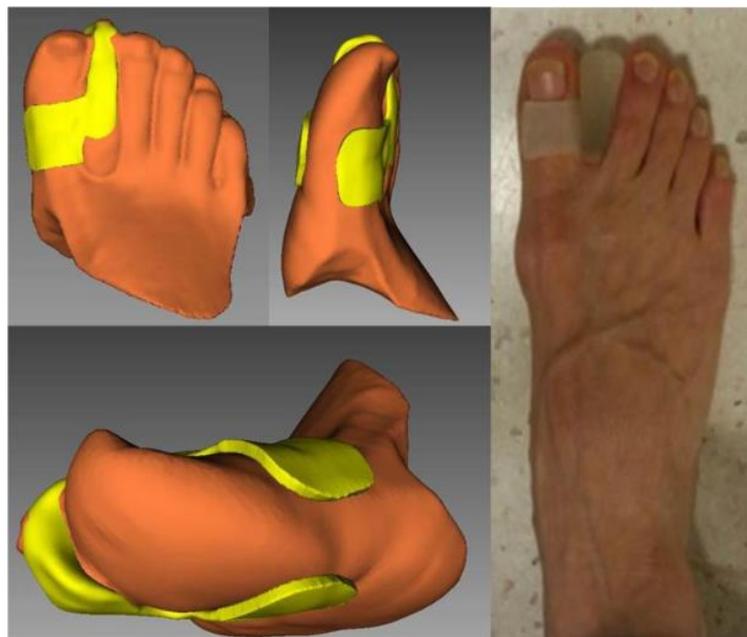


Figura 2.20- Resultado final do projeto e impressão com a técnica SLS do separador de dedos (CHA *et al.*, 2018).

Por outro lado, como a tecnologia de impressão SLS, é usada a tecnologia de impressão SLM (*Selective Laser Melting*), que executa o mesmo processo para obter peças em 3D usando um material metálico para a impressão. Essa tecnologia é utilizada na fabricação de implantes ou placas dentárias, devido à sua alta resistência ao material utilizado. Em um estudo realizado por ABDUO *et al.* (2018), uma placa dentária foi obtida usando a tecnologia SLM. O desenho da placa dentária foi elaborado com uma estrutura interna, a fim de proporcionar maior resistência. A placa obtida foi submetida a vários testes mecânicos para determinar a resistência que iria fornecer e foi realizada com base nas dimensões do paciente. Na figura 2.21, o resultado final da placa obtida por meio da tecnologia SLM pode ser visualizado.

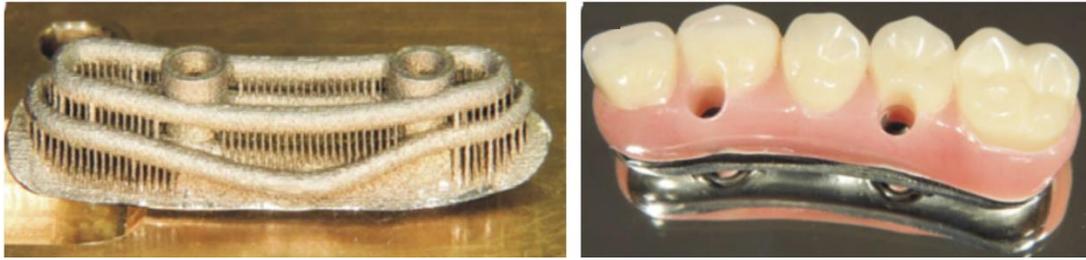


Figura 2.21- Resultado final da placa obtida por meio da tecnologia SLM (ABDUO *et al.*, 2018).

2.6.1.3 Estereolitografia

Essa técnica baseia-se na operação de um feixe de laser que, ao entrar em contato com as resinas fotopoliméricas, gera uma reação de cura, criando peças em 3D com alta resolução. Seu processo começa emitindo um feixe de laser em dois eixos (x e y), desenhando o formato do modelo na camada do material que será impresso na área da superfície da resina. Depois de obter o formato impresso na camada, a base desce levemente em direção ao eixo z. Esse processo é repetido até que o modelo 3D seja concluído. Quando são impressos modelos com geometrias complexas, são gerados suportes que permitem a criação do modelo 3D, e que devem ser removidos manualmente após a impressão. Para a finalização do processo de cura da resina, é necessário expor o modelo impresso a uma luz ultravioleta (COELHO *et al.*, 2018).

As resinas utilizadas pela estereolitografia são resinas fotossensíveis, ou seja, sofrem mudanças em suas propriedades pela ação de uma luz, geralmente ultravioleta, a partir da qual é apresentada uma diferenciação física entre as partes exposta e não exposta. Estas resinas são utilizadas na preparação de formulários, para prototipagem rápida, na fabricação de circuitos impressos, na produção de carimbos em estereolitografia, para próteses dentárias e em muitas outras áreas. A estereolitografia apresenta vantagens, como o fato de os protótipos serem translúcidos, permitindo a detecção de interferências em conjuntos complexos. Além disso, essa técnica pode imprimir modelos com dimensões reduzidas e com geometrias complexas (REVILLA *et al.*, 2018). O procedimento desta técnica pode ser visualizado na figura 2.22.

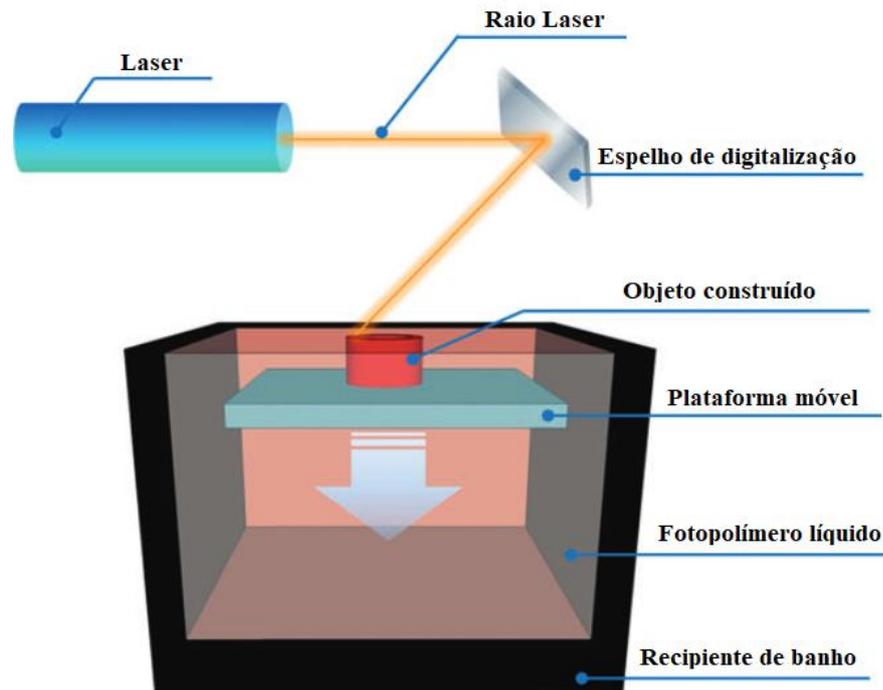


Figura 2.22- Funcionamento da tecnologia SLA (AMBROSINI E PUMERA, 2016).

A tecnologia de estereolitografia devido aos materiais utilizados, a resolução que apresenta no acabamento e a resistência nas peças obtidas, é utilizada em diversas aplicações na área de odontologia. As aplicações mais comuns nessa área são a fabricação de guias cirúrgicos para realizar um planejamento prévio de uma cirurgia para a localização de um implante, o que permite uma visualização da área a ser operada. Da mesma forma, outra aplicação na área odontológica é a fabricação de modelos dentários dos maxilares para poder observar em detalhes e determinar um diagnóstico na região do maxilar que deve ser tratado (CRISTACHE E GURBANESCU, 2017).

Por outro lado, a estereolitografia também é utilizada na área veterinária em diversas aplicações, em um estudo realizado por RADTKE *et al.* (2017), foi feito obtido um modelo em 3D da extremidade direita de um burro que apresentava uma deformidade angular e torcional, por meio do uso da tecnologia SLA, a fim de projetar uma órtese. Neste caso clínico, os autores fizeram uma órtese que permitiu corrigir essa deformidade apresentada de acordo com uma análise prévio, que foi possível, obtendo o membro do burro para localizar a órtese fabricada e, assim, determinar se as dimensões e a geometria feita para a prótese estava correta realizando a correção da deformidade corretamente. Na figura 2.23, é visualizada a localização da órtese no osso que apresentava a deformidade.



Figura 2.23- Localização da órtese no osso com defeito (RADTKE *et al.*, 2017).

2.6.1.4 Impressão a jato de tinta

A tecnologia de manufatura aditiva por impressão a jato de tinta fabrica modelos tridimensionais de materiais compósitos cerâmicos e poliméricos com alta resolução e precisão, podendo imprimir modelos com diferentes cores ou imagens. Para iniciar o processo de impressão, um arquivo digital projetado em software CAD, deve ser exportado para o software correspondente da impressora. A seguir, um cabeçote de impressão deposita camadas de um polímero líquido de forma sucessiva e horizontal. Este líquido polimérico é misturado com o pó cerâmico armazenado em uma plataforma que dá origem a um material compósito, que é compactado com um rolete e polimerizado a 40 ° C. Este processo é repetido para cada camada que compõe o objeto até obtê-lo em sua totalidade (NORMAN *et al.*, 2017). Na figura 2.24, o processo de impressão pode ser observado.

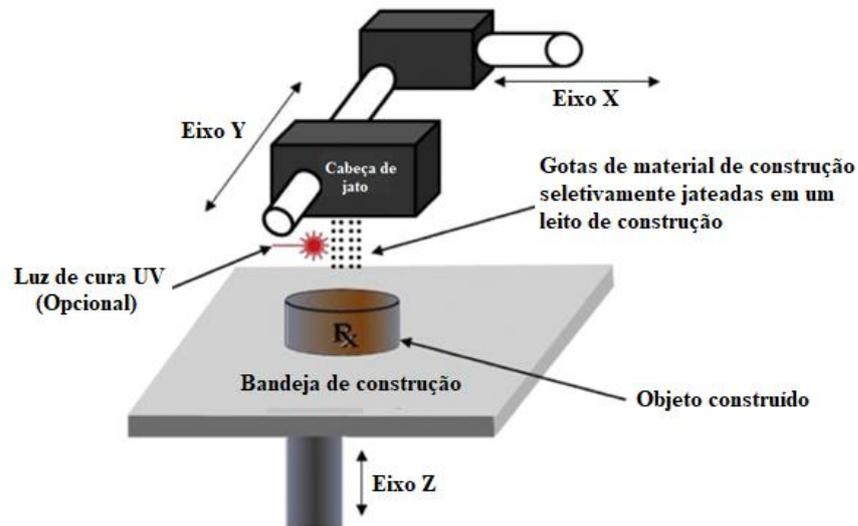


Figura 2.24- Impressão a jato de tinta (NORMAN *et al.*, 2017).

As aplicações que a impressão a jato de tinta tem são baseadas na fabricação de moldes negativos para obter órteses ou próteses maxilofaciais, que são previamente desenvolvidas por modelos 3D da área afetada. Esses modelos 3D são criados com o uso de outras tecnologias, como digitalização 3D, processamento de tomografia computadorizada, entre outras. Basicamente, esses moldes são adaptados às dimensões e anatomia da região do paciente a ser tratada. Além disso, os moldes fabricados tem pouca resistência devido ao material utilizado por esta tecnologia de impressão e vários estudos são realizados para estabelecer que tipo de resina pode ser usada para aumentar sua resistência e assim obter órtese e prótese maxilofaciais (PENIDO *et al.*, 2017). Essa técnica de impressão 3D também pode ser usada para estudar um caso clínico que apresenta uma malformação genética e é necessário realizar uma cirurgia corretiva no paciente. Essa técnica permite uma melhor visualização para determinar um planejamento cirúrgico prévio.

A impressão a jato de tinta também é usada na área médica para desenvolver diferentes tipos de modelos 3D de uma determinada parte do corpo humano, como o crânio, que quando apresenta uma fratura ou o paciente apresenta uma malformação genética, através da criação do modelo 3D da região a ser estudada, os critérios necessários podem ser estabelecidos para o desenvolvimento de uma prótese adequada. Utilizando os modelos impressos por essa tecnologia, é possível analisar, por exemplo, a curvatura ideal que a prótese deve ter, pois o osso é rígido e a flexão pode ser arriscada. Isso é obtido com a reconstrução do crânio, onde é realizada uma técnica de enxerto ósseo calvarial dividido, determinando previamente a área

onde coincide a curvatura do osso receptor. Uma vez obtida a análise anterior para a reconstrução da prótese ou a realização de uma intervenção cirúrgica, outras tecnologias de fabricação aditiva podem ser integradas, como é o caso da tecnologia SLM, que permite imprimir essas próteses em material de titânio (CHOI E KIM, 2015). Na figura 2.25, observa-se o modelo em 3D impresso do paciente e o estudo prévio para a criação da prótese no crânio.

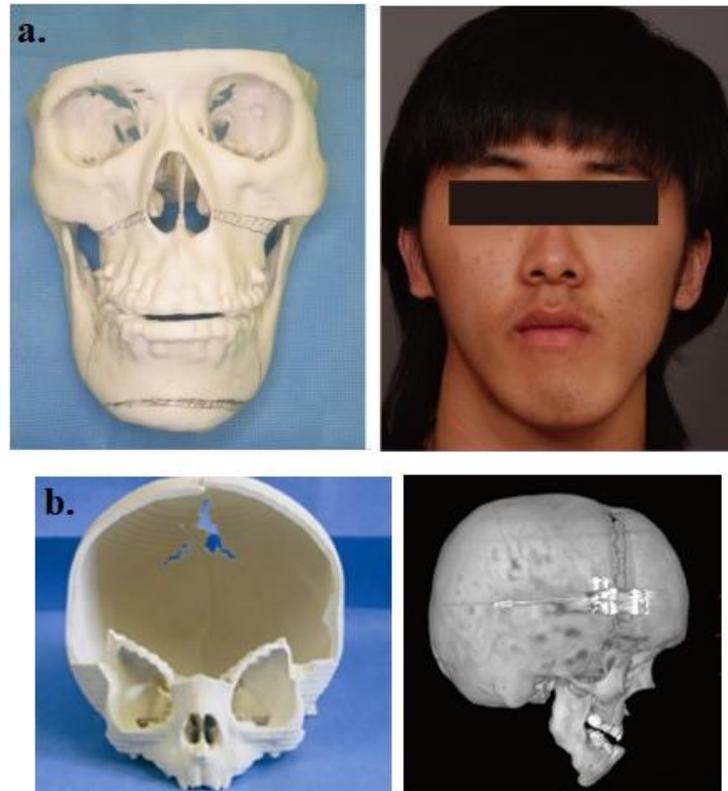


Figura 2.25- Processo de obtenção do esqueleto facial: (a) modelo em 3D impresso do paciente que apresenta a malformação congênita e (b) estudo prévio para a criação da prótese no crânio (CHOI E KIM, 2015).

2.6.2 Manufatura aditiva na área da odontologia

A manufatura aditiva possui diversas aplicações na área odontológica, incluindo a criação de implantes para mandíbulas deformadas, próteses e implantes dentários. No caso da fabricação de próteses ou placas mandibulares, elas são necessárias quando um paciente sofre uma fratura ou trauma no queixo ou na mandíbula. Da mesma forma, essas próteses devem ser feitas para pacientes com câncer na região da mandíbula e essa região deve ser removida. Além disso, a manufatura aditiva permite a fabricação de próteses dentárias e implantes dentários, que podem ser removíveis ou fixos, dependendo do caso clínico. Essas próteses e implantes dentários são feitos para pacientes com idade avançada ou pacientes que sofreram um acidente envolvendo parte dos maxilares. Finalmente, a manufatura aditiva em odontologia também permite a

criação de modelos anatômicos dos maxilares, dentes e outros órgãos que permitem ao cirurgião planejar a cirurgia antes de executá-la reduzindo erros no processo (BHARGAV *et al.*, 2018).

Além disso, na área da odontologia, a manufatura aditiva pode ser utilizada tanto para a criação de implantes, quanto para o planejamento cirúrgico, determinando as diferentes variáveis que possam surgir no decorrer desse procedimento. A partir do descrito acima, a manufatura aditiva permite obter um modelo 3D da parte afetada do paciente (maxilar superior, mandíbula, gengiva e palato) por meio da aplicação de diferentes técnicas, a fim de executar a respectiva análise do procedimento que deve ser implementado no paciente (CASTRO E STOPPA, 2018).

Nesse sentido, uma das técnicas para obter os modelos de pacientes de forma virtual é o processamento de imagens através do uso da tomografia médicas computadorizadas no formato DICOM (comunicação e imagem digital na medicina), considerando que a qualidade da imagem em formato DICOM interfere diretamente na exatidão e a precisão da obtenção do modelo 3D. Estas imagens devem ser processadas em um software que permita visualizar a tomografia, como o software InVesalius®, fabricante. Este software faz uso da escala de Hounsfield para realizar a segmentação por meio da imagem, usando somente pixels com intensidade dentro de um limiar definido pelo usuário. As imagens computadorizadas de tomografias médicas são geradas em escala de cinza e neste cenário, deve-se conhecer que, quando se apresentam tons claros, estes fazem referência ao tecido denso, como os ossos e, quando apresentam tons escuros, estes fazem referência aos tecidos menos densos, como a pele e o cérebro (BARROS *et al.*, 2016).

O InVesalius® permite visualizar as imagens 2D em 3 planos: corte axial, corte sagital e corte coronal e também proporciona opções para selecionar o limiar, ou seja, uma seção específica como o tipo de osso, ou tecido correspondente a um adulto ou criança, que se deseja visualizar. A técnica utilizada para a criação da superfície em 3D é o algoritmo marching cubes. Este é baseado na transformação de voxels das imagens que se agrupam de forma vertical e segmentam uma malha de polígonos simples, como os triângulos. Para modificar a superfície gerada, pode-se utilizar as opções avançadas que estão disponíveis, como: separar todas as superfícies de desconexão, selecionar a superfície maior, e por último, escolher as regiões de interesse (OSTI *et al.*, 2019). Na figura 2.26, pode ser visualizado o processo para a fabricação de uma prótese dentária.

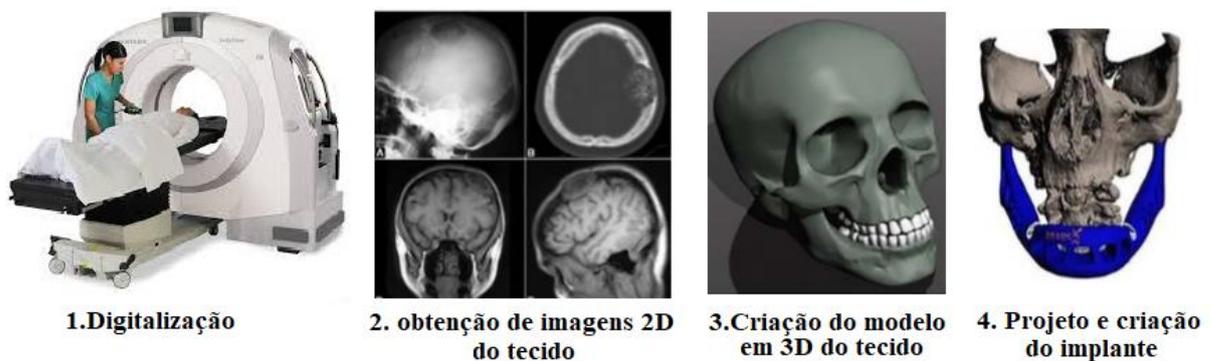


Figura 2.26- Processo aplicado na impressão 3D para a obtenção de um implante dentário (BHARGAV *et al.*, 2018).

Em um trabalho realizado por DAVE E KOTHARI, (2019), foi descrita a fabricação de implantes dentários, pontes e coroas para dentes com defeitos através do uso da tecnologia da manufatura aditiva. Os autores obtiveram uma redução de 50% no tempo que normalmente leva o processo para obter esse tipo de implantes em comparação com o método de fabricação convencional. O projeto do implante foi feito especificamente para o paciente, levando em consideração os projetos padrão utilizados na área odontológica. Esse projeto foi elaborado por meio de uma radiografia digital, que permite obter as dimensões precisas do dente e, com o uso do software CAD, as transformações necessárias foram realizadas no implante. Na figura 2.27, pode ser observado o processo da fabricação do implante, mostrando a tomografia utilizada, o projeto virtual da coroa posterior e a impressão 3D do implante projetado.

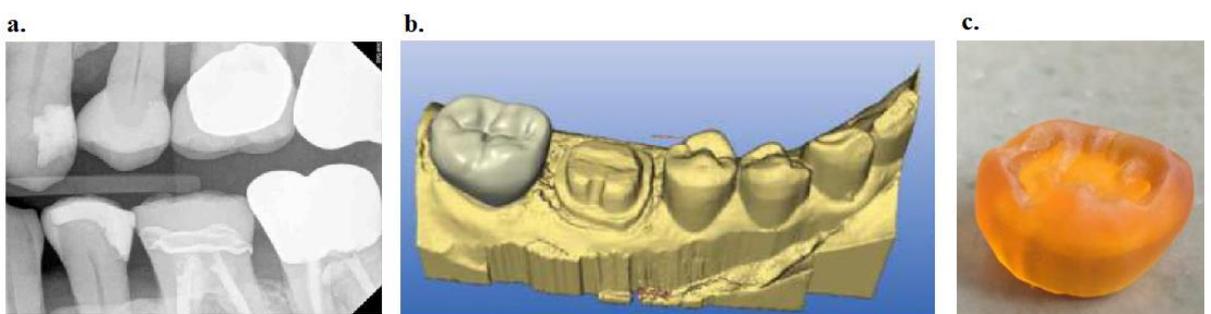


Figura 2.27- Processo da fabricação do implante: (a) tomografia digital, (b) projeto virtual da coroa posterior e (c) impressão 3D do implante projetado da coroa posterior (DAVE E KOTHARI, 2019).

2.6.3 Digitalização 3D na área odontológica

O uso da manufatura aditiva na área médica demanda a produção de peças personalizadas para a fisiologia de cada paciente. Desta forma a utilização de métodos de digitalização tradicional, auxilia para uma obtenção com relativa rapidez e eficiência do desenho que poderá ser usado como base na impressão 3D. Várias tecnologias de digitalização 3D têm sido utilizadas nos últimos anos, seja por contato ou sem contato, possibilitando a geração de modelos aplicados na odontologia. Dentre essas tecnologias, pode-se citar o scanner 3D a laser, a visão estérea, a fotogrametria e a digitalização por luz estruturada (VANDENBERGHE, 2018).

O scanner a laser 3D cria uma nuvem de pontos na superfície de um objeto combinando dois conjuntos de informações: a primeira é a projeção de um laser no objeto fornecendo dados dos pontos do modelo; e a segunda, é fornecida pelos dados do sensor de uma câmera móvel ou estacionária, usando a distância entre a posição da câmera e o objeto. Os pontos realizam um registro de texturas e cores do modelo, gerando um objeto hermético pela união dos pontos relacionados entre si, sendo calculado pelo processo de malha (SAN JOSÉ *et al.*, 2017).

A visão estérea, por sua vez, cria um modelo 3D a partir de dois ângulos de câmera diferentes, na qual os pixels são combinados entre conjuntos de imagens para produzir profundidade 3D. Por outro lado, a fotogrametria usa uma plataforma com várias câmeras que envolve o objeto, alcançando a correspondência de pontos necessária para criar uma geometria 3D. Finalmente, a varredura por luz estruturada é constituída por padrões de luz na superfície de um objeto (fornecendo sua própria textura) e fornece o registro sobre como o objeto distorce esses padrões. Os pontos do modelo são criados usando a posição conhecida da câmera e as informações do padrão de luz que atinge o objeto. Para se tornar eficaz, deve haver uma relação exata entre o projetor e os pixels da câmera (FAVERO *et al.*, 2019).

O objetivo de um trabalho desenvolvido por HASAN *et al.* (2017), foi a integração de informações faciais extraorais com próteses dentárias completas utilizando o software CAD / CAM para a reabilitação de uma dentadura terminal. A prótese foi fabricada para um paciente com defeito dentário nos maxilares. Este paciente foi submetido a um procedimento de exame facial usando um scanner para registrar a mordida. Os modelos escaneados foram utilizados para criar uma configuração virtual dos dentes da prótese dentária completa, levando em consideração a avaliação clínica fornecida pelos registros da mordida. Uma vez que o desenho

das próteses dentárias completas foi obtido virtualmente no paciente, as próteses foram fabricadas analisando o ajuste clínico, oclusão, articulação e estética com a inserção das próteses no paciente, garantindo resultados satisfatórios. A prótese obtida foi acompanhada por três meses, nos quais não apresentaram complicações técnicas notáveis.

A técnica proposta tem potencial para acelerar o procedimento de reabilitação, desde a prótese imediata até a prótese final suportada pelo implante, levando a resultados funcionais e estéticos mais previsíveis (HASAN *et al.*, 2016). O procedimento realizado para a fabricação da prótese dentária completa pode ser observado na figura 2.28.

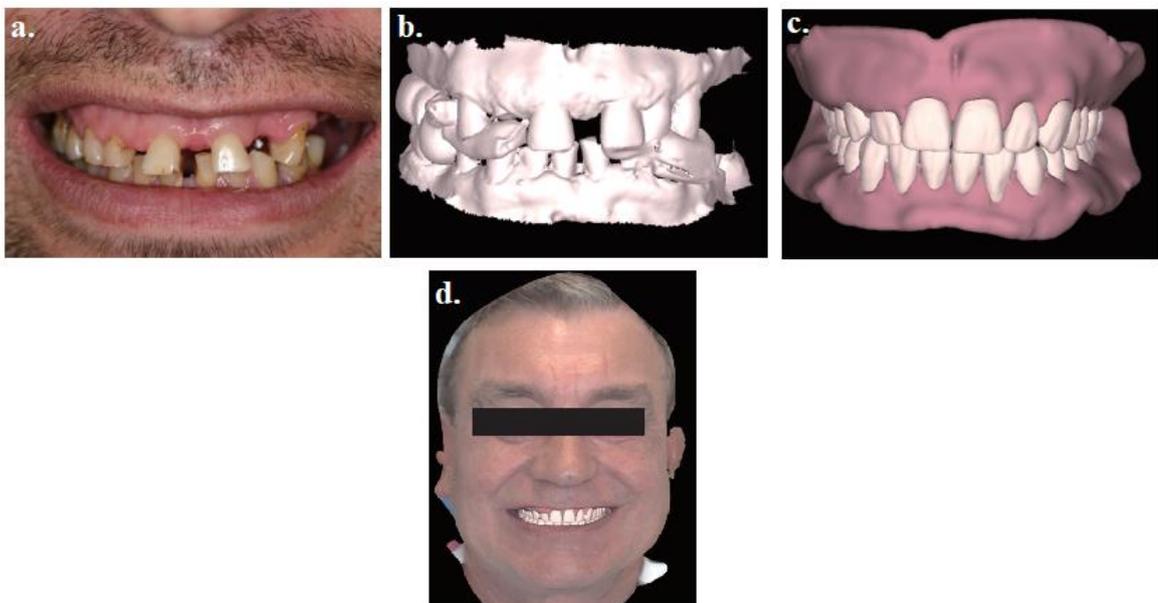


Figura 2.28- Processo de fabricação da prótese dentária: (a) caso de estudo, (b) digitalização 3D dos maxilares, (c) projeto da prótese dentária completa e (d) localização virtual da prótese no paciente (HASSAN *et al.*, 2017).

2.7 Método dos elementos finitos

2.7.1 Conceito básicos

O método dos elementos finitos é aplicado como um método de cálculo para resolver vários problemas principalmente na área da engenharia, e é baseado na consideração de um corpo ou estrutura dividida em elementos discretos de pequeno tamanho, formando uma malha determinando condições de ligações entre si, a fim de gerar um sistema de equações que são resolvidas numericamente permitindo assim avaliar o estado de tensões e deformações do corpo com estrutura em análise (ALVES *et al.*, 2018). O FEM é implementado na matemática como um método nodal aproximado para resolver equações diferenciais em forma numérica. O

conceito fundamental do método de elementos finitos é a representação de um corpo que é subdividido por elementos que são interconectados por pontos chamados nós (SINGIRESO, 2018).

Esse método discretiza uma geometria virtual dividindo-a em um sistema equivalente de pequenos elementos, sendo sua discretização a representação da geometria inicial. Uma vez obtida essa subdivisão, uma solução é produzida para cada unidade, que é combinada para obter a solução total. Portanto, estas soluções para o problema são geradas pelos deslocamentos dos pontos e partir deles são encontrados os resultados do sistema analisado (MADENCI E GUVEN, 2015). Os elementos que são unidos pelos nós têm propriedades que são dadas pelo material atribuído ao elemento, que define a rigidez e a geometria da estrutura a ser analisada. As deformações e as forças externas estão relacionadas umas às outras pela rigidez e pelas relações constitutivas do elemento (KALIAKIN, 2017).

A solução dada para cada unidade será governada pelas equações que determinam o comportamento contínuo e também do elemento. Isso nos permitirá passar de um sistema contínuo (graus infinitos de liberdade), composto por um sistema de equações diferenciais, para um sistema de equações diferenciais com um número de graus finitos de liberdade, cujo comportamento é modelado por um sistema de equações lineares ou não lineares (YOUNG, 2000).

Os sistemas que são analisados são compostos do domínio, que é o espaço geométrico no qual a análise do sistema é executada. As condições de contorno determinam as variáveis que condicionam a mudança do sistema, tais como o deslocamento, a temperatura, a tensão e a transferência de calor. Finalmente, as incógnitas são as variáveis do sistema que desejamos analisar, uma vez que as condições de contorno tenham sido desenvolvidas no sistema (GOMES E GONÇALVES, 2017).

O processo de análise de elementos finitos começa com a modelagem geométrica, que consiste em criar o modelo matemático do objeto ou conjunto por meio do desenho da geometria da superfície. Assim, a geometria do modelo é subdividida em elementos discretos e as propriedades do material para os elementos são atribuídas. Subsequentemente, as condições do ambiente são definidas e as condições de carga e borda são aplicadas, simulando o ambiente operacional. Em seguida, é realizada a análise estática, dinâmica ou de transferência de calor, onde são mostrados os resultados de tensões, deformações, entre outros. Finalmente, os

resultados são comparados de acordo com os critérios de projeto para determinar se é necessário redesenhar a estrutura e também repetir o processo (MOREIRA E SILVA, 2018). O processo do método dos elementos finitos descrito acima é ilustrado na figura 2.29.

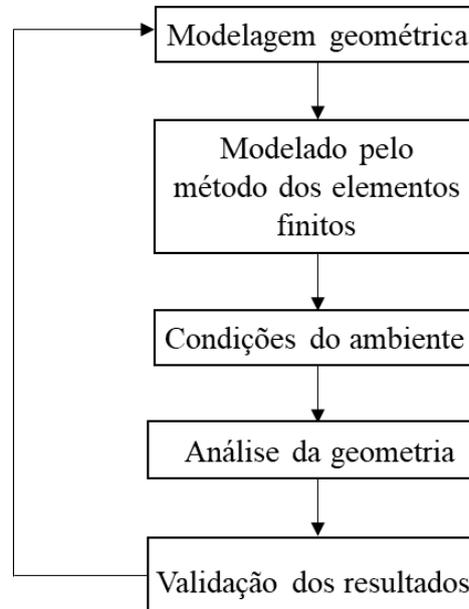


Figura 2.29- Etapas da análise de elementos finitos (MOREIRA E SILVA, 2018).

Para uma melhor compreensão do método dos elementos finitos, é necessário conhecer alguns dos principais termos utilizados para a aplicação das diferentes análises que podem ser desenvolvidas utilizando este método. Na Tabela 2.1, os termos com suas respectivas definições podem ser observados (SINGIRESU, 2018).

Tabela 2.1- Termos usados no método dos elementos finitos (ALVES, 2018)

Termos	Definição
Domínio	Na análise de elementos finitos, o domínio pode ser definido como um sistema contínuo sobre o qual as leis da física governam e o limite ou condições de fronteira são esses valores de uma função nos eixos do intervalo de algumas de suas variáveis.
Elemento	Os elementos que compõem o sistema são condicionados pelo objetivo da análise a ser desenvolvida, uma vez que um sistema definido para um dado estudo pode fazer parte de um sistema mais amplo definido para outro estudo particular. Os elementos fazem parte do domínio do problema e são representados como tetraedros, ou em triângulos quando eles são geometrias 2D ou um sólido retangular em 3D.
Nó	O nó faz parte do domínio representado por um ponto e é o vértice da maioria dos elementos. O nó também é conhecido como um ponto nodal. A união dos elementos junto com os nós produz uma malha, que é uma estrutura de dados centrais para realizar a análise por elementos finitos.
Sistema	Um sistema é o conjunto de elementos unidos por relações de interação ou interdependência e tem um objetivo comum. Quando um estudo deve ser realizado, as características do sistema determinam o tipo de simulação. Portanto, os sistemas devem ser classificados com base nos aspectos que condicionarão a análise
Sistema estático	Um sistema é estático porque suas variáveis de estado não sofrem alterações ao longo do tempo, ou seja, o tempo não afeta suas propriedades. Pelo contrário, é um sistema dinâmico quando os valores das variáveis de estado mudam com o tempo.
Sistema contínuo	Em sistemas contínuos as variáveis de estado apresentam variações contínuas ao longo do tempo e em um sistema discreto as variações dos valores são dadas em um instante de tempo. Em sistemas complexos, a existência simultânea de variáveis de estado contínuas e discretas pode ocorrer. Nestes casos a predominância de um dos dois tipos de sistemas dependerá do objetivo do estudo que se pretende realizar e será determinado a qual deles pertence

Quando a análise por elementos finitos é usada, uma das partes essenciais do processo é a geração da malha na geometria que se deseja conhecer seu comportamento, de acordo com determinadas condições iniciais. O processo de representar um domínio físico com elementos finitos é conhecido como malha, e o resultado do conjunto de elementos, como a malha de elementos finitos (HUTTON, 2004). Na maioria dos casos, as geometrias simuladas possuem elementos com lados retos que permitem todo o domínio físico na malha do elemento. Porém nos casos em que o domínio inclui limites curvos, o domínio físico pode não ser totalmente considerado na malha, como pode ser visto na figura 2.30, onde é ilustrado um domínio de limite curvo, com uma malha grossa com elementos quadrados, e uma malha refinada para o mesmo domínio, reduzindo o tamanho do elemento e aumentando sua quantidade.

A malha refinada faz com que uma área maior do domínio físico seja considerada na representação de elementos finitos. Quando há domínios físicos de limites curvos, existe a possibilidade de uso de elementos triangulares, que permitem uma maior aproximação nos limites curvos do domínio (HUTTON, 2004).

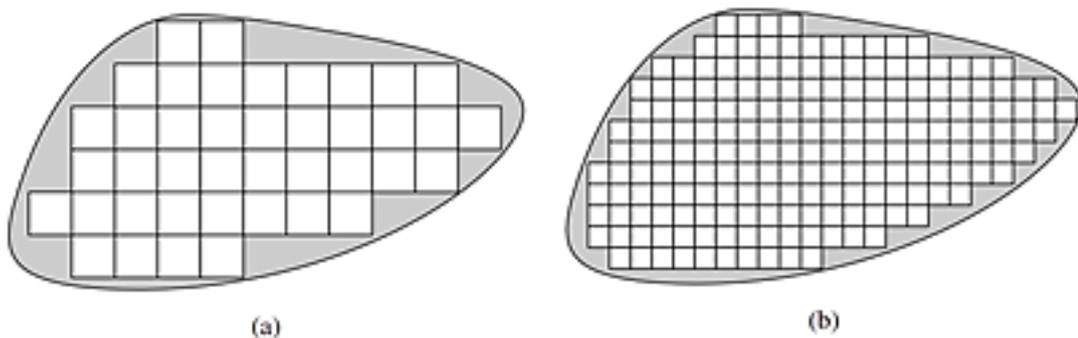


Figura 2.30- (a) domínio arbitrário de limites curvos usando elementos quadrados, com um total de 41 elementos e (b) malha refinada de elementos finitos que mostra a redução da área não incluída no modelo, com um total de 192 elementos (HUTTON, 2004).

A partir disso, percebe-se que a confiabilidade dos resultados obtidos na análise de elementos finitos para uma geometria depende da geração da malha. Ou seja, se as funções de interpolação atenderem aos critérios matemáticos, a solução do problema por elementos finitos converge, fornecendo uma solução exata. Quando o número total é aumentado e as dimensões dos elementos são reduzidas, os resultados por elementos finitos tendem a aumentar gradualmente. Com o processo de refinamento da malha, as alterações incrementais diminuem, aproximando-se da solução exata assintoticamente (OLM et al., 2019).

Existem dois métodos principais para gerar o refinamento da malha, o primeiro é chamado de refinamento h , em que o processo de refinamento reduz o tamanho do elemento individual, aumentando o número de elementos totais usados para modelar o domínio especificado. O segundo método é conhecido como refinamento p , onde o tamanho do elemento não muda, mas há uma alteração na ordem dos polinômios usados como interpolação. A figura 2.31 mostra um exemplo de refinamento regular h e sua respectiva convergência da solução, de uma placa elástica retangular de espessura uniforme, fixada em uma aresta, e sujeita a uma carga concentrada em um vértice.

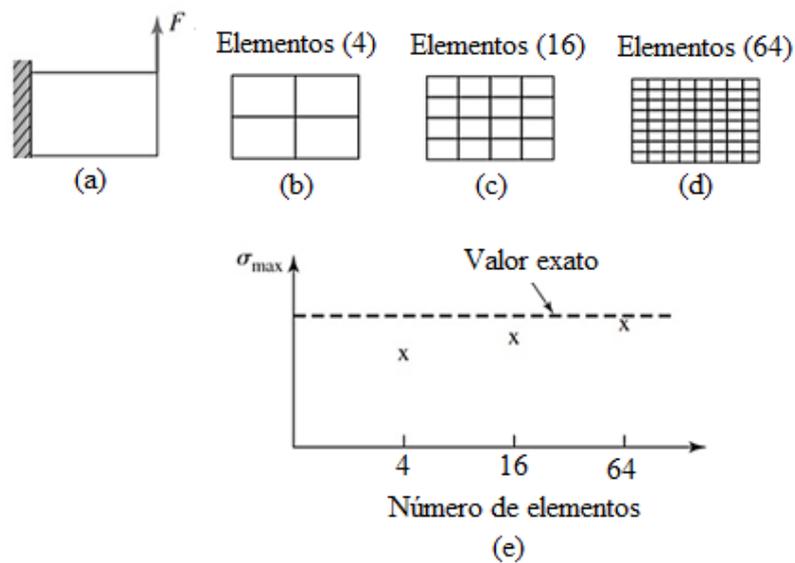


Figura 2.31- Exemplo de convergência: (a) placa elástica retangular, (b, c, d) refinamento da placa elástica retangular e (e) gráfico de convergência (HUTTON, 2004).

Quando uma análise por elementos finitos é realizada para uma determinada geometria 3D, a interpretação dos resultados obtidos deve ser realizada. O método de análise de elementos finitos fornece vários resultados, como deformação máxima, deslocamento, tensão de von Mises, coeficiente de segurança e tensões. Com base nisso, deve-se saber que tensões e deformações tridimensionais são produzidas em várias direções, sendo tensões multidirecionais, resumidas em uma tensão equivalente, também denominada tensão de von Mises (OLM *et al.*, 2019).

O critério de falha de von Mises é baseado na teoria de von Mises-Hencky, conhecida como a teoria da energia de distorção máxima. Essa teoria estabelece que um material dúctil começa a se deformar em um determinado ponto quando a tensão de von Mises atinge o valor do limite

elástico do material. Ao falar sobre um sólido tridimensional, é estabelecido que ele possui seis componentes de tensão, como pode ser visto na figura 2.32.

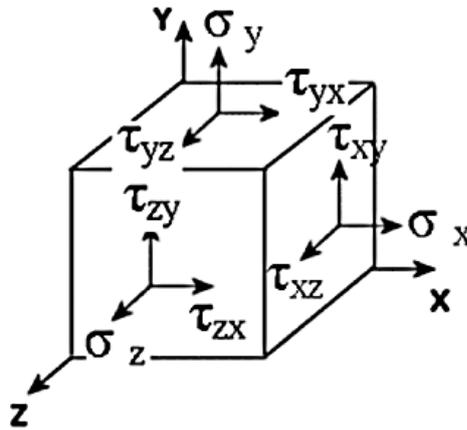


Figura 2.32- Estado geral de tensão representado por três tensões normais σ_x , σ_y , σ_z e seis tensões de cisalhamento (HUTTON, 2004).

A tensão de von Mises pode ser determinada pelo tensor das tensões principais no ponto de um sólido deformável, por meio da equação 2.1.

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (2.1)$$

Sendo σ_1 , σ_2 , σ_3 , as principais tensões nos eixos x, y e z, respectivamente.

De acordo com o critério de falha de von Mises, o fator de segurança é expressado pela equação 2.2.

$$FOS = \sigma_{limit} / \sigma_{vm} \quad (2.2)$$

2.7.2 Uso do método dos elementos finitos na odontologia

Na odontologia, o método dos elementos finitos é aplicado em diversas subáreas de pesquisa, como na implantodontia, na ortodontia, na ortopedia maxilar, na prótese dentária e na cirurgia maxilofacial, permitindo a solução de complexos problemas biomecânicos. No campo da implantodontia, o método dos elementos finitos permite a avaliação do comportamento biomecânico dos implantes para gerar critérios de redesenho dos implantes (MACHADO *et al.*, 2018). Na área da ortodontia, este método possibilita estudos baseados no comportamento de dentes que são submetidos a diferentes condições de carga buco-lingual, com um modelo bidimensional, onde as tensões e os desvios podem ser analisados dependendo

do aumento do ângulo da carga. A partir disso, os efeitos do comprimento radicular e da altura óssea, durante o deslocamento dentário, podem ser avaliados, a fim de observar a perda óssea gerada e a mudança de tração para compressão nos esforços da zona apical (CASTOLO *et al.*, 2018).

O método dos elementos finitos para a área da ortopedia maxilar pode determinar o deslocamento, a deformação e as tensões induzidas em estruturas vivas, após a aplicação de uma força. No campo da odontologia restauradora, esta metodologia é utilizada para estudar a distribuição de esforços em dentes naturais pela força mastigatória que é exercida, gerando cargas sobre as respectivas estruturas dentárias. Na área de prótese dentária, análises podem ser realizadas para determinar a influência do núcleo intraradicular nos esforços produzidos na dentina de um incisivo (AURORA *et al.*, 2018). Esse método permite fazer comparações de tensões de tração e compressão para modelos de prótese cantilever, com dentes naturais ou com implantes, determinadas pela aplicação de uma força vertical aos pilares e resultando na distribuição de tensões (CERVINO *et al.*, 2018).

Na cirurgia maxilofacial, esse método é utilizado para simulações das deformações apresentadas nos tecidos moles, após a realização do processo da cirurgia. Para a execução destes estudos, existem limitações para o desenvolvimento da simulação, pois nem sempre é possível caracterizar o material, em função da falta de informação disponível sobre as propriedades mecânicas dos tecidos moles humanos, em termos de anisotropia e do comportamento dependente do tempo. Dentro desse contexto, estuda-se a influência da espessura e da rigidez dos tecidos moles após uma cirurgia de retração mandibular, determinando a magnitude do deslocamento posterior e inferior (MÖHLHENRICH *et al.*, 2017).

Além desses estudos, as estruturas estomatognáticas podem ser analisadas, as quais são constantemente submetidas a várias forças, que resultam em tensões e pressões internas. Quando esses estudos são realizados, torna-se difícil obter uma informação completa dos esforços e das deformações das estruturas, devido à interação entre os diferentes tecidos, o que distorce os dados obtidos para qualquer material individual. Consequentemente, o método dos elementos finitos fornece ao dentista dados quantitativos e qualitativos referentes às reações fisiológicas, uma vez que este método é aplicável à análise dos níveis de tensão, pressão e deformação induzidos dentro das estruturas (GÖTZBURG *et al.*, 2018).

Na odontologia, surgem diferentes estudos que são realizados através do uso de elementos finitos, determinando os fatores que podem levar à aplicação das diferentes técnicas citadas. Em um estudo realizado por VELÁZQUES *et al.* (2019), cujo objetivo foi determinar as tensões geradas por dois implantes dentários (M-12 e Astra Tech) sob compressão e cargas oblíquas, de acordo com a densidade óssea e a espessura do osso cortical. Este estudo foi realizado através do uso do método dos elementos finitos, onde a matriz modelo foi obtida a partir de uma tomografia computadorizada de feixe cônico real da região da mandíbula posterior.

Os autores analisaram a aplicação de duas cargas de 400N exercidas em duas direções, compressivas e 15° oblíquas, a 5 mm acima da parte mais alta do implante. A análise mostrou uma maior concentração de tensão sob uma carga compressiva na zona cortical, em comparação com a região do osso trabecular. Para o carregamento oblíquo, a maior concentração foi na área cortical, sendo significativamente maior que as tensões registradas pela carga compressiva, em ambos os tipos de implantes. Os autores observaram que a redução óssea proporcionou uma maior concentração de tensão e uma sobrecarga no osso cortical, e que uma distribuição eficiente das forças pode aumentar a longevidade dos implantes.

CICCICÙ *et al.* (2018) realizaram um estudo baseado no uso dos métodos dos elementos finitos, sobre a distribuição do estresse no osso mandibular devido a uma sobredentadura fixada com implantes dentários. O objetivo da investigação foi avaliar como a localização do implante dentário pode influenciar a distribuição do estresse mastigatório, no tecido ósseo, e a restauração da prótese mandibular parafusada, obtendo-se uma mandíbula virtual obtida por uma tomografia computadorizada de um crânio edêntulo humano e o projeto de um modelo CAD do implante dentário 3D. Em seguida, foram realizadas as respectivas análises de elementos finitos para determinar os parâmetros e as características mecânicas do osso e dos implantes dentários conectados à barra da sobredentadura, na qual foi considerada a distribuição de uma mastigação não específica, avaliando a carga total na mandíbula inferior.

O estudo desenvolvido pelos autores mostrou como a localização dos elementos protéticos afeta notoriamente a distribuição do estresse e a remodelação do tecido mandibular. Esses elementos, como os pinos de fixação, o cantilever e os implantes dentários, estão relacionados à correta seleção da posição do implante dentário. Além da análise realizada, a pesquisa sugeriu um método virtual como guia para o cirurgião na escolha do número, da posição, do diâmetro e do comprimento do implante, e da forma e do comprimento do cantilever, contribuindo para o

conhecimento da distribuição de tensão das forças de mastigação, a fim de obter uma reabilitação protética bem-sucedida. Na figura 2.33, pode ser observado o modelo em 3D da mandíbula e do posicionamento do implante dentário na posição interforaminal.

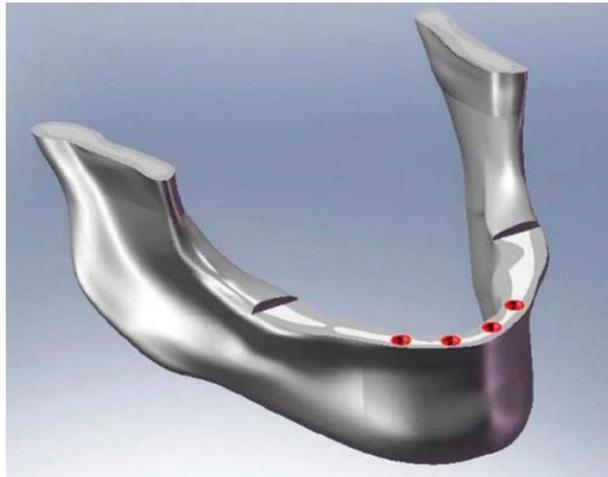


Figura 2.33- Modelo 3D mandibular de posicionamento do implante dentário na posição interforaminal. (CICCICÙ *et al*, 2018).

O método dos elementos finitos, na odontologia, também pode ser usado para analisar o tipo de pino de fixação para uma prótese dentária e investigar a sua influência nos maxilares do paciente, como é o caso do estudo de ZAREI *et al.* (2016) cujo objetivo foi avaliar o efeito do tipo de rosca, em termos geométricos, conhecendo o seu desempenho e as tensões geradas, por meio do método dos elementos finitos.

O modelo ósseo 3D do paciente foi obtido por tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) e os implantes foram projetados no software SolidWorks®, fabricante (Figura 2.34). A carga foi considerada para uma simulação em dinâmica explícita, que é dada pelo impacto que um corpo rígido sofre, a uma velocidade de 1 mm/s, quando são fixados os implantes vertical e horizontal. Além disso, o estresse máximo induzido para o osso cortical e o trabecular foi calculado no software ANSYS®, fabricante.

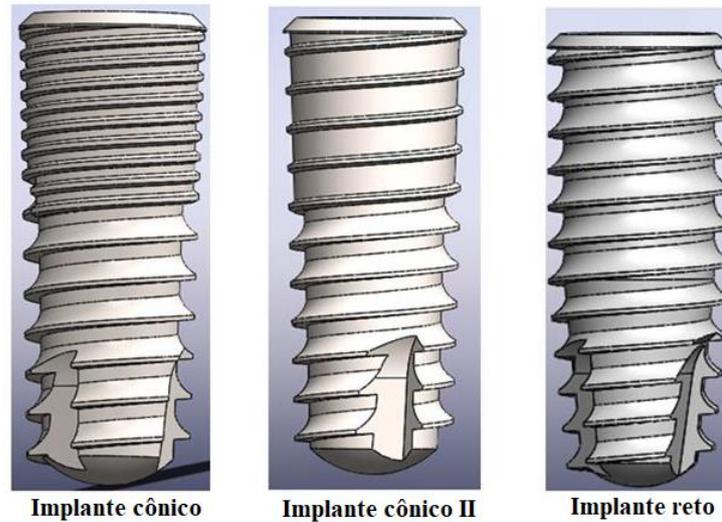


Figura 2.34- Implantes com diferentes roscas projetados no software SolidWorks® (ZAREI *et al.*, 2016).

Uma vez que a análise por elementos finitos foi realizada nos diferentes tipos de implantes, os autores identificaram que a tensão máxima apresentada no osso cortical foi encontrada nos implantes retos, com um valor de 2,4 MPa. Para o osso trabecular, o valor máximo de tensão foi observado nos implantes cônicos, com um valor de 8,7 MPa, e o valor mínimo foi verificado nos implantes retos com um valor de 4,3 MPa. Os resultados do estudo podem ser observados na tabela 2.2.

Tabela 2.2- Valores máximos de tensão no osso considerando os implantes retos, cônicos e cônicos II (ZAREI *et al.*, 2016).

Tipo de implante	Osso cortical	Osso trabecular
Reto	2.4 MPa	4,3 MPa
Cônico	0.8 MPa	8,7 MPa
Cônico II	0.8 MPa	6,7 MPa

Neste estudo, também foi observado que os implantes com maior profundidade de rosca tiveram maior contato com a superfície entre o implante e o osso, apresentando maior estabilidade. Para implantes com menor profundidade de rosca e menor comprimento de passo gera uma maior concentração de tensão no osso com um valor de 8,7MPa. Os comportamentos mecânicos dos implantes retos e cônicos nos ossos cortical e trabecular podem ser visualizados na figura 2.35.

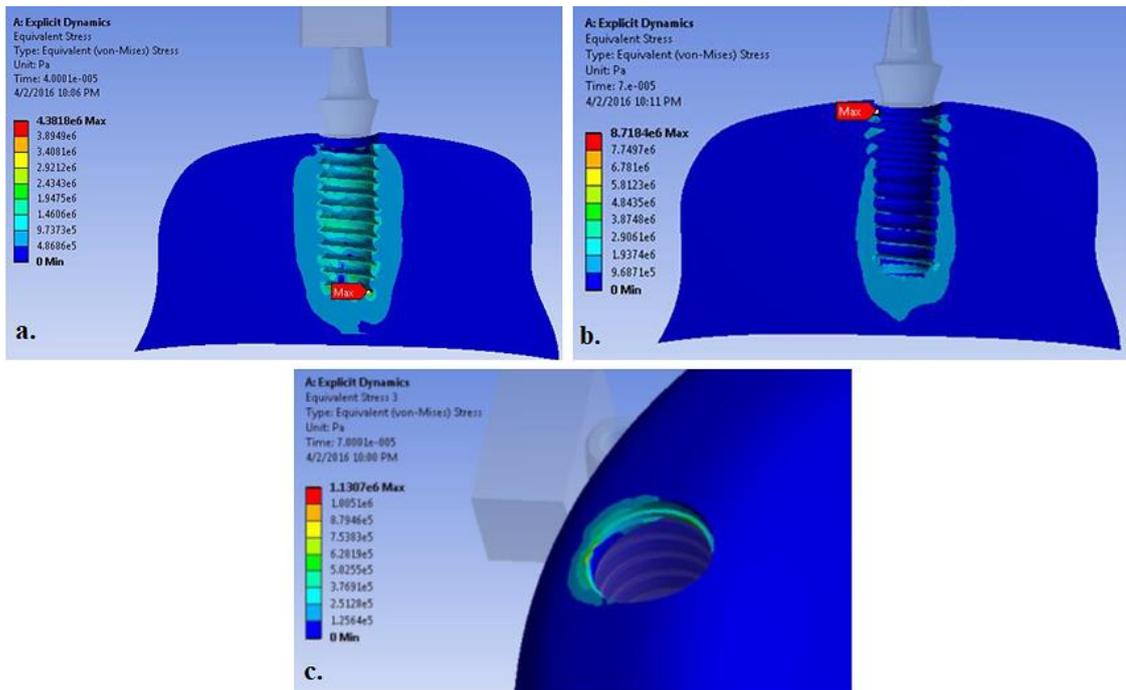


Figura 2. 35- Distribuição e o local de tensão máxima: (a) osso trabecular com implante reto, (b) osso trabecular com implante cônico e (c) osso cortical na carga de flexão (ZAREI *et al.*, 2016).

Por outro lado, as placas mandibulares também são implementadas quando há um defeito de continuidade mandibular causado por algum tipo de fratura no paciente. Portanto, existem estudos que avaliam diferentes formas de fixação dessas placas. Em um estudo realizado por Vieira e Oliveira (2017), diferentes tipos de fixação condilar foram avaliados quando são consideradas fraturas na região sínfisária. Para o desenvolvimento deste estudo, as fixações foram analisadas pela implementação do método dos elementos finitos, mostrando a distribuição das tensões geradas com a fixação de uma miniplaca, duas miniplacas ou uma miniplaca condilar trapezoidal, na fratura condilar, e duas placas paralelas, duas placas perpendiculares ou dois pinos de tensão, na fratura sínfisária.

A maior concentração de tensão foi demonstrada na região anterior do côndilo. Da mesma forma, os autores identificaram que uma fixação adequada na sínfise diminui a concentração de tensão na região condilar. Por isso, foi necessário reparar a sínfise com a técnica do pino tensor, para que a fixação condilar não fosse indispensável, mostrando uma distribuição de tensão mais adequada na fixação de uma ou duas placas no côndilo. Por outro lado, o comportamento da fixação foi alterado pelo aumento do valor de tensão e deslocamento no côndilo, quando a placa trapezoidal foi utilizada. Esses resultados podem ser observados na Figura 2.36.

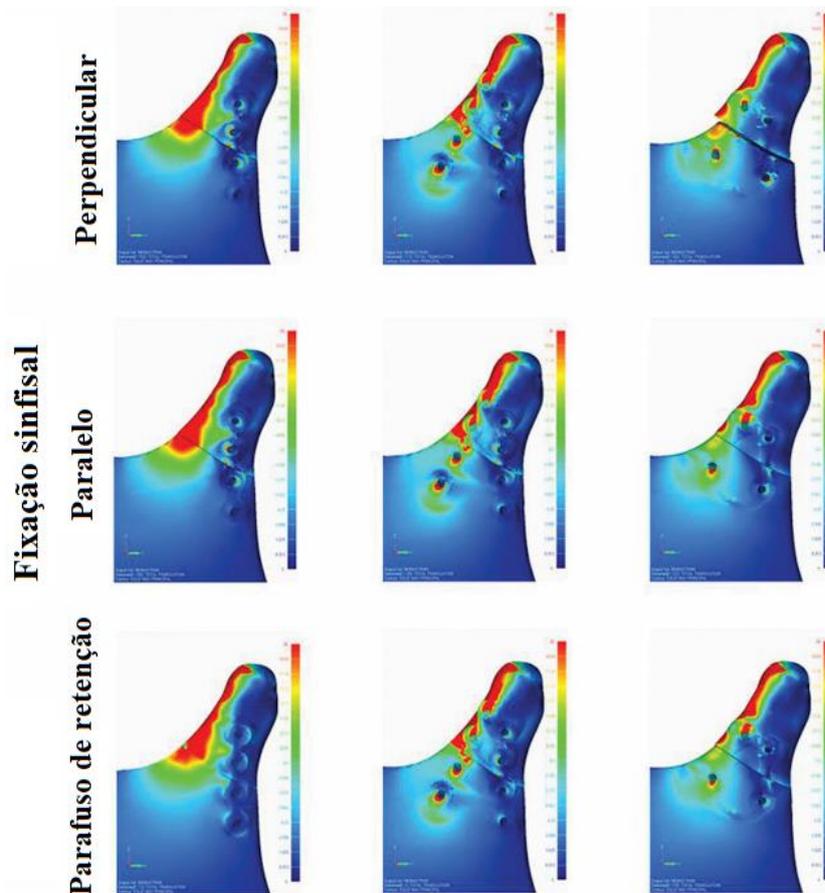


Figura 2.36- Distribuição e deslocamento de tensão em fraturas condilares (VIEIRA E OLIVEIRA , 2017).

Como mencionado acima, pode-se determinar que uma apropriada fixação na sínfise é composta por um pino de tração e placas duplas localizadas em paralelo. Para a fixação condilar, foi estabelecido o uso de duas placas em posição reta e uma placa trapezoidal. Finalmente, houve alterações na distribuição da tensão quando uma combinação de placas perpendiculares foi realizada na fixação da sínfise e uma placa trapezoidal foi usada nas fixações condilares.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, uma prótese dentária foi projetada para o maxilar superior com base na tecnologia Muchor, implementando a manufatura aditiva. Além disso, foram também determinados, através da análise de elementos finitos, a maior concentração de tensão de von Mises, de acordo com o desenho da prótese obtida, a localização de cada pino de fixação e a área onde as forças foram executadas.

A prótese foi desenvolvida considerando três elementos fundamentais na área odontológica, que são a parte anatômica, a parte funcional e a parte estética. O projeto foi composto pelo guia cirúrgico, pelos pinos de fixação e pela prótese dentária completa, baseado na anatomia real do maxilar superior de um paciente edêntulo. O processo de fabricação de uma prótese dentária utilizando manufatura aditiva, permite que o processo seja menos invasivo para o paciente e permite uma maior visualização da área afetada, possibilitando soluções que contribuam para a melhoria dessa área de conhecimento, criando próteses que atendam às características e propriedades necessárias para sua funcionalidade.

O desenvolvimento do projeto do modelo da prótese dental completa do maxilar superior se iniciou com o processamento da tomografia médica computarizada no formato DICOM, sendo obtida a imagem 3D dos maxilares reais do paciente usando o software InVesalius®, que utiliza a escala de Hounsfield para determinar a área de interesse, conforme a sua densidade. Para obter uma melhor visualização do esqueleto facial em 3D, foi utilizado o software Meshmixer®, fabricante. Posteriormente, a prótese dental completa foi desenhada, com base na anatomia real obtida, utilizando o software Rhinoceros®, para garantir as dimensões e geometrias exatas no modelo final. O software Rhinoceros® também permitiu a correta localização dos pinos de fixação, considerando a espessura e a anatomia da mucosa, garantindo o encaixe de cada uma das peças que compõem o modelo.

Em seguida, para a execução da análise de elementos finitos, foi realizada uma comparação dos resultados fornecidos pelo estudo de uma análise estática, com a aplicação de cargas de 50 N, 100 N, 150 N e 200 N, em três áreas diferentes dos maxilares, na área dentaria completa, na área dentaria lateral (direita e esquerda) e na área dentaria lateral direita, estabelecidas igualmente ambos maxilares. Os valores de tensão de von Mises foram obtidos em três softwares de simulação, o ANSYS®, o Inventor® e o SolidWorks®, e foram comparados com

os resultados fornecidos pelo software SimSolid®, fabricante. Essa comparação foi realizada em função da complexidade da geometria analisada e da capacidade de cada software, com base na geração de malha, para realizar as simulações necessárias para a determinação dos valores de tensão no esqueleto facial. As etapas desenvolvidas no trabalho estão ilustradas no diagrama de blocos na figura 3.1.

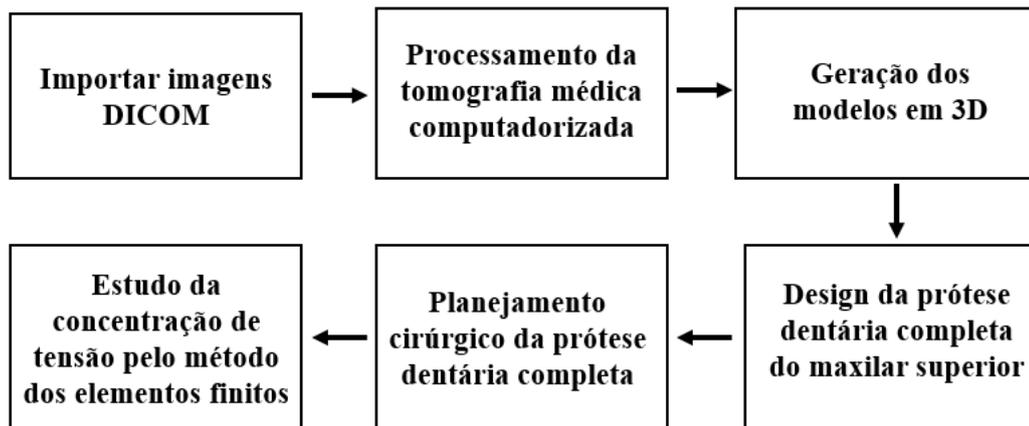


Figura 3.1- Diagrama em blocos das etapas do presente estudo. Autor

3.1 Obtenção do modelo maxilofacial virtual em 3D

Para obter o modelo do esqueleto facial integrado pela mandíbula, maxilar superior, mucosa, osso palatino, malar e nasal, foi utilizado o software InVesalius®, que permite o processamento da tomografia médica computadorizada. Essas tomografias médicas computadorizadas se referem a um procedimento computadorizado de imagens de raios-X, gerando imagens transversais ou cortes em uma parte específica do corpo, produzindo informações mais detalhadas do que os raios-X convencionais. Esses cortes sucessivos podem ser unidos digitalmente, formando uma imagem tridimensional, possibilitando uma melhor visualização das estruturas do corpo (KHOSRAVI E RANJBAR, 2019).

O software Invesalius® permite visualizar a tomografia computadorizada e executar o processo de união de cada um dos cortes realizados, levando em consideração os cortes axial, sagital e coronal. Essas tomografias devem estar no formato DICOM (Comunicação e imagem digital na medicina), o qual é um protocolo padrão de comunicação entre sistemas de informação e, ao mesmo tempo, um formato de armazenamento de imagens médicas (HASAN *et al.*, 2016). Na figura 3.2, a tomografia do crânio para a geração do modelo 3D pode ser visualizada.

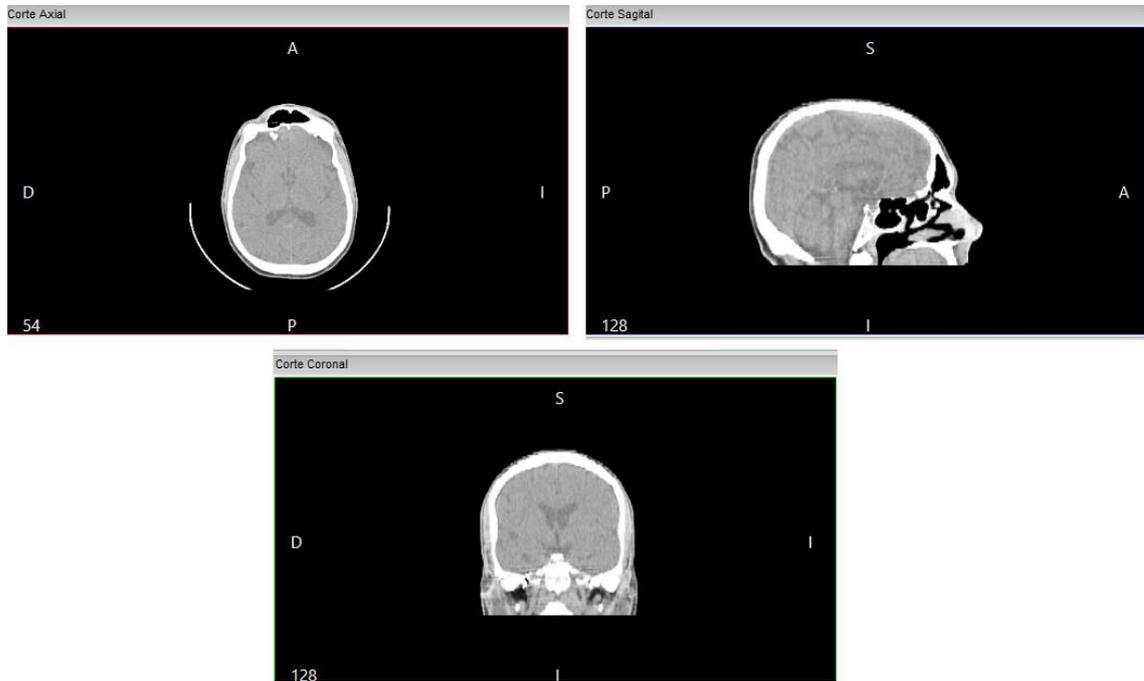


Figura 3.2- Tomografia computadorizada no formato DICOM do crânio no corte axial, sagital e coronal respectivamente.

O software Invesalius® usa a escala de Hounsfield para segmentar a área de interesse. Esta escala define os níveis de cinza da tomografia médica computadorizada, determinando os tons mais claros como os tecidos densos (por exemplo, os ossos) e os tons escuros, como os tecidos menos densos (por exemplo, a pele). Os valores da escala de Hounsfield estão definidos pela atenuação da água de acordo com a pressão e a temperatura sendo zero unidades de Hounsfield (HU) e radio densidade do ar com uma escala de -1000 HU. Finalmente, a absorção do osso compacto tem uma escala de 1000 HU (TAMI *et al.*, 2019). Os respectivos valores dos principais materiais, de acordo com a escala de Hounsfield, podem ser observados na tabela 3.1.

Tabela 3.1- Escala de Hounsfield (MOLTENI, 2013).

Material	HU
Ar	-1000 ou menos
Tecido gorduroso	120
Água	0
Músculo	40
Contraste	130
Osso	400 ou mais

3.2 Desenvolvimento do desenho da prótese dentária completa para o maxilar superior

A prótese dentária completa para um paciente edêntulo foi projetada seguindo rigorosamente a anatomia do maxilar superior, juntamente com a anatomia completa do esqueleto facial, considerando também a mandíbula, permitindo que o desenho se encaixe corretamente na boca do paciente. Para isso, foi utilizado como guia um modelo 3D de um esqueleto facial com defeito no maxilar superior.

O processo começa com o desenho da prótese dentária destinada à mucosa superior, onde foi considerado principalmente a sua espessura, que pode variar entre, aproximadamente, 1 mm a 3 mm, dependendo da lesão e da quantidade de mucosa que foi extraída na cirurgia. Além disso, a prótese dentária também levou em consideração as próteses existentes utilizadas na área odontológica. Na figura 3.3, observa-se o esqueleto facial composto pelo maxilar superior edêntulo e a mandíbula.

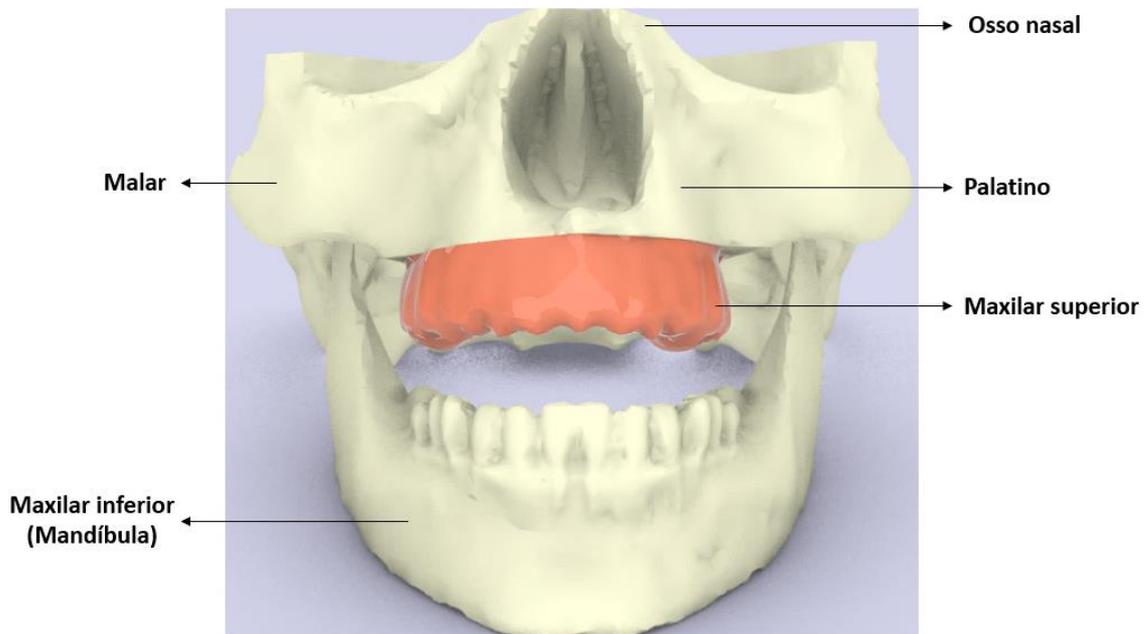


Figura 3.3- Modelo em 3D do esqueleto facial humano com suas partes principais. Autor

Uma vez obtido o desenho da prótese dentária, foi realizado o desenho dos pinos de fixação que servem de suporte entre a prótese e a mucosa. Esses pinos foram projetados sob a metodologia da tecnologia Muchor. Este sistema consiste em uma retenção intramucosa, o que o torna menos invasivo. As dimensões do pino projetado podem ser encontradas na figura 3.4.

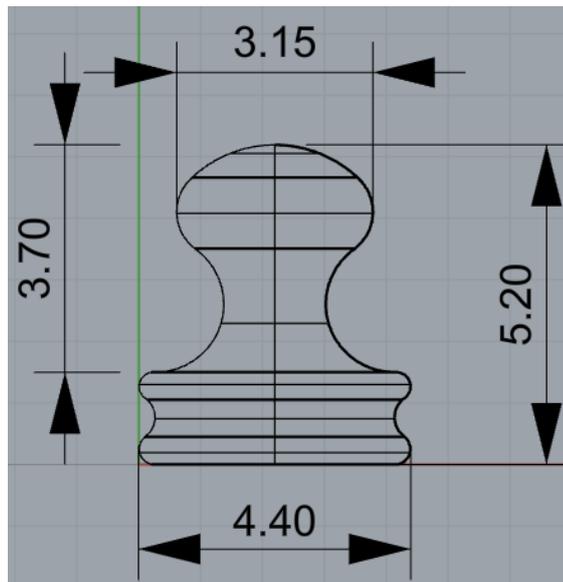


Figura 3.4- Dimensões do pino de fixação Muchor.

Em seguida, a localização dos pinos de fixação foi estabelecida de acordo com a espessura da mucosa existente e sua anatomia, para garantir que a prótese se encaixe corretamente. Da mesma forma, foram realizadas perfurações na mucosa do maxilar superior, para a visualização dos pinos no interior da mucosa.

O software Rhinoceros® foi usado para projetar as peças que compõem a prótese dentária completa do maxilar superior, que permite executar diferentes funções, como criar, animar, renderizar e traduzir curvas NURBS (B-splines não uniformes), as quais, são representações matemáticas de geometrias em 3D capaz de descrever com precisão qualquer forma tais como, superfícies e sólidos, nuvens de pontos e malhas poligonais. Para este trabalho, o arquivo de guia (esqueleto facial) foi usado no formato STL (Linguagem padrão do triângulo), cuja extensão é reconhecida pelo software Rhinoceros®.

Além disso, foi necessário converter os desenhos da prótese dentária e do esqueleto facial de malha em polisuperfície, reduzindo a resolução dos modelos e diminuindo os triângulos que os compõem, para que os softwares de simulação pudessem realizar análises estáticas. Essa conversão foi realizada pelo método de conversão NURBS, que é fundamentado em B-splines racionais não uniformes, que são representações matemáticas de geometria tridimensionais capacitadas para reproduzir qualquer forma com exatidão, gerando desenhos 2D, círculos, arcos, curva, complexos sólidos ou superfícies orgânicas de formas livres em 3D (HYUN E RAN, 2019).

3.3 Critérios para o estudo de concentração da tensão no esqueleto facial

Neste trabalho, para a análise por elementos finitos, foi necessário fazer uma comparação dos resultados obtidos de concentração de tensão na mandíbula em quatro softwares de simulação (ANSYS®, SolidWorks®, Inventor® e SimSolid®), pois as geometrias simuladas foram complexas e exigiram um software que permitisse executar as análises sem um alto custo computacional. Do mesmo modo, um software que simule uma distribuição uniforme de carga, de acordo com as áreas selecionadas, e em formato de malha, foi necessário a fim de realizar um estudo que evidenciasse a concentração de tensão no esqueleto facial e nos maxilares superior e inferior.

3.3.1 Seleção do material

Para realizar a análise por elementos finitos, a geometria do esqueleto facial foi dividida em duas partes, realizando uma simulação numérica para a mandíbula e outra para o maxilar superior, que também considerou os ossos palatino, malar e nasal. Para isso, uma análise das cargas estáticas foi estabelecida em cada um dos softwares de simulação utilizados. As considerações e a caracterização dos materiais foram determinadas igualmente para cada uma das simulações executadas em cada um dos softwares, para que os resultados não fossem afetados pela variação desses parâmetros iniciais.

A análise pelo método dos elementos finitos se iniciou com a caracterização dos materiais dos modelos que foram usados na simulação. Nessa análise, foram caracterizados dois materiais, o osso e os dentes que compõem a mandíbula. As propriedades das estruturas são ilustradas na tabela 3.2.

Tabela 3.2- Propriedades do esqueleto facial (EL-OKI *et al.*, 2016) (DE SANTIS, 2002).

Estrutura	Módulo elástico (MPa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g/cm³)
Osso cortical	14000	0,33	1,85
Dente	72700	0,33	2,97

3.3.2 Geração das conexões

Foram estabelecidas conexões entre cada uma das geometrias que foram divididas. As conexões para o maxilar inferior ocorreram entre as divisões dos dentes e a cabeça mandibular. Na parte do esqueleto facial superior, as conexões foram estabelecidas entre a mucosa e o maxilar superior. Essas conexões foram criadas automaticamente no software Simsolid®, de acordo com as medidas de penetração e proximidade do espaço. Essas conexões são locais onde as condições de contato unidas foram aplicadas. Nos softwares de simulação ANSYS®, SolidWorks® e Inventor®, a geometria não foi dividida, como no caso do software SimSolid®, pois era necessário um tempo computacional alto e não foi possível executar a montagem das peças. Por esse motivo, a simulação na mandíbula foi realizada considerando-a como um corpo estrutural único. Na figura 3.5 podem ser observadas as conexões geradas na mandíbula representadas na região vermelha, mostrando a união entre a área dentária e a mandíbula e o cêndilo mandibular.

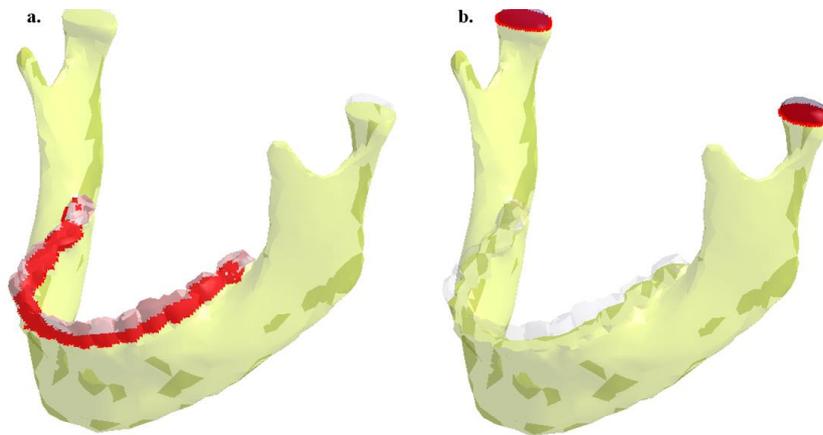


Figura 3.5 - Conexões geradas na mandíbula: (a) Conexão entre a área dentária e a mandíbula e (b) conexões geradas no cêndilo mandibular

3.3.3 Criação da malha nos modelos

Para os softwares de simulação ANSYS®, SolidWorks® e Inventor®, é necessário gerar a malha através do modelo completo. A geração da malha é fornecida automaticamente por cada um dos softwares utilizados, onde refinamentos devem ser feitos na malha para alcançar uma convergência nos valores e determinar o valor final. O software SimSolid®, por sua vez, realiza a simulação sem gerar malha no modelo. A geração da malha é dada de acordo com os critérios

de cada software, os quais se destacam, neste trabalho, o número de nós, o tamanho e o número de elementos presentes na geometria da mandíbula.

3.3.3.1 Geração de malha no software ANSYS®

O software ANSYS®, como os outros softwares, gera automaticamente a malha de acordo com os critérios estabelecidos pela configuração da malha. Nesse caso, para a criação da malha inicial no modelo, foram definidos os parâmetros de geração de malha, com curvatura em função do tamanho avançado, um centro de relevância tipo fina e uma suavização rápida. Os parâmetros estabelecidos são apresentados na tabela 3.3.

Tabela 3.3- Configuração de malha no software ANSYS®.

Predefinições	
Preferência Física	Mecânica
Dimensionamento	
Função de dimensão	Curvatura
Centro de Relevância	Fina
Suavização	Alta
Comprimento mínimo da borda	0,672210 mm
Tamanho máximo do elemento	3,262832 mm
Tamanho mínimo do elemento	1,056342 mm
Inflação	
Opção de inflação	Transição suave
Relação de transição	0,272
Camadas máximas	5
Taxa de crescimento	1,2
Estatísticas	
Nós	199713
Elementos	126590

Uma vez gerada a malha automática, foi realizado o processo de refinamento da malha, que teve como foco as áreas que apresentaram as maiores concentrações de tensão na mandíbula. Essas áreas podem ser observadas na figura 3.5. Da mesma forma, pode-se observar que, para

a geometria resultante da mandíbula, o refinamento possui uma malha mais grosseira. O refinamento da malha foi dado pela diminuição no tamanho do elemento nas áreas específicas com um número total de elementos de 126.590 e um número total de nós de 199.713, sendo considerados os mesmos parâmetros apresentados na tabela 3.6.

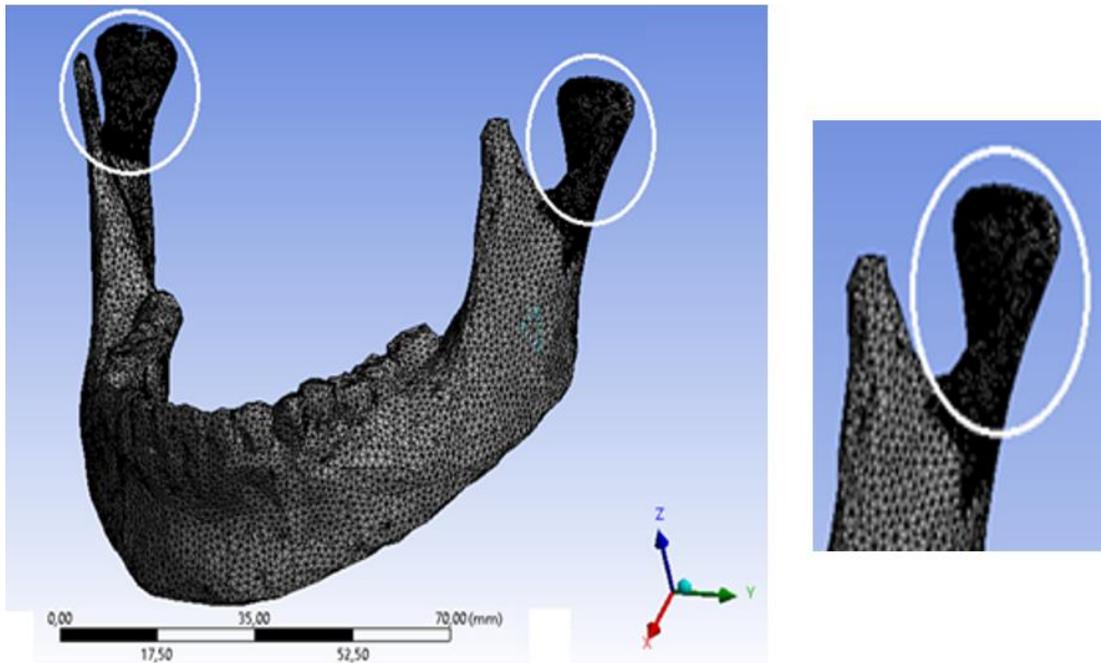


Figura 3.6- Malha gerada no software ANSYS®.

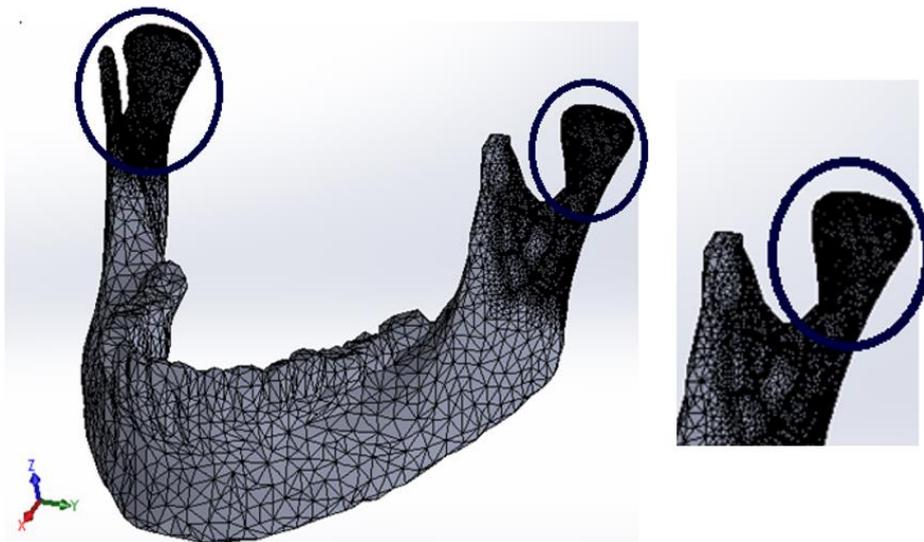
3.3.3.2 Geração de malha no software SolidWorks®

No software SolidWorks®, uma malha baseada na curvatura foi estabelecida para o refinamento e os outros parâmetros foram mantidos de acordo com os critérios do software. Além disso, um controle de malha foi aplicado nas duas partes superiores da mandíbula, diminuindo o tamanho do elemento para executar o refinamento. O resultado do número de elementos foi de 106,545 e do número de nós de 162.936 para a geração de malha automática. Esses parâmetros podem ser visualizados na tabela 3.4.

Tabela 3.4- Configuração de malha no software SolidWorks®.

Tipo de malha	
Tipo de malha	Malha sólida
Malha usada	Malha com base em curvatura
Pontos jacobinos	4 pontos
Controle de malha	Definido
Tamanho máximo do elemento	3,58179 mm
Tamanho mínimo do elemento	1,19392 mm
Qualidade de malha	Elementos quadráticos de alta ordem
Número total de nós	162936
Número total de elementos	106545
Proporção de aspecto máxima	26,568
% de elementos cuja proporção é <3	97,7
% de elementos cuja taxa de proporção é > 10	0,0366

Na figura 3.7, podem ser observados os resultados da malha na geometria do objeto, de acordo com os parâmetros estabelecidos, onde o refinamento da malha foi realizado na parte superior da mandíbula.

**Figura 3.7-** Malha gerada no software SolidWorks®.

3.3.3.3 Geração de malha no software Inventor®

Para a criação da malha no software Inventor®, o tamanho médio da malha foi modificado a fim de diminuir o tamanho do elemento em relação ao tamanho do modelo. O tamanho mínimo

do elemento também foi diminuído, para executar um refino completo nas pequenas áreas. Finalmente, o ângulo máximo de rotação foi diminuído, considerando que quanto menor o ângulo, maior o número de elementos na curva. Na tabela 3.5, são apresentadas as considerações estabelecidas para a criação de malha no software Inventor®.

Tabela 3.5- Configuração de malha no software Inventor®.

Configuração de malha	
Tamanho médio do elemento (Fração do diâmetro do modelo)	0,05
Tamanho mínimo do elemento (Como uma fração do tamanho médio)	0,1
Fator de modificação	1,5
Ângulo máximo de rotação	40 gr
Criar elementos de malha curvada	Sim
Elementos	1318980
Nós	1866463

No caso do software Inventor®, foi possível criar a malha em todo o modelo da mandíbula, o que pode ser visualizado na figura 3.8.

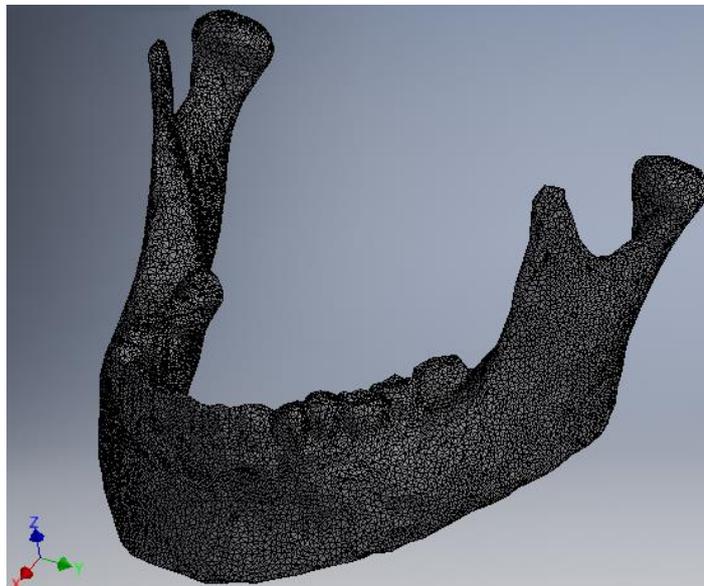


Figura 3.8- Malha gerada no software Inventor®.

3.3.4 Pontos de ancoragem no modelo da mandíbula

Uma vez gerada a malha na mandíbula, foram determinados os pontos de ancoragem para a análise de elementos finitos, onde um ponto de ancoragem fixo ou imóvel foi estabelecido nas

duas partes do côndilo mandibular que compõem a mandíbula. Os tipos de restrições usados impedem todos os deslocamentos de translação e rotação, em todas as direções das faces, que compõem o côndilo mandibular, que foram selecionadas. Os pontos de ancoragem foram definidos da mesma maneira para cada uma das simulações executadas nos quatro softwares de simulação (ANSYS®, SolidWorks®, Inventor® e SimSolid®). Essas restrições podem ser visualizadas na figura 3.9 com base no modelo analisado no software Inventor®, onde as faces com a cor branca amostram as restrições estabelecidas.

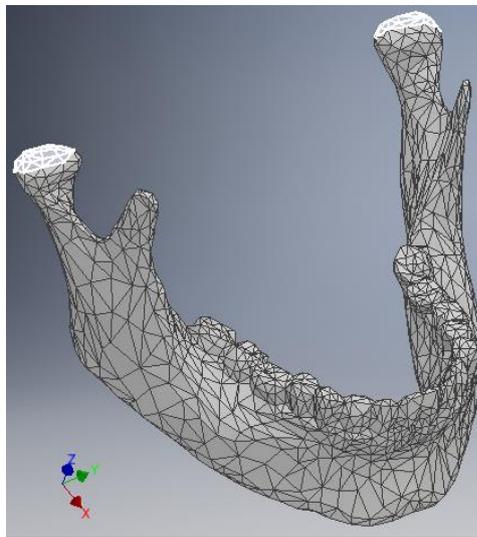


Figura 3.9- Restrições estabelecidas no côndilo mandibular no software Inventor®.

3.3.5 Determinação e distribuição de carga mecânica

Cargas mecânicas com intensidade de 50 N, 100 N, 150 N e 200 N foram aplicadas na direção do eixo Z negativo, simulando a força que a mandíbula executa no momento da execução do processo de mastigação, com uma distribuição uniforme nas superfícies selecionadas do modelo em 3D da mandíbula inferior. Foram executadas simulações numéricas em três áreas diferentes, na área dentaria completa, na área dentaria lateral (direita e esquerda) e na área dentaria lateral direita. A figura 3.10 mostra a aplicação da força e sua direção, de acordo com a superfície selecionada no software Inventor®. Neste estudo, a intensidade da força exercida na superfície é calculada como a força total dividida pela área da superfície.

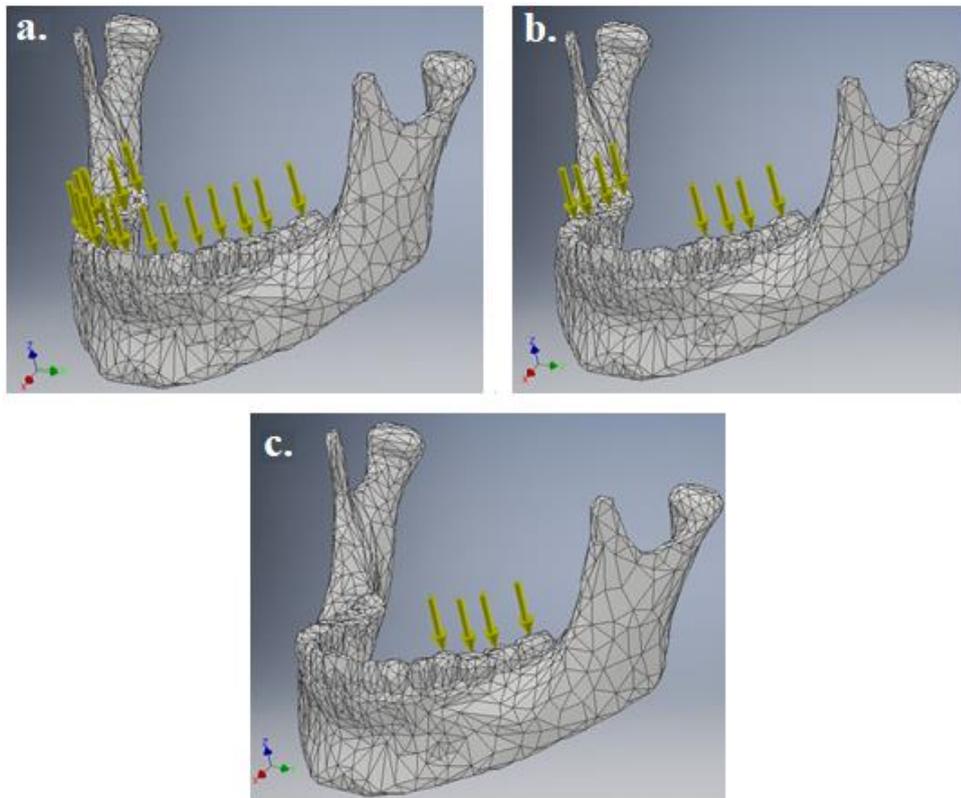


Figura 3.10- Distribuição de força aplicada nas áreas determinadas no software Inventor®: (a) área dentária completa, (b) área dentária lateral (Direita e esquerda) e (c) área dentária lateral direita.

4 RESULTADOS

A obtenção dos modelos virtuais da mandíbula, mucosa e esqueleto facial foram adquiridos individualmente realizando uma montagem de cada uma das peças para obter o modelo final que permitisse o desenho da prótese dentária e, ao mesmo tempo, a execução do estudo da distribuição da tensão. O processo de geração de modelos 3D começa com a importação da tomografia para o software Invesalius®, que oferece diferentes opções para a geração multiplanar, de acordo com o tipo de fatias que precisam ser usadas ou a qualidade da imagem necessária. Para este projeto, foram mantidas todas as fatias para obter uma imagem adequada para a geração dos modelos.

Após a geração da imagem multiplanar, é possível ver a tomografia computadorizada nos três planos, onde uma determinada área é segmentada, de acordo com o que está selecionado. O software permite selecionar a segmentação necessária, de acordo com o limiar a ser utilizado. Neste trabalho, foram selecionados dois limiares, o primeiro sendo o limiar ósseo, que representa um valor entre 226 a 3033 na escala de Hounsfield, para a segmentação da área da mandíbula e do esqueleto facial. O segundo limiar foi determinado como o tecido mole para a segmentação da área da mucosa, com valores de -700 a 225 na escala de Hounsfield.

A visualização do esqueleto facial, juntamente com a mucosa e a mandíbula, pode ser mais detalhada usando o software Meshmixer®, onde são feitas correções para melhorar a resolução dos modelos finais, uma vez que a qualidade do modelo em 3D depende diretamente da qualidade e do processamento da tomografia computadorizada. Além disso, o software Meshmixer® também permite determinar o refinamento da malha gerada. Os modelos do esqueleto facial com a mucosa e a mandíbula no software Meshmixer® podem ser observados na figura 4.1.

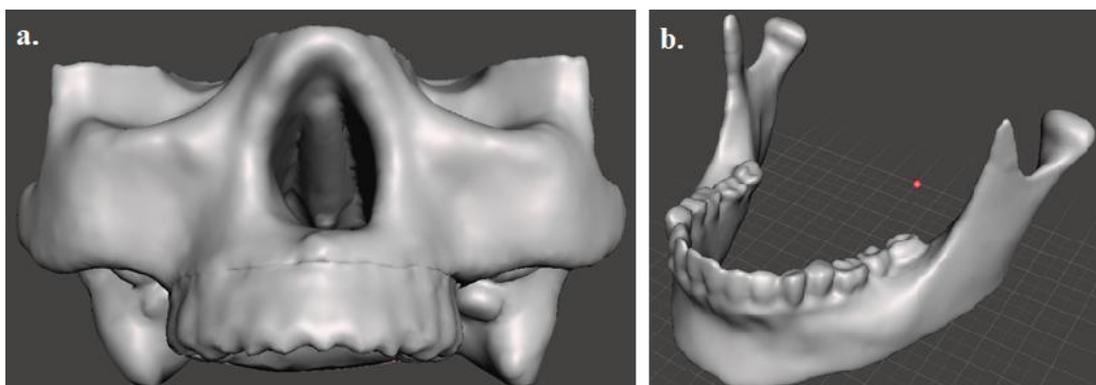


Figura 4.1- Modelos adquiridos no software Meshmixer: (a) esqueleto facial e mucosa (b) mandíbula.

4.1 Desenho da prótese dental e fixação dos pinos no maxilar superior do esqueleto facial

Uma prótese dentária obtida pelo método tradicional é dada pelo processo inicial de obtenção do modelo de mucosa do paciente, por meio da impressão dentária com alginato depositado em uma bandeja de impressão, de diferentes tamanhos, para adaptar de acordo com o paciente. Esta impressão deve ser feita com um tempo mínimo de aproximadamente três minutos dentro da boca do paciente. Uma vez obtido o molde do maxilar desejado, é realizado o processo de fabricação da prótese dentária, colocando a placa em um articulador para ajustar a altura apropriada. Depois disso, a linha do meio é marcada e os dentes são colocados em ordem. Por fim, são realizados os testes necessários para executar as correções e obter a prótese dentária final.

Um dos objetivos deste trabalho foi o desenvolvimento de uma prótese dentária que pudesse ser obtida com um processo menos invasivo que o convencional. Da mesma forma, buscou-se estabelecer o planejamento cirúrgico de acordo com a localização dos pinos de fixação na mucosa, considerando sua espessura e anatomia.

O projeto da prótese dentária foi elaborado simulando numericamente um estudo de caso de um paciente com deficiência de dentes que necessitava de uma prótese para a mandíbula superior, a fim de restaurar a função oral e seus hábitos alimentares. A prótese foi projetada usando um guia de prótese existente na área odontológica, e seu resultado final pode ser observado na figura 4.2. Para o projeto da prótese, o software Meshmixer® foi usado para corrigir a malha em algumas áreas necessárias. Depois disso, o modelo foi exportado para o software Rhinoceros®.

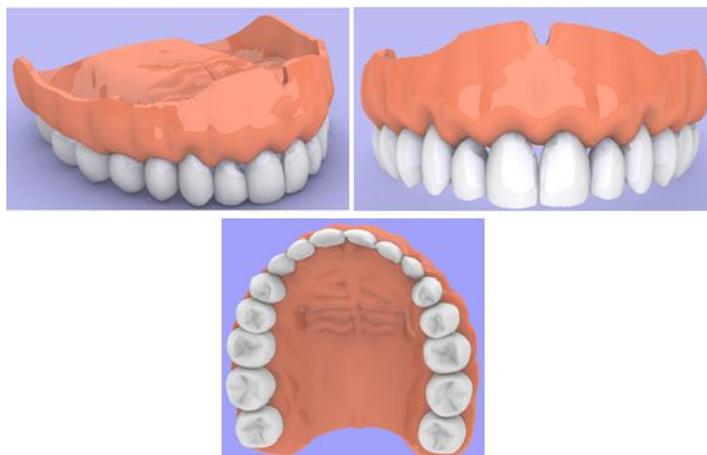


Figura 4.2- Prótese dental para o maxilar superior.

Após a obtenção da prótese dentária, foi projetado os pinos de fixação que compõe o sistema de ancoragem mucosa, conhecido como tecnologia Muchor. Este pino foi projetado com as dimensões estabelecidas pela ficha técnica da empresa DYNA. Comumente, os sistemas convencionais de fixação protética utilizarem vários produtos, como adesivos que vêm na forma de pó, gel ou líquidos que, às vezes, causam desconforto ao paciente devido ao seu gosto ou à instabilidade que eles geram. Esses pinos são feitos de óxido de zircônio e sua forma pode ser visto na figura 4.3.



Figura 4.3- Pino de fixação de tecnologia Muchor.

Em seguida, foi elaborado o guia cirúrgico, com base na anatomia da mucosa e nas perfurações realizadas para a fixação dos pinos. O objetivo do guia cirúrgico é informar ao cirurgião exatamente onde fazer a incisão e quantas incisões devem ser feitas, de acordo com o estudo de caso, tornando o processo cirúrgico mais rápido e eficaz para que o paciente não tenha lesões pós-cirúrgicas ou deva ser novamente submetido a uma cirurgia. Na figura 4.4, pode ser observado o guia cirúrgico localizado na mucosa, mostrando as respectivas incisões.

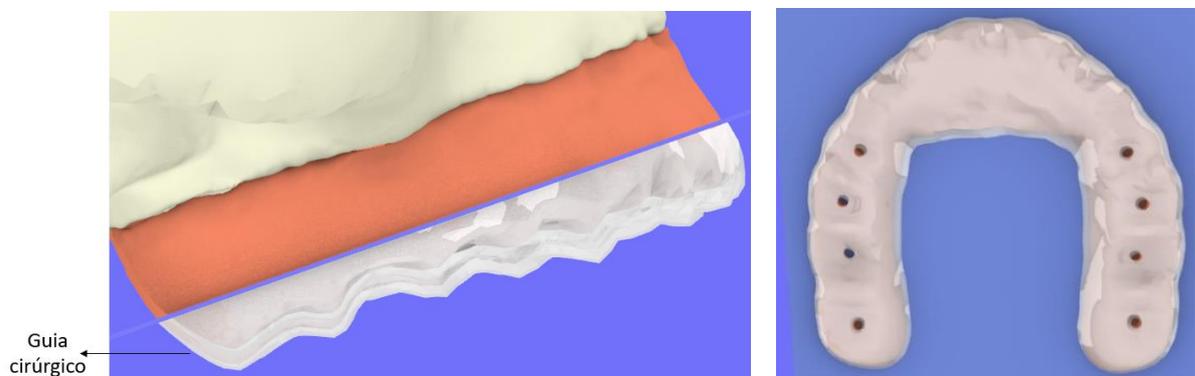


Figura 4.4- Guia cirúrgico para a localização dos pinos de fixação.

Após a obtenção da prótese dentária completa, foi realizado um planejamento cirúrgico, com base na simulação de um caso de um paciente com deficiência dentária, que possuía toda a

mucosa completa e uma boa espessura para a localização e a fixação dos pinos Muchor, permitindo uma melhor adesão da prótese. No estudo de caso, quatro pinos foram inseridos em cada área lateral (direita e esquerda) da mucosa, dando um total de oito pinos de fixação. Em função da intensidade do dano causado por um tumor ao paciente, os cirurgiões podem remover uma grande quantidade de mucosa, enfatizando ainda mais a necessidade de se definir a correta quantidade e distribuição desses pinos na mucosa, para garantir estabilidade à prótese dentária.

A figura 4.5 mostra a localização dos pinos na mucosa, guiada pela anatomia, e o número de pinos que foram inseridos na mucosa, para gerar uma fixação sem exceder a espessura da mesma. O mesmo procedimento foi usado na prótese dentária e pode ser visualizado na figura 4.6. Na figura 4.7, o acoplamento da prótese na mucosa é apresentado, chegando assim ao resultado final do planejamento cirúrgico.

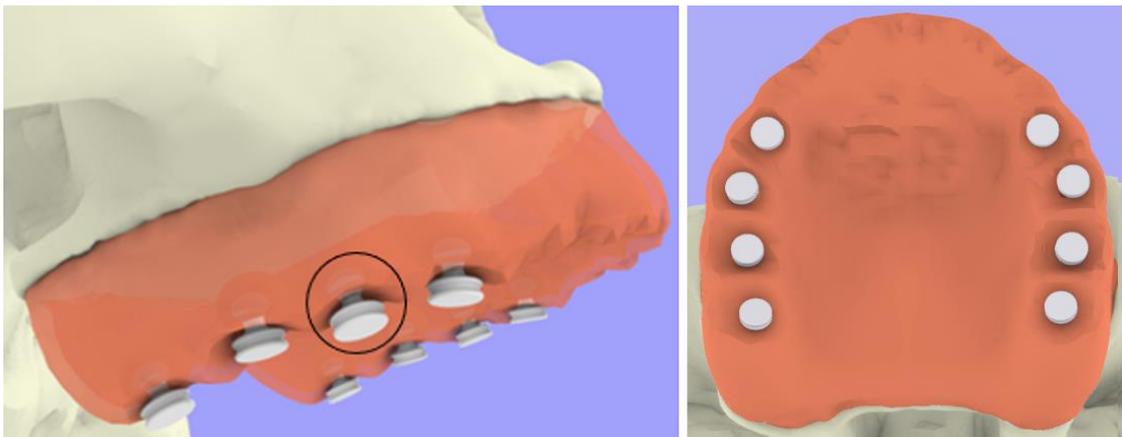


Figura 4.5- Localização dos pinos na mucosa destacando no círculo a inserção do Muchor dentro da mucosa.

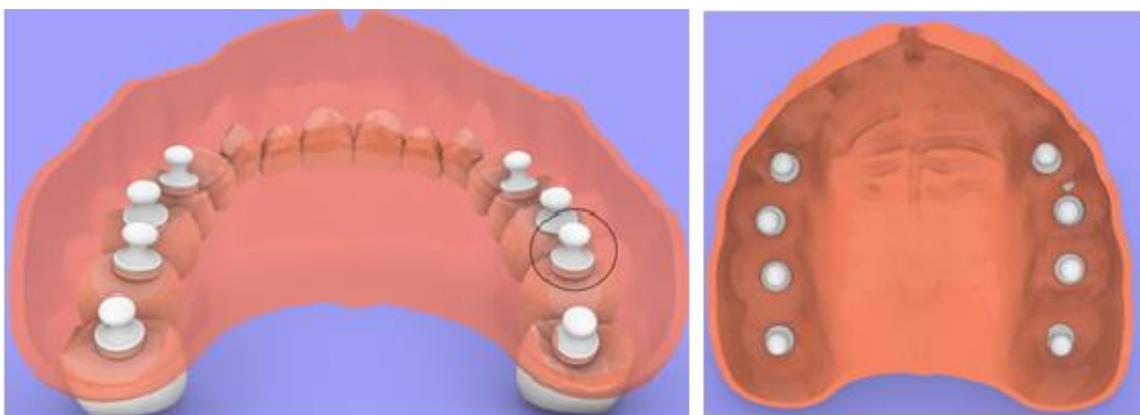


Figura 4.6- Localização dos pinos na prótese destacando no círculo a inserção do Muchor dentro da prótese.

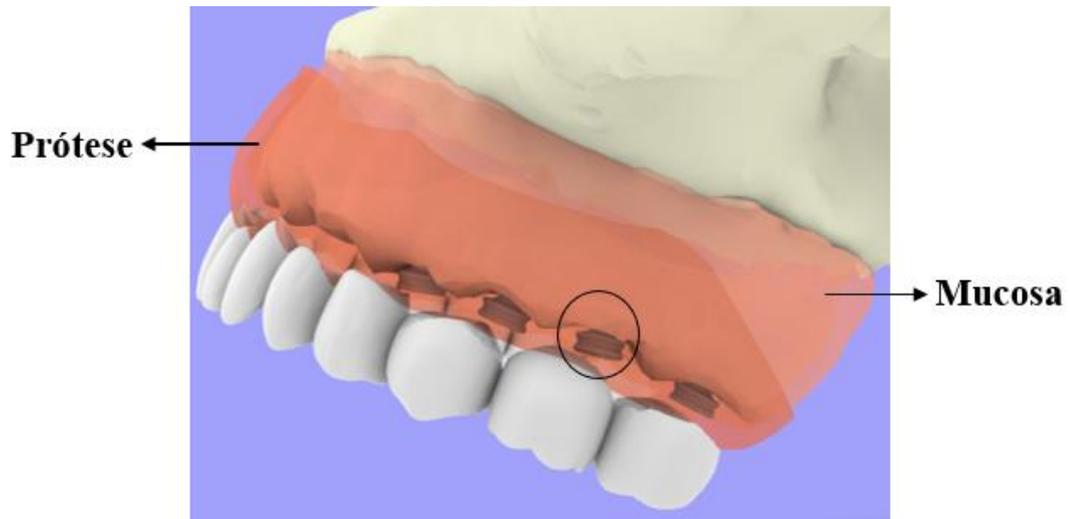


Figura 4.7- Fixação da prótese dental completa na mucosa pela adesão dos pinos mostrando o Muchor inserido nas duas partes que compõe o modelo total.

4.2 Resultados da análise da tensão na mandíbula

Nesta seção, são comparados os resultados obtidos de tensão na mandíbula com base nos quatro softwares (ANSYS®, SolidWorks®, Inventor® e SimSolid®) de simulação utilizados. O uso do software SimSolid® foi usado para executar as simulações do esqueleto facial completo, uma vez que este programa permitiu a simulação pelo método dos elementos finitos, sem a necessidade de geração de malha no modelo. O software se mostrou viável, pois o custo computacional foi reduzido, em função da complexidade da geometria do esqueleto facial.

Os resultados mostraram que a concentração de tensão obtida em cada um dos quatro softwares foi localizada na mesma área da mandíbula, mostrando que as operações matemáticas e o método implementado por cada um dos softwares levam a resultados próximos, em termos de localização das tensões. Com base nisso, os resultados da tensão de von Mises obtidos no software SimSolid® foram comparados com os softwares ANSYS®, SolidWorks® e Inventor®, analisando a porcentagem de erro entre cada um dos valores de tensão, dependendo da força exercida e da área na qual ela foi aplicada.

4.2.1 Resultados no software ANSYS®

Nas figuras 4.8, 4.9 e 4.10, é possível visualizar a concentração da tensão apresentada pelos softwares ANSYS® e SimSolid®, na aplicação de uma carga de 50 N. As três áreas determinadas para a distribuição da força, que são a área dentária completa, a área dentária

lateral (direita e esquerda) e a área dentária lateral direita, apresentaram um comportamento similar na distribuição da força, na parte superior da mandíbula, em ambos os softwares. Os resultados de concentração de tensão na aplicação das cargas de 100 N, 150 N e 200 N nas três áreas também tiveram regiões de concentração de tensão similares na mandíbula e podem ser visualizadas no anexo A.

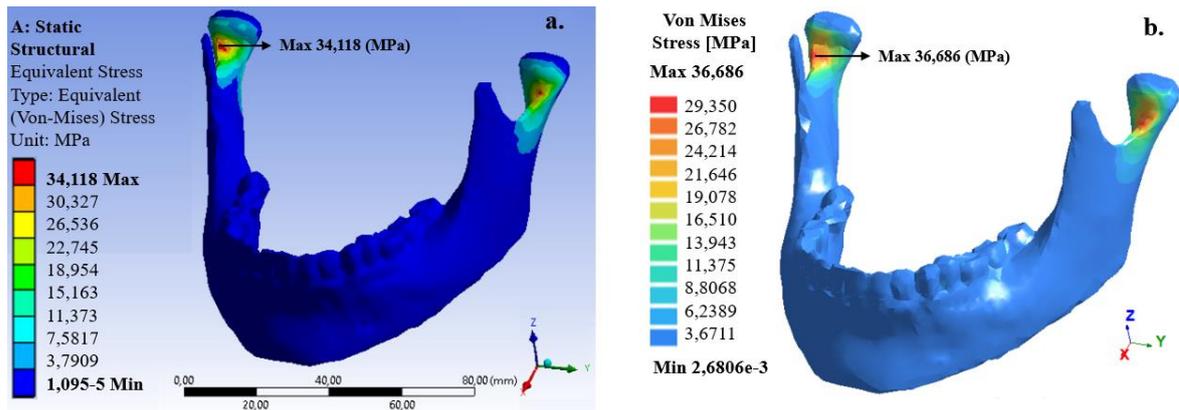


Figura 4.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

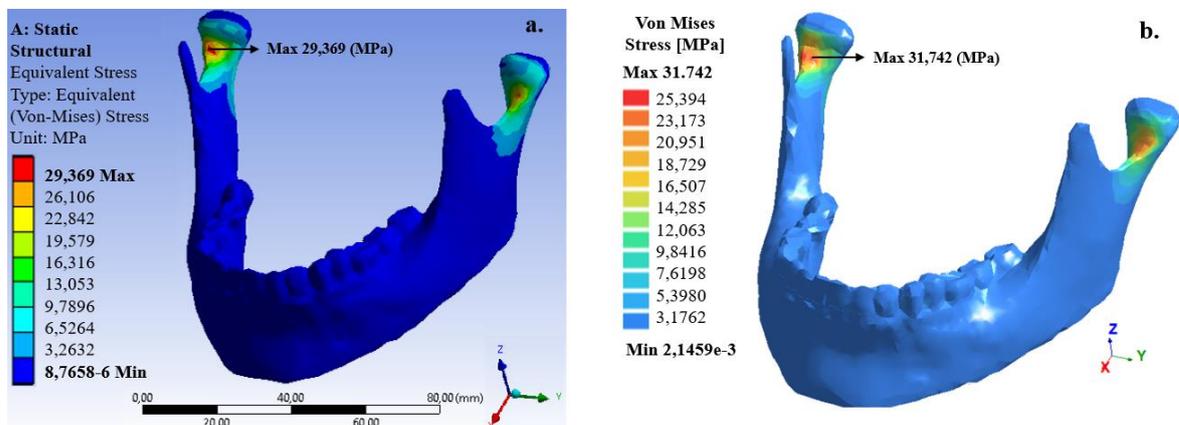


Figura 4.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

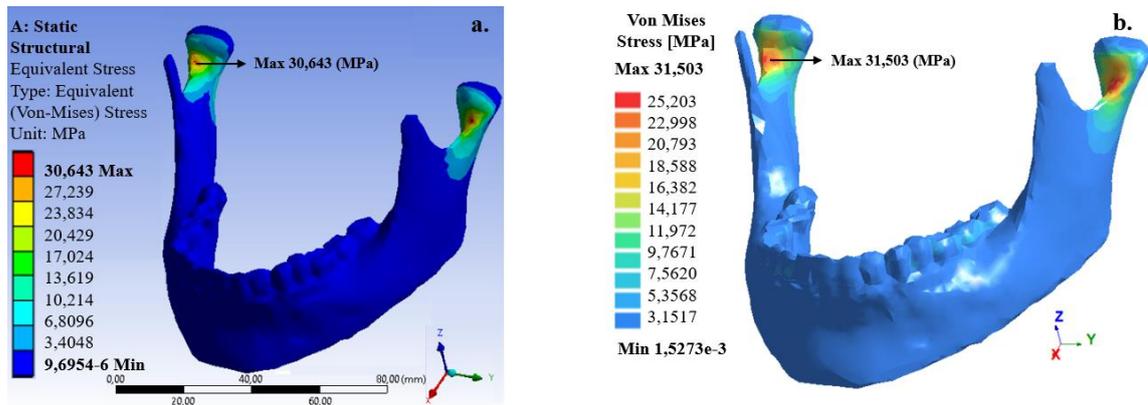


Figura 4.10- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição na área dentária lateral direita: (a) Software ANSYS® e (b) Software SimSolid®.

Os resultados obtidos por meio do software ANSYS® permitem observar uma maior concentração de tensão quando uma carga de 200 N foi aplicada na área dentária completa, com um valor de tensão de 136,47 MPa. Por outro lado, um menor valor de tensão foi apresentado na aplicação da carga de 50 N na área dentária lateral (direita e esquerda), alcançando um valor de tensão de 29,37 MPa. Com relação à comparação dos resultados dos softwares de simulação ANSYS® e SimSolid®, observou-se que os valores de tensão foram próximos e apresentaram a mesma tendência, uma vez que, quanto maior a quantidade de força exercida, maior a quantidade de tensão resultante.

Na simulação executada para a mandíbula no software SimSolid, foi possível visualizar que o maior valor de tensão foi encontrado na aplicação de uma carga de 200 N na área dentária completa, com um valor de 146,75 MPa, e um valor mínimo de tensão de 31,47 MPa para uma carga de 50 N, na área dentária lateral (direita e esquerda). Na tabela 4.1, os resultados obtidos podem ser analisados.

Tabela 4.1- Comparação de resultados da tensão de von Mises nos software ANSYS® e SimSolid®.

Comparação de resultados da tensão de von Mises				
Localização da força	Força (N)	Software (Resultados em MPa)		Porcentagem de erro
		ANSYS	SimSolid	
Área dentária completa	50	34,11	36,68	8%
	100	68,23	73,37	8%
	150	102,35	110,06	8%
	200	136,47	146,75	8%
Área dentária lateral (Direita e esquerda)	50	29,37	31,472	7%
	100	58,74	63,48	8%
	150	88,10	94,22	7%
	200	117,48	127,97	9%
Área dentária lateral direita	50	30,64	31,50	3%
	100	61,28	63,07	3%
	150	91,93	94,51	3%
	200	122,57	126,01	3%

Após a obtenção dos resultados iniciais da simulação, a malha gerada no software ANSYS® foi refinada, diminuindo o tamanho do elemento e aumentando o número de nós e de elementos, a fim de determinar a convergência do resultado e, assim, obter o valor da tensão resultante para a aplicação da carga de 50 N na área dentária completa. Para isso, foram determinadas sete interações na simulação e uma tensão de von Mises de 160,35 MPa foi alcançada na interação 7. O gráfico 4.1 mostra que os valores não convergiram e evidencia um aumento no valor da tensão à medida que o número de elementos na geometria aumenta.

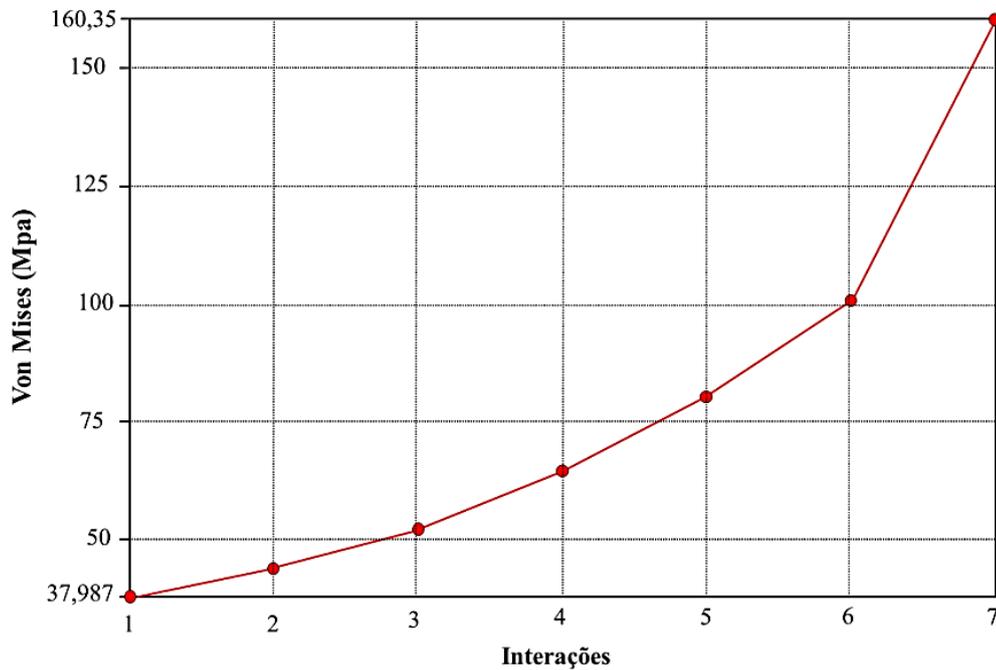


Gráfico 4.1- Convergência dos resultados da tensão de von Mises no software ANSYS®.

4.2.2 Resultados no software SolidWorks®

O resultado da concentração da tensão fornecida pelo software SolidWorks®, foi comparada com o resultado adquirido no software SimSolid®. Nas figuras 4.11, 4.12 e 4.13, observa-se o resultado da localização da tensão de von Mises para uma carga de 50 N, mostrando localizações semelhantes nas três áreas de distribuição da força, em ambos os softwares. Os resultados para as cargas de 100 N, 150 N e 200 N podem ser visualizadas no anexo B.

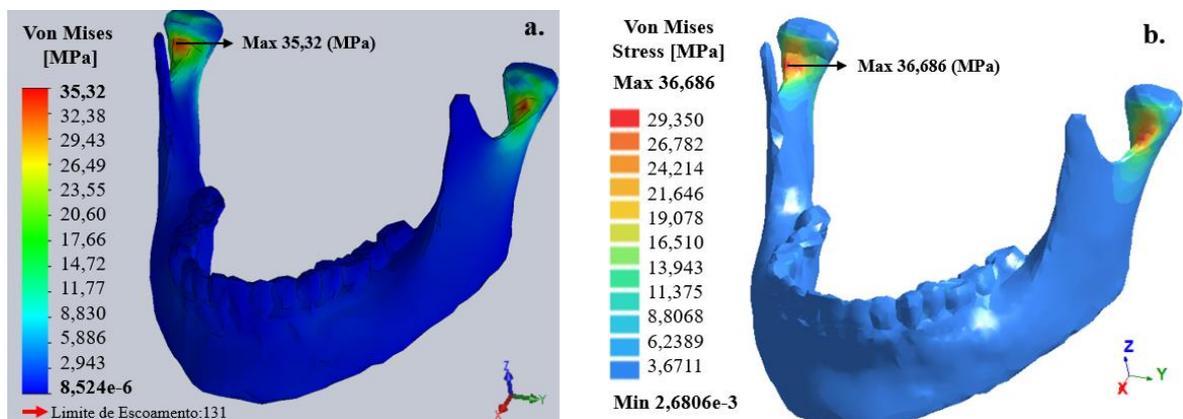


Figura 4.11- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid®.

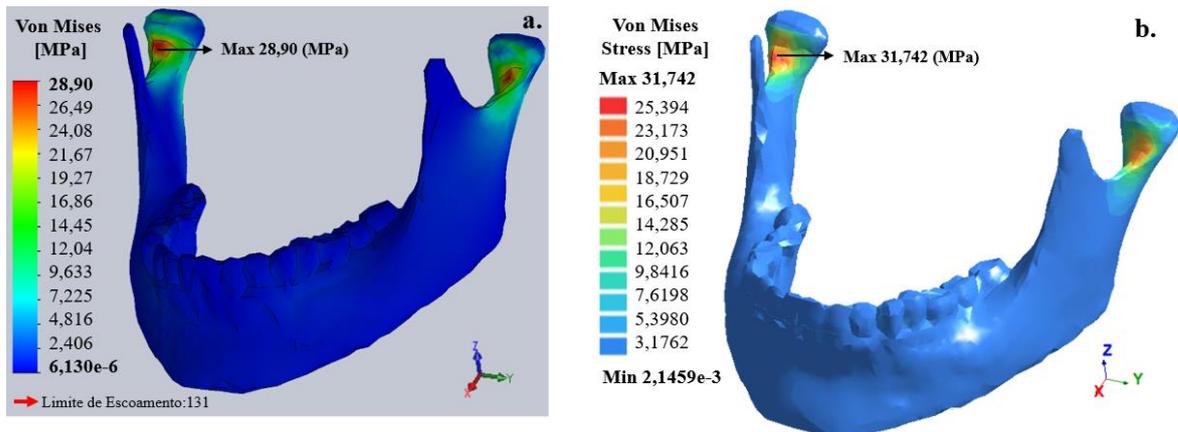


Figura 4.12- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid®.

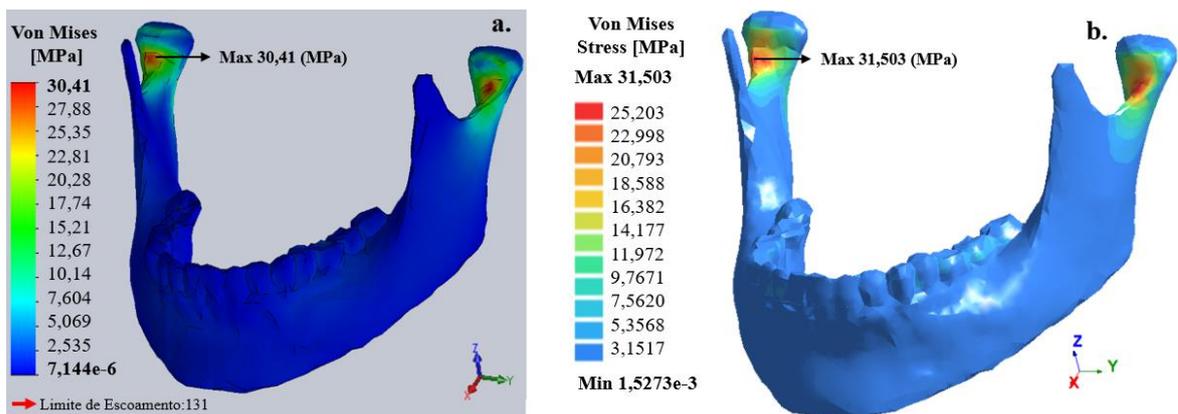


Figura 4.13- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid®.

No caso dos resultados obtidos no software SolidWorks®, a tensão resultante alcançou valores próximos aos resultados no software ANSYS®, onde a maior concentração de tensão, para uma carga de 200 N com uma distribuição na área dentária completa, apresentou um valor de 141,30 MPa, e uma menor concentração de tensão para uma carga aplicada de 50 N, na área dentária lateral (direita e esquerda), apresentou um valor de 28,90 MPa. Os resultados podem ser observados na tabela 4.2.

Tabela 4.2- Comparação de resultados da tensão de von Mises nos softwares SolidWorks® e SimSolid®.

Comparação de resultados da tensão de von Mises				
Localização da força	Força (N)	Software (Resultados em MPa)		Porcentagem de erro
		SolidWorks	SimSolid	
Área dentária completa	50	35,32	36,68	4%
	100	70,64	73,37	4%
	150	106,00	110,06	4%
	200	141,30	146,75	4%
Área dentária lateral (Direita e esquerda)	50	28,90	31,47	9%
	100	57,80	63,48	10%
	150	86,70	95,22	9%
	200	115,60	126,97	10%
Área dentária lateral direita	50	30,41	31,50	4%
	100	60,83	63,00	4%
	150	91,24	94,51	4%
	200	122,50	126,01	3%

Para obter o gráfico de convergência no software SolidWorks®, foram estabelecidas sete interações, igualmente como realizado no software ANSYS®. O gráfico 4.2 mostra uma tendência de aumento na tensão, quando o número de elementos e de nós aumentam na geometria, fornecendo um valor de tensão de 90,00 MPa para um número da solução 7. Assim como no software ANSYS®, a convergência dos resultados não foi encontrada.

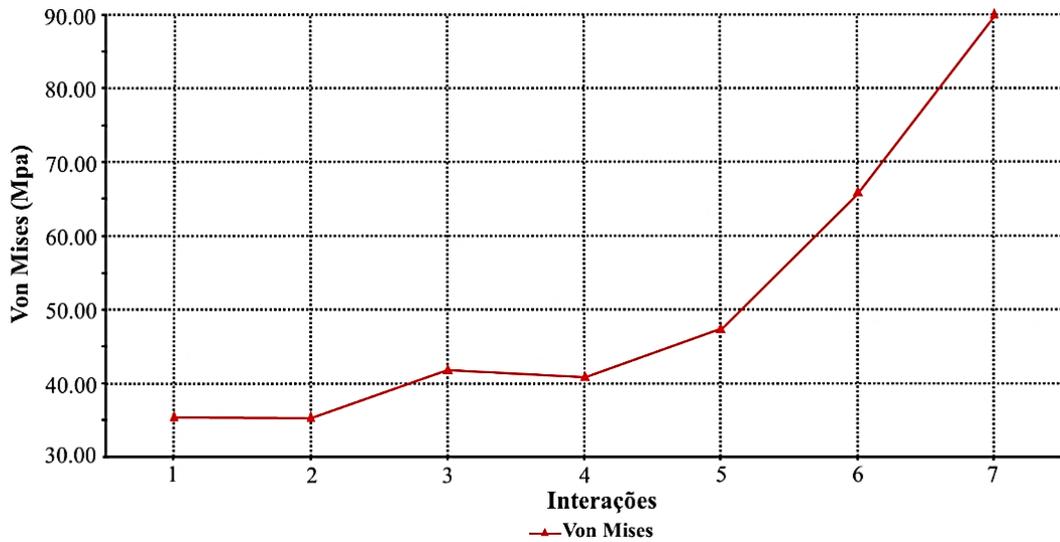


Gráfico 4.2- Convergência dos resultados da tensão de von Mises no software SolidWorks®.

4.2.3 Resultados no software Inventor®

O software Inventor®, assim como os softwares ANSYS® e SolidWorks®, também apresentou resultados similares na localização da tensão de von Mises, em comparação com o software SimSolid®. Os resultados da concentração de tensão obtidos pelo software Inventor®, para uma carga aplicada de 50 N nas três áreas dentárias analisadas, assim como os resultados fornecidos pelo software SimSolid®, podem ser visualizados nas figuras 4.14, 4.15 e 4.16. As simulações realizadas com a aplicação das cargas de 100 N, 150 N e 200 N, podem ser encontradas no anexo C.

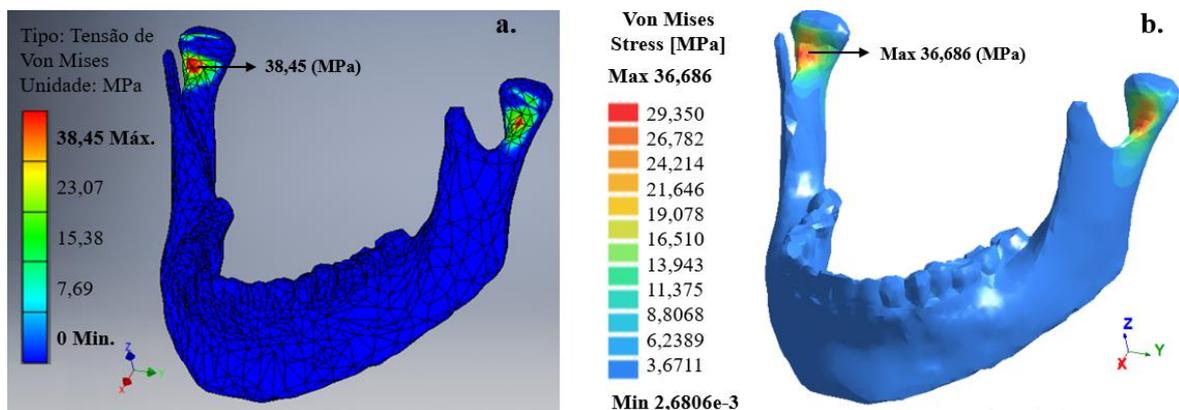


Figura 4.14- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid®.

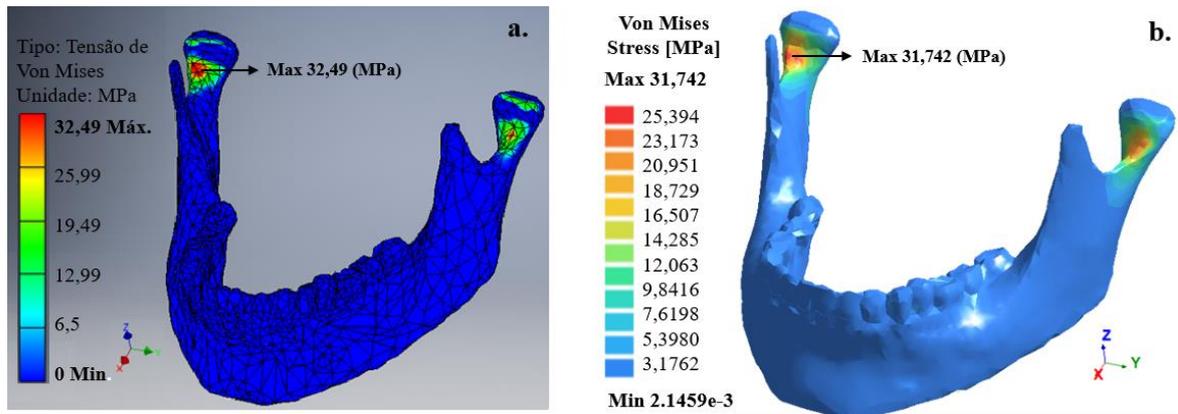


Figura 4.15- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid®.

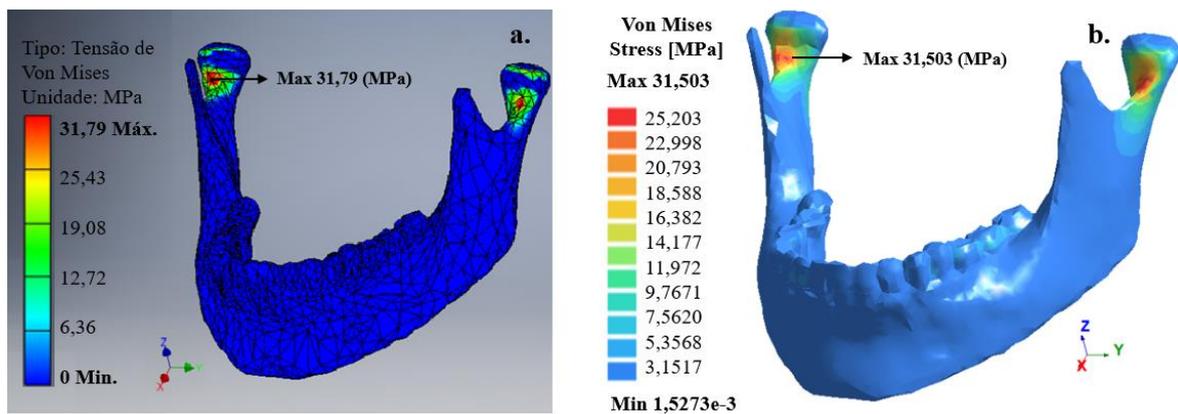


Figura 4.16- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 50 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid®.

Os valores de tensão de von Mises, fornecidos pelo software Inventor®, foram similares aos resultados obtidos pelos softwares ANSYS® e SolidWorks®, em que a maior concentração de tensão foi estabelecida para uma carga aplicada de 200 N na área dentária completa, com um valor de tensão de 153,80 MPa. Por outro lado, a menor concentração de tensão foi gerada para uma carga de 50 N com uma distribuição de carga na área dentária lateral direita, com um valor de tensão de 31,79 MPa. Na tabela 4.3, os resultados fornecidos pela simulação no software Inventor® são apresentados, quando a malha é gerada automaticamente.

Tabela 4.3- Resultados obtidos de acordo com o tamanho do elemento no software Inventor®.

Comparação de resultados da tensão de von Mises				
Localização da força	Força (N)	Software (Resultados em MPa)		Porcentagem de erro
		Inventor	SimSolid	
Área dentária completa	50	38,45	36,68	5%
	100	76,91	73,37	5%
	150	115,40	110,06	5%
	200	153,80	146,75	5%
Área dentária lateral (Direita e esquerda)	50	32,49	31,47	3%
	100	64,97	63,48	2%
	150	97,46	95,22	2%
	200	129,90	127,97	1%
Área dentária lateral direita	50	31,79	31,50	1%
	100	63,59	63,00	1%
	150	95,38	94,51	1%
	200	127,20	126,01	1%

A convergência dos resultados do software Inventor® foi dada pelos critérios estabelecidos pelo software, uma vez que é realizado um refinamento de malha, reduzindo o tamanho do elemento, para aumentar teoricamente a precisão dos resultados. Para a simulação, foram determinados quatro números de refinamento h . O refinamento h tem como foco as áreas onde há uma maior concentração de tensão e singularidade na geometria, modificando a geometria da malha. Além disso, o critério de falha foi mantido em 10% e o limiar de h em 0,75, especificando que 25% dos elementos com erros equivalentes passam pelo processo de refino. O gráfico 4.3 mostra a não convergência dos resultados, onde foram realizadas quatro iterações da solução, com uma tensão de von Mises de 92,593 MPa na interação 7.

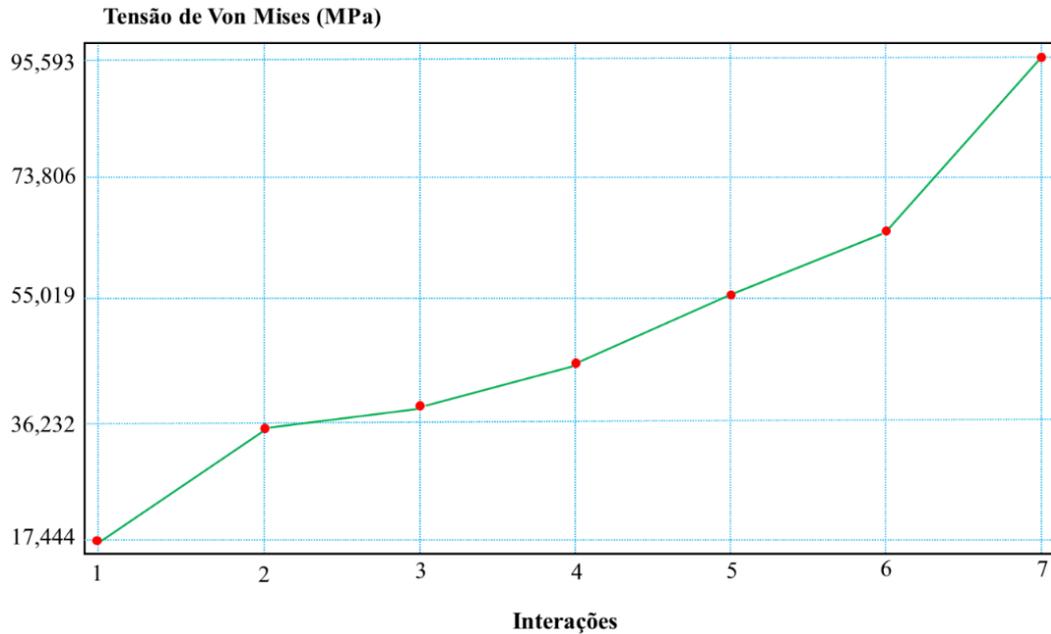


Gráfico 4.3- Convergência dos resultados da tensão de von Mises no software Inventor®.

A tabela 4.4, mostra os resultados obtidos nas simulações realizadas no software de simulação (SimSolid®, ANSYS®, SolidWorks® e Inventor®), no qual são mostrados os resultados da tensão e a diferença entre cada um dos valores (porcentagem de erro) obtido de acordo com a carga e sua área de localização, comparando cada um dos softwares de simulação que geram malha com o software SimSolid®. Os resultados mostraram um maior valor de tensão de 153,8 MPa para uma carga de 200N com uma distribuição de carga em toda a área dentaria completa no software Inventor® e um menor valor de tensão de 28,9 MPa para uma carga de 50N com uma distribuição da carga na área dental lateral (direita e esquerda) no software SolidWorks®.

Em relação à diferença entre cada um dos valores de tensão obtidos comparados com o software SimSolid®, eles apresentaram um porcentagem de erro maior de 10% na área lateral dental (direita e esquerda) para uma carga de 100N no software SolidWorks® e um menor porcentagem de erro entre os valores de tensão de 1% nas três áreas determinadas para distribuição de carga no software Inventor®.

Tabela 4.4 - Comparação dos resultados da tensão e do percentagem de erro entre os quatro software de simulação (SimSolid, ANSYS, SolidWorks e Inventor)

Resultados da tensão de Von Mises								
Localização da força	Força (N)	Software				Porcentagem de erro		
		SimSolid®	ANSYS®	SolidWorks®	inventor®	ANSYS®	SolidWorks®	inventor®
		MPa				%		
Área dentária completa	50	36,68	34,11	35,32	38,45	7	4	5
	100	73,37	68,23	70,64	76,91	7	4	5
	150	110,06	102,35	106	115,4	7	4	5
	200	146,75	136,47	141,3	153,8	7	4	5
Área dentária lateral (Direita e esquerda)	50	31,472	29,37	28,9	32,49	7	9	3
	100	63,48	58,74	57,8	64,97	7	10	2
	150	94,22	88,1	86,7	97,46	6	9	3
	200	127,97	117,48	115,6	129,9	8	11	2
Área dentária lateral direita	50	31,5	30,64	30,41	31,79	3	4	1
	100	63,07	61,28	60,83	63,59	3	4	1
	150	94,51	91,93	91,24	95,38	3	4	1
	200	126,01	122,57	122,5	127,2	3	3	1

4.2.4 Comparação dos resultados da tensão na mandíbula

A convergência dos resultados em uma determinada simulação depende dos critérios estabelecidos para a realização do estudo. Quando essas análises são realizadas pelo método dos elementos finitos, erros nos resultados podem ser apresentados e relacionados a vários fatores, anteriormente à simulação. Inicialmente, a geometria importada pode ter erros de projeto, que devem ser reparados, pode não ser completa o suficiente para obter os efeitos desejados ou pode ser complexa para executar a simulação. Por outro lado, quando há uma geometria de um modelo com peças acopladas, as conexões entre as peças podem gerar erros e a simulação pode não produzir os resultados esperados. Por esse motivo, a simulação de aplicação de cargas em uma mandíbula, composta por dentes e ossos, mostra-se mais viável no software SimSolid®, pois há a possibilidade de se considerar as propriedades mecânicas de cada componente do modelo total.

Uma parte fundamental para a geração da convergência dos resultados é o método utilizado para a discretização do modelo, ou seja, onde é estabelecido o tipo de malha que será criada,

levando em consideração, se a malha é grosseira ou fina para o modelo. Existem principalmente dois métodos para o refinamento da malha. O primeiro é o refinamento h-adaptativo, que se baseia na diminuição do tamanho do elemento, o que conseqüentemente aumenta o número de elementos presentes no modelo. Para este método, é determinado que os refinamentos da malha sejam realizados na área onde o valor mais alto de tensão está presente. Da mesma forma, o refinamento h-adaptativo executa o refinamento da malha até que a convergência dos resultados seja alcançada, se o estudo puder estimar. Salienta-se que para fazer uma malha mais fina, a simulação necessitará de um maior custo computacional (OLM *et al.*, 2019).

Por outro lado, o método de refinamento p-adaptativo aumenta a ordem dos polinômios de interpolação em cada elemento, permitindo convergência sem alterar o tamanho e a quantidade de elementos existentes no modelo, reduzindo o custo computacional. No entanto, o método de refinamento p-adaptativo ajusta a forma do componente e, às vezes, falha em gerar malha quando a geometria é complexa (BANK, 2017).

Ao executar o refinamento da malha no modelo da mandíbula, pode-se determinar que em algumas áreas da mandíbula, a malha apresenta lacunas e que, devido ao processo de transformação do modelo, que estava inicialmente no formato STL e foi transformada em uma polisuperfície no formato STEP (padrão para o intercâmbio de dados do produto), a geometria apresentou singularidade, aumentando os resultados da tensão à medida que o número de elementos aumenta, pelo refinamento da malha. Essa transformação do arquivo inicial da mandíbula foi realizada porque o modelo 3D foi produzido em um formato de malha contendo um grande número de elementos, o que gera que a geometria contém uma grande quantidade de informações e, conseqüentemente, o arquivo apresente dificuldade para ser processado no softwares de simulação que gera malha.

Nesse sentido, quando foi realizada a transformação do modelo da mandíbula em polisuperfície, o número de elementos presentes na geometria diminuiu, transformando a estrutura interna inicial. Essa transformação, no caso dos modelos utilizados neste estudo, foi dividida em diferentes faces que compõe o modelo 3D, dificultando a atribuição de forma igual na ancoragem e na distribuição das forças aplicadas. Essas variações podem causar alterações nos resultados da tensão, porque a carga é distribuída de maneira diferente, de acordo com a área atribuída.

De acordo com o exposto, foi determinado o uso do software SimSolid®, para realizar a simulação pelo método dos elementos finitos para conhecer o comportamento da prótese dentária completa no maxilar superior, pois é um software que permite a execução de simulações, sem gerar malha, reduzindo o custo computacional, reduz a etapas do processo e a usabilidade do software principalmente na área medica quando se faz uso de modelos em 3D gerados pelo processamento de tomografias computadorizadas. O SimSolid® também permite desenvolver estudos de modelos em formato de malha e realizar as respectivas divisões do modelo, caracterizando cada uma de suas partes quando for necessário.

4.3 Resultado da análise das tensões no esqueleto facial

A simulação do esqueleto facial foi realizada no software SimSolid® para que as montagens pudessem ser feitas sem exigir alta custo computacional. Inicialmente, os materiais da área óssea palatina, malar e nasal foram caracterizados juntamente com a mucosa, levando em consideração os valores do módulo elástico, coeficiente de poisson e densidade de cada uma das partes. Esses valores podem ser observados na tabela 4.4.

Tabela 4.5- Propriedades do osso e da mucosa (EL-OKI *et al.*, 2016) (DE SANTIS, 2002).

Estrutura	Módulo elástico (MPa)	Coefficiente de Poisson	Densidade (g/cm³)
Osso humano	14000	0,33	1,85
Mucosa	6800	0,45	1,20

Em seguida, foi realizada, automaticamente pelo software, a montagem entre a mucosa e o osso palatino, malar e nasal. Onze conexões regulares foram geradas usando o critério de proximidade em diferentes pontos da montagem, onde apresentou uma tolerância ao espaço determinando a área de contato. Os contatos regulares podem ser observados na figura 4.17.

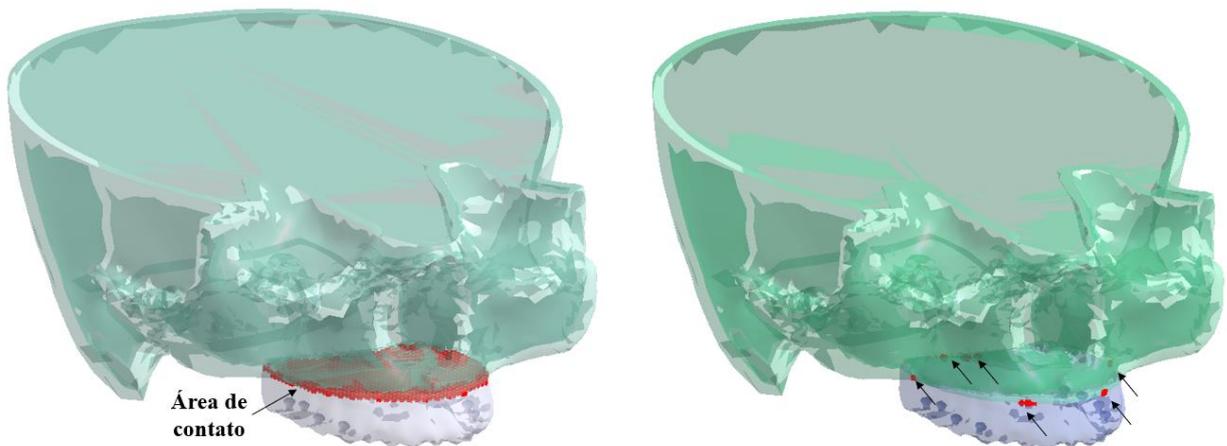


Figura 4.17- Áreas de contato regulares geradas entre a mucosa e o esqueleto facial.

Quando as conexões foram feitas, foram determinadas as ancoragens na parte superior do modelo (tracejados amarelos na figura 4.18), para simular o movimento de mastigação, levando em consideração que essa área não participa desse movimento. As cargas foram distribuídas de forma semelhante à simulação realizada na mandíbula, na área total da mucosa, na área lateral da mucosa (direita e esquerda) e na área lateral direita da mucosa, com uma carga mecânica no eixo z com intensidades de 50 N, 100 N, 150 N e 200 N. As restrições e a orientação da carga podem ser visualizadas na figura 4.18.

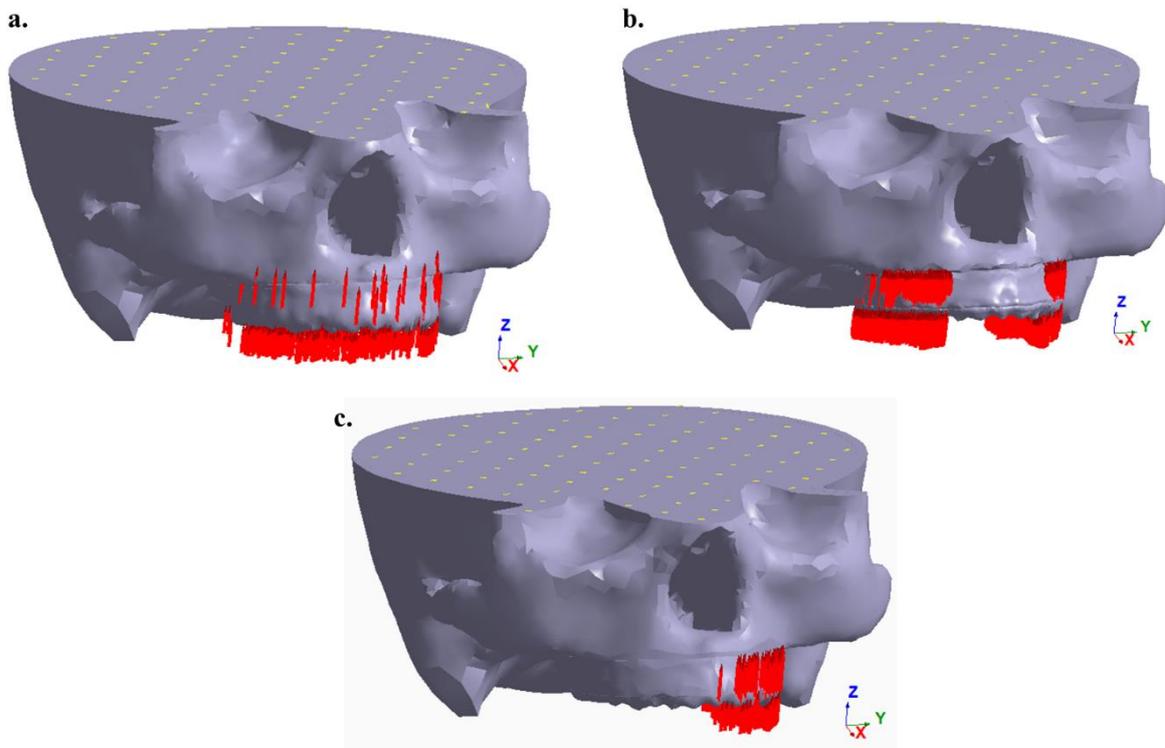


Figura 4.18- Restrições e distribuição de cargas no modelo: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.

Na figura 4.19, os resultados das concentrações de tensão no esqueleto facial podem ser observados após a aplicação de uma carga de 200 N. Esses resultados foram similares para as cargas de 50 N, 100 N e 150 N, variando a área de concentração da tensão em função do local de aplicação da carga. Para a aplicação de cargas na área total da mucosa, uma concentração de tensão no maxilar central pode ser visualizada. Na área lateral da mucosa (direita e esquerda), observa-se uma concentração de tensão na parte do osso nasal e no maxilar, na parte central. Finalmente, para a aplicação de cargas na área lateral direita da mucosa, houve a concentração de tensões na parte direita do maxilar superior.

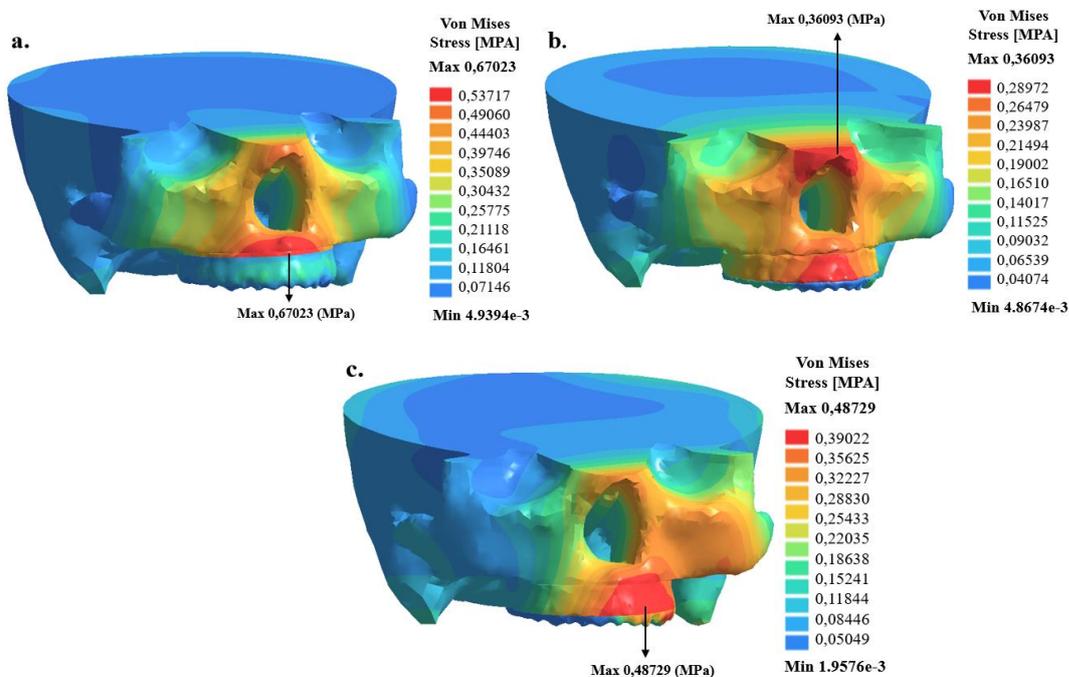


Figura 4.19- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 200 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.

Os resultados obtidos da tensão no esqueleto facial mostraram um valor máximo de tensão de 0,67023 MPa, para uma carga de 200 N e uma distribuição de força na área total da mucosa. O valor mínimo de tensão, por sua vez, foi obtido quando uma carga de 50 N foi exercida na área lateral direita da mucosa, estimado em 0,0004894 MPa. Os resultados da simulação pelo método dos elementos finitos, podem ser observados na tabela 4.5, onde as tensões obtidas para cargas 50 N, 100 N, 150 N e 200 N são mostradas nas três áreas de estudo.

Tabela 4.6- Resultado da tensão de von Mises obtido no Software SimSolid®.

Resultados da tensão de von Mises			
Localização da força	Força (N)	Valor Máximo (MPa)	Valor Mínimo (MPa)
Área total da mucosa	50	0,16756	0,0012349
	100	0,33511	0,0024697
	150	0,50267	0,0037046
Área lateral da mucosa (direita e esquerda)	200	0,67023	0,0049394
	50	0,090232	0,0012169
	100	0,18046	0,0024337
	150	0,27070	0,0036506
Área lateral direita da mucosa	200	0,36093	0,0048674
	50	0,12182	0,00048940
	100	0,24364	0,00097880
	150	0,36547	0,00014682
	200	0,48728	0,0019576

CAPITULO 5- CONCLUSÕES

A integração da tecnologia da manufatura aditiva, em conjunto com a tecnologia Muchor e a área odontológica, possibilita a melhoria do processo de planejamento cirúrgico e obtenção de próteses dentárias, reduzindo o tempo de fabricação das próteses e sendo um processo menos invasivo para os pacientes. Além disso, o uso do método de análise de elementos finitos permite conhecer o comportamento mecânico da prótese, conforme o estudo de caso apresentado, mostrando como a distribuição dos pinos aumenta ou diminui a tensão da prótese na área do esqueleto facial.

O processamento da tomografia médica computadorizada no software Invesalius®, permitiu a visualização das áreas de interesse, como o esqueleto facial e a mandíbula, para a obtenção de modelos 3D e a fabricação de um protótipo de uma prótese dentária completa para os pacientes edêntulos, considerando a espessura e a anatomia da mucosa.

O desenho 3D em meio computacional da prótese dentária completa elaborado permite a reprodução e a adaptabilidade para outros casos odontológicos. O software Rhinoceros® oferece a possibilidade de fazer as respectivas variações necessárias para obter a prótese adequada. O desenho dos pinos de fixação, baseado na tecnologia Muchor, permite que a prótese apresente uma melhor fixação no paciente, sem a necessidade de usar outros produtos que, às vezes, causam desconforto.

O estudo das comparações entre os resultados obtidos das tensões geradas na mandíbula, nos softwares que geram malha (ANSYS®, SolidWorks® e Inventor®) e no software SimSolid®, que não gera malha, apresentou comportamentos semelhantes em relação a região onde a maior tensão foi concentrada, com valores próximos. Ao comparar os resultados de cada um dos softwares com o software SimSolid®, é possível observar que o erro máximo porcentual foi de 10%.

O software SimSolid® permite executar simulações para geometrias complexas, como as geometrias usadas na área de odontologia, sem a necessidade de gerar malha, reduzindo o custo computacional necessário. Com o uso desse software, não foi necessário transformar a geometria obtida pela tomografia médica computadorizada, para um formato de superfície, o que influenciaria os resultados do estudo.

O software SimSolid® evidenciou a capacidade de realizar diversos estudos na área odontológica, através da metodologia de análise de elementos finitos no uso de próteses dentárias, para conhecer os esforços, fadiga, tensões, entre outros comportamentos mecânicos gerados por próteses dentárias. Esses estudos fornecem as informações necessárias para determinar o uso adequado de uma prótese dentária, o planejamento cirúrgico para sua fixação e seu ciclo de vida, a fim de executar um processo menos invasivo no paciente.

Para trabalhos futuros, sugere-se a realização de simulações pelo método dos elementos finitos, unindo a prótese dentária, os pinos de fixação localizados na mucosa e o esqueleto facial, a fim de determinar a fadiga apresentada pelo uso da prótese dentária e estabelecer o ciclo de vida da prótese dental e as tensões que poderiam ser geradas pelos movimentos repetitivos feitos pelo paciente.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICAS

- ABDUO *et al.* (2018). Influence of novel implant selective laser melting framework design on mechanical durability of acrylic veneer. **Clinical implant dentistry**, 969–975.
- ACKLAND *et al.* (2018). Design and clinical outcome of a novel 3D-printed prosthetic joint replacement for the human temporomandibular joint. **Clinical Biomechanics**, 52-60.
- AGUIAR *et al.* (2013). Obturador palatino: confecção de uma prótese não convencional relato de caso. **Revista da Faculdade de Odontologia**, 125-129.
- ALCANTARA *et al.* (2014). Avaliação por meio de tomografia de feixe cônico da ação do ultrassom pulsado de baixa intensidade sobre reabsorções radiculares induzidas ortodonticamente. **Revista uningá**, 14-19.
- ALMEIDA *et al.* (2008). Os Desafios da Prótese Total: Problemas e Soluções. **Revista INPEO de Odontologia**, 1-76.
- ALVES. (2018). Elementos finitos a base da tecnologia CAE. São Paulo: **Érica**.
- ALVES *et al.* (2018). Elementos finitos a base da tecnologia CAE. **Érica**.
- AMBROSINI E PUMERA. (2016). 3D-printing technologies for electrochemical applications. **The Royal Society of Chemistry**, 2740-2755.
- AMORIM *et al.* (2014). Implantodontia: Histórico, Evolução e Atualidades. **Revista multidisciplinar e de psicologia**, 36-48.
- AMOROSO *et al.* (2012). Planejamento reverso em implantodontia: relato de caso clínico. **Revista Odontológica de Araçatuba**, 75-79.
- AURORA *et al.* (2018). Finite Element Analysis of Dental Implant Surgical Guides on Fluent. **Science and Technology**, 951-954.
- BANK. (2017). A two level solver for h–p adaptive finite element equations. **Computing and Visualization in Science**, 51–57.
- BARONE E RAZIONALE. (2016). CT segmentation of dental shapes by anatomy-driven reformation imaging and B-spline modelling. **International journal for numerical methods in biomedical engineering**, 1-17.
- BARONE *et al.* (2016). Interactive design of dental implant placements through CAD-CAM technologies: from 3D imaging to additive manufacturing. **International Journal on Interactive Design and Manufacturing**, 105–117.
- BARROS *et al.* (2016). Steps for biomodel acquisition through additive manufacturing for health. **Revista Gaúcha de Odontologia**, 442-446.
- BASSAM *et al.* (2017). A digital approach integrating facial scanning in a CAD-CAM workflow for complete-mouth implant-supported rehabilitation of patients with edentulism: A pilot clinical study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 486-492.

- BEYABANAKI *et al.* (2018). Restoring a Partial Maxillectomy Patient by an Implant-Supported Obturator on Two Implants: A Case Report. **Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences**, 187–192.
- BHARGAV *et al.* (2017). Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. **Journal of biomedical materials research**, 2058-2064.
- BHARGAV *et al.* (2018). Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. **Journal of biomedical materials research b: applied biomaterials**, 2058-2064.
- BHARTI E SINGH. (2017). Three-Dimensional (3D) Printers in Libraries: Perspective and Preliminary Safety Analysis. *Journal of Chemical Education*, 879–885.
- BHUSHAN E CASPER. (2017). An overview of additive manufacturing (3D printing) for microfabrication. **Microsystem Technologies**, 1117–1124.
- Bosch *et al.* (2017). Obtención de modelos cad personalizados de las superficies cortical y trabecular de un fémur humano a partir de imágenes tomográficas. **Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica**, 45-51.
- BROWN. (2007). Maxillary reconstruction. **Indian Journal of Plastic Surgery**, 35-43.
- CALIGNANO *et al.* (2017). Overview on Additive Manufacturing Technologies. **Proceedings of the IEEE**, 593-612.
- CAMPANER *et al.* (2018). Qual é o tratamento de escolha para reabilitação de pacientes maxilectomizados? uma revisão sistemática. **Proceedings of the 12º Encontro do Grupo Brasileiro de Reciclagem em Prótese e Implante/Annual Meeting**, 98.
- CAMPBELL *et al.* (2017). Removable partial dentures: The clinical need for innovation. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 273-280.
- CAMPOS *et al.* (2019). Considerações sobre os tipos de próteses parciais removíveis e seu impacto na qualidade de vida. **Revista Odontológica de Araçatuba**, 15-21.
- CASTOLO *et al.* (2018). Mechanical strength and fracture point of a dental implant under certification conditions: A numerical approach by finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 611-619.
- CASTRO E STOPPA. (2018). Prototipagem 3d aplicada a cirurgias de implantes dentários. **Holos**, 49-58.
- CAVALCANTE *et al.* (2009). Reabilitação bucal imediata após maxilectomia parcial: relato de caso. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**, 33-38.
- CERVINO *et al.* (2018). Fem and Von Mises Analysis of OSSTEM ® Dental Implant Structural Components: Evaluation of Different Direction Dynamic Loads. **The Open Dentistry Journal**, 219-229.
- CHA *et al.* (2018). Designing Personalized Toe Spread ers for Hallux Valgus with Three-Dimensional Scanning and Printing. **Journal of Biomedical Engineering and Biosciences (JBEB)**, 1-6.

- CHACÓN *et al.* (2017). Additive manufacturing of PLA structures using fused deposition Modelling: Effect of process parameters on mechanical properties and their optimal selection. **Materials & Design**, 143-157.
- CHENG *et al.* (2015). Function of obturator prosthesis after maxillectomy and prosthetic obturator rehabilitation. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, 177-183.
- CHOI E KIM. (2015). Clinical Application of Three-Dimensional Printing Technology in Craniofacial Plastic Surgery. **Archive of plastic surgery**, 267–277.
- CICCICÙ *et al.* (2018). FEM Investigation of the Stress Distribution over Mandibular Bone Due to Screwed Overdenture Positioned on Dental Implants. **Materials**, 1-17.
- COELHO *et al.* (2018). Manufatura aditiva por estereolitografia: análise da geometria da peça e da influência da posição e orientação de fabricação. **revista Matéria**.
- COHEN *et al.* (2003). Manual de Implantodontia Clínica. **Porto Alegre: Artmed**.
- CRISTACHE E GURBANESCU. (2017). Accuracy Evaluation of a Stereolithographic Surgical Template for Dental Implant Insertion Using 3D Superimposition Protocol. **International Journal of Dentistry**, 1-9.
- DAVE E KOTHARI. (2019). Design of Process Flow for Dental Prosthesis Using The Concept of Additive Manufacturing. **International Journal of Computer Sciences and Engineering**, 418-423.
- DE SANTIS. (2002). Mechanical properties of tooth structures. **Integrated Biomaterials Science**, 589-599.
- EL-OKI *et al.* (2016). Stress analysis of different designs of distal extension partial dentures with pier abutments: (a finite element analysis). **Egyptian dental journal**, 1-7.
- FAVERO *et al.* (2019). Accuracy of 3D digital modeling of dental arches. **Dental press journal of orthodontics**, 38.e1-7.
- GANERIWALA E ZOHD. (2016). A coupled discrete element-finite difference model of selective laser sintering. **Granular Matter**, 1-15.
- García, Benet y Castillo. (2010). Prótesis dentales y lesiones mucosa en el adulto mayor. **Revista Electronica de las Ciencias Medicas en Cienfuegos**, 37.
- Garica *et al.* (2010). Prótesis dentales y lesiones mucosa en el adulto mayor. **Revista electronica de las ciencias medicas en cienfuegos**, 37.
- GOMES E GONÇALVES. (2017). Comparação entre o Método de Análise Isogeométrica e o Método dos Elementos Finitos. **Tendencias em Matemática Aplicada e Computacional**, 85-103.
- GÖTZBURG *et al.* (2018). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Maxillary Sinus Floor Augmentation with Optimal Positioning of a Bone Graft Block. **Symmetry**, 1-13.
- GOYATA *et al.* (2018). Prótese total e parcial removível na reabilitação de um paciente com síndrome da combinação. **Kulzer GmbH**.

- HASAN *et al.* (2016). Accuracy of Three Dimensional CT Craniofacial Measurements Using Mimics and InVesalius Software Programs. **Journal of Hard Tissue Biology**, 219-224.
- HASSAN *et al.* (2017). Integrating 3D facial scanning in a digital workflow to CAD/CAM design and fabricate complete dentures for immediate total mouth rehabilitation. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, 381-386.
- HUSSAIN E AHMED. (2014). History of dentistry. **Archives of Medicine and Health Sciences**, 106-110.
- HUTTON. (2004). Fundamentals of finite element analysis. **New York: McGraw-Hill**.
- HYUN E RAN. (2019). Developing Fall-Impact Protection Pad with 3D Mesh Curved Surface Structure Using 3D Printing Technology. **Polymers**, 2-14.
- JIMÉNEZ. (2016). Anclajes intramucosos para la retención protésica. **Maxillaris**, 124-134.
- KALIAKIN. (2017). Introduction to approximate solution techniques, numerical modeling, and finite elements methods. **Atlanta: Marcel Dekker, Inc.**
- KHINDRIA *et al.* (2009). Evolution of denture base materials. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, 64-69.
- KHOSRAVI E RANJBAR. (2019). Comparison of geometric modeling of the human pelvic and legs using mimics medical and invesalius with ct-scan and construction of the most optimal output using a 3d printer. **Academic journal of manufacturing engineering**, 36-43.
- KRINITCYN *et al.* (2017). Laminated Object Manufacturing of in-situ synthesized MAX-phase composites. **Ceramics International**, 9241-9245.
- LEE *et al.* (2019). Fabrication of a superhydrophobic surface using a fused deposition modeling (FDM) 3D printer with poly lactic acid (PLA) filament and dip coating with silica nanoparticles. **Applied Surface Science**, 979-991.
- LONG *et al.* (2017). Application of Fused Deposition Modelling (FDM) Method of 3D Printing in Drug Delivery. **Current Pharmaceutical Design**, 433-439.
- MACHADO *et al.* (2018). Influência do desequilíbrio oclusal na origem de lesão cervical não cariiosa e recessão gengival : análise por elementos finitos. **Revista Odontol Bras Central**, 204-210.
- MADENCIE GUVEN. (2015). The finite element method and application in Engineering using ANSYS. **United States: Springer**.
- MALVIN. (2010). John Greenwood, Dentist to President Washington. **California Dental Association Journal** 38, 846-851.
- MALYALA *et al.* (2016). A 3D-printed osseointegrated combined jaw and dental implant prosthesis – a case study. **Rapid Prototyping Journal**, 164–1169.
- MAZZOCHINI *et al.* (2019). Maxilomandibular, restabelecimento da dimensão maxilomandibular em prótese total pela técnica do arco inferior: relato de caso clínico. **Revista Odontológica de Araçatuba**, 13-18.

- MCLELLAND. (2016). The Applications of Cone-Beam Computed Tomography. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 668-679.
- MICHELINAKIS. (2017). The use of cone beam computed tomography and three dimensional printing technology in the restoration of a maxillectomy patient using a dental implant retained obturator. **The Journal of the Indian Prosthodontic Society**, 406–411.
- MIYAZAKI *et al.* (2019). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. **Dental Materials Journal**, 44-56.
- MÖHLHENRICH *et al.* (2017). Simulation of three surgical techniques combined with two different bone-borne forces for surgically assisted rapid palatal expansion of the maxillofacial complex: a finite element analysis. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 1306-1314.
- MOLTENI. (2013). Prospects and challenges of rendering tissue density in Hounsfield units for cone beam computed tomography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, 105-119.
- MOREIRA E SILVA. (2018). Sistema gráfico interativo para ensino de análise estrutural através do método dos elementos finitos. **Revista de Ensino de Engenharia**, 76-87.
- NARRA *et al.* (2013). Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. **Journal of Biomechanics**.
- NORMAN *et al.* (2017). A new chapter in pharmaceutical manufacturing: 3D-printed drug products. **Advanced Drug Delivery Reviews**, 39-50.
- NORMAN *et al.* (2017). A new chapter in pharmaceutical manufacturing: 3D-printed drug products. **Advanced Drug Delivery Reviews**, 39-50.
- OLIVEIRA *et al.* (2018). O uso da Tomografia Computadorizada em Ortodontia. **Revista Ciências e Odontologia**, 14-21.
- OLM *et al.* (2019). On a general implementation of h- and p-adaptive curl-conforming finite elements. **Advances in Engineering Software**, 74-91.
- OSTI *et al.* (2019). CT Conversion Workflow for Intraoperative Usage of Bony Models: From DICOM Data to 3D Printed Models. **Applied sciences**, 1-12.
- PALMIRE *et al.* (2019). Prevalência de sinusopatias maxilares por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico. **International Journal of Clinical & Laboratory Research**, 1-8.
- PARSI *et al.* (2019). Volumetric changes of the upper airway following maxillary and mandibular advancement using cone beam computed tomography. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, 203-210.
- PENIDO *et al.* (2017). IMPRESSÃO 3D: INOVAÇÕES NO CAMPO DA MEDICINA. **Revista Interdisciplinar Ciências Médicas**, 142-162.
- PEREIRA *et al.* (2018). Estado perirradicular e radicular de dentes tratados endodonticamente: estudo piloto utilizando a tomografia computadorizada de feixe cônico. **Revista Rede de Cuidados em Saúde**, 55-64.

- PEREIRA *et al.* (2018). Reabilitação protética oral em paciente oncológico. **Revista da Universidade Vale do Rio Verde**, 1-8.
- QUIJUN *et al.* (2017). Preparation and investigation of controlled-release glipizide novel oral device with three-dimensional printing. **International Journal of Pharmaceutics**, 5–11.
- RADTKE *et al.* (2017). Application of computed tomography and stereolithography to correct a complex angular and torsional limb deformity in a donkey. **The American College of Veterinary Surgeons**, 1131–1138.
- RAJPUT *et al.* (2016). A Brief Chronological Review of Dental Implant History. **International Dental Journal of Students Research**, 105-107.
- RANGANATHA. (2017). Velopharyngeal prosthesis: A case report. **International Journal of Applied Dental Sciences**, 20-22.
- RAYMUND *et al.* (2018). Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. **Angle Orthodontist**, 363-369.
- RECH *et al.* (2015). Utilização da tomografia computadorizada de feixe cônico no diagnóstico odontológico. **Full dentistry in science**, 261-275.
- REVILLA E OZCAN. (2018). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. **Journal of Prosthodontic**, 46–158.
- REVILLA *et al.* (2018). Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. **The international journal of prosthodontics**, 146–158.
- RIBAS *et al.* (2018). Modelagem virtual e processos de fabricação digital como recursos no desenvolvimento de produtos. **LUME**, 379-411.
- RODRIGUES *et al.* (2016). Manufatura aditiva: estado da arte e framework de aplicações. **Gepros gestão da produção, operações e sistemas**, 1-34.
- ROSSI *et al.* (2018). Additive Manufacturing Technologies: 3D Printing in Organic Synthesis. **Wiley online library**, 1512 – 1525.
- RUPINDER *et al.* (2018). Mechanical properties of bio compatible functional prototypes for joining applications in clinical dentistry. **International Journal of Production Research**, 7330–7340.
- SALDANHA *et al.* (2017). Osteotomia segmentar posterior da maxila com finalidade protética: relato de caso. **Encontro de Extensão, Docência e Iniciação Científica (EEDIC)**.
- SAN JOSÉ *et al.* (2017). Dental measurements and Bolton index reliability and accuracy obtained from 2D digital, 3D segmented CBCT, and 3d intraoral laser scanner. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry** , 1466-1473.
- SANTOS *et al.* (2016). Reabilitação com prótese obturadora após maxilectomia parcial: relato de caso. **Revista Odontológica de Araçatuba**, 52-66.

- SANTOS *et al.* (2017). Design and development of a customised kneepositioning orthosis using low cost 3D printers. **Virtual and Physical Prototyping**, 322–332.
- SINGIRESO. (2018). The element method in engineering. **United States: Butterworth heinemann.**
- SINGIRESU. (2018). The Finite Element Method in Engineering. **Oxford: butterworth heinemann.**
- SISTEMA Gráfico interativo para ensino de análise estrutural através do método dos elementos finitos. (2018). **Revista de Ensino de Engenharia**, 76-87.
- SOBOTTA. (2000). Atlas de Anatomia Humana. **Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.**
- TAMI *et al.* (2019). Hounsfield Unit. **StatPearls.**
- TANER *et al.* (2018). Volumetric and three-dimensional examination of sella turcica by cone-beam computed tomography: reference data for guidance to pathologic pituitary morphology. **Via Medica Journals**, 517–523.
- TORRES *et al.* (2008). CAD / CAM dental systems in implant dentistry: Update. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal**, 141-145.
- TUAN *et al.* (2017). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. **Composites**, 172–196.
- TURKYILMAZ. (2019). Keys to achieving successful restoratively-driven implant placement with CAD/CAM surgical guide: A technical note. **Journal of Stomatology, Oral and Maxillofacial Surgery**, 462-466.
- VANDENBERGHE. (2018). The digital patient – Imaging science in dentistry. **Journal of Dentistry**, S21-S26.
- VANDERLEI *et al.* (2019). Implantodontia: Histórico, Evolução e Atualidades. **Revista multidisciplinar e de psicologia**, 36-48.
- VARSHNEY *et al.* (2019). Retention and patient satisfaction with bar-clip, ball and socket and kerator attachments in mandibular implant overdenture treatment: An in vivo study. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, 49-57.
- VASCO *et al.* (2016). Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes. **Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería**, 1-6.
- VELÁZQUES *et al.* (2019). Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. **Journal of Dentistry**, 1-6.
- VIEIRA E OLIVEIRA . (2017). Finite Element Evaluation of Stable Fixation in Combined Mandibular Fractures. **American Association of Oral and Maxillofacial SurgeonsJ Oral Maxillofac Surg**, 2399-2410.
- WAHEED *et al.* (2016). 3D printed microfluidic devices: enablers and barriers. **The Royal Society of Chemistry**, 1993-2013.

- WANG *et al.* (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. **Composites**, 442-458.
- WANG *et al.* (2017). Developing Customized Dental Miniscrew Surgical Template from Thermoplastic Polymer Material Using Image Superimposition, CAD System, and 3D Printing. **BioMed Research International**, 1-8.
- YOUNG. (2000). The finite element method Using matlab. **Washington, D.C.: CRC Press**.
- ZAREI *et al.* (2016). Assessing the Effect of Dental Implants Thread Design on Distribution of Stress in Impact Loadings Using Three Dimensional Finite Element Method. **Journal of Dental Biomaterials**, 234-240.
- ZOHRABIAN *et al.* (2015). Embryology and Anatomy of the Jaw and Dentition. **Seminars in Ultrasound, CT and MRI**, 397-406.

ANEXO A. COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DE TENSÃO NO SOFTWARE ANSYS® NA MANDÍBULA.

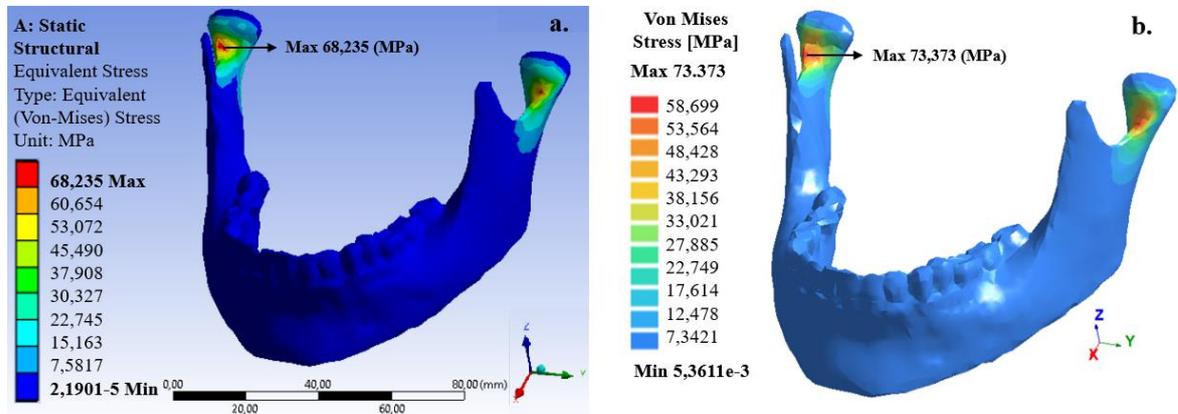


Figura A.1 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

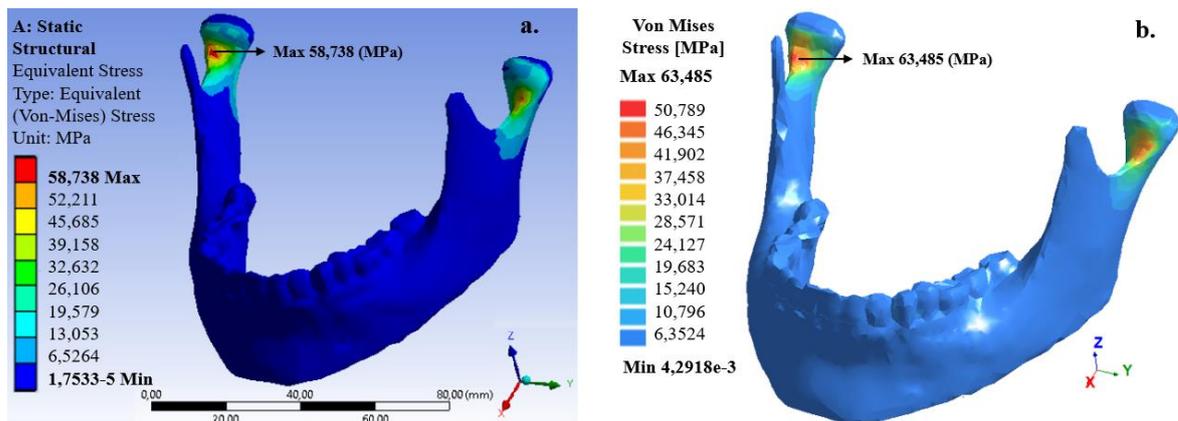


Figura A.2 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

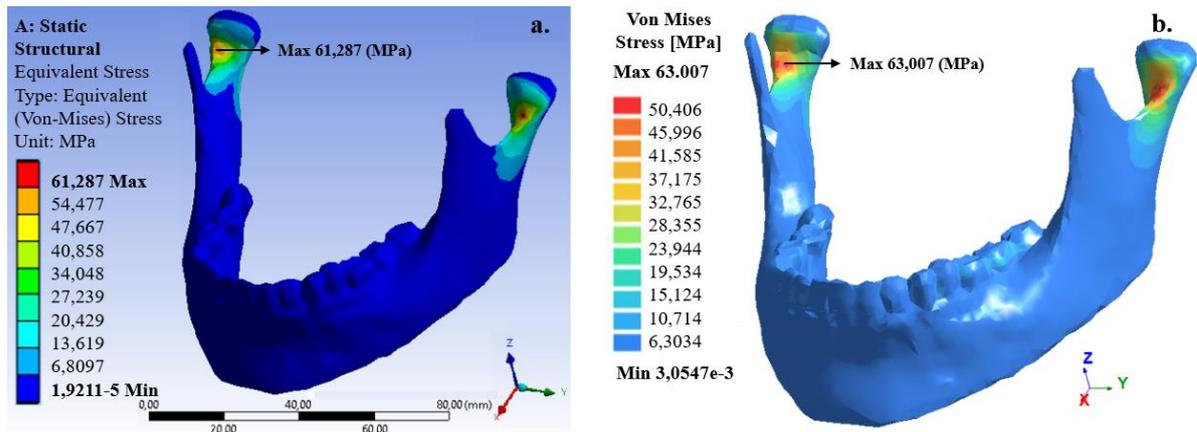


Figura A.3 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

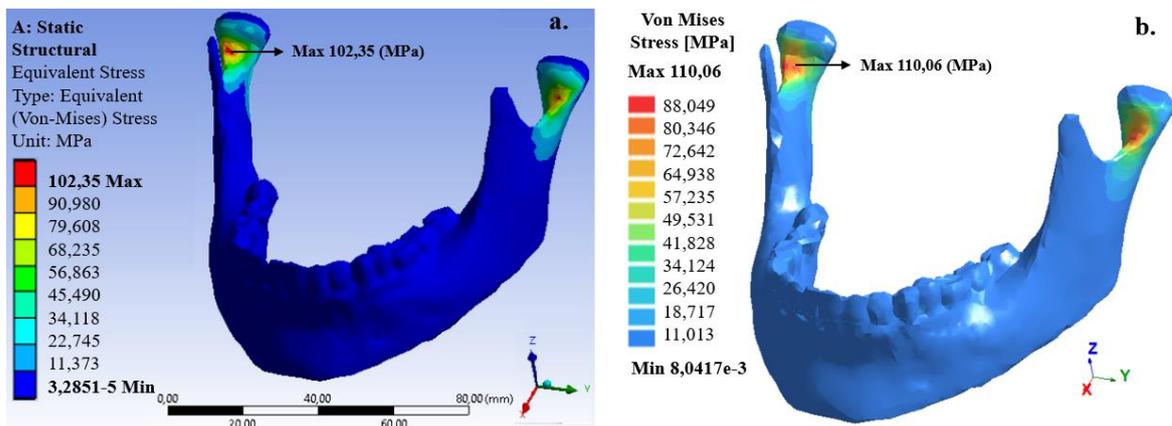


Figura A.4 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

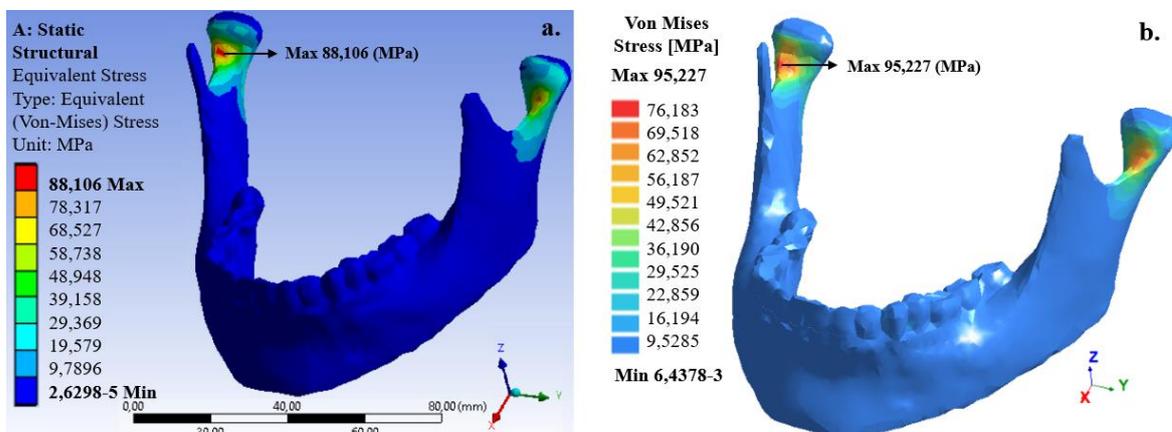


Figura A.5 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

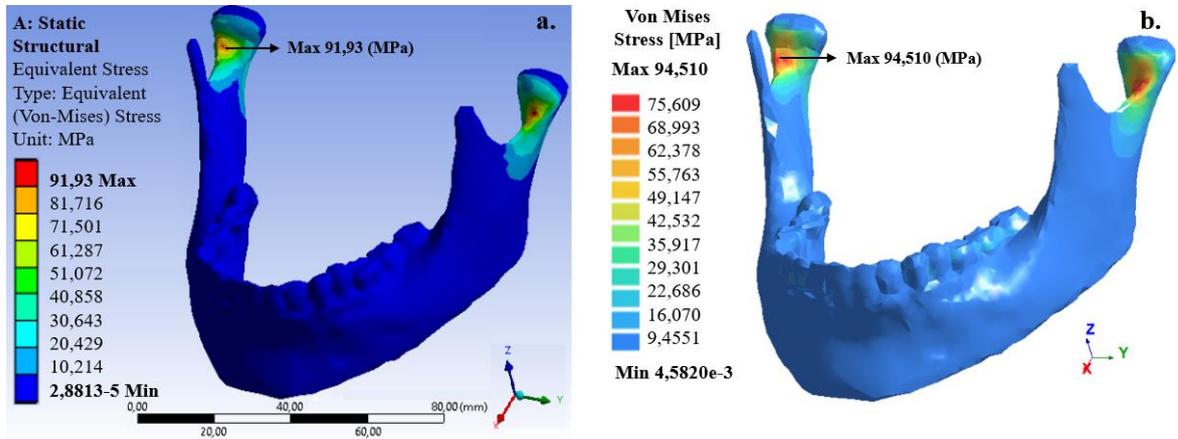


Figura A.6 - Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

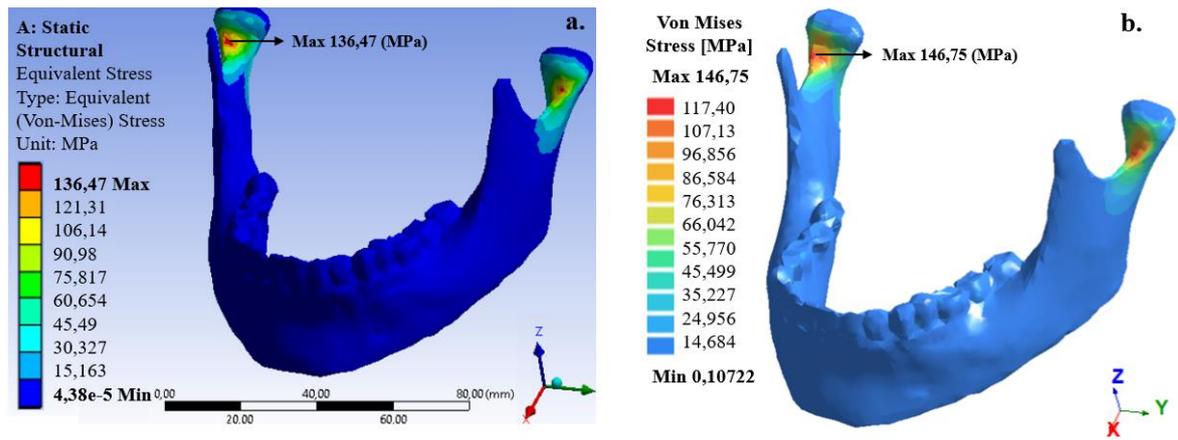


Figura A.7-Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

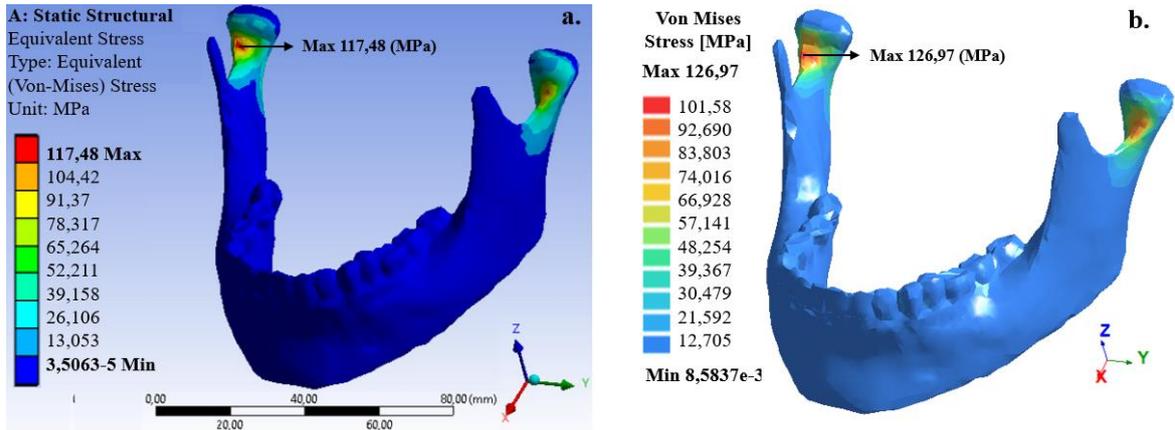


Figura A.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

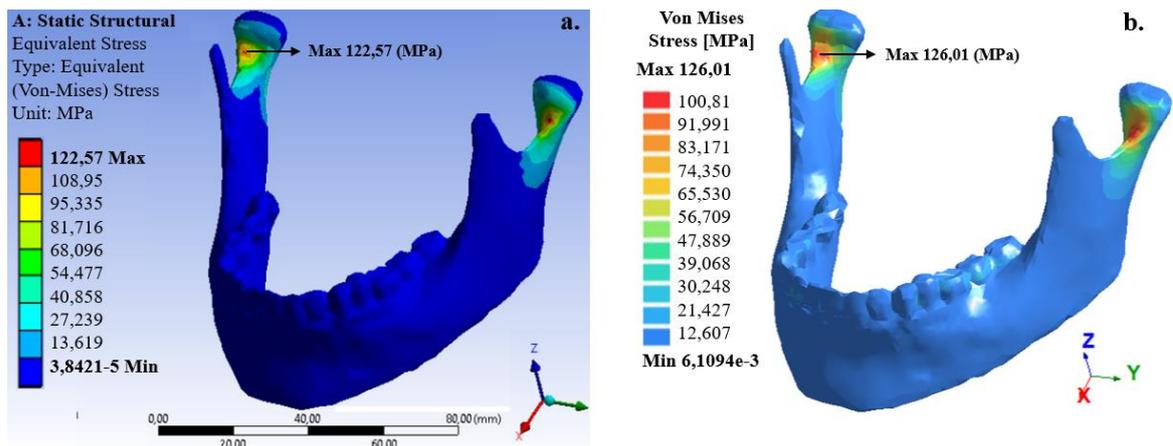


Figura A.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software ANSYS® e (b) software SimSolid®.

ANEXO B- COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DA TENSÃO NO SOFTWARE SOLIDWORKS® NA MANDÍBULA.

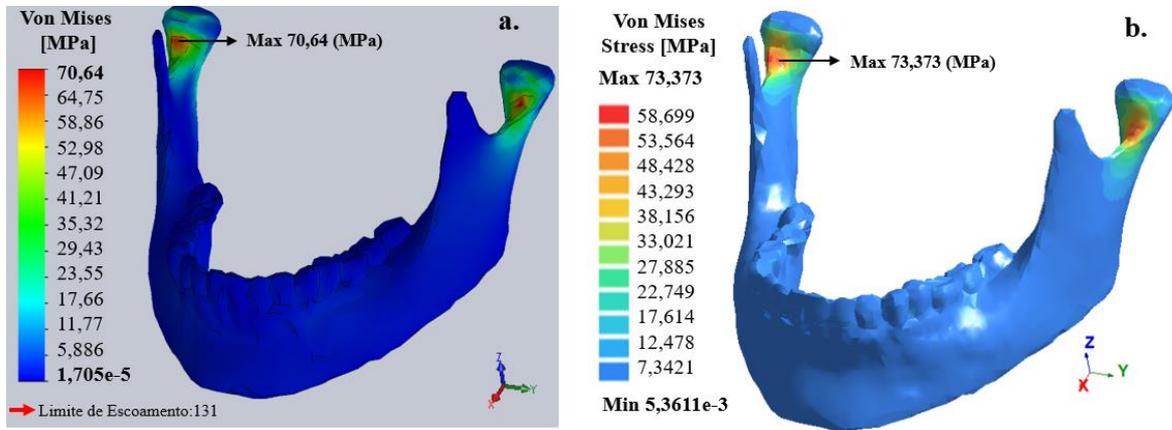


Figura B.1- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

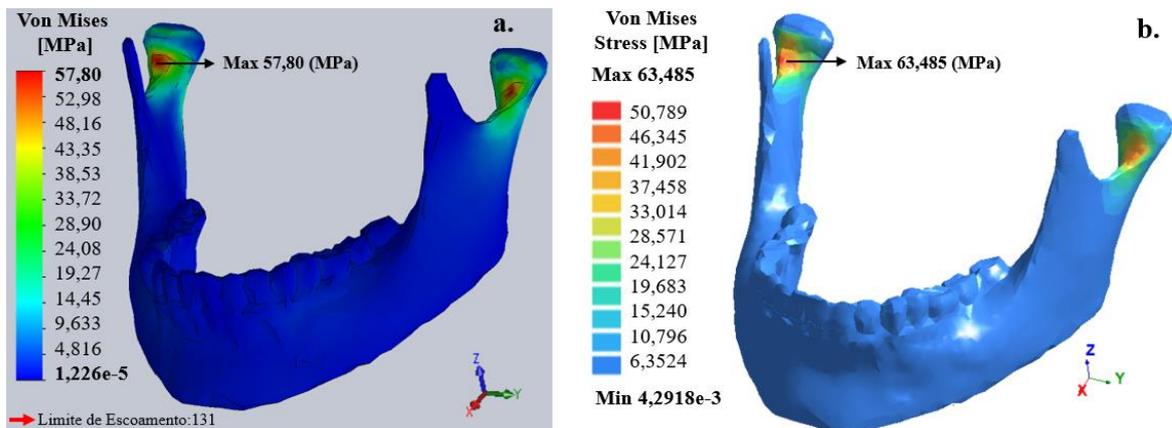


Figura B.2- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

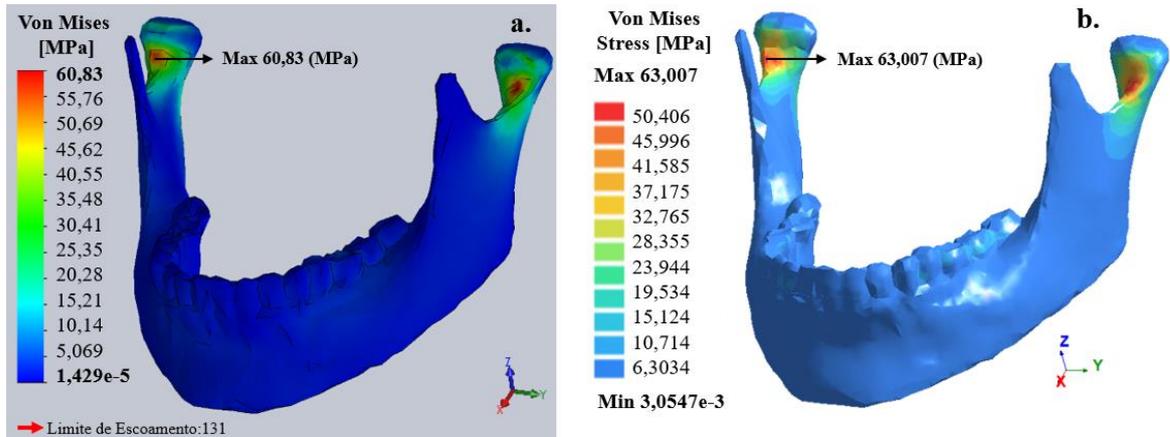


Figura B.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

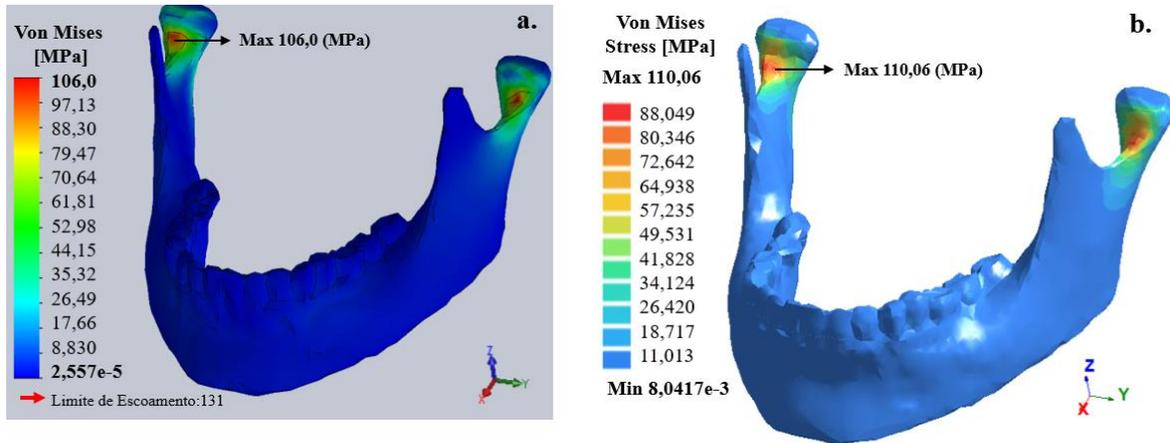


Figura B.4- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

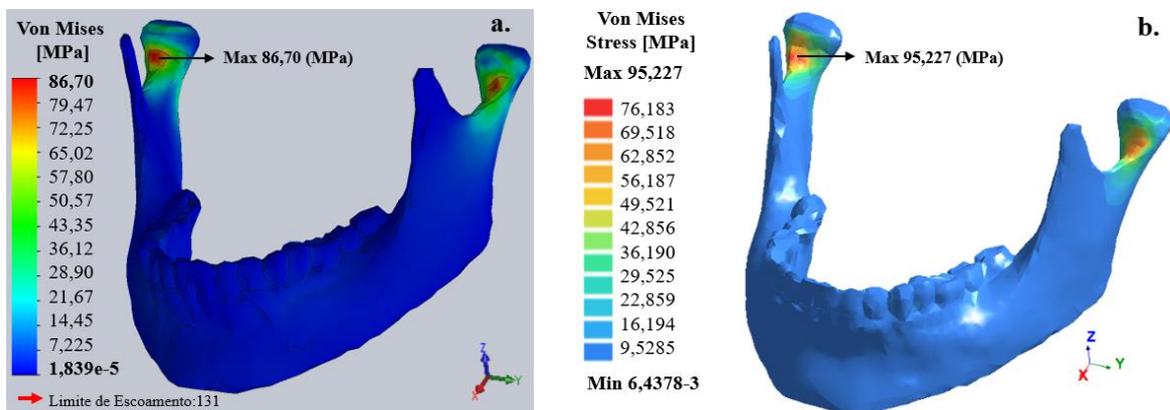


Figura B.5- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

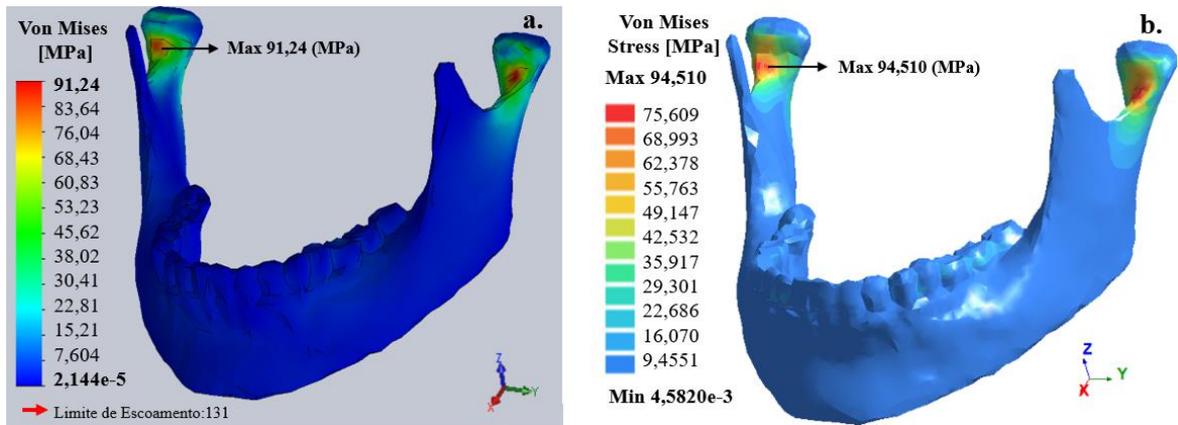


Figura B.6- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

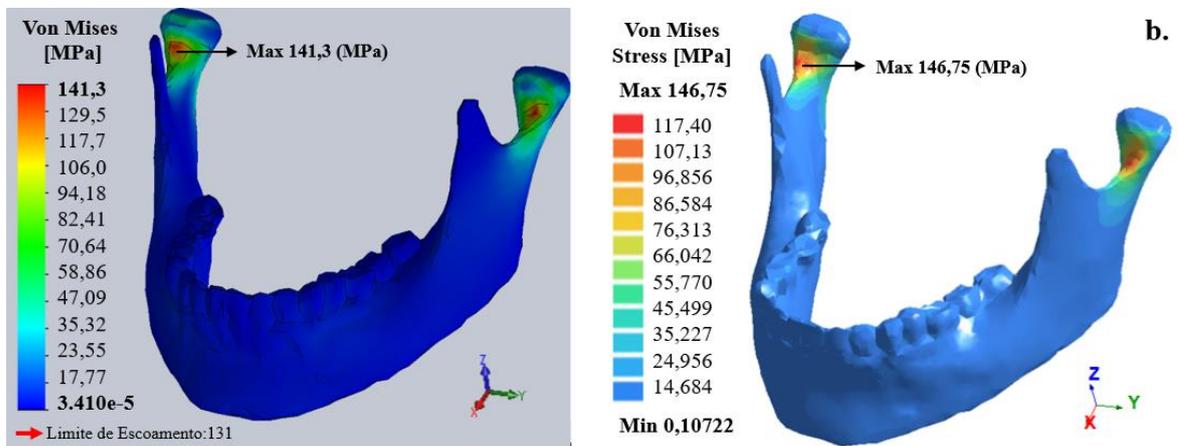


Figura B.7- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

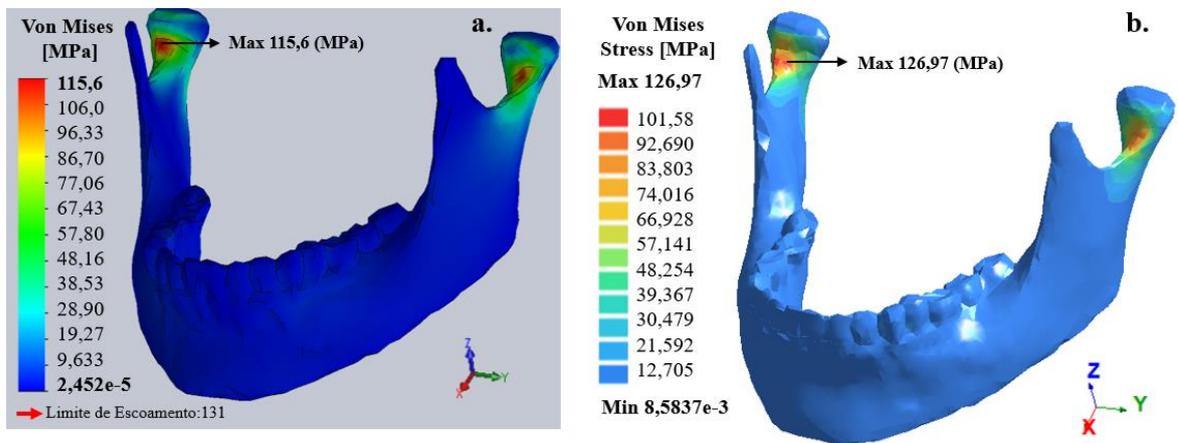


Figura B.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

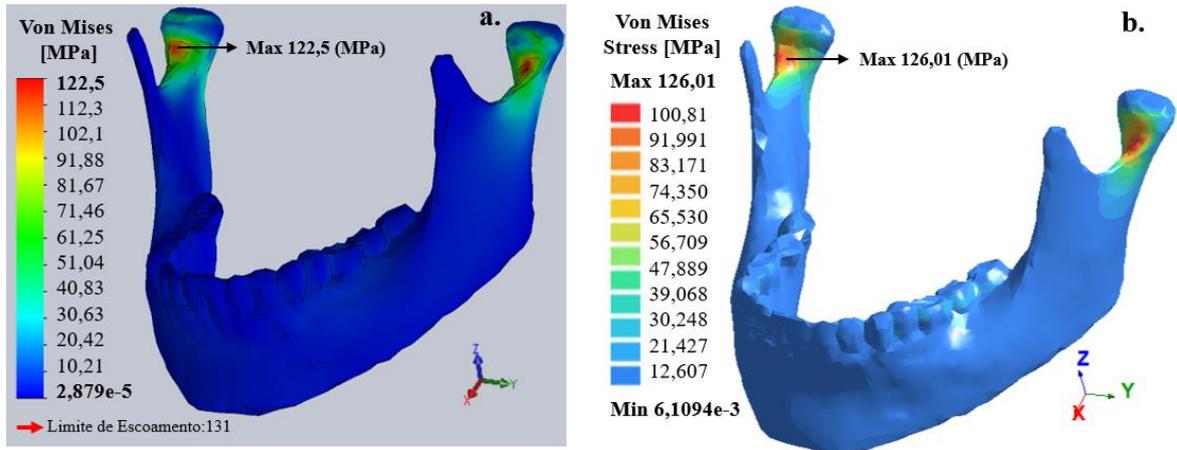


Figura B.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software SolidWorks® e (b) software SimSolid.

ANEXO C- COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DA TENSÃO NO SOFTWARE INVENTOR® NA MANDÍBULA.

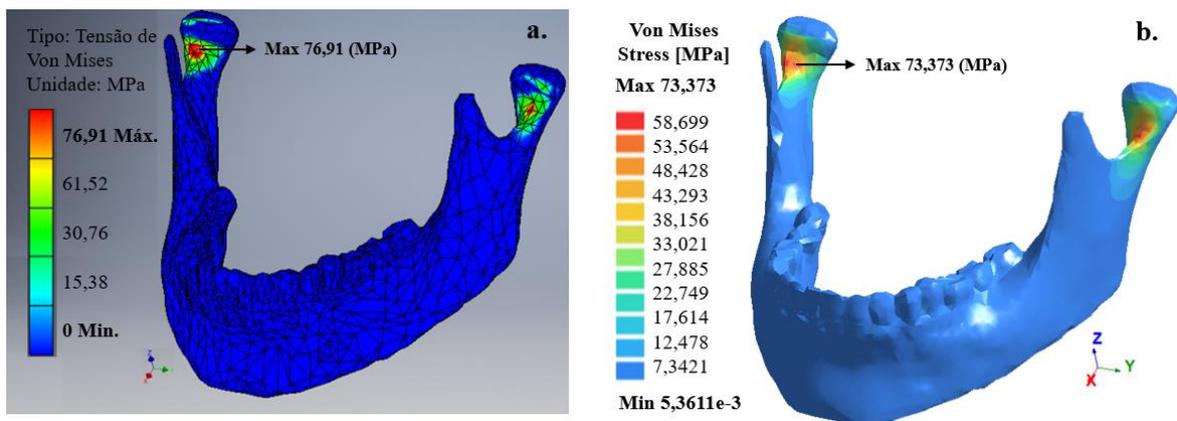


Figura C.1- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

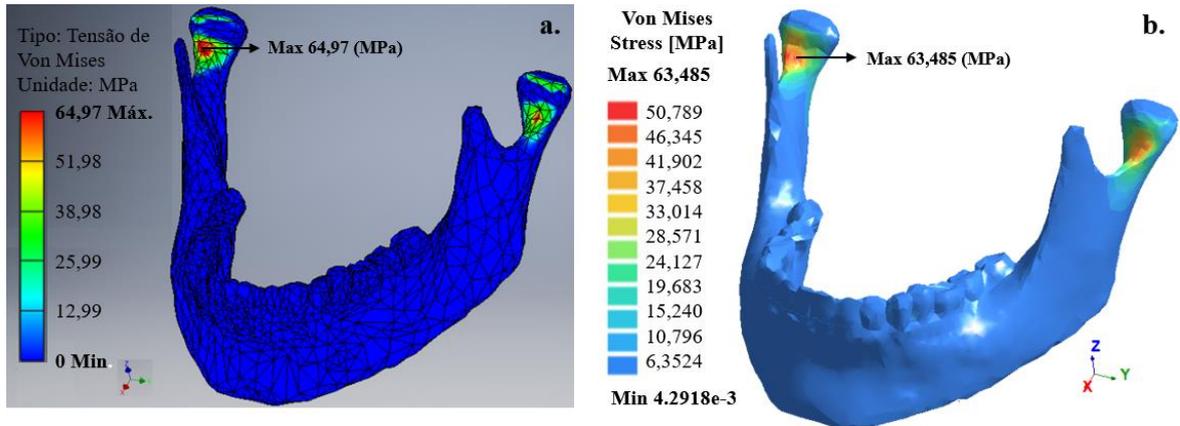


Figura C.2- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

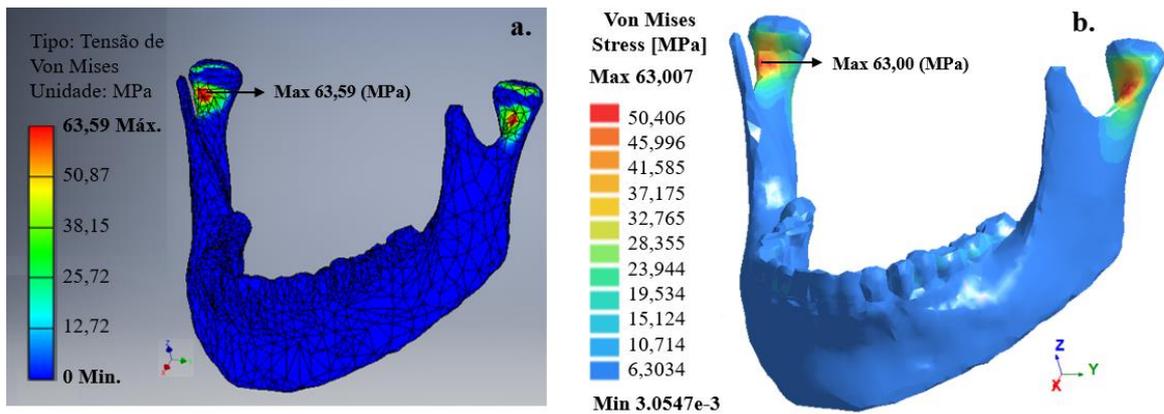


Figura C.3- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 100 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

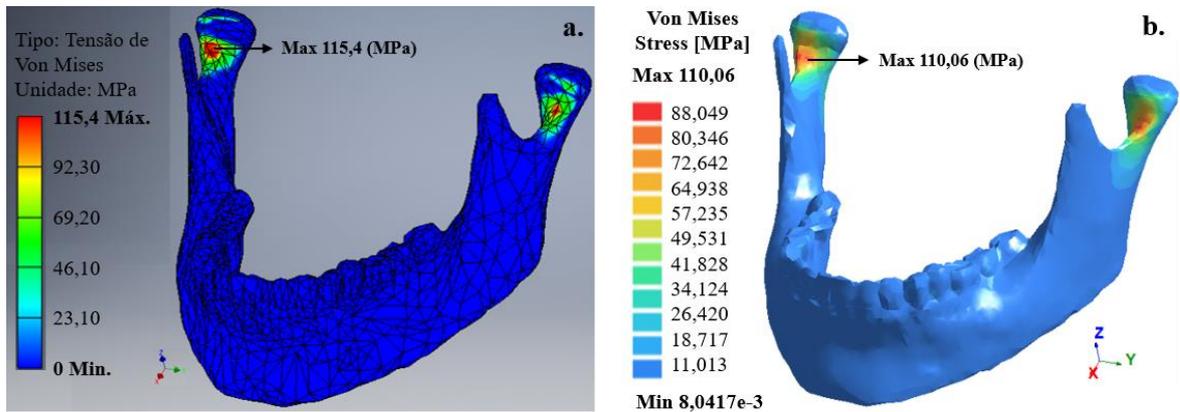


Figura C.4- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

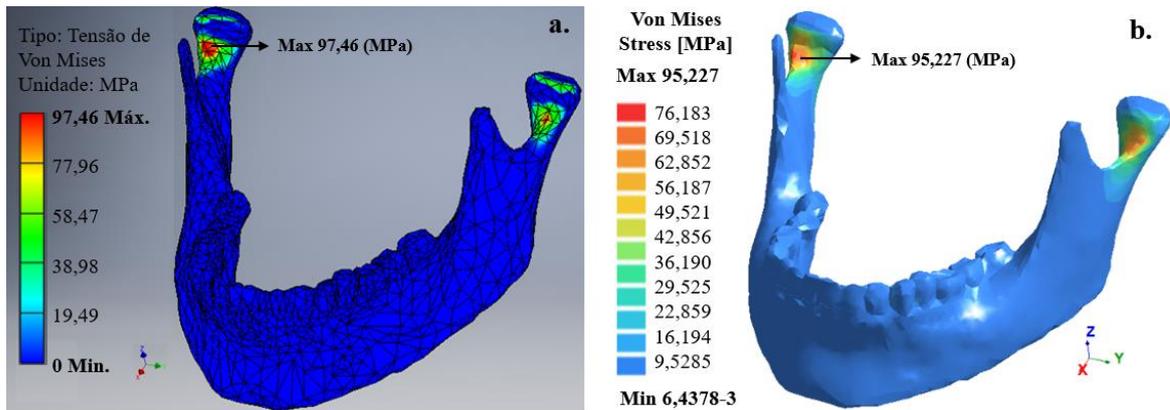


Figura C.5- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

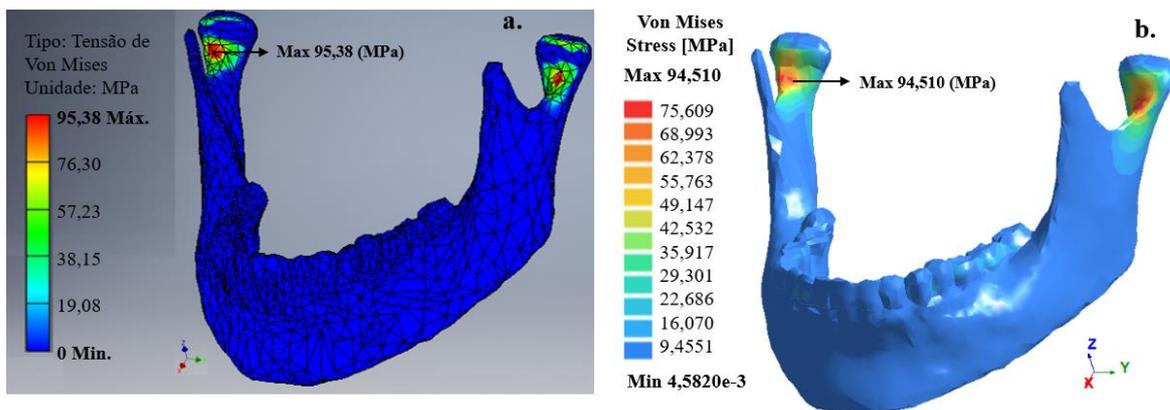


Figura C.6- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 150 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

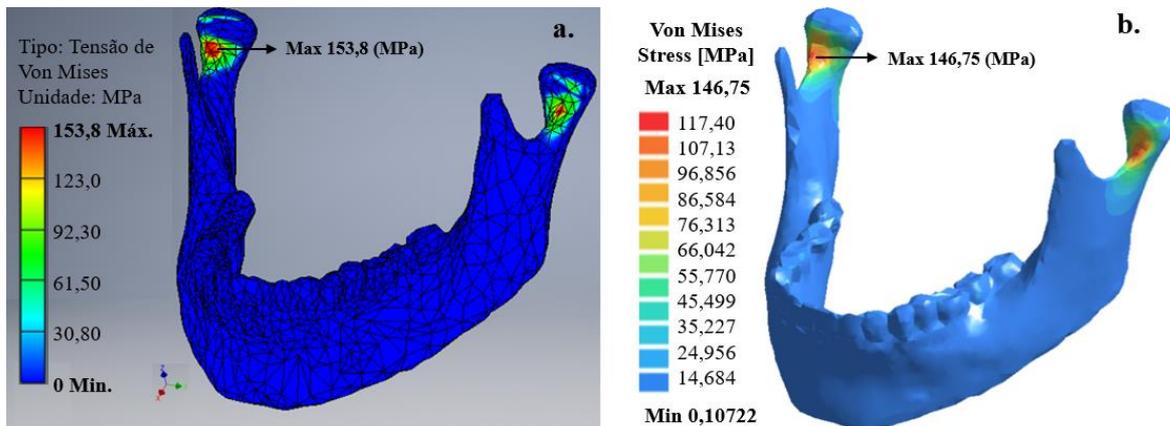


Figura C.7- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária completa: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

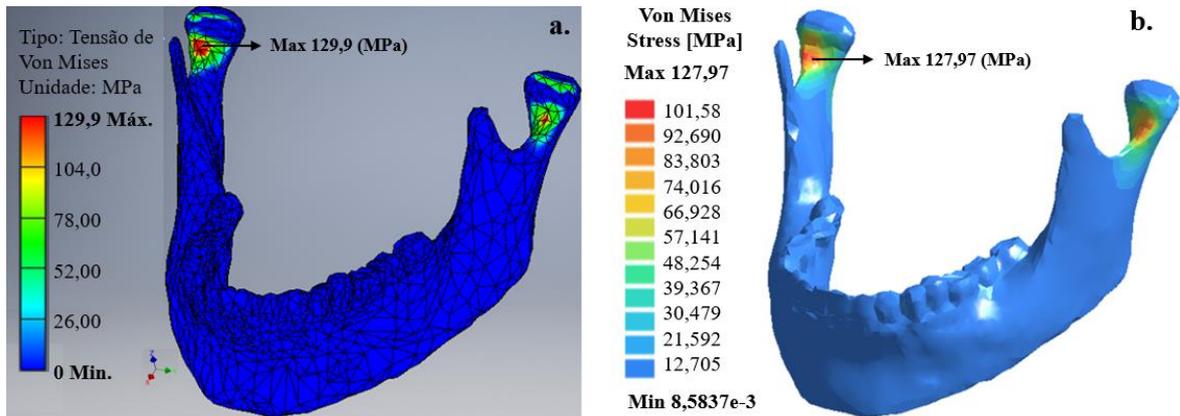


Figura C.8- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral (Direita e esquerda): (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

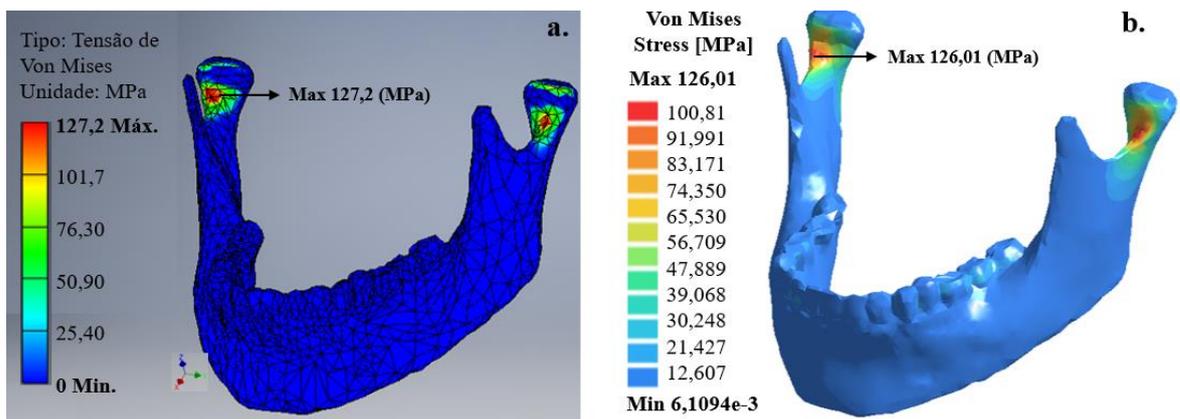


Figura C.9- Comparação dos resultados da concentração da tensão na mandíbula para uma carga de 200 N com uma distribuição de forças na área dentária lateral direita: (a) software Inventor® e (b) software SimSolid.

ANEXO D- RESULTADOS DA CONCENTRAÇÃO DA TENSÃO NO SOFTWARE SIMSOLID® NO ESQUELETO FACIAL.

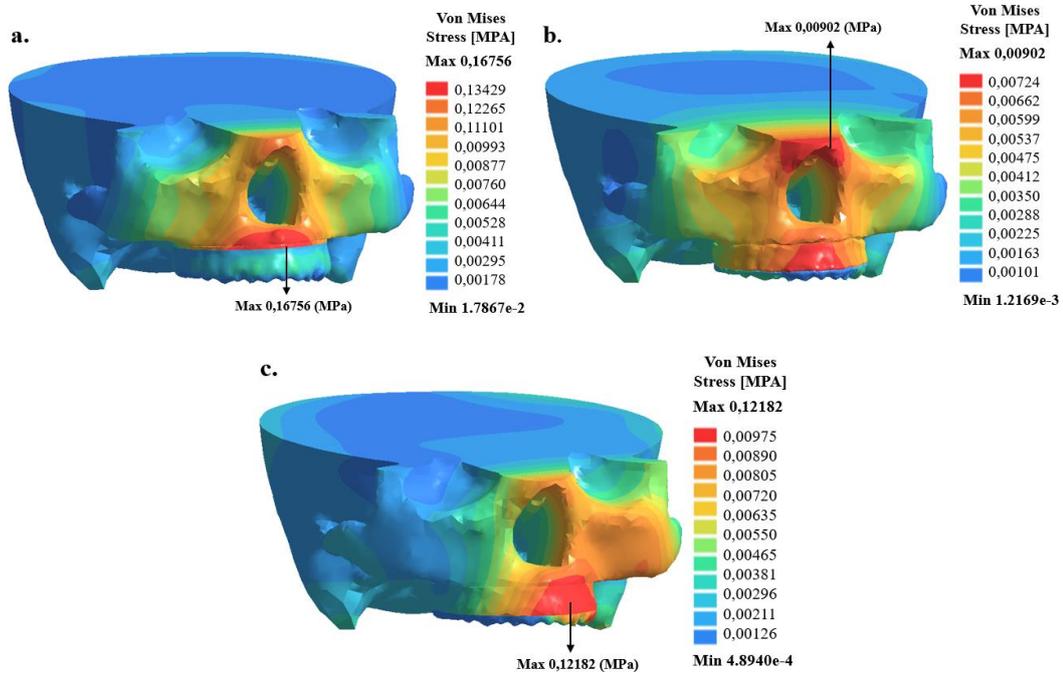


Figura D.1- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 50 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.

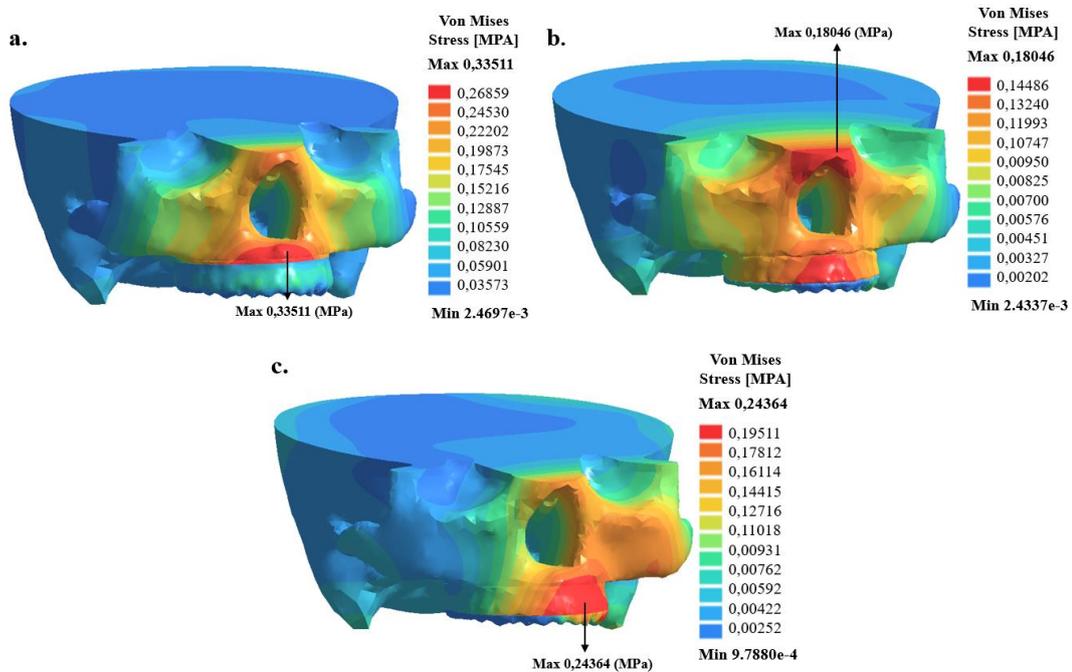


Figura D.2- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 100 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.

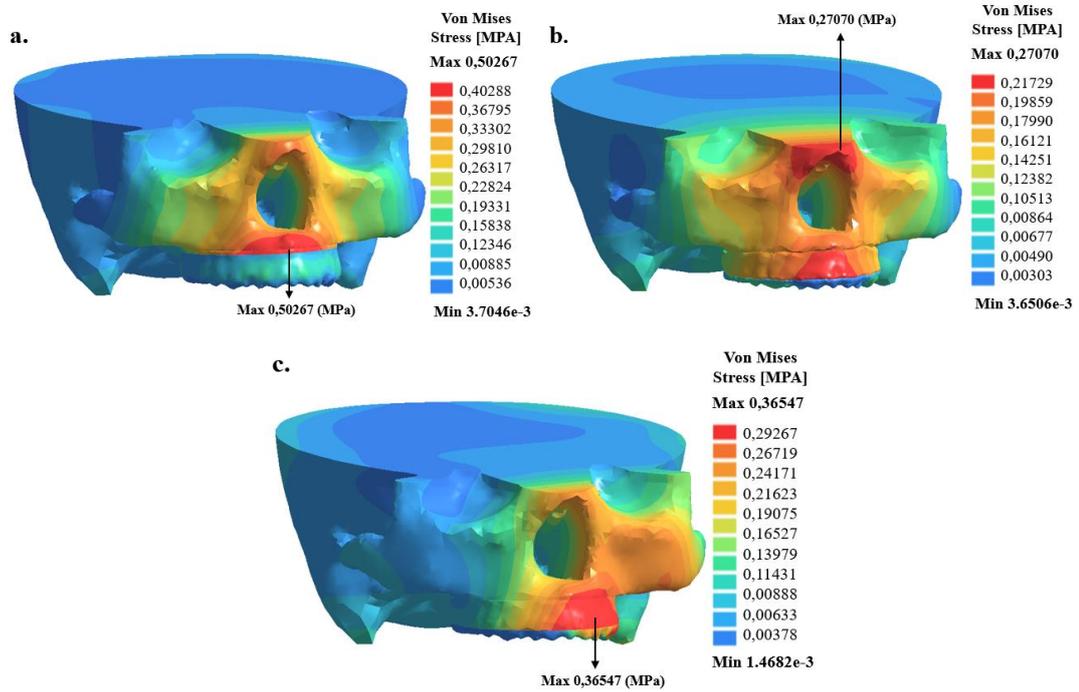


Figura D.3- Resultados da concentração de tensão para uma carga de 150 N com uma distribuição de força nas áreas: (a) área total da mucosa, (b) área lateral da mucosa (direita e esquerda) e (c) área lateral direita da mucosa.