ROBERTA BEZERRA PONTES

Análise por meio de elementos finitos das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implantorretida através dos sistemas de retenção *O'ring* e magneto

São Paulo

2016

ROBERTA BEZERRA PONTES

Análise por meio de elementos finitos das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implantorretida através dos sistemas de retenção *O'ring* e magneto

Versão corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas para obter o título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Prótese Buco-Maxilo-Facial

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

São Paulo

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catalogação da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Pontes, Roberta Bezerra.
Análise por meio de elementos finitos das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implantorretida através dos sistemas de retenção O'ring e magneto / Roberta Bezerra Pontes ; orientador Beatriz Silva Câmara Mattos -- São Paulo, 2016.
93 p. : fig., 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Buco-Maxilo-Facial. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
Versão corrigida.

1. Método dos elementos finitos - odontologia. 2. Implantes dentários. 3. Prótese obturadora. 4. Retenção de prótese. I. Mattos, Beatriz Silva Câmara. II. Título.

Pontes RB. Análise por meio de elementos finitos das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implantorretida através dos sistemas de retenção *O'ring* e magneto. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 20/09/2016

Banca examinadora

Dr(a). Andrea Alves de Sousa

Instituição: FOSP Julgamento: Aprovada

Prof(a).Dr(a). Andréa Lusvarghi Witzel

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovada

Prof(a). Dr. Fernando Neves Nogueira

Instituição: FOUSP Julgamento: Aprovada

Aos meus pais, Thereza Luiza e José (*in memoriam*) por terem me dado valores, educação e me incentivado sempre. Hoje entendo o tanto que renunciaram para que eu pudesse realizar os meus sonhos, sou afortunada e agora tenho a alegria de partilhar essa conquista com vocês. Se sempre tive coragem de avançar, é porque sabia que tinha a vocês para me proteger. Painho, como eu queria que o senhor estivesse aqui! Onde quer que esteja, sempre terá meu amor eterno, é triste que a vida tenha te tirado de mim antes que eu pudesse compreender toda a imensidão do seu amor! Mainha, obrigada, obrigada e obrigada. É impossível transpor em palavras o real significado da sua presença e influência em minha vida! Conosco nada é morno, nada é pouco, tudo é intenso!

A minha irmã Renata, ou seria irmãe? Incrível como você tira toda a insegurança que teima em aparecer no meu caminho. Obrigada pela sua contribuição, carinho, apoio e amor.

Ao meu irmão, Junior, somos vencedores.

Sempre que leio esse provérbio, não tem como não pensar na nossa família:

“Quando não souberes para onde ir, olha para trás e sabe pelo menos de onde vens”

Má, meu amor, sem você nada faria sentido! Obrigada pela sua paciência e seu apoio incondicional. Você soube percorrer essa trajetória fornecendo a tranquilidade que eu precisava. Desculpe pela ausência e pelos momentos de destempero. Quando a vida me fez encontrar você, consegui entender o real significado de destino! Eu te amo!

Aos meus queridos, Meire e Marcelo, enxergo em vocês um orgulho que teriam por uma filha, obrigada!

A minha orientadora, Prof^{a} Dr$^{a.}$ Beatriz Câmara Silva Mattos, ou simplesmente Bia, pela aposta em uma incógnita. Obrigada por ter se arriscado e aberto as portas para mim. Você me fez ver que há mais que projetos e resultados por trás de uma dissertação, mas vidas humanas!

A minha grande velha amiga Dra. Andrea Alves de Sousa, há amizades que só acrescentam e você é uma delas. Sabe como é, né, Deus sabe o que une!

A família que Deus colocou na minha vida em forma de amigos: Dempsey, Fabia, Inês, Débora, Marcela, Marília e Alberto (Billy), desculpem minha ausência, foi por um bom motivo. E lembrem-se, se vocês sentiram minha falta, eu senti muito mais a de vocês!

A minha fiel escudeira, Miriã Lopes Aragão, seu comprometimento comigo, tomando conta do meu consultório e do meu dia a dia foram essenciais. Sua ajuda foi fundamental.

A minha turma de mestrado, Andrea, Rennan e Lucas, pelos momentos juntos. Obrigada por dividirem comigo as angustias e alegrias, além de terem deixado a "tia" mais jovem.

A todos amigos que ganhei no Departamento, Agda, que forma comigo uma dupla de sucesso no consultório. Paulo, Ivan, Tati, Jairo, Meg, Lívia, Ricardo, Giorgia, Marina, Valéria e claro a Carlinha, que chegou por último, mas já conquistou minha amizade.

Aos professores Profª. Drª. Cleusa Campanini, Profª. Drª. Neide Pena Coto, Profª Drª. Márcia André, Prof. Dr. Antonio Carlos Sabóia e Prof. Dr. Dorival Pedroso da Silva, que me premiaram com ensinamentos, orientações e amizade.

Aos funcionários do Departamento de Cirurgia, Traumatologia e Prótese Bucomaxilofaciais, Edison, Alzira, Ana, Paulo e Genivaldo, vocês são a retaguarda. Belira, obrigada por esclarecer minhas dúvidas com paciência.

AGRADECIMENTOS

À Profª Drª Beatriz Silva Câmara Mattos, obrigada pela oportunidade e ensinamentos.

Ao Dr. Jorge Mulatinho da empresa Dentoflex Comércio e Indústria de Materiais Odontológicos Ltda., que forneceu os modelos tridimensionais de implantes, *O'rings* e UCLAS, viabilizando esse trabalho.

Ao Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva, chefe da Divisão de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, ao Dr. Pedro Noritomi e Dr. Daniel Takanori Kemmoku que contribuíram para elaboração e realização deste trabalho. Em especial à Thais Braga Baker, sua dedicação, paciência e comprometimento foram fundamentais.

À Dra. Andrea Alves de Sousa por confiar e me apresentar um novo mundo na Odontologia.

“Ninguém é tão grande que não possa aprender, nem tão
pequeno que não possa ensinar”
Ésopo

“E aprendi que se depende sempre
De tanta, muita, diferente gente
Toda pessoa sempre é as marcas
das lições diárias de outras tantas pessoas.
É tão bonito quando a gente entende
Que a gente é tanta gente
Onde quer que a gente vá.
É tão bonito quando a gente sente
Que nunca está sozinho
Por mais que pense estar…”
(Caminhos do coração - Gonzaguinha)

RESUMO

Pontes RB. Análise por meio de elementos finitos das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implantorretida através dos sistemas de retenção *O'ring* e magneto [dissertação]. São Paulo. Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

A Análise de Elementos Finitos (AEF) vem sendo utilizada em diversos trabalhos na Odontologia, pois possibilita que o estudo *in vitro* simule uma situação clínica real. Neste estudo utilizou-se a Análise de Elementos Finitos para avaliar as tensões geradas por prótese total obturadora maxilar Classe II de Okay retida por implantes e utilizando os sistemas de retenção *O'ring* e magneto. Avaliaram-se as tensões geradas no tecido ósseo, gengivo-mucoso e barras metálicas após a aplicação de cargas nas mesas oclusal e incisal. A Análise de Elementos Finitos foi realizada empregando-se um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de um indivíduo edentado adulto, onde se simulou uma perda óssea condizente com uma maxilectomia, simulando a Classe II de Okay. Foram posicionados quatro implantes na maxila, na região de incisivo lateral, canino, segundo pré-molar e primeiro molar esquerdos, todos unidos por barra metálica onde se instalaram os sistemas de retenção escolhidos para esse estudo. Utilizou-se o programa Rhinoceros® versão 5.0 para gerar o modelo BioCAD 3D, onde foram incorporados os modelos CAD dos implantes, UCLAS e dos sistemas de retenção, obtendo-se dois modelos, Modelo 1, *O'ring* e Modelo 2, magneto. A malha de elementos finitos foi gerada pelo programa Ansys® e nela foi aplicada uma força de 80 N na plataforma oclusal e 35 N na plataforma incisal, simultaneamente. Foi realizada uma análise qualitativa, correspondente à escala de tensão máxima principal e os valores quantitativos expressos em MPa. O deslocamento da prótese obturadora, no sentido da região sem suporte ósseo, foi maior no Modelo 1, *O'ring.* A mucosa de revestimento, o osso cortical e o osso medular sofreram tensões de tração e compressão que variaram de acordo com o sistema de retenção utilizado, sendo que o Modelo 2, magnetos, transferiu mais tensões para essas estruturas. O Modelo 2, magnetos, apresentou tensões na região cervical de três implantes, enquanto o Modelo 1, *O'ring,* apresentou somente em um implante. A barra metálica com retenções do tipo magneto sofreu tensões equivalentes de von Mises com valores semelhantes a barra metálica com *O'ring*, no entanto a área envolvida foi maior em

abrangência. Baseando-se nos resultados apresentados neste estudo, a utilização de ambos sistemas de retenção é indicada para reabilitação com próteses obturadoras implantorretidas, no entanto o modelo que utilizou retenção com *O'ring*, apresentou comportamento biomecânico mais favorável para esse tipo de reabilitação.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Prótese obturadora. Implante. *O'ring*. Magneto.

ABSTRACT

Pontes RB. Finite elements analysis of bone stress generated by an implant retained maxillary obturator prosthesis with Ball/O'ring and magnetic attachment [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida

The Finite Elements Analysis (FEA) has been used in several studies in Dentistry, as it allows that an *in vitro* study simulates a clinical scenario. In this study the Finite Element Analysis was used to evaluate the bone stress generated by an Okay Class II obturator implant retained prosthesis having Ball/O'ring and magnetic attachment. The tensions generated over bone, soft tissue and metallic bars were evaluated after applied loads which simulated the masticatory activity. The Finite Elements Analysis, were done utilizing a digital model developed from a computer tomography of an adult subject, where it was simulated a bone loss in accordance with a maxillectomy, simulating an Okay Class II. Four implants were set in the left maxilla, on the lateral incisor, canine, second premolar and first molar, all linked by a metallic bar where the retention system chosen for this study was installed. The Rhinoceros® program, version 5.0 was used to generate the BioCAD 3D model, where the implant CAD models, UCLAS and retention systems were incorporated, obtaining two models, Model 1, Ball/O'ring and Model 2, magnetic attachment. The finite elements mesh was generated by Ansys® program and an 80 N force was applied over it on the occlusal platform and 35 N on the incisal platform. A qualitative analysis was performed, corresponding to the maximum main stress and the quantitative values expressed on MPa. The obturator prosthesis movement in the direction of the area without the bone support was greater on the Model 1, O´Ring. The soft tissue, the cortical and medullar bones suffered compression and tensions which variated according with the retention system used, the Model 2, magnetic attachment, was the one transferring more stress to these structures. The Model 2, magnetic attachment, presented tensions on the cervical region at 03 implants, while the Model 1, Ball/O'ring, presented only at one implant. The metallic bar with magnetic attachment suffered von Mises equivalent tensions with similar values to the metallic bar with Ball/O'ring, however it covered a greater area. Based on the results obtained in this study, the use of both retention systems is indicated in the rehabilitation with implant retained obturator prosthesis,

though the Model 1, Ball/O'ring, presented a biomechanical behavior more suitable to this type of rehabilitation.

Keywords: Finite elements analysis, Obturator prosthesis. Implant. Ball/O'ring. Magnetic attachment.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay - vista vestibular...51

Figura 4.2 - Modelos tridimensionais dos implantes e UCLAS - Dentoflex® Simplificação 52

Figura 4.3 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com fresagem para colocação dos implantes - vista oclusal.....53

Figura 4.4 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com implantes posicionados - vista oclusal 53

Figura 4.5 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento - vista vestibular.....54

Figura 4.6 - Modelo tridimensional de barra metálica com sistema de retenção *O'ring* Modelo 1 - em quatro vistas.....55

Figura 4.7 - Modelo tridimensional de barra metálica com sistema de retenção magneto - Modelo 2 - em quatro vistas.....55

Figura 4.8 - Modelo tridimensional da barra metálica com *O'ring*s/cápsulas em posição nos implantes - Modelo 1 - em quatro vistas 56

Figura 4.9 - Modelo tridimensional da barra metálica com magnetos em posição nos implantes - Modelo 2 - em quatro vistas 56

Figura 4.10 - Geometria do sistema de retenção *O'ring* em posição na maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento - Modelo 1 - vista vestibular. 57

Figura 4.11 - Geometria do sistema de retenção magneto em posição na maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento - Modelo 2 - vista vestibular 57

Figura 4.12 - Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar e barra metálica com *O'rings* - Modelo 1 em quatro vistas 58

Figura 4.13 - Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar e barra metálica com magnetos - Modelo 2 - em quatro vistas..... 58

Figura 4.14 - Geometria completa da prótese obturadora implantorretida com sistema de retenção *O'ring* - Modelo 1 - em quatro vistas..... 59

Figura 4.15 - Geometria completa da prótese obturadora implantorretida com sistema de retenção magneto - Modelo 2 - em quatro vistas 59

Figura 4.16 - Geometria completa Modelo 1 com a malha de elementos finitos 60

Figura 4.17 - Geometria completa Modelo 2 com a malha de elementos finitos 61

Quadro 4.1 - Módulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson para os diferentes materiais 62

Figura 5.1 - Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila. Modelo 1 - vista oclusal 63

Figura 5.2 - Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista vestibular 64

Figura 5.3 - Campo de tensão von Mises sobre a barra metálica do Modelo 1 de elementos finitos - vista oclusal 64

Figura 5.4 - Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal..65

Figura 5.5 - Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral ...65

Figura 5.6 - Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal 66

Figura 5.7 - Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral.....66

Figura 5.8 - Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal 67

Figura 5.9 - Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral.....67

Figura 5.10 - Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista oclusal 68

Figura 5.11 - Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista lateral 68

Figura 5.12 - Campo de tensão von Mises sobre a barra metálica do modelo 2 de elementos finitos - vista oclusal 69

Figura 5.13 - Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal . 70

Figura 5.14 - Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral... 70

Figura 5.15 - Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal..... 71

Figura 5.16 - Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral 71

Figura 5.17 - Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal..... 72

Figura 5.18 - Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral 73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

*.step Standard for the Exchange of Product model data - formato de arquivo de exportação e importação CAD padronizado pela norma ISO 10303-21

AEF Análise de Elementos Finitos

BioCad Biological computer-aided design

CAD Computer-aided design

CAD/CAE Computer-aided engineering

CrCoMo Sigla dos elementos químicos: cromo, cobalto e molibdênio

CTI Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

DICOM Digital Imaging and Communications in Medicine (comunicação de imagens em medicina), é um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de informação médica num formato eletrônico, estruturando um protocolo

ERA® External Resilient Attachment, sistema de conector protético para implante dentário

g gravidade, unidade de aceleração com valor de 9,80665 m/s^2

INCA Instituto Nacional do Câncer

MEDLINE Sistema Online de Busca e Análise de Literatura Médica

Micro CT Micro Computed Tomography

Micro TC Micro Tomografia Computadorizada

MEF Método dos Elementos Finitos

N Newton, unidade de força

O'ring sistema de retentor protético tipo bola para implante dentário

Pa Pascal, unidade padrão de pressão e tensão. Equivale a força de 1N aplicada uniformemente sobre uma superfície de $1m^2$

MPa 10^3 Pa

STL Esteriolitografia, arquivo padrão para envio de arquivos para máquinas de manufatura aditiva

Sun Microsystems® subsidiária da Oracle Corporation fabricante de computadores, semicondutores e softwares

TC Tomografia computadorizada

UCLA Universal Castable Long Abutment, componente protético para implante dentário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 23
2 REVISÃO DA LITERATURA 27
2.1 ELEMENTOS FINITOS 27
2.2 REABILITAÇÃO PROTÉTICA COM O USO DE IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS 34
2.3 REABILITAÇÃO PROTÉTICA EM MAXILECTOMIA 40
3 PROPOSIÇÃO 47
4 MATERIAL E MÉTODOS 49
4.1 MATERIAL 49
4.2 MÉTODOS 50
5 RESULTADOS 63
5.1 MODELO 1 – RETENÇÃO *O'RING* 63
5.1.1 Prótese Total Obturadora 63
5.1.2 Barra Metálica 64
5.1.3 Mucosa de Revestimento 65
5.1.4 Osso Cortical 66
5.1.5 Osso Medular 67
5.2 MODELO 2 – RETENÇÃO MAGNETO 68
5.2.1 Prótese Total Obturadora 68
5.2.2 Barra Metálica 69
5.2.3 Mucosa de Revestimento 69
5.2.4 Osso Cortical 71
5.2.5 Osso Medular 72
5.3 ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE MODELOS 73
6 DISCUSSÃO 75
7 CONCLUSÕES 81
REFERÊNCIAS 83
ANEXOS 91

1 INTRODUÇÃO

A Análise por Elementos Finitos (AEF) vem sendo utilizada em diversos trabalhos e pesquisas relacionados à Odontologia. É definida como uma análise matemática, onde um meio contínuo, ou seja, o modelo a ser estudado, é subdividido em pequenos elementos que compõem uma malha digital e mantém as mesmas propriedades do meio que os originou. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, a fim de se obter os resultados desejados.

Apesar de a AEF ter sido originada no século XVIII, somente com os avanços tecnológicos, como o advento da computação em 1950, sua aplicabilidade pode ser desenvolvida. O uso da computação permitiu a elaboração e resolução de sistemas de equações matemáticas complexas e deste modo viabilizou o uso desta metodologia de pesquisa.

O estudo do efeito das cargas nos biomateriais utilizados em Odontologia e nas estruturas dento-maxilo-faciais gera crescente interesse científico e está presente em inúmeros trabalhos com metodologia variada. Por meio da AEF quaisquer biomaterial ou estrutura dento-maxilo-facial podem ser modelados, permitindo a aplicação e simulação de cargas, de modo a facilitar a obtenção de resultados e proporcionando grande benefício às pesquisas científicas (Lehman et al., 2006; Li et al., 2007).

A evolução da tecnologia da computação fomentou o desenvolvimento de programas de aquisição e processamento digital de imagens. Na atualidade, essas ferramentas permitem a visualização gráfica de estruturas anatômicas ocultas, possibilitam definir propriedades físicas das estruturas anatômicas craniofaciais e o processamento digital das imagens, fornecendo modelos das estruturas anatômicas de interesse para a obtenção de uma malha virtual de elementos finitos (Sun et al., 2005).

Deste modo a Análise por Elementos Finitos apresenta como vantagens: não ser invasiva; proporcionar a visualização gráfica de estruturas anatômicas

ocultas, permitir a definição das propriedades físicas das estruturas anatômicas craniofaciais; estabelecer o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força a ser aplicada; e, ainda, possibilitar a localização e mensuração de pontos de tensão (Gao et al., 2006; Lotti et al., 2006; Taddei et al., 2007; Ujigawa et al., 2007).

Na atualidade, o titânio consiste em um dos biomateriais mais utilizados em Odontologia, notadamente na elaboração dos implantes dentários. O desenvolvimento do conceito de osseointegração e do avanço da Implantologia consagrou a sua utilização nas reabilitações protéticas. As próteses implantorretidas proporcionam maior confiança ao paciente que as utiliza, visto que melhoram sua retenção, adaptação, estética e estabilidade, o que levou para sua indicação na reabilitação de pacientes que sofreram grandes perdas de estruturas anatômicas, como os oriundos de tratamentos oncocirúrgicos.

A estimativa de câncer bucal, segundo o Instituto Nacional de Câncer (INCA), para o biênio 2016/17, é de 15490 novos casos, sendo 11140 no gênero masculino e 4350 no gênero feminino. O diagnóstico desses pacientes é geralmente tardio, o que determina um tratamento mutilante, já que consiste em ressecções cirúrgicas com ou sem quimioterapia ou radioterapia adjuvante. Essas ressecções, em grande parte dos casos, são extremamente abrangentes, causando aos pacientes sérios distúrbios funcionais, psicológicos e estéticos.

Os pacientes submetidos a ressecções cirúrgicas ou maxilectomias que causam perda de estrutura maxilar são reabilitados por meio de prótese obturadora maxilar. O objetivo dessa prótese é restabelecer a função mastigatória, deglutição, fonação e estética, além de promover melhora na qualidade de vida desses pacientes (Ono et al.,2007; Chen et al., 2016).

As condições anatômicas remanescentes em cada caso de maxilectomia impõem planejamentos individualizados para cada paciente e tornam-se um desafio para a futura reabilitação. Consequentemente, uma boa comunicação interdisciplinar é necessária para se obter um resultado satisfatório nessa reabilitação. No intuito de facilitar essa comunicação, Okay et al. (2001) formularam uma classificação dos

defeitos oncocirúrgicos maxilares, baseando-se em aspectos biomecânicos e protéticos. Neste estudo será abordado, o defeito maxilar Classe II de Okay, defeito de maior extensão, que envolve a região da pré-maxila, englobando defeitos transversos do palato, com perda de até metade de sua superfície. Embora esteja indicada a reconstrução cirúrgica com enxertos de tecidos moles e ósseos vascularizados nesses casos, a sua efetiva realização demanda uma maior equipe cirúrgica, bem como condições sistêmicas satisfatórias do paciente, não sendo ainda rotina no tratamento do câncer bucal.

Considerando-se a condição de maxilectomia, sem reconstrução concomitante, propõe-se a avaliação do comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares implantorretidas com o uso de retenções tipo *O'ring* e magneto, confeccionadas para perda simulada Classe II de Okay, utilizando a Análise dos Elementos Finitos, em um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto edentado.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Elementos Finitos

Peyton e Craig (1963) fizeram um estudo com as resinas acrílicas comumente usadas nas reabilitações protéticas em Odontologia e determinaram as propriedades físicas desses materiais. Constatou-se no estudo que o módulo de elasticidade do material variou de 2,40 a 2,90 GPa.

Moss et al. (1985) avaliaram o crescimento bidimensional do crânio de ratos por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF). Ao considerarem o crânio dos ratos como uma malha de elementos finitos adjacentes e cada elemento independente, o MEF permitiu uma análise mais precisa do crescimento. Os autores conseguiram descrever a magnitude e a direção do tamanho, da forma e das mudanças do osso temporal ao longo do crescimento.

Kawasaki et al. (1987) avaliaram através de AEF a disposição das tensões de uma prótese parcial removível, tendo um encaixe que simula as condições da área de contato entre a prótese e os dentes pilares. Perceberam que quanto mais distal for o dente pilar, maior é a tendência de a prótese girar, o que acrescenta uma força de torção. Avaliaram neste estudo a distribuição de tensões para os dentes pilares, a membrana periodontal e o osso de suporte de próteses parciais removíveis com conexão rígida e não rígida. Os resultados mostraram o dobro de carga para o lado da conexão distal e a distribuição de tensões sobre os tecidos gerada pela conexão rígida, foi inferior àquela apresentada pela não rígida.

Cook et al. (1982) analisaram a resposta biomecânica de um implante com superfície tratada com liga de CrCoMo, utilizando um modelo tridimensional de elementos finitos. Observaram que os tecidos circunjacentes ao implante não permitiram uma boa representação da porosidade e do crescimento ósseo.

Moroi et al. (1993) avaliaram a influência do material de implantes osseointegráveis revestidos de hidroxiapatita na distribuição da tensão, utilizando AEF. Criaram um modelo de elementos finitos bidimensionais, contendo 302 elementos e 993 nós, que apresentava propriedades isotrópicas e lineares. Para o osso cortical foi estabelecido módulo de elasticidade de 14,70 GPa e para osso medular de 0,50 GPa. O coeficiente de Poisson foi de 0,30 para ambos.

O revestimento de hidroxiapatita reduziu a condução de calor para o tecido circunvizinho, devido sua baixa condutibilidade térmica.

Koca et al. (2005) utilizaram a AEF para verificar o comportamento de implantes osseointegráveis instalados na região posterior da maxila e próximos ao seio maxilar. Estabeleceram as espessuras de 0,35 e 0,7 mm para cortical óssea interna e externa, respectivamente. O comprimento dos implantes avaliados era de 4, 5, 7, 10, e 13 mm. Nas cúspides palatinas e nas fossas mesiais dos dentes, foi aplicada uma força de 300N. Os modelos digitais dos implantes e da estrutura óssea foram criados no programa CAD/CAE Pro/Engineer 2000i®, considerando-se um contato máximo implante/osso. De acordo com a escala de von Mises, as tensões variaram segundo o comprimento dos implantes osseointegráveis e a espessura da face cortical. Foi observado que o implante de 13 mm gerou menor tensão nas corticais ósseas.

Sun et al. (2005) mostraram os avanços na modelagem do Bio-CAD. Tendo como base uma imagem em alta resolução, utilizaram o Bio-CAD para descrição e representação da morfologia, a heterogeneidade e estrutura anatômica dos tecidos a serem modelados. Utilizaram novos softwares e tecnologia computacional na modelagem do bio-modelo, o que permitiu novas abordagens de programação e reconstrução de tecidos. O avanço dessa tecnologia computacional permitiu também a AEF nesses modelos de Bio-CAD.

Gao et al. (2006) partindo de imagens de Tomografia Computadorizada (TC), desenvolveram uma malha tridimensional em elementos finitos e assim recriaram as estruturas dente e mandíbula e as suas interações. A verificação das possíveis formações das malhas de elementos e dos diferentes tetraedros foi realizada por um algoritmo, que quando interagiu com a respectiva malha criada, resultou numa série de tetraedros consistentes, com todos os encobrimentos e espaços preenchidos. Este modelo apresentou 18.534 elementos e 4.762 nós e foi usado com sucesso na avaliação de restaurações dentais, provando a viabilidade e a eficácia da metodologia proposta.

Lotti et al. (2006) descreveram a AEF como um método matemático, no qual um meio contínuo discretizado em elementos mantem suas propriedades, tornando possível aplicar um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção e assim fornecer informações sobre o deslocamento e a tensão provocados por estas cargas. Consideraram que alguns fatores podem conduzir à imprecisão dos resultados, tais como, variações de tamanho, forma ou das características

mecânicas dos materiais, as simplificações para a adoção de um determinado modelo matemático e a divisão de estruturas complexas em várias formas geométricas, com perdas de detalhes.

Lehmann et al. (2006) analisaram a distribuição de tensões de implantes cilíndricos com hexágono externo num estudo com modelo tridimensional de simulação dos elementos finitos. Modelaram três implantes cilíndricos com 4 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento, todos da empresa Conexão Sistema e Próteses®. Os implantes foram colocados em diferentes posições na maxila, sendo aplicado um carregamento de 100N na região posterior e de 50N na anterior. Os resultados obtidos com o programa computacional Ansys® mostraram que a configuração dos implantes colocados na região de canino e pré-molares transmitiu maior esforço para o osso cortical que as demais configurações e que a configuração com o incisivo central, incisivo lateral e canino apresentou menores níveis de tensões no osso cortical. Concluíram que as regiões de canino e de pré-molares requerem mais cuidados para as reabilitações, enquanto que a região anterior apresenta melhor condição para transmissão dos esforços para o osso da região marginal ao implante, o que minimiza a reabsorção óssea.

Li et al. (2007) apresentaram um modelo matemático para reproduzir a remodelação óssea de acordo com as diferentes cargas que esse tecido ósseo receba. Tensões de 0 a 2 MPa foram consideradas como infracarga e causaram reabsorção óssea, tensões de 4 a 8 MPa geraram neoformação óssea, e tensões acima de 9 MPa causaram drástica reabsorção óssea. Ratificaram que forças mecânicas influenciam as atividades dos osteoblastos e osteoclastos e conforme sua intensidade, causam aposição ou reabsorção óssea.

Yang e Xiang (2007) fizeram um estudo para avaliar o comportamento biomecânico dos tecidos adjacentes a um implante, por meio da AEF na situação estática e em oclusão. A partir de uma tomografia computadorizada e utilizando o programa computacional Solidworks®, foi desenvolvido o modelo CAD. O programa computacional Ansys® possibilitou a definição de superfícies unidas, separadas e deslizantes, proporcionando a simulação do contato osso/roscas do implante. O estudo demonstrou que a maior tensão se encontrou localizada próxima ao contato implante/osso cortical.

Ujigawa et al. (2007) empregaram a AEF para analisar a distribuição das forças geradas nas estruturas craniofaciais ao redor de implantes zigomáticos osseointegráveis. Listaram como vantagens da AEF: não ser invasiva, possibilitar a

localização e mensuração dos pontos de tensão e permitir a definição das propriedades das estruturas craniofaciais, tornando assim o estudo in vitro mais real. A visualização gráfica de estruturas não visíveis, o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força aplicada, bem como a reprodução do teste, não afetaram as propriedades físicas das estruturas envolvidas, permitindo que o ensaio pudesse ser repetido quantas vezes fosse necessário.

Saab et al. (2007) utilizaram a AEF para verificar os efeitos da dissipação das cargas na angulação de dois sistemas retentores de implantes posicionados na região anterior da maxila. Para elaboração do modelo de elementos finitos, foi feita uma imagem digital da secção transversal de um crânio seco. A imagem foi introduzida no programa Image Tool 1.21-UTHSC®, sendo depois plotada manualmente em cada ponto. Suas coordenadas foram transferidas para o programa Ansys® 7.0-DRD Technology Corp®. De acordo com os autores, a geometria do modelo, as propriedades mecânicas dos materiais e a carga aplicada são determinantes para a precisão apresentada por uma AEF. O modelo teve como resultado uma tensão óssea máxima 15% mais elevada para o retentor reto quando comparada ao retentor angulado.

Taddei et al. (2007) verificaram a precisão da avaliação do comportamento ósseo por meio da determinação do módulo de Young. Segundo os autores, a maior parte dos estudos de estruturas biológicas em que se empregou a AEF, considerou as estruturas como elementos de comportamento isotrópico. Os autores criaram modelos de elementos finitos, gerando uma malha a partir de uma TC da cabeça de um fêmur. O osso foi submetido fisicamente a uma força de 800 N, sendo a intensidade e a direção da força dissipada detectada por sensores localizados em determinados pontos. O modulo de Young e o Coeficiente de Poisson foram tomados como parâmetros para avaliação da estrutura óssea. Verificaram que o emprego da média do módulo de Young, permitiu uma boa precisão no estudo da dissipação de forças superficiais, podendo ser utilizada para localização da concentração de cargas superficiais no osso.

Wakabayashi et al. (2008) avaliaram as vantagens e desafios do uso da AEF em pesquisas científicas relacionadas a Odontologia. Concluíram que a AEF se tornou uma poderosa ferramenta para avaliar a ação de forças sobre uma estrutura, em situações que simulam a realidade, e que a viabilidade e confiabilidade dos resultados depende da correta determinação das propriedades do material a ser estudado. Recomendaram, no entanto, a necessidade de um contínuo

desenvolvimento da tecnologia da AEF para melhorar o benefício de seu uso em Odontologia.

Rahimi et al. (2009), utilizando a AEF, verificaram a remodelação óssea ao redor do pescoço de implantes com osso cortical de 2 e 3 mm, que receberam forças verticais e anguladas a 45º de até 300N. As deflexões dos implantes variaram de 0,004 a 0,017 mm na direção da carga, de acordo com o diâmetro do implante e da espessura de osso cortical. O osso esponjoso sofreu deformações de 2100 unidades de microdeformação, quando submetido a uma carga vertical fisiológica de no máximo 100 N. Considerando a área do pescoço do implante, as tensões máximas no osso cortical aumentaram em 3%.

Prakash et al. (2009) partindo de uma TC de mandíbula humana, geraram um modelo anatômico preciso, considerando a geometria real do sistema de suporte muscular. Empregando a AEF, analisaram as tensões entre barras metálicas de suporte de sobredentaduras e implantes, em diferentes configurações de barra. Construíram três modelos com quatro implantes cada, utilizando sistema barra-clipe em três diferentes configurações. Os modelos foram carregados em condições estáticas com carga de 100N, distribuída na posição próxima ao clipe. Tensões von Mises foram comparadas nos três modelos, considerando-se a barra e a interface osso-implante, assim como a flexão da mandíbula e da barra também foram comparadas qualitativamente. Concluíram que a tensão na barra e na interface osso-implante é menor no sistema barra com quatro implantes do que no sistema com dois implantes.

Lin et al. (2010) estudaram a colocação de implantes na região maxilar posterior sob diferentes condições por meio da AEF e da Análise Matemática da Teoria de Remodelação Óssea. Investigaram as interações dos implantes osteointegráveis em relação ao posicionamento, conexão retentor-implante e condição de carga. Os contornos da seção de maxila foram obtidos por meio de imagens de TC para a construção de modelos de elementos finitos. Os resultados simulados mostraram que: a posição do implante influenciou na perda óssea, onde uma carga lateral aumentou ligeiramente a perda óssea em comparação com uma carga axial; o tipo de implante não influenciou significativamente na perda óssea; a maior perda óssea ao redor do implante ocorreu na região vestibular, seguida pelas regiões distal, lingual e mesial. Os retentores com conexão interna, com ou sem conicidade, não influenciaram a perda óssea no osso circundante. Concluíram que implantes colocados ao longo da direção da carga axial de uma prótese geram

menor perda de osso ao redor do implante e recomendaram ajustes oclusais adequados para reduzir a força oclusal não axial no sistema osso-implante.

Xavier et al. (2012), protocolaram procedimentos que possibilitaram um melhor controle do modelo Bio-CAD para a geração da malha tridimensional de elementos finitos, como sua divisão em porções menores baseando-se em determinadas referências anatômicas. Estes procedimentos tornaram possível a geração de uma malha de elementos finitos que apresentava menores distorções. Esta sistemática é desenvolvida pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, proporcionando o desenvolvimento de modelos denominados Bio-CAD-CTI.

John et al. (2012) utilizaram a AEF para analisar a distribuição das tensões geradas por sobredentadura mandibular retida por *O'ring* e magnetos no osso circunjacente aos implantes. Criaram quatro modelos de elementos finitos que continham implante, segmento anterior da mandíbula e sobredentadura. As variáveis consistiram na retenção utilizada, ou seja, sistema *O'ring* com diâmetros de 2,5 mm e de 4,0 mm, e sistema magneto com diâmetro de 4,0 e 4,5 mm. Concluíram que quanto maior o diâmetro do retentor, maior a tensão transmitida ao osso cortical e que a maior concentração de carga foi observada na crista do osso cortical. Deduziram que para minimizar a tensão no osso que circunda o implante, é melhor utilizar retentores de menor diâmetro nas sobredentaduras implanto-suportadas.

Miyashita et al. (2012) avaliaram as tensões ósseas geradas por prótese obturadora classe IV de Aramany por meio da AEF. Foi gerado um modelo tridimensional de uma maxila com ressecção classe IV de Aramany e construída uma prótese obturadora onde foi aplicada uma carga de 120N nas plataformas oclusais e incisais correspondentes aos dentes artificiais. Observaram maiores tensões de tração do que de compressão na região de carga posterior e anterior, bem como maior tensão de compressão na região remanescente do palato. Observaram que as tensões de tração e compressão não ultrapassam os limites fisiológicos do tecido ósseo maxilar e que a prótese obturadora tende a girar em direção à ressecção cirúrgica, quando sujeita à carga posterior ou anterior.

Hambli (2013), desenvolveu um modelo isotrópico a partir de micro-CT do tecido ósseo, simulando a falha do osso trabecular estático e prevendo o esforço e tensão aparente. Para evitar a taxa de danos, validou-se com resultados experimentais em 23 espécimes de osso trabecular humano, a fim de simular o processo de fratura progressiva do tecido ósseo. Realizou também uma análise de

sensibilidade para investigar o impacto dos fatores do modelo na tensão máxima prevista. Verificou-se que as propriedades de falha previsíveis coincidiram com o experimento.

Miyashita (2013), demonstrou que para diminuir o risco de fraturas nos componentes protéticos de uma prótese obturadora implantorretida, é de grande importância seu correto planejamento. Deste modo, viabiliza-se uma melhor distribuição das tensões geradas.

Pesqueira et al. (2014) avaliaram os sistemas de retenção *O'ring* e barra-clipe, tendo observado que o sistema com três anéis de vedação apresentou menor tensão sobre os implantes e os tecidos de suporte. Estudaram ainda a distribuição de tensões, por meio do método fotoelástico, em prótese obturadora implantorretida associadas aos sistemas de fixação: implantes barra/*O'ring*/clipe com uma barra ligada a dois anéis de vedação colocados centralmente, e implantes barra/*O'ring* com um barra-clipe ligado a dois *O'rings*, distalmente posicionados na extremidade livre. Fabricaram um modelo fotoelástico da maxila simulando uma comunicação oronasal com três implantes paralelos. Posteriormente foram confeccionadas duas próteses obturadoras implantorretidas com os dois sistemas de fixação acima descritos. Cada conjunto foi posicionado em um polariscópio circular e uma carga axial de 100N foi aplicada em três diferentes regiões com implantes, usando uma máquina de ensaio universal. Os resultados foram obtidos por meio da análise de registro de fotografia de tensões. O sistema barra/*O'ring* distal exibiu a mais alta concentração de tensão, seguido do sistema de barra/*O'ring*/clipe. O *O'ring*, colocado centralmente na barra, permitiu maior mobilidade das próteses e uma distribuição homogênea da tensão para a zona da crista alveolar e dos implantes. Concluíram que a utilização de implantes com *O'rings*, isolados ou ligados a uma barra, permite maior mobilidade da prótese e distribui homogeneamente as tensões para a região do rebordo alveolar, o que pode resultar numa maior distribuição da tensão sobre os implantes e o tecido ósseo. Afirmaram que o aumento da tensão no sistema de retenção e, consequentemente, uma maior tendência para o deslocamento da prótese, apresentam a implicação clínica de uma maior perda de suporte ósseo após maxilectomia.

Liang et al. (2015) realizaram um estudo demonstrando, por meio da AEF, o efeito da geometria dos implantes dentários em sua biomecânica, possibilitando fornecer uma referência para a escolha e modificação do implante dentário em quaisquer outros locais de inserção e qualidades ósseas. Os 12 implantes dentários

com o mesmo desenho, comprimento, diâmetro e rosca, foram simulados a partir de diferentes sistemas de implantes. O modelo numérico do segmento ósseo incisivo inferior direito foi gerado a partir de dados de uma TC. As distribuições das tensões von Mises bem como as distribuições totais de deformação sob carga vertical e lateral, foram comparadas para cada implante por métodos de classificação. Os implantes com formas cilíndricas tiveram pontuações mais altas e indicaram ter a melhor geometria ao longo do corpo do implante.

Akay e Yaluğ (2015) compararam, por meio da AEF, a distribuição das tensões ósseas na presença de implantes zigomáticos e implantes dentais, em três diferentes próteses planejadas para o defeito maxilar Classe IV de Aramany. Concluíram que a utilização de dois implantes zigomáticos em cada lado se mostrou mais eficiente do que o emprego de implantes dentários.

Soganci e Yazıcıoğlu (2016) estudaram a possibilidade de utilizar mini implantes em uma maxila edentada com fenda labiopalatina unilateral. Ponderaram o uso dos mini implantes como um tratamento alternativo para reabilitação protética nesse caso. Por meio da AEF, compararam três diferentes sistemas que continham 2, 4 e 6 mini implantes dentários. Aplicaram uma força de 100N na região de molares direitos e esquerdos em todos os modelos. A maior tensão sobre os implantes ocorreu no modelo com 6 mini implantes e a menor tensão ocorreu no modelo com 2 mini implantes, devido ao apoio tecidual da prótese.

2.2 Reabilitação Protética com uso de Implantes Osseointegráveis

Chan et al. (1998) realizaram uma revisão a respeito de sobredentaduras maxilares implanto-suportadas. Observaram que, quando os pacientes apresentam boa qualidade e quantidade óssea, as sobredentaduras maxilares implanto-suportadas estão associadas com taxa de sobrevida de implantes e prótese similares às de implante e próteses fixas. Altas taxas de insucesso ocorrem em casos de atrofia extrema, má qualidade óssea e implantes curtos, situações em que as sobredentaduras são mais comumente usadas. O uso de uma seção distal em extremo livre na supraestrutura em barra foi avaliado, tendo sido relatado, que a barra em balanço aumentou em três vezes a carga sobre o implante distal. Suas

observações relativas às maxilas edêntulas sugeriram que a distribuição de seis implantes nas regiões anterior, de pré-molar e tuberosidade da maxila apresentaram melhores resultados do que a concentração de implantes na maxila anterior, tradicionalmente utilizada com prótese fixa em extremo livre.

Spiekermann et al. (2000) relataram que o prognóstico de implantes na mandíbula é mais favorável que na maxila, tendo como principais razões a qualidade e quantidade óssea presentes. Concluíram que a diminuição do conteúdo mineral é mais pronunciada nas mulheres, por volta de 5%, do que nos homens, de 1 a 2%, após os 50 anos de idade. Citaram que após as exodontias na região anterior da maxila a reabsorção óssea horizontal é, aproximadamente, duas vezes maior do que a vertical e que na região posterior a reabsorção óssea horizontal e vertical são semelhantes. Recomendaram para a maxila um número maior de implantes do que aquele empregado na mandíbula, com comprimento mínimo de 10 mm de modo a aumentar a superfície de contato osso e implante. Os implantes na maxila devem ser ferulizados por barra, mesmo com o uso de sobredentaduras e o trajeto da barra na sobredentadura deve ser o mais próximo da superfície de contato oclusal, ou seja, cíngulo dos dentes anteriores e cúspides palatinas dos posteriores. Acrescentaram que os retentores devem ser pequenos em função da relação vertical interoclusal e distribuídos o mais simetricamente possível na barra para que a linha de fulcro seja paralela ao eixo de rotação.

Bonachela et al. (2003) descreveram que, em estudo feito entre o sistema *O'ring* e o sistema ERA®, ambos os sistemas de encaixes apresentaram perda de retenção ao longo do tempo, sendo que o sistema ERA® desde o início apresentou maior retenção quando comparado ao sistema *O'ring*.

Block (2003), relatou que é necessário no mínimo 10 mm de altura óssea para a fixação de implantes em uma reabilitação de maxila edêntula. Sugeriu ser possível planejar sobredentaduras ou próteses removíveis mucossuportadas com quatro implantes suportando uma barra com retentores. Considerou que o posicionamento dos implantes pode ser ligeiramente palatino à crista óssea alveolar, mantendo uma largura mais densa do osso vestibular, na região de caninos e pré-molares, dependendo da condição óssea local, de modo que os implantes possam ser posicionados na região de incisivos laterais. Recomendou evitar o posicionamento dos implantes na região de incisivos centrais, uma vez que esta localização dificulta a reabilitação protética e causa um aumento de volume palatino na sobredentadura, refletindo em desconforto para o paciente. Acrescentou que os implantes

posicionados na região dos segundos molares geram dificuldades técnicas, tanto na moldagem quanto na instalação de componentes protéticos e parafusos.

Cune et al. (2005) fizeram um estudo com o intuito de determinar a satisfação dos pacientes portadores de sobredentaduras implantorretidas com três tipos de retenção: magneto, barra-clipe e retentor bola. Avaliaram a relação entre máxima força de mastigação e a satisfação de 18 pacientes edentados com prótese total mandibular, realizando cirurgia com instalação de dois implantes mandibulares e novas próteses mandibular e maxilar. Questionários sobre as qualidades e defeitos da prótese foram administrados com o paciente fazendo uso de sua prótese antes da cirurgia dos implantes, após três meses de função com a nova prótese sem sistema de retenção, e após 3 meses de função com cada tipo de sistema de retenção. Os resultados apontaram que os pacientes preferiram a retenção barra-clipe (10/18), retentor bola (07/18) e um paciente preferiu o sistema de magnetos. A força máxima de mordida não foi necessariamente correlacionada com os pacientes mais satisfeitos.

Aydin et al. (2007) relataram que a falta de apoio, manutenção e estabilidade são desafios comuns na reabilitação protética de pacientes maxilectomizados. Expuseram o caso de um paciente portador de plasmocitoma que necessitou de maxilectomia bilateral após a radioterapia. Para proporcionar manutenção, suporte e estabilidade da prótese obturadora, foram utilizados implantes e retentores tipo bola. A mastigação, deglutição, articulação e o perfil facial do paciente foram reabilitados satisfatoriamente.

Bonachela et al. (2008) afirmaram que a reabsorção óssea do osso medular tem demonstrado uma dependência total da presença dos dentes no rebordo alveolar. Por isso, no primeiro ano após as extrações dentárias ocorre redução óssea do rebordo alveolar maxilar de 2 a 3 mm, com sentido centrípeto ou horizontal, sendo duas vezes maior que no sentido vertical na região maxilar anterior e que na região posterior o rebordo também pode reabsorver de modo a ficar extremamente fino. Relataram que durante o envelhecimento natural ocorre a diminuição da densidade e do número de trabéculas ósseas, fato que pode ser potencializado na presença de doenças crônicas como diabetes, lúpus e outras. Recomendaram que a distribuição dos implantes deve configurar um polígono e o número dos implantes deve ser par, de 4 a 6 implantes. Os implantes devem ser ferulizados por meio de barras metálicas e para estabilização das sobredentaduras, deve se utilizar meios de retenção como clipes ou outros tipos de retentores

Soares et al. (2008) utilizaram próteses obturadoras acomodadas diretamente sobre os tecidos remanescentes com o objetivo de minimizar as mutilações causadas pela ressecção cirúrgica de tumores. Relataram que nem sempre estas próteses possuíam estabilidade suficiente para garantir o sucesso estético e funcional. Com o aprimoramento das técnicas e materiais dos implantes observaram que as próteses implanto-suportadas são esteticamente e funcionalmente superiores às próteses muco-suportadas.

Rettore Jr. et al. (2009), em busca de uma opção para tratamento de pacientes com rebordos alveolares comprometidos que diminuísse a necessidade de enxerto ósseo e a duração do tratamento, realizou uma revisão de literatura abordando os aspectos biomecânicos como os principais meios para favorecer e possibilitar o uso de implantes com menos de 10 mm de comprimento. Concluiu que os implantes curtos são uma boa opção de reabilitação para pacientes que não apresentem para-função, os implantes tenham superfície tratada, seja feita a ferulização dos implantes e diminuída a mesa oclusal das coroas, que a prótese não tenha extremo livre e que os implantes sejam colocados em osso de melhor densidade.

Semper et al. (2010) elaboraram um estudo para determinar a relação entre perda óssea marginal ao redor de implantes em sobredentaduras implanto-suportadas e o comprimento da barra distal da prótese. Utilizaram dados de 48 pacientes edentados totais que foram tratados com 313 implantes dentários e posteriormente reabilitados com 66 sobredentaduras implanto-suportadas, com sistema de barra com extremidade livre distal. Observaram, por meio de radiografias panorâmicas anuais, os dados de 30 próteses na maxila (172 implantes) e 36 próteses na mandíbula (141 implantes), em que foram empregadas barras com extremidade livre distal de 12 mm, a partir do carregamento protético dos implantes até um período de observação de quatro anos. Após quatro anos, a média de perda óssea vertical mesial foi de 2,20 ± 0,91 mm, e distal foi de 2,31 ± 1,05 mm. O número e comprimento dos implantes não se correlacionaram com a perda óssea. Concluíram que a extensão de barra distal de até 12 mm é uma opção de tratamento adequada.

Ceruti et al. (2010) em revisão de literatura, relataram o ressurgimento do interesse no uso de magnetos como sistema de retenção de sobredentaduras implanto-suportadas. Apontam como motivos o uso de novos magnetos com maior força de atração e o recobrimento em cápsulas que os protejam da corrosão da

saliva, o que permite que as retenções mecânicas tenham durabilidade mais longa, ocasionando menor freqüência de troca do retentor e de suas manutenções. Documentaram a reabilitação de 17 pacientes com sobredentaduras implanto-suportadas retidas por magnetos e realizaram pesquisa de satisfação com esses pacientes, sendo que a média geral de satisfação variou de 70 a 90 numa escala padronizada de zero a 100.

Korkmaz et al. (2012) analisaram a distribuição de tensões no osso ao redor de implantes zigomáticos em 4 tipos diferentes próteses obturadoras implantorretidas em um defeito maxilar unilateral. Utilizaram um modelo tridimensional de elementos finitos e quatro próteses obturadoras implantorretidas para o estudo: modelo 1, com dois implantes zigomáticos e 1 implante dental; modelo 2, com dois implantes zigomáticos e 2 implantes dentários; modelo 3, com dois implantes zigomáticos e 3 implantes dentários; o modelo 4, com um implante zigomático e 3 implantes dentários. O sistema de barra foi utilizado como supraestrutura. Após aplicação de carga vertical de 150N, concluíram que a utilização de um implante zigomático no lado não comprometido diminuiu os valores mais elevados de tensão, enquanto que o aumento do número de implantes dentários entre os implantes mais distais e mais mesiais, no lado não comprometido, não diminuiu os elevados valores de tensão.

Pesqueira (2012), analisou, por meio do método fotoelástico, próteses obturadoras implantorretidas utilizando implantes paralelos ou inclinados que apresentaram influência direta na distribuição das tensões dessas próteses obturadoras. Os menores valores de tensão foram apresentados pela prótese obturadora convencional, seguida respectivamente, pelos sistemas com três *O'rings*, barra sem clipe e dois *O'rings*, barra-clipe e dois *O'rings* e barra-clipe. Observou que a associação de barra com o sistema *O'ring*, na posição central ou distal da barra, apresentou melhor distribuição das tensões em comparação com a utilização do sistema barra-clipe isoladamente.

Bidra et al. (2013) descreveram um caso de maxilectomia subtotal bilateral, ocasionada por carcinoma de células escamosas do palato duro. Os autores instalaram implantes em osso pterigóide bilateral e nos ossos zigomáticos, entretanto houve perda dos implantes zigomáticos por falta de osseointegração. Ambos os implantes pterigoideos tiveram osseointegração bem sucedida, sendo utilizados para reter a prótese obturadora e promovendo de modo significativo a melhora da deglutição, da fala e da estética

de Sousa e Mattos (2014) avaliaram o comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares classe Ib, II e III de Okay retidas por implantes e sistema barra-clipe. Observaram as tensões geradas no tecido ósseo e gengivo-mucoso, por meio da AEF, frente a aplicação de uma força de 35N na plataforma protética anterior e 80N na plataforma protética posterior, ou seja, correspondente aos dentes da prótese. As autoras observaram que a mucosa, o osso cortical, bem como o osso medular, sofreram tensões de compressão e de tração que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e do número de clipes utilizados.

Celik e Uludag (2014) estudaram em dois modelos fotoelásticos de mandíbulas edêntulas com dois e quatro implantes cilíndricos de 4 × 13mm, o efeito do número de implantes, suporte e diferentes mecanismos de retenção sobre as características de transferência de carga de sobredentaduras mandibulares. Quatro sistemas de retenção foram avaliados: ERA®, barra-clipe, barra-clipe com *O'ring* distais e barra com conexões distais extracoronárias rígidas. Aplicaram uma força vertical 133N, unilateralmente e próximo ao primeiro molar direito. As maiores tensões foram observadas na barra com conexões distais extracoronárias rígidas, seguido de barra-clipe com *O'ring*, barra-clipe e ERA®, para ambos os modelos. A menor tensão foi observada com o ERA® para ambos os modelos. O sistema barra-clipe permitiu uma distribuição de carga para todos os implantes em ambos os modelos. O maior nível de tensão observado em todos os sistemas de retenção foi moderado e o menor foi observado no sistema ERA® para ambos os modelos. O efeito da variação do número de implantes não foi significativo para as tensões ao redor dos implantes de apoio.

Vedovatto et al. (2015) compararam os padrões de tensão na zona peri-implantar e rebordo alveolar residual em diferentes sistemas de retenção de sobredentaduras por meio do método fotoelástico. Empregaram os sistemas de retenção *O'ring*, ERA®, barra-clipe e associação barra-clipe com *O'ring*. As próteses foram carregadas com 100N em cinco pontos pré-determinados e o modelo fotoelástico foi avaliado por um polariscope circular. Na carga anterior, os sistemas *O'ring* e ERA® apresentaram melhor distribuição de tensões em relação aos outros sistemas de retenção. A carga na região do primeiro molar, associada ao sistema de retenção barra-clipe com *O'ring*, apresentou a maior concentração de tensões na região peri-implantar em relação aos outros sistemas. Quando o segundo molar foi carregado houve uma concentração de tensões no rebordo alveolar em todas as

situações analisadas. Concluíram que houve diferenças biomecânicas entre os sistemas de retenção analisados, principalmente entre os sistemas isolados e as barras. O sistema *O'ring* apresentou melhor distribuição de tensões e o sistema barra-clipe com *O'ring* apresentou maior concentração de tensões.

Vahidi e Pinto-Sinai (2015) mencionaram que as próteses removíveis implantorretidas melhoram a satisfação dos pacientes e promovem a qualidade de vida. Aperfeiçoamentos na superfície dos implantes e nos elementos de fixação têm apresentado resultados muito favoráveis, ainda que estas próteses estejam associadas a complicações mecânicas e biológicas. Consideraram que estas complicações mecânicas incluem perda da capacidade retenção do sistema de fixação, levando à necessidade de substituir os elementos de retenção, realinhar ou reparar a porção de resina acrílica da prótese e por vezes, fratura do implante. Apesar das próteses removíveis implantorretidas apresentarem resultado favorável, requerem manutenção periódica.

Wang et al. (2016) avaliaram o impacto do trauma psicológico e do comprometimento físico na qualidade de vida dos pacientes que fizeram ressecção de tumor na maxila. Compararam a diferença entre as próteses obturadoras implantorretidas fixas e não fixas, concluindo que as próteses fixas trouxeram melhor qualidade de vida aos pacientes.

2.3 Reabilitação Protética em Maxilectomia

Devlin e Barker (1992) estudaram a melhora nos materiais e aperfeiçoamento das técnicas de confecção de prótese obturadora para pacientes submetidos à maxilectomia, consideraram que a extensão da ressecção é um dos principais fatores que definem o prognóstico do tratamento e que a oclusão equilibrada é essencial. Para próteses em pequenos defeitos, os materiais resilientes são extremamente úteis. Entretanto, devido a sua flexibilidade, não são indicados em amplas ressecções maxilares, pois sofrem deformação durante a mastigação. Os autores ressaltaram a utilização de formas alternativas de retenção como o uso de implantes osseointegráveis e próteses retidas por magnetos.

Okay et al. (2001) formularam uma classificação dos defeitos onco-cirúrgicos maxilares, baseando-se em aspectos biomecânicos e protéticos: Classe Ia;

envolvimento do palato, sem envolvimento dos dentes e rebordo, condição em que a reabilitação ocorre por meio de prótese, retalho local avançado ou retalho livre fácio-cutâneo; Classe Ib - envolvimento do palato, dos dentes e de uma pequena porção do arco dental, podendo localizar-se na região anterior ou unilateralmente no quadrante posterior, sendo indicado o enxerto fácio-cutâneo; Classe II - defeito de maior extensão, abrangendo a região da pré-maxila, caracterizando os defeitos transversos do palato, com a perda de até metade de sua superfície, estando indicada a reconstrução com enxertos de tecidos moles e ósseos vascularizados para recompor a forma do arco e suportar a instalação de implantes osteointegráveis; Classe III - defeitos que envolvem o rebordo alveolar e os dois caninos, ressecções totais e defeitos localizados nas regiões anterior e transversal do palato, com perda de mais da metade de sua superfície, estando indicada a enxertia de retalhos fácio-cutâneos e ósseos vascularizados para a instalação de implantes osteointegráveis. Os defeitos verticais foram classificados em: Subclasse F, com envolvimento da região orbital inferior; Subclasse Z com envolvimento do osso zigomático.

Markt (2001), relatou a reabilitação protética de um paciente com recorrência de granuloma central de células gigantes. A prótese obturadora cirúrgica ou imediata, que é confeccionada para ser instalada durante o ato cirúrgico, foi posteriormente modificada em uma prótese obturadora provisória para vedamento do espaço velofaríngeo, enquanto os tecidos moles ao redor do defeito palatal cicatrizavam. Ao final da cicatrização foi confeccionada uma prótese obturadora retida pelo sistema barra-clipe, verificando-se acentuada melhora na fala, mastigação e deglutição do paciente.

Fukuda et al. (2004) avaliaram os resultados clínicos de implantes e sistema barra-clipe para retenção de próteses obturadoras em pacientes desdentados após a ablação cirúrgica de tumores maxilares. A eficiência mastigatória, habilidade em morder, fala e as alterações no nível ósseo marginal ao redor do implante foram avaliadas sem a prótese, com próteses sem sistema de retenção e com próteses implantorretidas. Todos os implantes foram osseointegrados e os pacientes que utilizaram o sistema de retenção barra-clipe apresentaram marcantes melhoras nas funções de mastigação e fala.

Oliveira et al. (2006) fizeram um estudo sobre o Carcinoma Epidermóide Bucal no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Avaliaram fatores de associação, localizações anatômicas mais recorrentes e

incidência por gênero. As principais localizações foram língua, assoalho de boca, lábio inferior, palato, região retromolar, mucosa jugal e gengiva. Do total de casos avaliados, 84,4% ocorreram no gênero masculino e 15,6% no gênero feminino. O fumo e o consumo de bebidas alcóolicas apresentaram uma relação significante com a ocorrência desse câncer bucal, independente da região bucal afetada.

Arigbede et al. (2006) analisaram a clareza da fala de 12 pacientes com diferentes tipos de perdas maxilares reabilitados com prótese obturadora. A escala de inteligibilidade da fala foi aplicada em três situações: sem prótese, com prótese obturadora provisória e com prótese obturadora permanente. Os resultados foram 59,8%, 89,2% e 94,7%, respectivamente. Os autores concluíram que o uso de prótese obturadora é um auxílio importante na reabilitação da clareza da fala, além de reforçar a indicação, em casos de maxilectomia, de prótese obturadora imediata, provisória e definitiva.

Oh e Roumanas (2006) relataram que as reabilitações protéticas em pacientes com ressecção bimaxilar, envolvendo as maxilas, palatos duro e mole, e seios paranasais apresentam um desafio para a restauração da fala, deglutição, mastigação e respiração. Descrevem o caso de uma menina portadora de leucemia, submetida à uma maxilectomia bilateral. Distração osteogênica, enxertos ósseos, implantes osseointegráveis e magnetos foram utilizados para fornecer manutenção, suporte e estabilidade a uma prótese obturadora.

Matsuyama et al. (2006) verificaram a capacidade mastigatória e a máxima força oclusal de pacientes que utilizavam prótese obturadora maxilar. Observaram que a capacidade mastigatória, ou seja, a capacidade de trituração dos alimentos, não difere significantemente entre os pacientes convencionais e os maxilectomizados. Entretanto, a máxima força oclusal apresentava-se menor em mais de 50% dos pacientes usuários de prótese obturadora maxilar.

Ono et al. (2007) calcularam a capacidade mastigatória e a máxima força oclusal em pacientes portadores de prótese obturadora maxilar. Averiguaram, por meio de sensores de contato, que a máxima força oclusal variou entre 15 N e 375 N. Os autores concluíram que a perda maxilar de maior extensão, ausência de dentes inferiores posteriores e máxima força oclusal reduzida como causas da diminuição da capacidade mastigatória de usuários de prótese obturadora maxilar.

Eckardt et al. (2007) fizeram um estudo sobre a condição da fala, que é um fator de grande relevância na qualidade de vida de indivíduos maxilectomizados. Compararam a fala resultante do vedamento da comunicação oronasal obtido

através de prótese obturadora e por cirurgia reparadora. Verificaram uma importante melhora na nasalidade em ambos os grupos. Concluíram que a nasalidade pode ser próxima da normalidade após reabilitação satisfatória, excetuando-se os casos em que a perda atingia o palato mole, onde os resultados não foram tão satisfatórios.

Nothdurft e Pospiech (2007) relataram que após maxilectomia, a área residual intacta e a diversidade anatômica do defeito cirúrgico são desafios ao planejamento e realização técnica da reabilitação. Por isso, citam que o uso de implantes como ancoragem, aumenta consideravelmente o conforto no uso de próteses obturadoras. Ressaltaram a necessidade de uma estreita cooperação interdisciplinar entre os profissionais responsáveis pela reabilitação protética maxilofacial e a equipe de cirurgia de cabeça e pescoço para garantir o sucesso do tratamento.

Sun et al. (2008) utilizando a AEF para verificar os pontos de tensão gerados por uma prótese parcial removível obturadora, relataram a necessidade de esplintagem nos dentes pilares remanescentes de pacientes maxilectomizados.

Esteves Junior (2009) concluiu que o planejamento criterioso dos casos clínicos e respeito aos aspectos fisiológicos e funcionais da mastigação, somado ao correto domínio dos componentes protéticos para sobredentadura por parte dos profissionais, resulta em reabilitações protéticas satisfatórias e duradouras.

Leles et al. (2010) apresentaram um caso clínico de uma sobredentadura obturadora implantorretida, confeccionada para um paciente que havia sofrido maxilectomia Classe IV de Aramany em virtude de adenocarcinoma pleomórfico. O tratamento oncocirúrgico resultou em uma grande comunicação oronasal, assimetria facial, perda de lábio superior e suporte ósseo da meso-estrutura. Devido ao suporte ósseo insuficiente para fixação de implante zigomático, implantes convencionais foram colocados no corpo do arco zigomático esquerdo e na tuberosidade maxilar direita. Foi realizada uma estrutura com liga de cromo-cobalto com três retentores, dois tipos do sistema *O-ring* e um do sistema ERA® para retenção da prótese obturadora maxilar. O paciente relatou melhora funcional e melhor qualidade de vida logo após o tratamento e nos dois anos seguintes de acompanhamento.

Hou et al. (2012) relataram que os defeitos da maxila têm diversas causas, tais como trauma, defeitos congênitos e ressecção cirúrgica de tumores. Pesquisas recentes indicaram que o câncer bucal representa cerca de 2,8% dos cânceres malignos na Europa, sendo ocasionador da maioria dos defeitos maxilares.

Kusterer et al. (2012) afirmaram que para o tratamento de pacientes submetidos a ressecções cirúrgicas de tumores maxilofaciais, a presença do cirurgião-dentista nas equipes multidisciplinares é imprescindível. O defeito cirúrgico residual causa distúrbios estéticos e funcionais, fazendo-se necessária a reabilitação desses pacientes, no intuito de promover a melhora da qualidade de vida e sua reinserção na sociedade. Os autores mencionaram que mesmo com a utilização de enxertos e implantes osseointegráveis como opção de reabilitação, a prótese bucomaxilofacial continua sendo muito utilizada por permitir a reabilitação imediata, sem necessidade de mais cirurgias, além do monitoramento visual de possíveis recidivas.

Aguiar et al. (2013) consideraram que o cirurgião-dentista tem um papel fundamental na reabilitação biopsicossocial de pacientes maxilectomizados. Ao tratá-los com a utilização de próteses obturadoras maxilares, devolve-lhes a harmonia facial, diminui as sequelas funcionais deixadas pelo tratamento curativo e permite uma melhor imagem social. Consideraram que pacientes maxilectomizados precisam de tratamentos curativos, mas precisam igualmente de tratamentos reabilitadores que permitam sua reintegração social e a retomada da sua vida cotidiana.

Cardelli et al. (2014) citaram como causas dos defeitos maxilares as malformações, tumores e traumas. Definiram as próteses obturadoras como próteses utilizadas para fechar defeitos palatais resultantes de maxilectomias, para restaurar a função mastigatória e melhorar a fala, tendo como princípio a preservação dos dentes e tecidos remanescentes, de modo a proporcionar conforto, função e estética aos pacientes.

Dong et al. (2015) estudaram os efeitos de próteses obturadoras na função respiratória de pacientes. Avaliaram 26 pacientes que foram submetidos a maxilectomia e reabilitados com próteses obturadoras confeccionadas pelo mesmo profissional. Cada paciente foi examinado duas vezes, com e sem a prótese obturadora, utilizando-se equipamentos específicos para mensurar sua capacidade respiratória. Os resultados do estudo mostraram que os obturadores melhoraram o desempenho respiratório dos pacientes.

Segundo a Foundation for Oral-facial Rehabilitation (2015), próteses obturadoras são indicadas para pacientes com grandes defeitos maxilares que causam comunicações buco-sinusais, com o propósito de restaurar a fala, mastigação e a deglutição. No entanto, não apresentam suficiente estabilidade,

retenção e apoio para restaurar a mastigação aos níveis pré-cirúrgicos. A utilização de implantes osseointegráveis como auxiliares na retenção, melhora expressivamente essa situação e possibilita que a maioria dos pacientes volte a ser capaz de mastigar de forma eficaz.

Chen et al. (2015) estudaram o funcionamento de prótese obturadora em pacientes maxilectomizados com defeitos unilaterais. Avaliaram três tipos de próteses obturadoras, prótese convencional; prótese obturadora retida por magnetos em prótese parcial fixa metalo-cerâmica cimentada em dentes pilares e prótese obturadora com attachments macho/fêmea em prótese parcial fixa metalo-cerâmica cimentada em dentes pilares. Concluíram que a reabilitação com prótese obturadora promoveu melhora da função oral dos pacientes e a retenção da prótese obturadora, quando reforçada pela utilização de sistemas de retenção, demonstrou maiores benefícios.

Neto (2015), averiguou que cerca de 90% dos pacientes diagnosticados com neoplasias da cabeça e pescoço apresentam problemas dentários pré-existentes que devem ser tratados antes de se iniciar a terapia oncológica. O autor cita que o câncer de cabeça e pescoço é o sexto com maior incidência em todo o mundo. O avanço nos tratamentos oncológicos resultou em um aumento das taxas de cura, elevando o número de sobreviventes e desafiando os clínicos e suas equipes multidisciplinares na tentativa de redução da severidade dos efeitos adversos causados por estes tratamentos, como a mucosite, xerostomia, infeções orais, disgeusia, trismus, osteorradionecrose e cáries de radiação. A atuação do cirurgião dentista é fundamental para a prevenção das sequelas do tratamento oncológico e promoção da saúde oral durante as consultas de acompanhamento, além de ser responsável pela reabilitação protética quando esta se fizer necessária.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo propõe avaliar, por meio da Análise de Elementos Finitos, o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar Classe II de Okay, não cirurgicamente reparada, retida por implantes osseointegráveis e dois diferentes sistemas de retenção, *O'ring* e magneto. As tensões geradas serão avaliadas sob as formas qualitativa e quantitativa sob as condições de carregamento anterior e posterior simultâneo, considerando as regiões de tecido ósseo, mucoso maxilar e as barras metálicas com os sistemas de retenção.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

1 Modelos tridimensionais e softwares

- Modelo tridimensional da maxila - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI - Ministério da Ciência e Tecnologia.

- Modelo tridimensional dos implantes - Dentoflex®.

- Modelo tridimensional do sistema de retenção *O'ring* - Dentoflex®.

- Modelo tridimensional do conector protético UCLA - Dentoflex®.

- Modelo tridimensional do sistema de retenção magneto - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI - Ministério da Ciência e Tecnologia.

- Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI - Ministério da Ciência e Tecnologia.

- Programa computacional img2dcm.

- Programa computacional Rhinoceros® versão 5.0 da Robert McNeel & Associates

- Programa computacional Magics versão X SP2.

- Estacoes de trabalho marca HP modelo Z82, com processador Intel Xeon E5-2620 (2,00 GHz), memória RAM de 64 GB e placa de vídeo NVIDIA Quadro K2000D.

- Programa computacional InVesalius® versão 3.0.

- Pacote de programa computacional Hiperworks 13.0 da Altair Engineering.

  - Hipermesh.
  - OptiStruct.
  - Hyperview.

2 Análise de Elementos Finitos

- Estacoes de Trabalho Sun Microsystems®.

- Programa computacional Ansys Workbench versão 17.

4.2 Métodos

1 Modelo tridimensional da maxila

Os dados obtidos por uma tomografia computadorizada de referência, gravada em formato DICOM, constante no Banco de Dados de TC do CTI - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - Ministério da Ciência e Tecnologia, foram exportados para o programa InVesalius® versão 3.0. Neste programa foi executado o processo de segmentação da imagem e a diferenciação dos modelos tridimensionais dos tecidos moles e ósseos, seletivamente. Após o processo de segmentação, esse programa converteu os dados do formato DICOM para o formato STL.

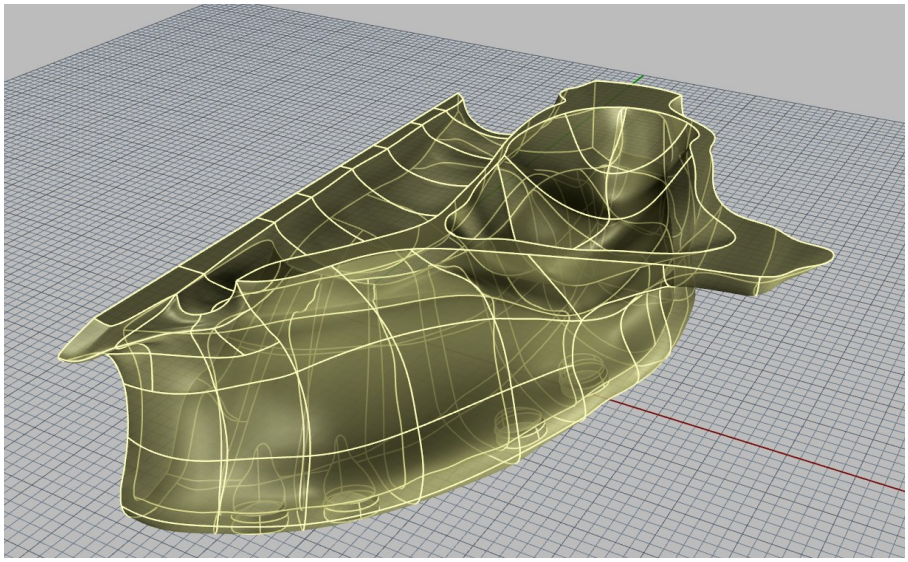
Os dados no formato STL foram transferidos para o programa Magics® versão X SP2, no qual foi a realizada a verificação do modelo tridimensional da maxila. Os dados dos arquivos STL editados pelo Magics® versão X SP2 foram exportados para o programa Rhinoceros® versão 5.0, no qual foram utilizados como referência para a geração do modelo Bio-CAD 3D, contendo a maxila. Esse programa possibilitou a manipulação e edição das estruturas de interesse no modelo Bio-CAD, permitindo a simulação das reabsorções ósseas e ressecções maxilares simulando a Classe II de Okay.

A reabsorção óssea foi simulada com uma redução do rebordo alveolar maxilar de aproximadamente 2 a 3 mm em sentido centrípeto ou horizontal, que é duas vezes maior que na vertical, de acordo com Bonachela et al. (2008).

A simulação da ressecção maxilar ocorreu de acordo com a Classe II de Okay: defeito de maior extensão, abrangendo a região da pré-maxila, caracterizando os defeitos transversos do palato, com a perda de até metade de sua superfície, segundo Okay et al. (2001) (Figura 4.1).

Relativo ao uso da tomografia computadorizada de um indivíduo adulto - Parecer de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São Paulo - USP, concedido sob o número 1.015.001 de 08/04/2015 (Anexo A).

Figura 4.1 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay - vista vestibular



Os modelos CAD dos implantes e UCLAS foram fornecidos pela empresa Dentoflex®. Todos os implantes utilizados foram de hexágono externo, sendo um implante com 13 mm de altura e outros três com 11,5 mm de altura (Figura 4.2)

Figura 4.2 - Modelos tridimensionais dos implantes e UCLA - Dentoflex® - Simplificação

Os implantes foram posicionados no modelo da seguinte forma:

Modelo Classe II de Okay: 4 implantes posicionados em região de incisivo lateral, canino, segundo pré-molar e primeiro molar esquerdos, segundo Block (2003). Sendo que o implante posicionado na região de canino com 13 mm de altura e os posicionados na região de lateral, pré-molar e molar com 11,5 mm. Para facilitar a nomenclatura, o implante na região de lateral será definido como implante 1, na região de canino como implante 2, na região de pré-molar como implante 3 na região de molar como implante 4 (Figuras 4.3 e 4.4).

Figura 4.3 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com fresagem para colocação de implantes - vista oclusal

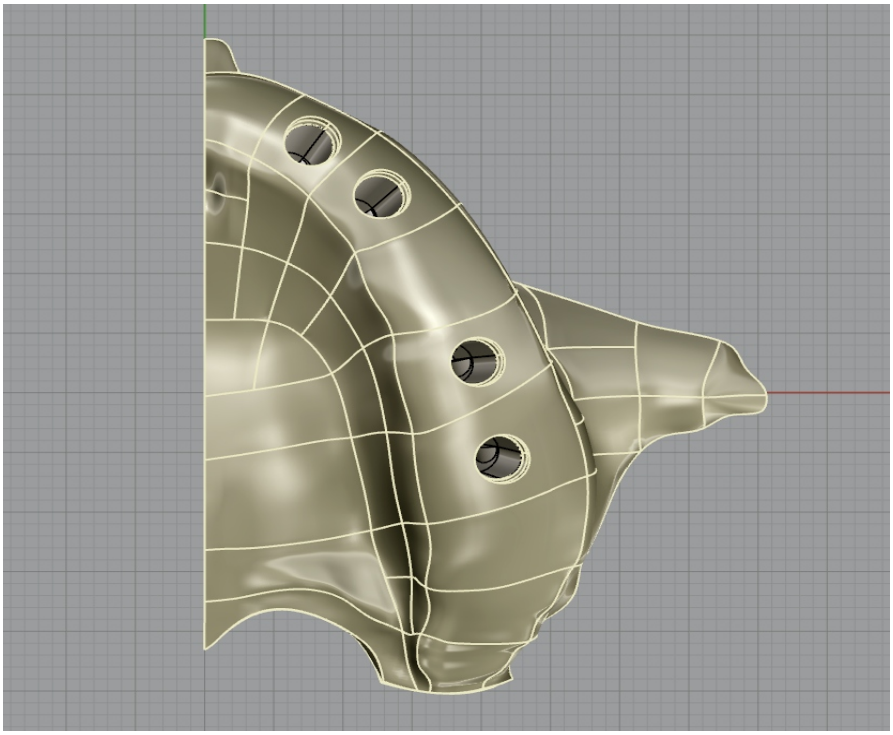
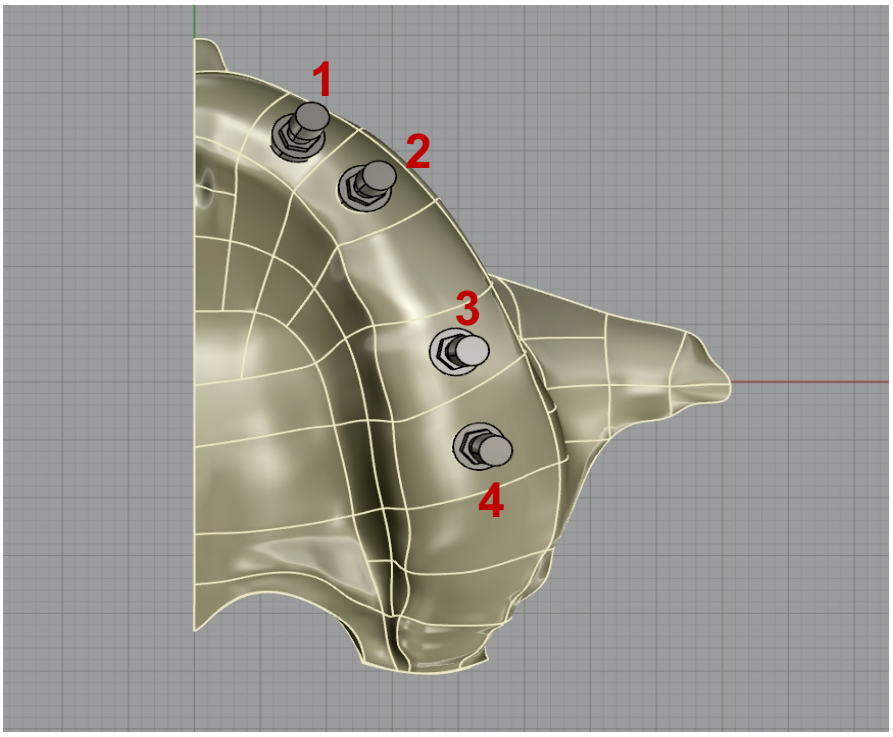
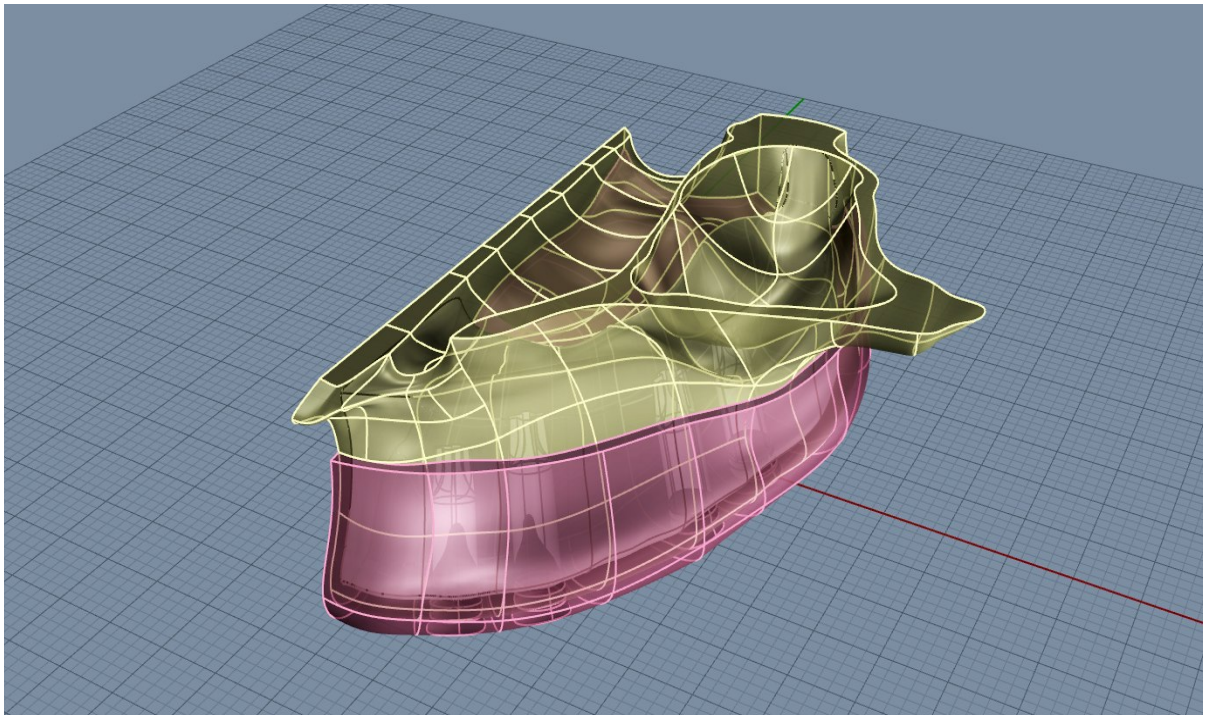


Figura 4.4 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com implantes posicionados - vista oclusal



A mucosa de revestimento foi editada manualmente com espessura média de 1,0 mm (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento Modelo tridimensional da maxila Classe II de Okay com fresagem para colocação dos implantes - vista vestibular



Foi realizado o planejamento de duas barras metálicas ferulizando os implantes, uma com retentores tipo *O'ring*, modelo 1 e outra com retentores tipo magneto, modelo 2. Os retentores foram dispostos na barra em suas extremidades e entre os implantes posicionados na região de canino e segundo pré-molar (Figuras 4.6, 4.7, 4.8, 4.9).

Figura 4.6 - Modelo tridimensional da barra metálica com sistema de retenção *O'ring* - Modelo 1 - em quatro vistas

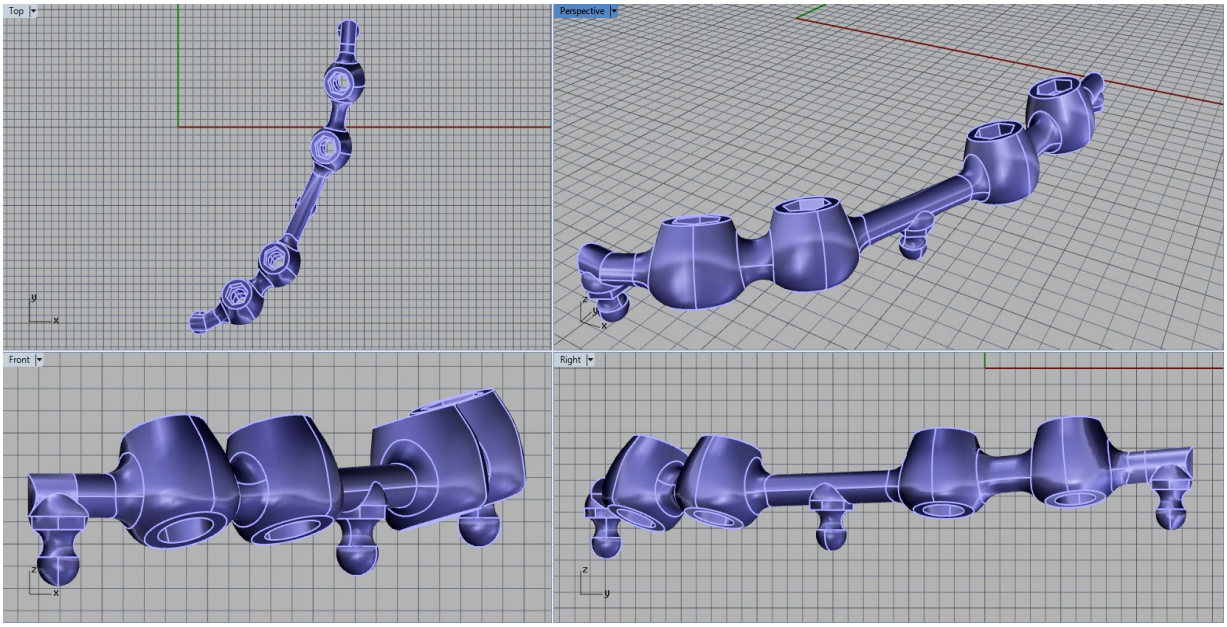


Figura 4.7 - Modelo tridimensional de barra metálica com sistema de retenção magneto - Modelo 2 - em quatro vistas

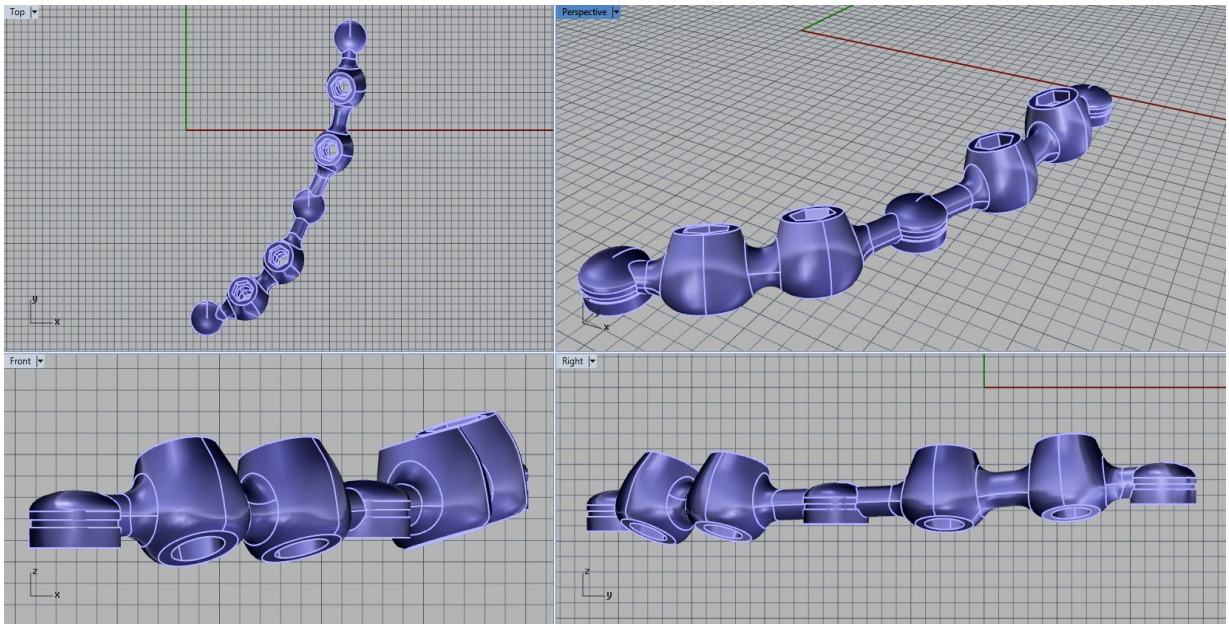


Figura 4.8 - Modelo tridimensional da barra metálica com *O'rings*/cápsulas em posição nos implantes Modelo 1 - em quatro vistas

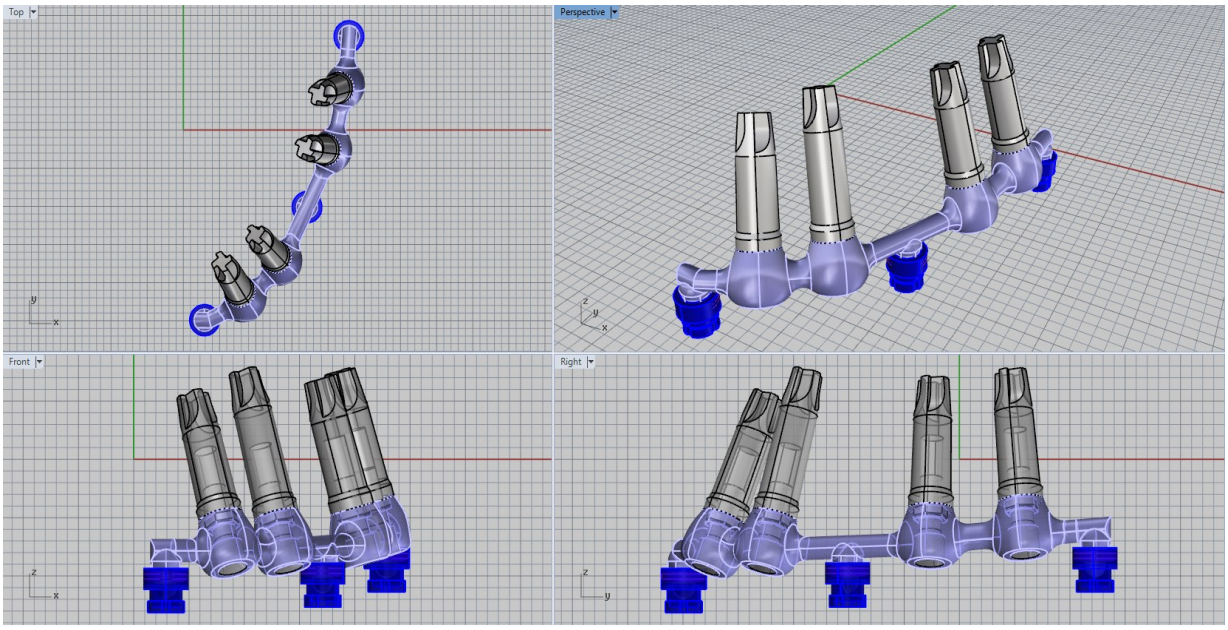
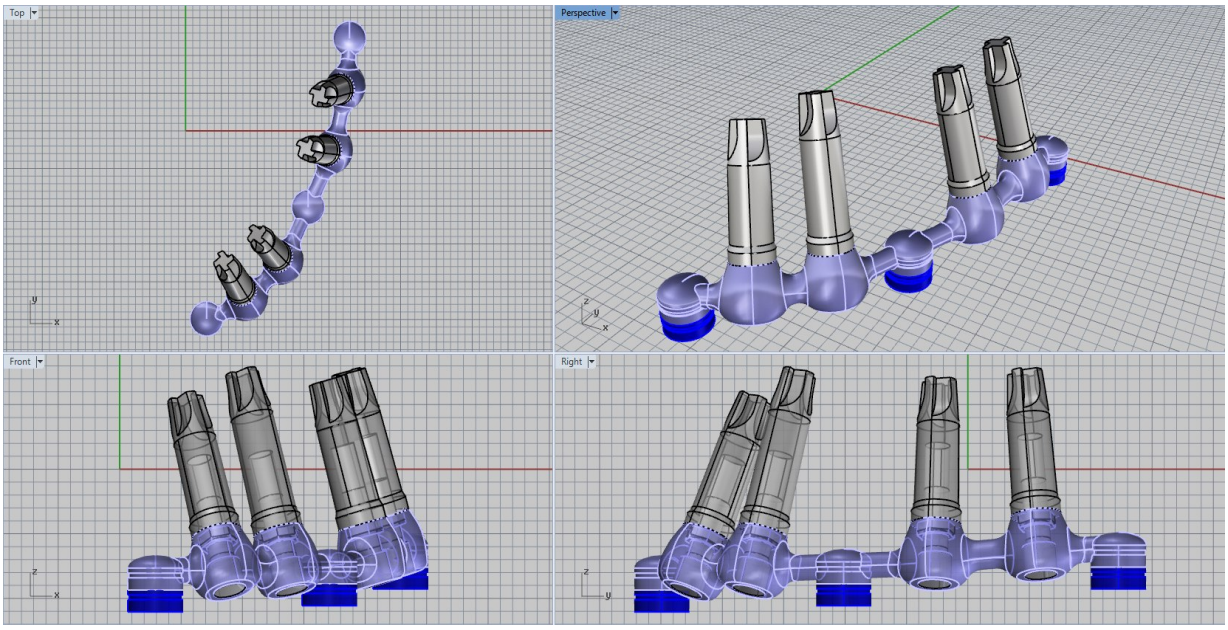


Figura 4.9 - Modelo tridimensional da barra metálica com o conjunto de magnetos em posição nos implantes - Modelo 2 - em quatro vistas



Como se empregaram dois sistemas de retenção, geraram-se dois modelos de geometria CAD: Modelo 1, com sistema de retenção O'ring e Modelo 2, com sistema de retenção magneto (Figura 4.10 e 4.11).

Figura 4.10 - Geometria do sistema de retenção *O'ring* em posição na maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento - Modelo 1 - vista vestibular

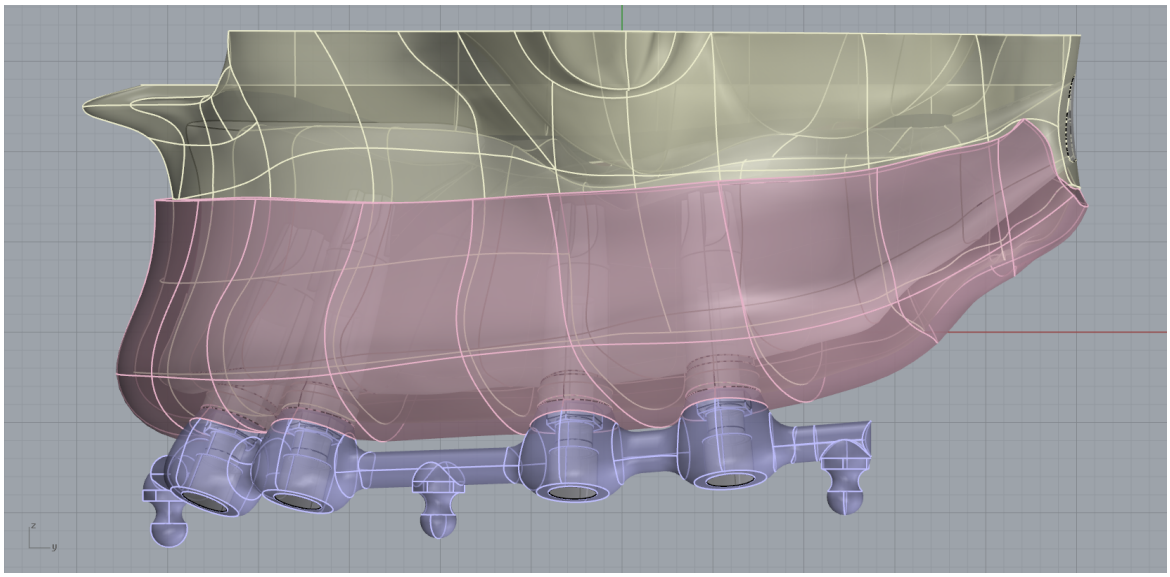
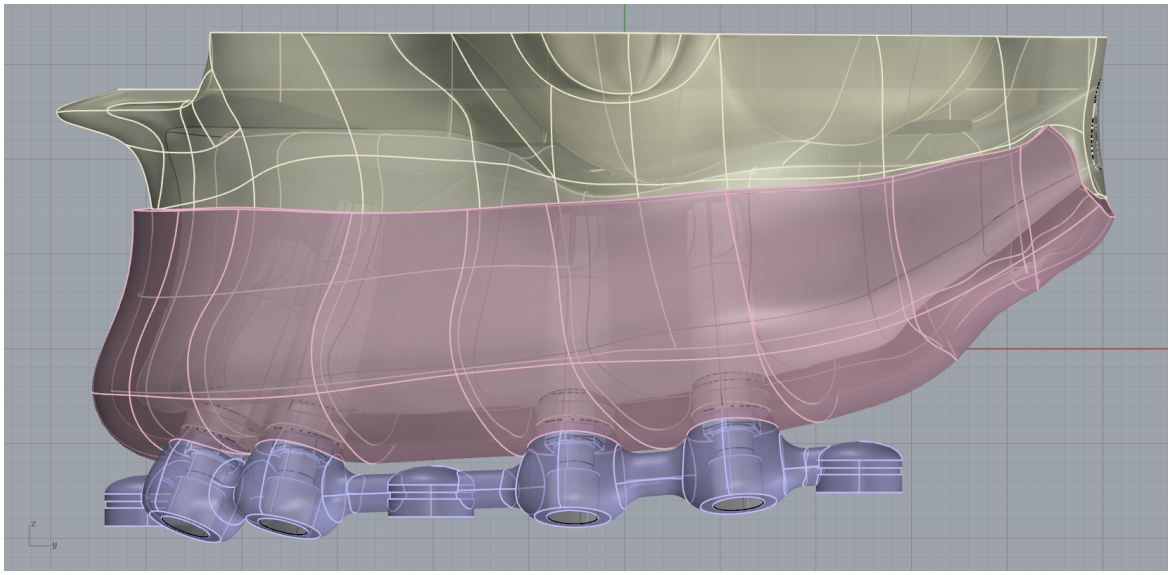


Figura 4.11 - Geometria do sistema de retenção magneto em posição na maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento - Modelo 2 - vista vestibular



Foi planejada uma prótese obturadora maxilar. O corpo polimérico da prótese e sua superfície oclusal foram editados manualmente pelo programa Rhinoceros® versão 5.0, obtendo-se desta forma a geometria CAD do conjunto representado por osso maxilar, implantes, mucosa, sistemas de retenção e prótese obturadora maxilar com simplificações, simulando as plataformas incisal e oclusal. Como foram empregados dois sistemas de retenção, geraram-se dois modelos de geometria CAD: Modelo 1 com sistema *O'ring* e Modelo 2 com sistema magneto (Figuras 4.12, 4.13, 4.14 e 4.15).

Figura 4.12 - Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar e barra metálica com *O'rings*/cápsulas - Modelo 1 - em quatro vistas

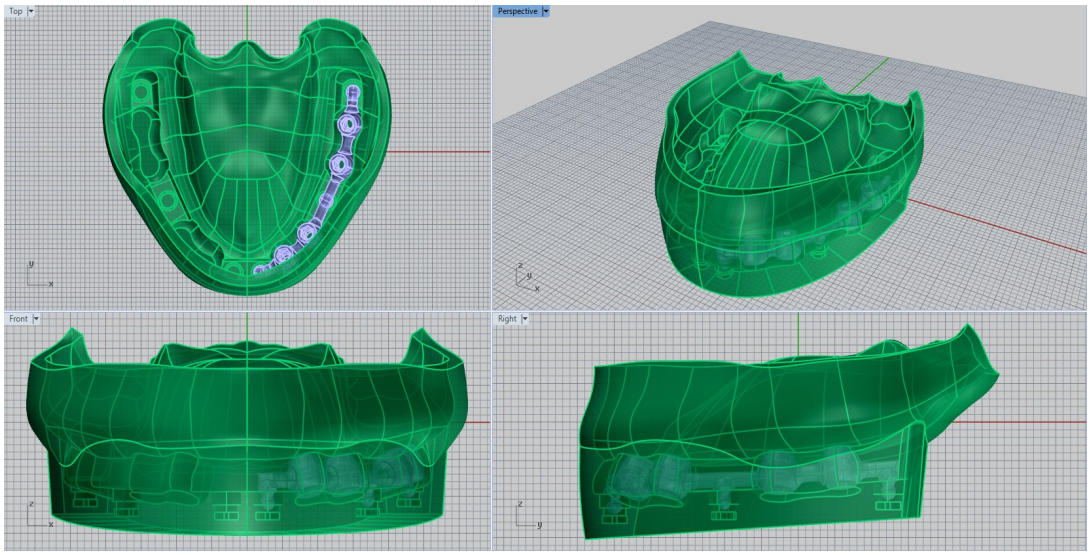


Figura 4.13 - Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar e barra metálica com magnetos - Modelo 2 - em quatro vistas

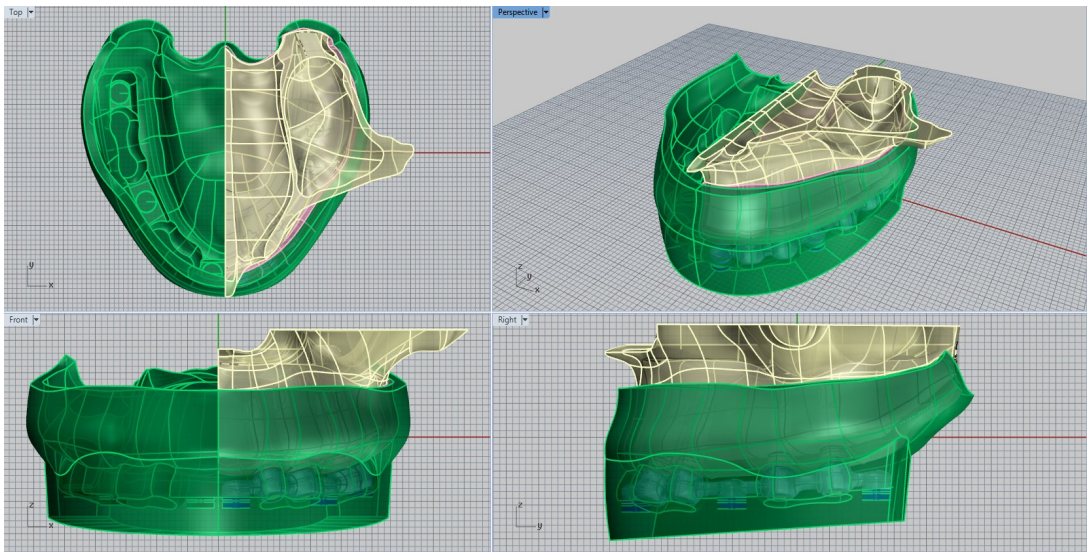


Figura 4.14 - Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com sistema de retenção *O'ring* Modelo 1 - em quatro vistas

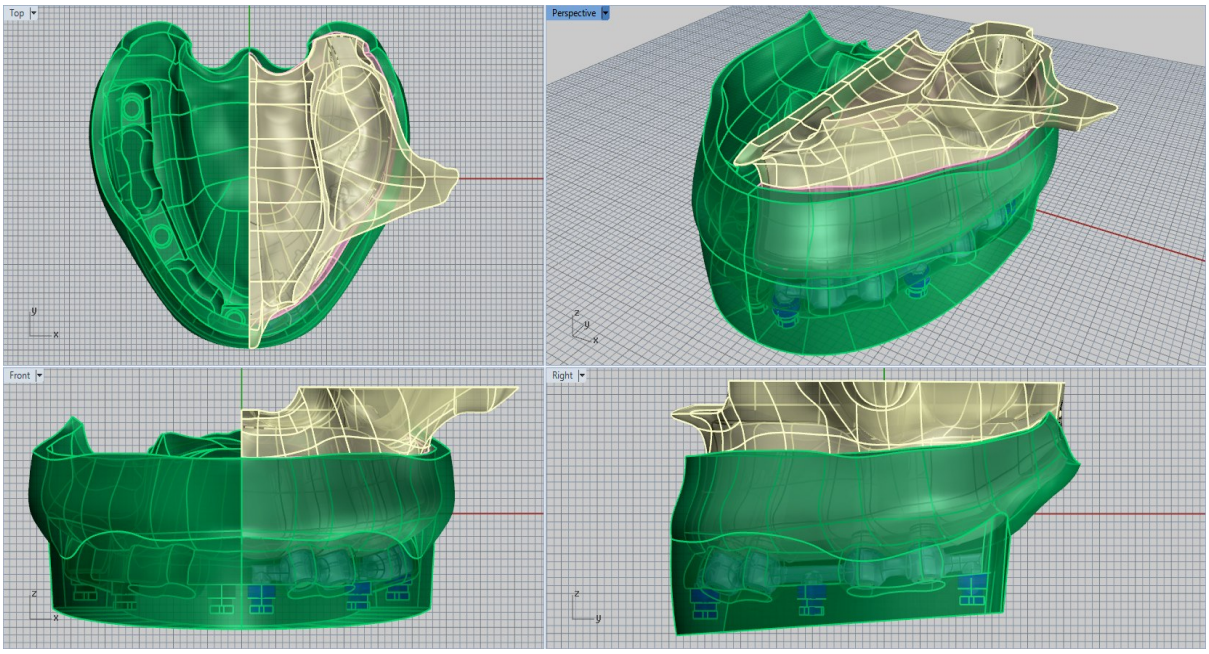
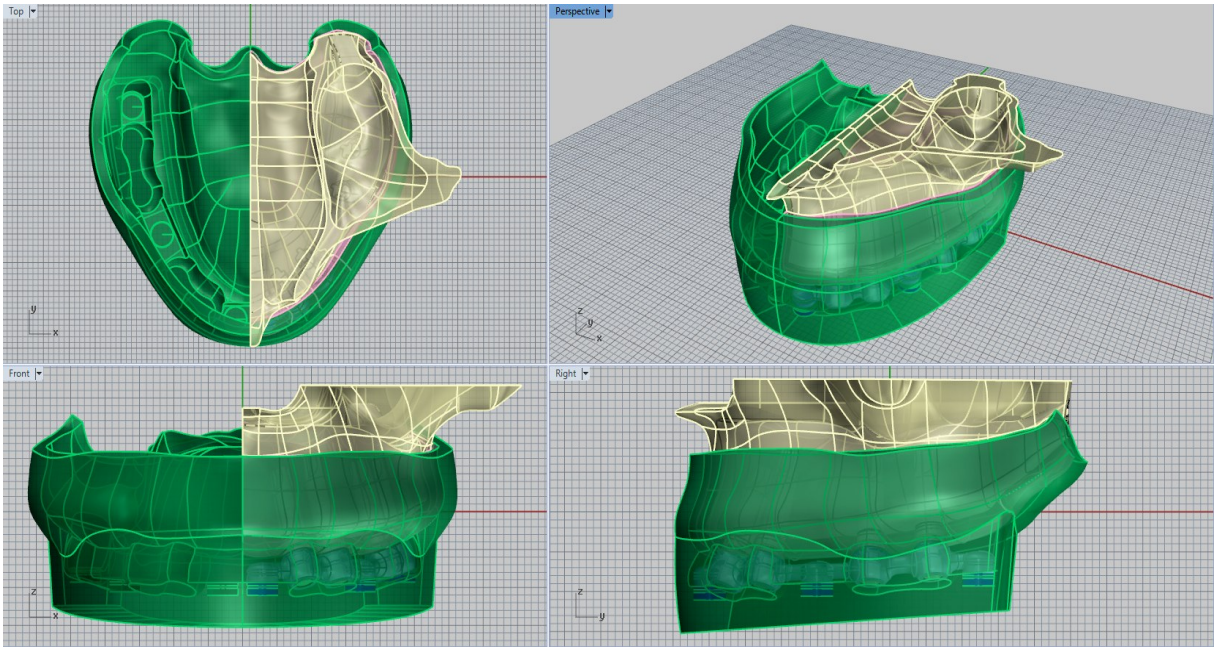


Figura 4.15 - Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com sistema de retenção magneto Modelo 2 - em quatro vistas



2 Análise por Elementos Finitos

Os modelos Bio-CAD, Modelos 1 e 2, gerados nas etapas anteriores serviram como base para a criação da malha de elementos finitos. As informações desses modelos foram exportadas para o programa Hyperworks 13.0 da Altair Engineering em formato de arquivo: Step 214CC2 (*.stp) onde o pré-processamento foi preparado pelo Hypermesh para uma análise linear estática, o processamento de cálculo foi realizado pelo Optstruct e pós-processamento com a visualização de resultados pelo Hyperview.

Os elementos finitos utilizados são do tipo tetraédricos irregulares, sendo que o Modelo 1 contém 915025 nós e o Modelo 2 contém 892472 nós. (Figuras 4.16 e 4.17).

O processamento da malha será realizado considerando-se que o comportamento mecânico do modelo apresente um comportamento elástico linear.

Os tecidos serão considerados como materiais de propriedades isotrópicas, de acordo com a maior parte dos estudos envolvendo AEF em Odontologia (Moroi et al., 1993; Koca et al., 2005; John et al., 2012; Xavier et al., 2012).

Figura 4.16 - Geometria completa do Modelo 1 com a malha de elementos finitos

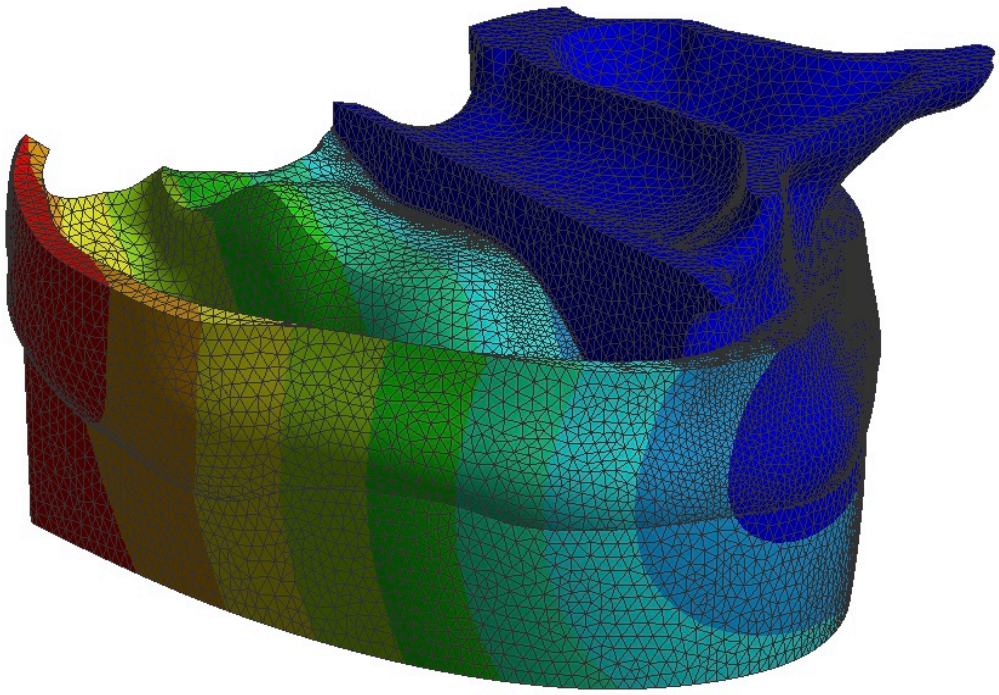
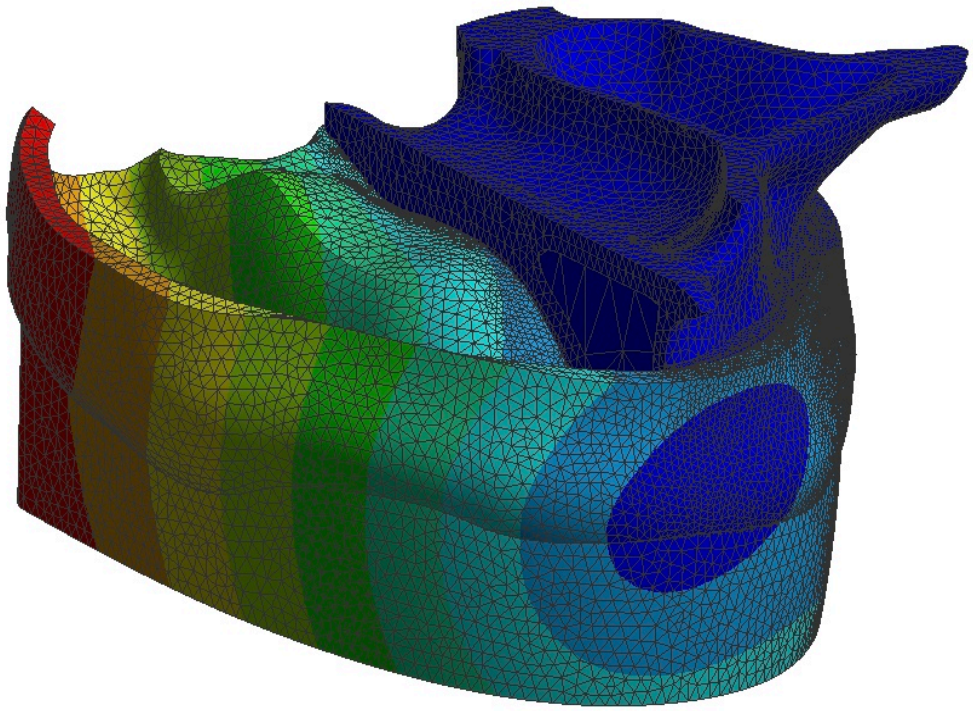


Figura 4.17 - Geometria completa do Modelo 2 com a malha de elementos finitos



O magneto utilizado como retentor seguiu as propriedades físicas da marca DYNA®, tendo 4,5mm de diâmetro por 1,7 mm de altura e a força de atração considerada foi de 300 g. Considerando-se que a atração ocorre pela ação de dois magnetos justapostos, calculou-se como força de atração do conjunto o valor de 2,94 N.

O contato entre todas as estruturas foi considerado do tipo colado, que representa uma interação perfeitamente unida, sem que possibilite o deslizamento ou a separação entre elas. Apesar de clinicamente algumas destas estruturas apresentarem um tipo de interação diferente da utilizada, a aplicação de contato do tipo deslizante resultou em um elevado grau de distorção dos elementos, o que indicava um alto efeito da não linearidade desta simulação (Xavier et al., 2012).

Foram declarados contatos colados entre as superfícies de interesse: superfícies dos implantes e ósseas medulares; superfície fibromucosa do palato duro e óssea do palato duro; superfície fibromucosa do palato duro e prótese obturadora. Foram estipulados os módulos de elasticidade (módulo de Young - MPa), e respectivos coeficientes de Poisson para cada material da estrutura do modelo (Quadro 4.1).

Será aplicada uma pressão simultânea, correspondente a uma força de 80 N na plataforma oclusal, representativa dos dentes posteriores e de 35 N na plataforma incisal, representativa dos dentes anteriores da prótese total obturadora maxilar. Estes valores foram baseados no trabalho de Wedel et al. (1994) e de Sousa e Mattos (2014).

Os resultados serão apresentados considerando-se uma análise qualitativa correspondente à escala de tensão máxima principal nos elementos, sendo os valores quantitativos desta escala expressos em MPa.

Quadro 4.1 - Módulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson para os diferentes materiais.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Resina acrílica	3000	0,35	Int J Prosthod 20(2) 2007
Dentes artificiais	2800	0,28	J Oral Rehabil. 35(10) 2008
Mucosa	1	0,37	Int J Prosthod 20(2) 2007
Osso trabecular	1370	0,30	Indian J Dent Res 20(1) 2009
Osso cortical	13700	0,30	Indian J Dent Res 20(1) 2009
Implante titânio	110000	0,33	Indian J Dent Res 20(1) 2009
Barra CrCo	218000	0,35	Indian J Dent Res 20(1) 2009
Magneto	160000	0,24	Int J Prosthod 12(1) 2012
O'ring borracha	5	0,45	J Biomech.46(7) 2013
O'ring cápsula	19000	0,31	J Biomech.46(7) 2013

5 RESULTADOS

Foram realizadas duas simulações, uma em cada modelo Bio-CAD gerado, Modelos 1 e 2, já descritos. Foi analisada a ação das cargas na prótese obturadora, barra metálica, mucosa, osso cortical e osso medular dos dois modelos.

5.1 Modelo 1 – Retenção *O'ring*

5.1.1 Prótese Total Obturadora

A carga aplicada na prótese obturadora, na plataforma incisal anterior e oclusal posterior, simultaneamente, gerou um deslocamento no sentido da região sem suporte ósseo, com valor máximo de 2,70 mm na região mais posterior da prótese. (Figuras 5.1 e 5.2).

Figura 5.1 – Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista oclusal

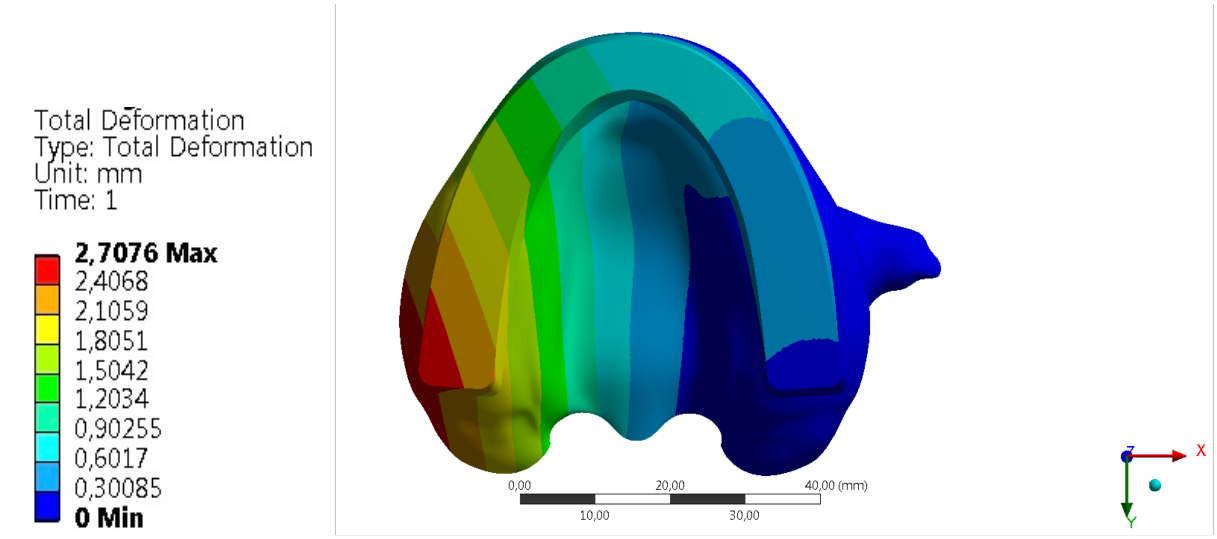
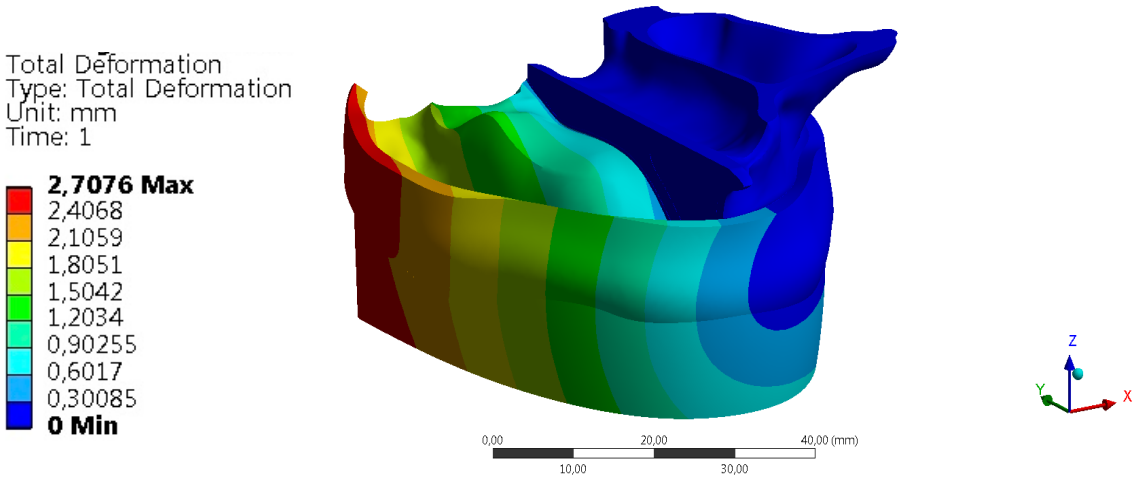


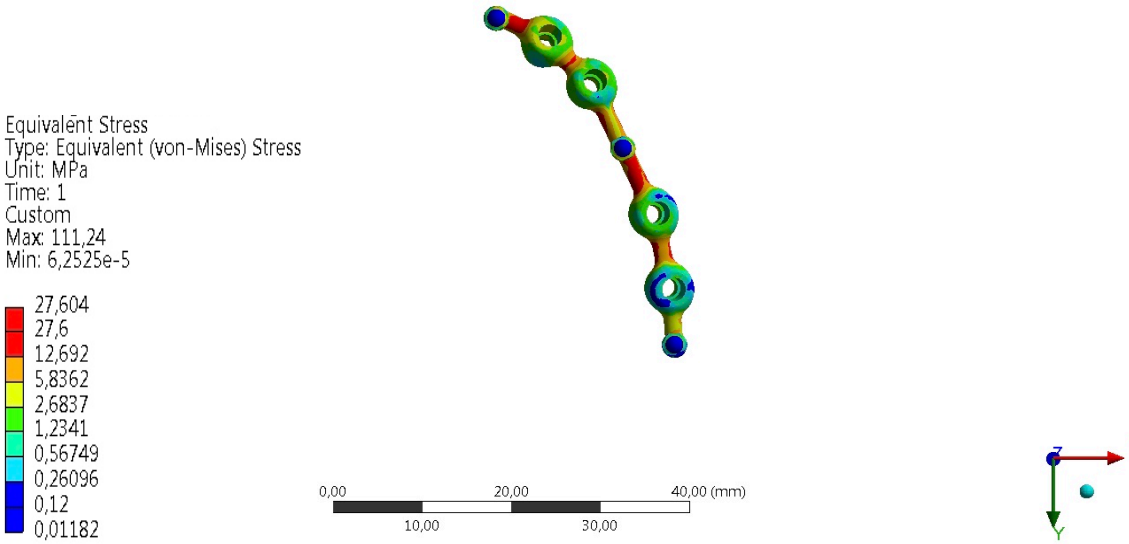
Figura 5.2 – Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista vestibular



5.1.2 – Barra Metálica

Na barra metálica, a carga provocou tensão von Mises máxima aproximada de 27,6 MPa na região da barra entre os implantes anteriores e entre os implantes posteriores; na porção da barra entre o implante 1 e *O'ring* da extremidade anterior e na porção da barra entre o implante 3 e *O'ring* intermediário. (Figura 5.3).

Figura 5.3 - Campo de tensão von Mises sobre a barra metálica do modelo 1 de elementos finitos - vista oclusal



5.1.3 Mucosa de revestimento

Na mucosa de revestimento, a carga provocou uma tensão máxima principal de compressão de aproximadamente 0,41 MPa na região de palato. E tensão máxima principal de tração de aproximadamente 0,66 MPa em pequena área da região anterior vestibular. (Figuras 5.4 e 5.5).

Figura 5.4 – Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista oclusal

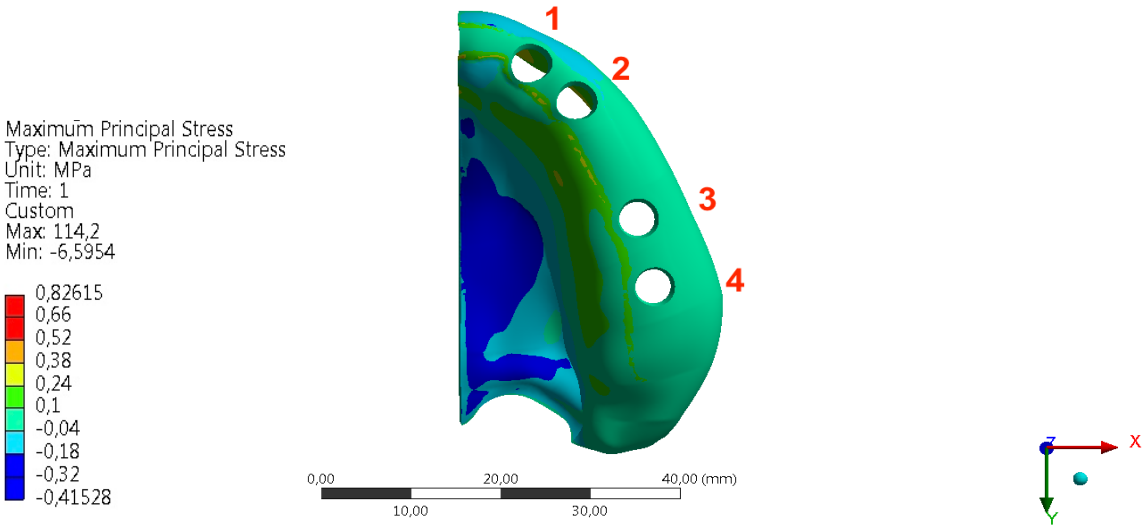
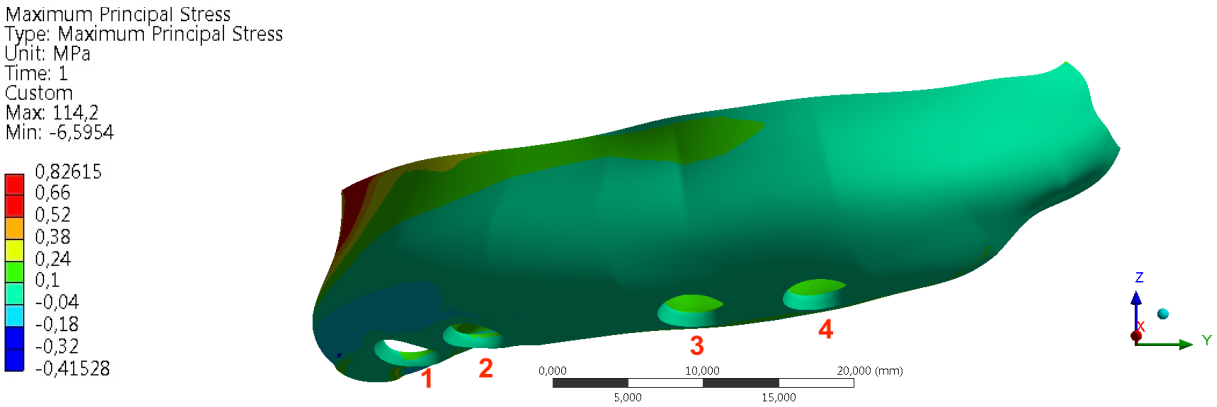


Figura 5.5 – Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral



5.1.4 Osso Cortical

Em osso cortical, a carga gerou tensão máxima principal de tração aproximada de 28,6 MPa em pequena região posterior do palato. E tensão máxima principal de compressão aproximada de 1,48 MPa em quase todo corpo da meia maxila. (Figuras 5.6 e 5.7).

Figura 5.6 - Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal

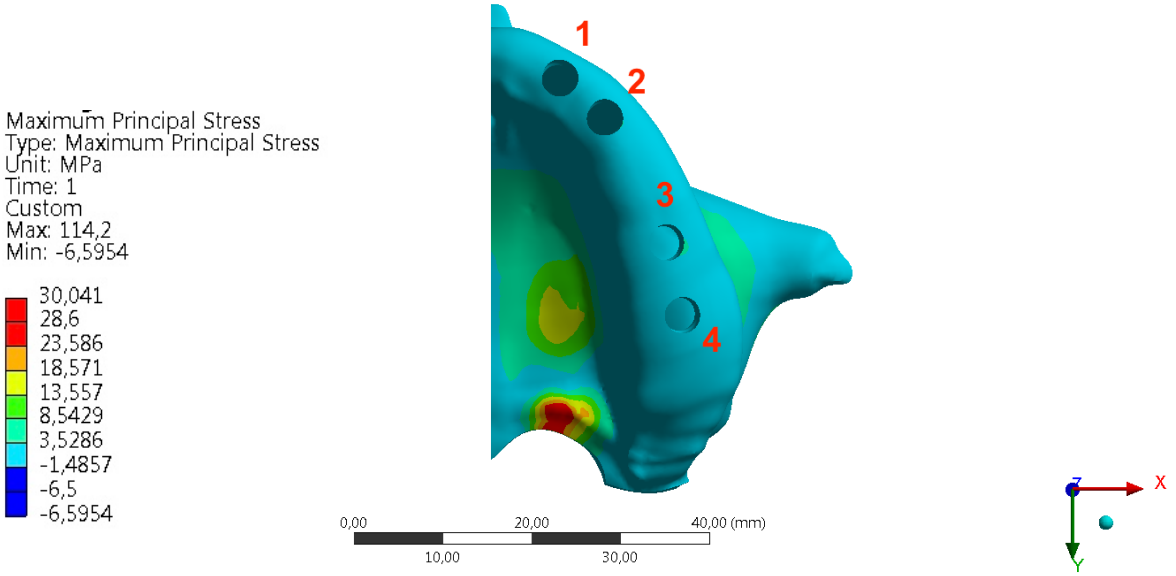
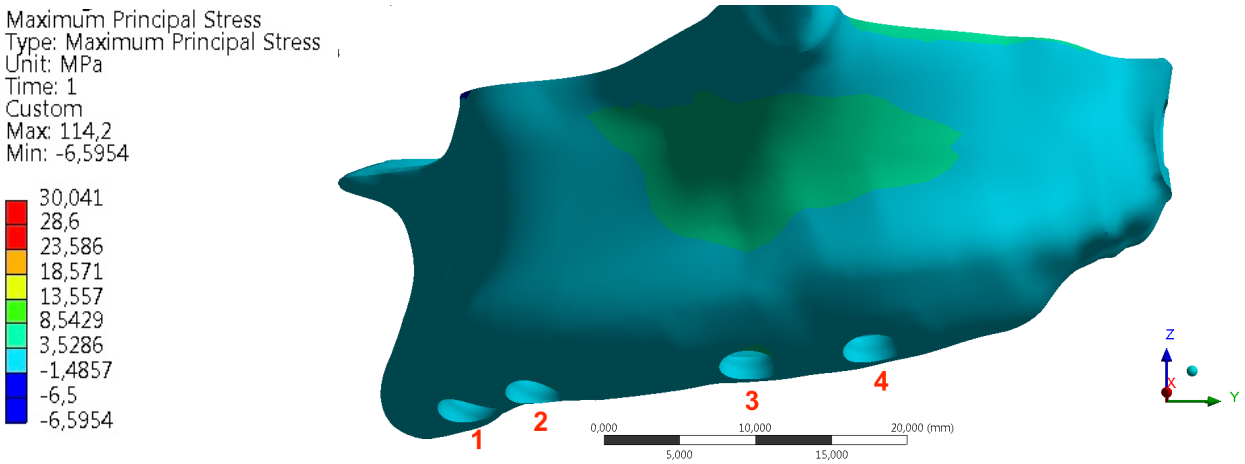


Figura 5.7 - Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral



5.1.5 Osso Medular

Em osso medular, a carga gerou tensão máxima principal de tração aproximada de 0.87 MPa em pequena área na parede vestibular, borda superior. Sendo que a parede vestibular da região dos implantes 3 e 4, foi onde apresentou maior área de tensão de tração com valores aproximados crescentes entre 0,087 MPa a 0,87 MPa. E tensão máxima principal de compressão aproximada de 0,30 MPa em pequena área vestibular, próxima ao implante 4. (Figuras 5.8 e 5.9).

Figura 5.8 - Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista oclusal

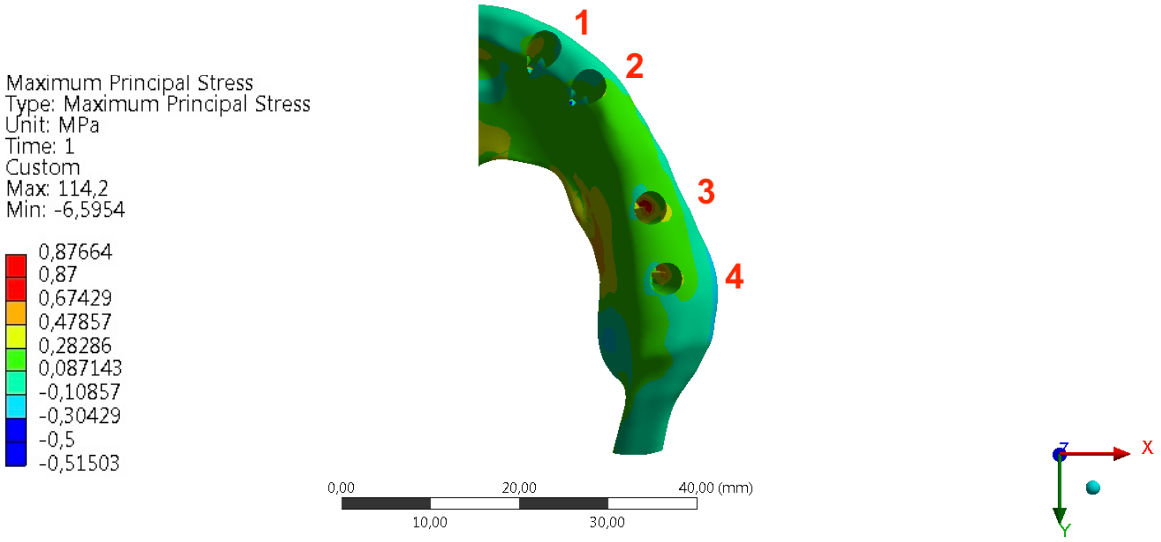
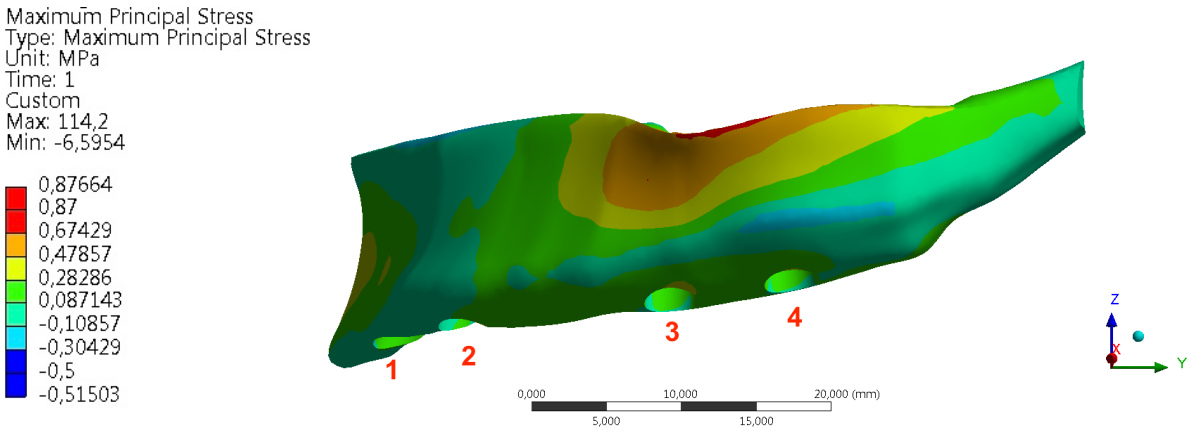


Figura 5.9 - Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração - vista lateral



5.2 Modelo 2 – Retenção Magneto

5.2.1 Prótese Total Obturadora

A carga aplicada na prótese obturadora, na plataforma incisal anterior e oclusal posterior, simultaneamente, gerou um deslocamento no sentido da região sem suporte ósseo, com valor máximo de 2,51 mm na região mais posterior da prótese. (Figuras 5.10 e 5.11).

Figura 5.10 - Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista oclusal

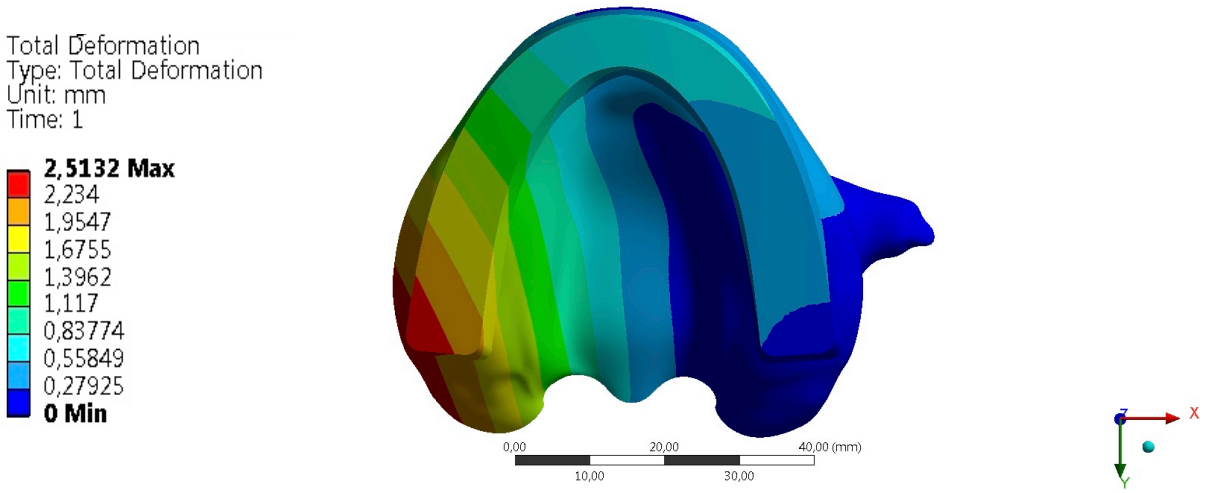
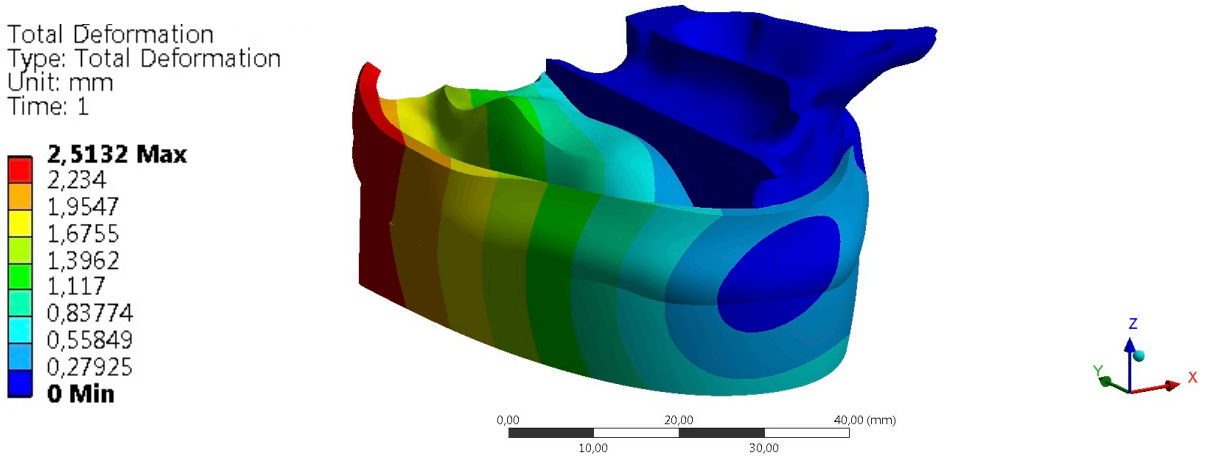


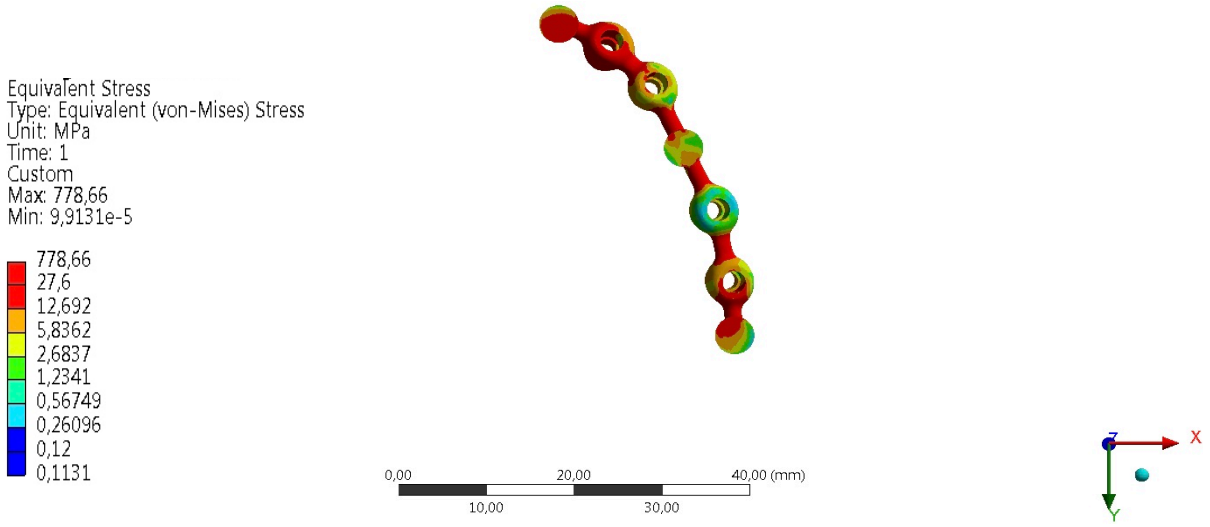
Figura 5.11 - Campo de deslocamento no conjunto prótese obturadora e maxila - vista lateral



5.2.2 Barra Metálica

Na barra metálica, a carga provocou tensão von Mises máxima aproximada de 27,6 MPa em todos as regiões da barra que conectam os seus componentes, incluindo os magnetos anterior e posterior e as UCLAS dos implantes 1 e 4. (Figura 5.12).

Figura 5.12 – Campo de tensão von Mises sobre a barra metálica do modelo de elementos finitos – vista oclusal



5.2.3 Mucosa de Revestimento

Na mucosa de revestimento, a carga provocou uma tensão máxima principal de compressão de aproximadamente 0,32 MPa na região central de palato. E tensão máxima principal de tração de aproximadamente 0,38 em pequena área anterior, que equivale ao fundo de saco. (Figuras 5.13 e 5.14).

Figura 5.13 – Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista oclusal

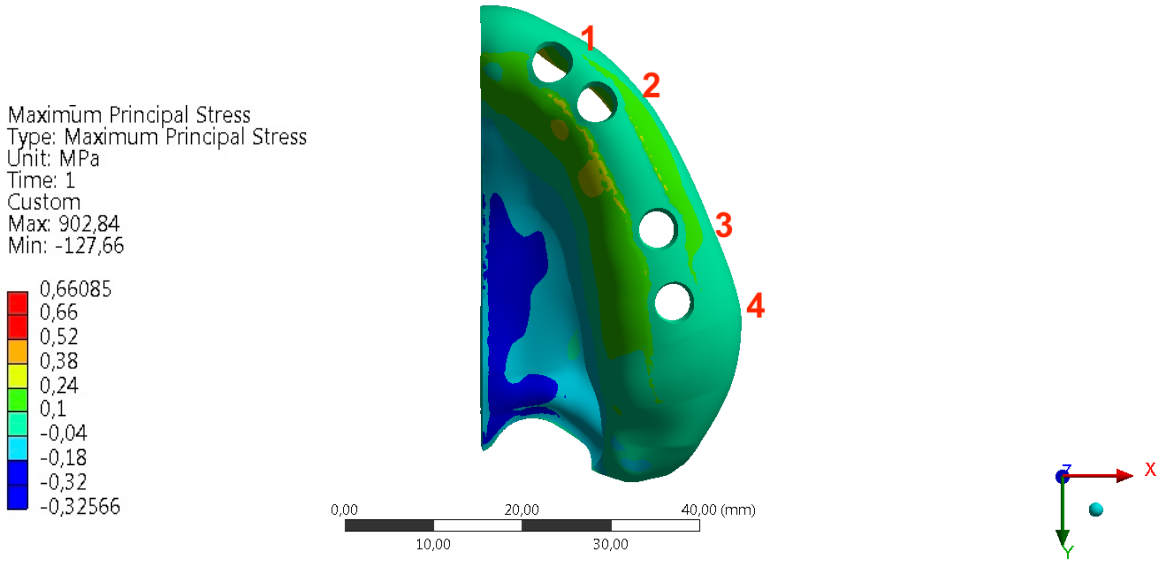
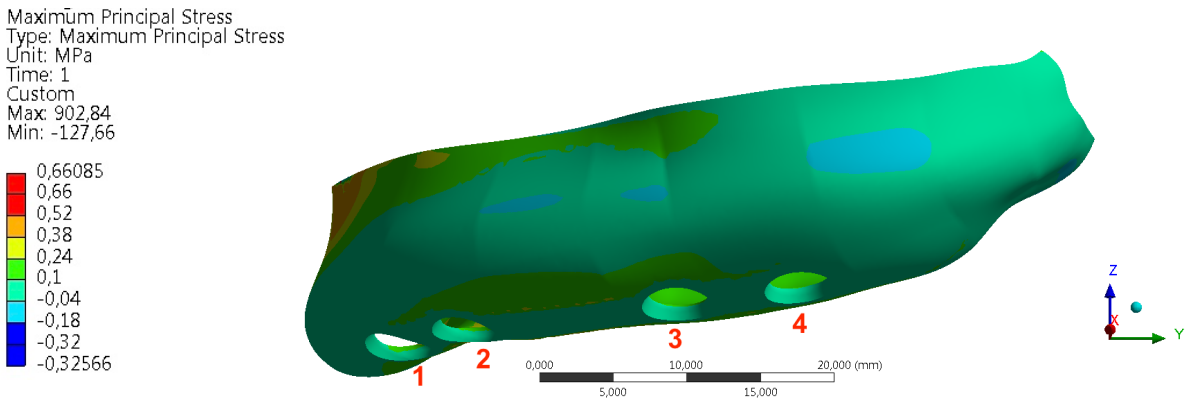


Figura 5.14 – Campo de tensão máxima principal sobre mucosa de revestimento do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista lateral



5.2.4 Osso Cortical

Em osso cortical, a carga gerou tensão máxima principal de tração aproximada de 28,6 MPa em pequena região posterior do palato. E tensão máxima principal de compressão aproximada de 6,5 MPa na cervical mesial do implante 1. (Figuras 5.15 2 5.e 16).

Figura 5.15 – Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista oclusal

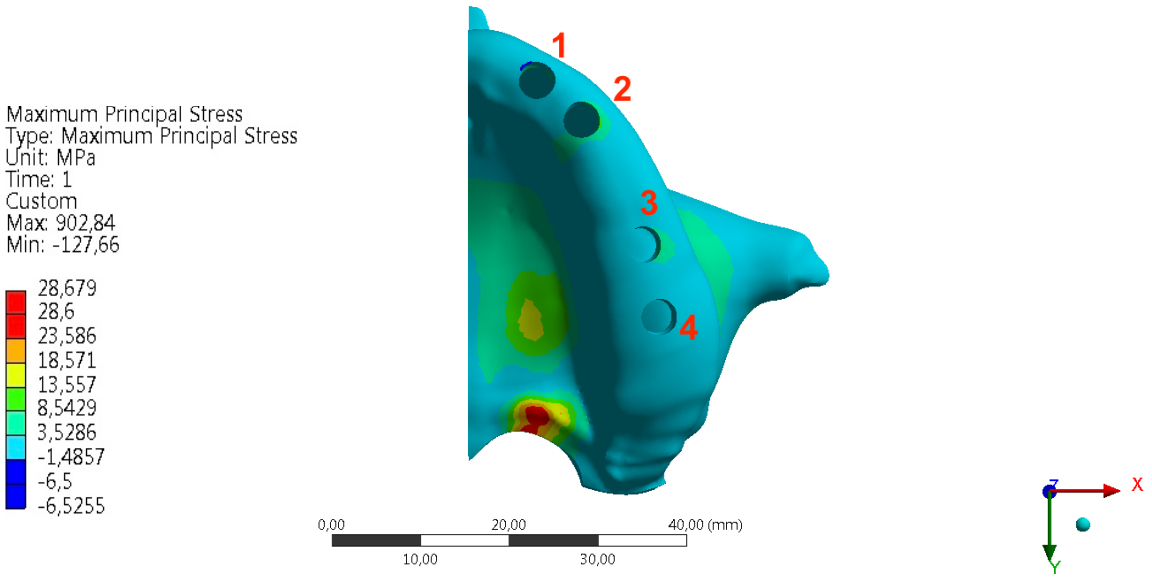
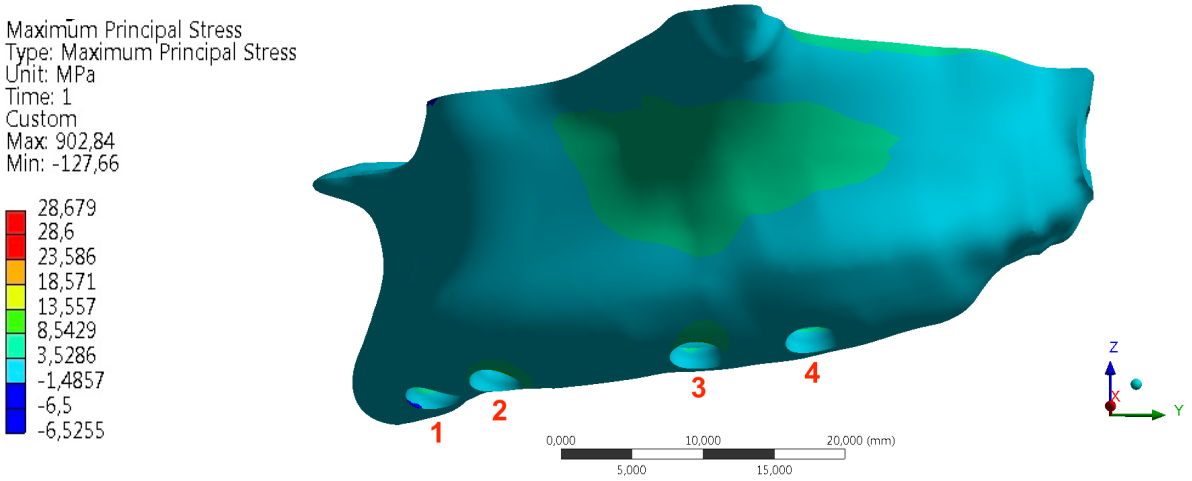


Figura 5.16 – Campo de tensão máxima principal sobre osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista lateral



5.2.5 Osso Medular

Em osso medular, a carga gerou tensão máxima principal de tração aproximada de 0,47 MPa na cervical dos implantes 2 e 3; na parede vestibular e palatina da região correspondente aos implantes 2 e 3; em região próxima a borda superior vestibular; e em pequena área vestibular anterior próxima ao implante 1. A tensão máxima principal de compressão teve valor aproximado de 0,5 MPa na cervical do implante 1. (Figuras 5.17 e 5.18).

Figura 5.17 – Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista oclusal

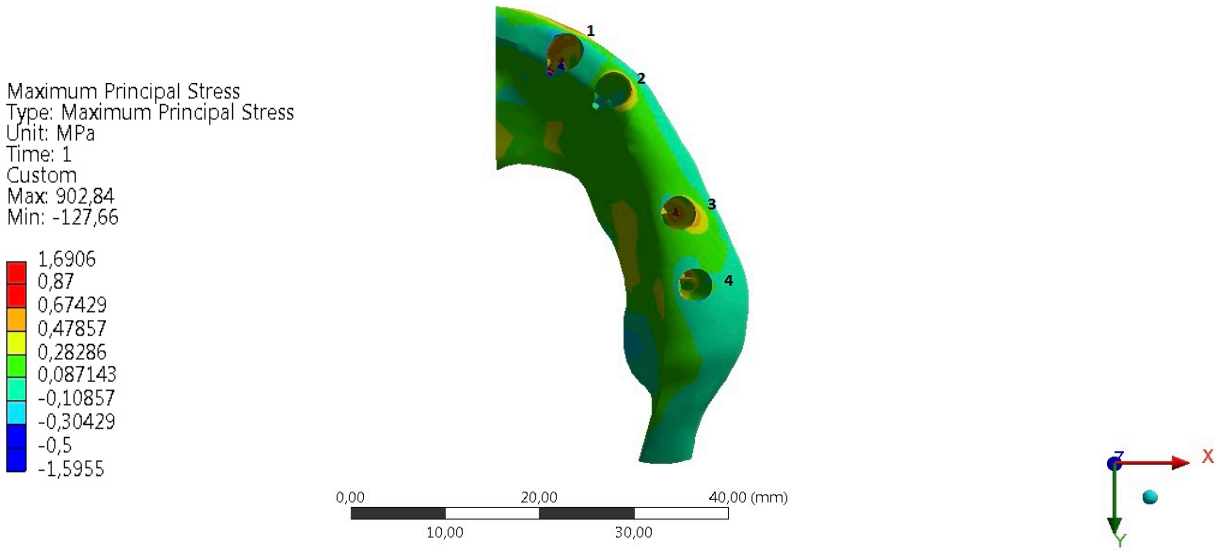
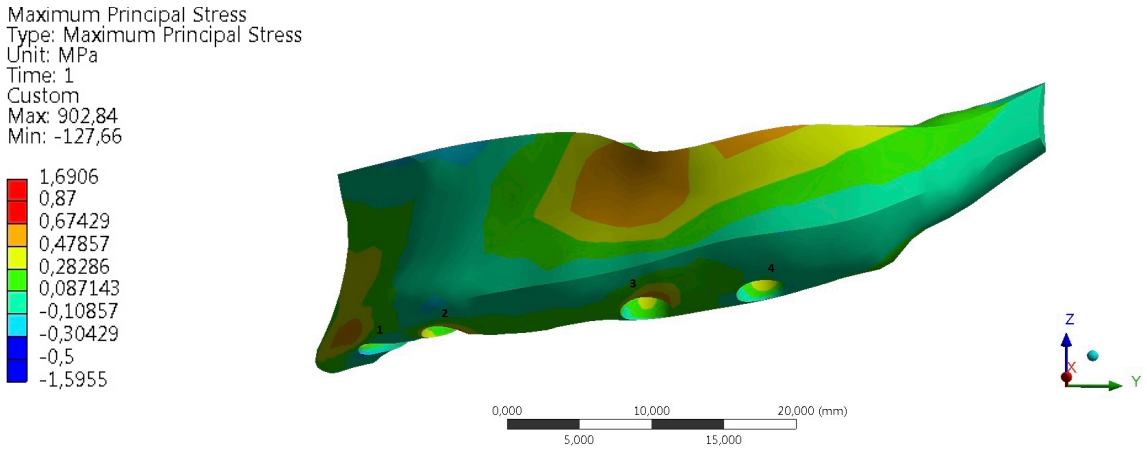


Figura 5.18 – Campo de tensão máxima principal sobre osso medular do modelo de elementos finitos. Valores negativos equivalem a tensão de compressão e positivos equivalem a tensão de tração – vista lateral



5.3 Análise Comparativa entre os Modelos

Ao se traçar um comparativo entre os dois modelos desse trabalho, notou-se que a aplicação das cargas nas plataformas incisal e oclusal da prótese total obturadora, simultaneamente, provocou um deslocamento máximo do conjunto no sentido da área sem suporte ósseo. Sendo que esse deslocamento foi de 2,7 mm no Modelo 1 e de 2,51 mm no Modelo 2. Observa-se então, que o sistema de retenção *O'ring* sofreu maior deslocamento no sentido da área sem suporte ósseo.

Na mucosa gengival, houve uma tensão máxima principal de tração na mesma região em ambos modelos, sendo uma pequena área na região anterior, diferindo apenas nos valores, Modelo 1 com 0,82 MPa e Modelo 2 com 0,38 MPa, valores aproximados. A tensão máxima principal de compressão também se concentrou na mesma região em ambos modelos, região de palato, diferindo na extensão da área e valores, Modelo 1 com 0,41 MPa e Modelo 2 com 0,32 MPa, valores aproximados. Sendo que o Modelo 1 apresentou área de tensão máxima principal de compressão um pouco mais extensa.

Nas barras metálicas, verificou-se uma diferença importante quanto a abrangência da distribuição das tensões von Mises máxima nos dois modelos, sendo que os valores aproximados das tensões máximas foram praticamente iguais de 27,6 MPa. As regiões que apresentaram maior valor, no Modelo 1, se concentraram nas porções da barra que conectam seus componentes, sendo mais evidente nas regiões dos implantes 1 e 3. Já no Modelo 2, as regiões com maior valor foram mais abrangentes, envolvendo além das porções da barra que conectam seus componentes; as UCLAS dos implantes 1 e 4, e os magnetos posicionados anterior e posteriormente na barra. Isso evidencia que a barra do Modelo 2 concentrou mais tensões que o do Modelo 1.

No osso cortical, a aplicação das cargas gerou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 28,6 MPA em pequena região posterior do palato tanto no Modelo 1, quanto Modelo 2. Verificou-se também, que ambos modelos apresentaram tensão de tração em região central do palato e parede vestibular, com valores aproximados crescentes de 3,5 MPa a 13,5 MPa. A diferença significativa, foi que no Modelo 1 o implante 3 apresentou tensão de tração na cervical com valor aproximado de 8,5 MPa, enquanto que, no Modelo 2, ocorreu na cervical dos implantes 2 e 3. Ambos modelos apresentaram tensão de compressão uniforme em toda área restante

do osso cortical com valor aproximado de 1,48 MPa, tendo como diferença significativa que no Modelo 2 houve tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 6,5 MPa na cervical mesial do implante 1.

No osso medular, a carga aplicada gerou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 0,87 MPa no Modelo 1, em pequena porção da borda superior da parede vestibular, região do implante 3. Ambos modelos apresentaram tensão de tração nas paredes vestibular e palatina, com valores crescentes de 0,087 MPa a 0,47 MPa, sendo que no Modelo 1, a área foi mais abrangente. A diferença significativa foi que no Modelo 1 o implante 3 apresentou tensão de tração, enquanto no Modelo 2, essa tensão concentrou-se nos implantes 2 e 3. Além de ter apresentado tensão máxima principal de compressão de 0,5 MPa na cervical do implante 1.

6 DISCUSSÃO

O planejamento e a previsibilidade do resultado de uma reabilitação protética são dificuldades impostas aos cirurgiões-dentistas. Pacientes submetidos a maxilectomias são um desafio a mais para esses profissionais, dada as condições remanescentes da ressecção cirúrgica e as dificuldades que essas condições impõem na confecção de uma prótese obturadora satisfatória (Kusterer et al., 2012; Aguiar et al., 2013). O objetivo dessas próteses é restabelecer a função mastigatória, deglutição, fonação, estética e auxiliar a função respiratória; além de promover melhora na qualidade de vida desses pacientes (Devlin e Barker, 1992; Markt, 2001; Arigbede et al., 2006; Oh e Roumanas, 2006; Eckardt et al., 2007; Nothdurf e Pospiech, 2007; Leles et al., 2010; Kusterer et al., 2012; Aguiar et al., 2013; Cardeli et al..2014; Dong et al., 2015; Foundation of Oral-facial Rehabilitation, 2015; Neto, 2015).

As dificuldades mais comuns nas reabilitações de pacientes maxilectomizados são a falta de apoio, retenção e estabilidade da prótese obturadora. O surgimento do conceito de osseointegração e a evolução da Implantologia tiveram grande impacto nas reabilitações protéticas, tendo como vantagem principal a melhora na retenção. A prótese obturadora implantorretida melhora a estabilidade, função e estética, como resultado, promove a confiança e conforto do paciente no seu uso (Chan, 1998; Fukuda et al., 2004; Cune et al., 2005; Aydin, 2007; Soares et al., 2008; Rettore et al., 2009; Leles et al., 2010; Vahidi e Pinto-Sinai, 2015; Wang et al., 2016).

Na reabilitação com próteses implantorretidas maxilares convencionais é preconizado que se utilize mais implantes e com maior comprimento, mínimo de 10 mm, que em próteses mandibulares. O objetivo é aumentar a superfície de contato implante/osso e essa recomendação é devido a qualidade e quantidade óssea da maxila ser inferior à mandíbula. O posicionamento dos implantes na maxila deve ser planejado para que durante a mastigação recebam cargas axiais, já que cargas laterais podem favorecer a reabsorção óssea. Os implantes devem ser em número par e distribuídos na maxila formando um polígono, devem ser ferulizados por barras metálicas e seu trajeto no rebordo deve ser o mais próximo possível da plataforma oclusal da prótese. A oclusão da prótese deve ser bem ajustada, evitando assim carga oclusal não axial no sistema osso/implante. É recomendado manter uma largura mais

densa de osso vestibular, deste modo o implante deve ser posicionado palatinizado à crista óssea alveolar (Chan et al., 1998; Spierkeman et al., 2000; Block, 2003; Bonachela et al., 2008; Rettore et al., 2009; Lin et al., 2010).

Baseando-se em todas essas recomendações, esse estudo utilizou implantes de 13 mm na região de canino e 11,5 mm nas regiões de incisivo lateral, pré-molar e molar, que foram unidos através de barra metálica. A distribuição em polígono, no entanto, não foi possível devido a estrutura óssea remanescente escolhida nesta pesquisa, Classe II de Okay, já descrita.

A Classe II de Okay impõe dificuldades na reabilitação com próteses obturadoras implantorretidas, sendo o domínio do conhecimento sobre os implantes, seus componentes protéticos e respectivos sistemas de retenção imperativo. Esse estudo avaliou as tensões geradas por próteses implantorretidas com os sistemas de retenção *O'ring* e magneto. O sistema *O'ring* tem seu uso bem difundido na Odontologia, pois oferece manutenção simples, consistindo na troca das borrachas posicionadas dentro das cápsulas que se encaixam no retentor bola da barra. Já o ressurgimento do interesse dos cirurgiões-dentistas na utilização de magnetos nas reabilitações protéticas com implantes, tornou-se um motivador para sua inclusão neste estudo. O desenvolvimento de novos magnetos com maior força de atração e revestidos com materiais que os protegem da corrosão da saliva, permitiu que esse tipo de retenção surgisse como uma alternativa as retenções mecânicas (Esteves Júnior, 2009; Ceruti et al., 2010).

Com intuito de cada vez mais aprimorar as pesquisas científicas relacionadas a reabilitações protéticas, a Análise de Elementos Finitos (AEF) vem sendo rotineiramente utilizada na Odontologia. A alternativa de simular, de modo não invasivo, as ações e efeitos de cargas mastigatórias que uma prótese obturadora pode gerar, foi viabilizada pela AEF. Com a evolução dos softwares e das tecnologias de aquisição e processamento digital de imagens, o uso da modelagem Bio-CAD para gerar uma malha de elementos finitos e, por conseguinte sua análise, tornou-se possível. O modelo Bio-CAD a ser estudado deve ser corretamente manipulado e discretizado, de modo a fornecer uma malha tridimensional de elementos finitos viável e com menos distorções. A verificação das possíveis formações da malha tridimensional e dos tetraedros que a formam, é realizada através de um algoritmo, desse modo o modelo, neste estudo, foi corretamente subdividido em tetraedros tridimensionais harmônicos, tendo todos seus espaços preenchidos e conectados.

Este estudo é baseado no modelo Bio-CAD-CTI, desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, que protocolou procedimentos possibilitando melhor controle da criação, simplificação e divisão do modelo Bio-CAD para originar a malha de elementos finitos com o maior número possível de formas geométricas, tetraedros irregulares, menores distorções e resultados mais precisos. A viabilidade e confiabilidade dessa metodologia consiste na correta determinação das propriedades dos materiais e estruturas a serem estudados, da interação e comunicação entre as duas ciências envolvidas, Engenharia e Odontologia, e o contínuo desenvolvimento da tecnologia da AEF para aprimorar o seu benefício (Peyton e Craig, 1963; Moroi et al., 1993; Sun et al., 2005; Gao et al., 2006; Lotti et al., 2006; Taddei et al., 2007; Wakabayashi et al., 2008; Xavier et al., 2012).

Existem, no entanto, algumas limitações pertinentes ao uso da AEF, como o fato de por ser um método matemático *in vitro*, pode não simular uma situação real completamente. Para alimentar o software que faz a análise da malha de elementos finitos, parte-se de caracterizações que nem sempre são encontradas clinicamente. Exemplificando, assume-se que houve 100% de osseointegração na interface implante/osso, que pode não acontecer *in vivo*; que as estruturas apresentam comportamento elástico linear e isotrópico, sendo que o tecido ósseo é viscoelástico e anisotrópico; e que as cargas aplicadas na prótese obturadora não são dinâmicas como as encontradas na mastigação. Essas discrepâncias podem causar pequenas perdas na precisão dos resultados quantitativamente, porém não interferem no resultado qualitativo do estudo (Wakabayashi et al., 2008; Souza et al., 2009; John et al., 2012).

Tanto próteses totais convencionais, quanto próteses obturadoras possuem deslocamento durante a mastigação, sendo que a amplitude desse movimento é menor em próteses totais, visto que os obturadores tendem a se deslocar no sentido da região sem suporte ósseo. Souza et al. (2009), num estudo sobre amplitude de movimento, observaram um deslocamento das próteses convencionais de até 1 mm. Neste estudo, as próteses obturadoras tanto no Modelo 1, *O'ring,* quanto 2, magneto, após o carregamento, apresentaram um movimento de rotação com fulcro localizado na proximidade do limite da linha de ressecção, na região anterior da maxila. No Modelo 1 esse deslocamento foi de 2,70 mm, um pouco maior que no Modelo 2 com 2,51 mm. Como já mencionado anteriormente, o contato entre as estruturas dos

modelos foi considerado do tipo colado, sem deslizamento ou separação. Isso sugere, que a diferença nos valores do deslocamento das próteses obturadoras esteja relacionada com o tipo de retentor utilizado e suas propriedades mecânicas. Em estudo que avaliou a retenção do tipo barra/clipe, de Sousa e Mattos (2012) obtiveram deslocamento da prótese obturadora de 3,15 mm.

Após o carregamento na prótese obturadora, as tensões geradas foram dissipadas pelos sistemas de retenção escolhidos e pelos tecidos de suporte. A mucosa atua como um amortecedor e dissipador das cargas mastigatórias. Em ambos modelos, observou-se tensão de compressão na região de palato, Modelo 1 com 0,41 MPa e Modelo 2 com 0,32 MPa, a extensão de área envolvida é maior no Modelo 1. A tensão de tração também apresentou valores diferentes, Modelo 1 com 0,82 MPa e Modelo 2 com 0,41 MPa, mas ambos na região anterior, próxima ao eixo de rotação da prótese.

Como neste estudo utilizou-se próteses obturadoras implantorretidas, parte das tensões geradas pelas cargas foram dissipadas pelo sistema de retenção. Nas barras metálicas, por serem materiais dúcteis, aplica-se um critério de falha que descreve onde pode haver deformação e ruptura. Esse critério é demostrado pela tensão equivalente de von Mises, que basicamente calcula as tensões internas do material, tanto compressão como tração, gerando uma média. Quanto maior o valor da tensão equivalente de von Mises, maior a probabilidade do material se deformar naquele ponto, independente de sofrer tração ou compressão. Nas simulações dos Modelos 1 e 2, as áreas mais avermelhadas são os locais que sugerem onde a estrutura poderá falhar, as áreas mais azuladas são locais da estrutura que a média das tensões de tração e compressão são próximas a zero. Observa-se no Modelo 2, que a tensão equivalente de von Mises, apesar de apresentar o mesmo valor que o Modelo 1 de 27,6 MPa, abrangeu uma área mais extensa. Isso sugere que a retenção do tipo magneto concentra mais tensões na barra que a retenção do tipo *O'ring.* Como foi padronizado para as duas simulações que o contato entre as estruturas seria do tipo colado e as cargas aplicadas na oclusal e incisal da prótese foram axiais, o comportamento apresentado pelo sistema magneto mostrou variações quando comparado a uma situação clínica real, já que não houve tensões de cisalhamento e, por conseguinte o deslizamento e desacoplamento dos magnetos justapostos (Xavier et al., 2012; John et al., 2012).

Sugere-se mais estudos incorporando tensões de cisalhamento e aplicação de cargas não axiais, de modo a aproximar a simulação do Modelo 2 a uma situação clínica.

Neste estudo, em ambos Modelos, o osso cortical apresentou tensão máxima principal de tração de 28,6 MPa na região posterior do palato. Essa situação sugere uma concentração alta de tensão de tração em região extrema oposta ao fulcro de rotação da prótese obturadora. As tensões de tração também se concentraram na região central do palato, na cervical dos implantes e na parede vestibular em proximidade com os implantes que sofreram mais carga. Enquanto no Modelo 1 o implante 3 apresentou tensão de tração em sua cervical, no Modelo 2 isso ocorreu nos implantes 2 e 3. O modelo 2 também apresentou tensão de compressão na cervical do implante 1. Isso sugere, que a retenção do tipo magneto transferiu mais carga para os implantes e osso cortical que a retenção *O'ring*. Há a possibilidade de ocorrer reabsorção óssea nas áreas com valores mais altos de tensão, como na cervical dos implantes citados.

No osso medular, o Modelo 1 apresentou a tensão máxima principal de tração com maior valor, sendo de 0,87 MPa em pequena área da borda superior da parede vestibular em proximidade com implante 3, a região cervical desse mesmo implante também sofreu tensões de tração, com valor de 0,47 MPa. No Modelo 2, as tensões de tração envolveram as cervicais dos implantes 2 e 3, com valores de 0,47 MPa; e tensão de compressão na cervical do implante 1, com valor de 0,5 MPa. Os dois modelos apresentaram tensões de tração em suas paredes vestibular e palatina, sendo que a área foi mais abrangente no Modelo 1. Essa situação sugere que o sistema de retenção *O'ring* permitiu uma maior dissipação das cargas que o sistema magneto.

De modo geral, tanto o Modelo 1 quanto 2 fornecem distribuição das tensões geradas adequadamente, portanto a indicação destes dois sistemas de retenção é recomendada. A escolha sobre qual sistema de retenção deve ser utilizado clinicamente, pode se basear na satisfação dos pacientes quanto ao uso da prótese obturadora implantorretida. Em estudos que avaliaram a satisfação, o sistema *O'ring* se sobressaiu ao magneto, pois conferiu maior estabilidade a prótese e gerou maior conforto. Exceção para os pacientes que não se adaptaram ao sistema *O'ring* pela dificuldade que um sistema de retenção mecânica confere e por causa das constantes manutenções necessárias (Cune et al, 2005; Ceruti et al.,2010; John et al., 2012)

7 CONCLUSÕES

- O deslocamento máximo da prótese obturadora maxilar implantorretida variou de acordo com o sistema de retenção utilizado, sendo maior no Modelo 1, *O'ring*.
- A barra metálica sofreu tensões equivalente de von Mises em área mais abrangente no Modelo 2 que no Modelo 1.
- A mucosa gengival sofreu tensões de tração e compressão sem variação expressiva entre os modelos.
- O osso cortical sofreu tensões de tração e compressão com valores semelhantes nos dois modelos. Sendo que a retenção com magnetos aumentou a extensão das áreas que sofreram essas tensões.
- O osso medular sofreu tensões de tração e compressão com valores semelhantes nos dois modelos. Sendo que a retenção com magnetos aumentou a extensão das áreas que sofreram essas tensões.
- O Modelo 2, magneto, apresentou tensões na região cervical de três implantes, enquanto o Modelo 1, *O'ring,* apresentou somente em um implante.
- Os resultados apresentados nas simulações do Modelo 1, *O'ring* e do Modelo 2, magnetos, das tensões de tração e compressão no tecido mucoso e ósseo são satisfatórios e, portanto, há recomendação da utilização desses sistemas na reabilitação de pacientes maxilectomizados. Sendo que o Modelo 1, *O'ring*, apresenta resultados mais favoráveis para essa reabilitação.

[1]REFERÊNCIAS

Aguiar L, Roberto Mozzini A, Lersch E, De Conto F. Obturador palatino: confecção de uma prótese não convencional – relato de caso. Rev da Fac Odontol - UPF. 10 Dec 2013;18(1):125–9. doi: 10.5335/rfo.v18i1.3151.

Akay C, Yaluğ S. Biomechanical 3-Dimensional Finite Element Analysis of Obturator Protheses Retained with Zygomatic and Dental Implants in Maxillary Defects. Med Sci Monit. Jan 2015 [acessado em 10 Feb 2016];21:604–11. doi: 10.12659/MSM.892680.

Arigbede AO, Dosumu OO, Shaba OP, Esan TA. Evaluation of speech in patients with partial surgically acquired defects: pre and post prosthetic obturation. J Contemp Dent Pract. 15 Feb 2006;7(1):89–96.

Aydin C, Delilbaşi E, Yilmaz H, Karakoca S, Bal BT. Reconstruction of total maxillectomy defect with implant-retained obturator prosthesis. N Y State Dent J. Nov 2007;73(6):38–41.

Bidra AS, May GW, Tharp GE, Chambers MS. Pterygoid Implants for Maxillofacial Rehabilitation of a Patient With a Bilateral Maxillectomy Defect. J Oral Implantol. Feb 2013;39(1):91–7. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00181.

Block M. Cirurgia da Maxila Edentula. Atlas Cir para Implant dentário. São Paulo: Editora Santos; 2003. p. 57–81.

Bonachela W, Leão S, Lenharo A. Planejamento Cirúrgico-protético do Edentulo Total. Parte 5.2: Overdentura para Maxila. In: Carvalho P, editor. A Excel do Planej em Implantodont. São Paulo: Editora Santos; 2008. p. 65–71.

Bonachela WC, Pedreira APR do V, Marins L, Pereira T. Avaliação comparativa da perda de retenção de quatro sistemas de encaixes do tipo ERA e O-Ring empregados sob overdentures em função do tempo de uso. J Appl Oral Sci. Mar 2003;11(1):49–54. doi: 10.1590/S1678-77572003000100009.

Cardelli P, Bigelli E, Vertucci V, Balestra F, Montani M, DE Carli S, et al. Palatal obturators in patients after maxillectomy. Oral Implantol (Rome). 2014;7(3):86–92.

Celik G, Uludag B. Effect of the Number of Supporting Implants on Mandibular Photoelastic Models with Different Implant-Retained Overdenture Designs. J Prosthodont. Jul 2014;23(5):374–80. doi: 10.1111/jopr.12129.

[1]De acordo com Estilo Vancouver.

Ceruti P, Bryant SR, Lee JH, MacEntee MI. Magnet-retained implant-supported overdentures: review 1 year clinical report. J Can Dent Assoc. 2010;76:a52.

Chan MF, Närhi TO, de Baat C, Kalk W. Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature. Intergovernmental Panel on Climate Change, editor. Int J Prosthodont. Cambridge: Cambridge University Press; 1998;11(1):7–15.

Chen C, Ren W, Gao L, Cheng Z, Zhang L, Li S, et al. Function of obturator prosthesis after maxillectomy and prosthetic obturator rehabilitation. Braz J Otorhinolaryngol. Nov 2015; doi: 10.1016/j.bjorl.2015.10.006.

Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. J Dent Res. Jan 1982 [acessado em 20 Jul 2015];61(1):25–9.

Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont. 2005 Mar-Apr;18(2):99-105.

Devlin H, Barker GR. Prosthetic rehabilitation of the edentulous patient requiring a partial maxillectomy. J Prosthee Dent. 1992 Feb;67(2):223-7.

Dong X, Zhu C, Qian Y, Zhang F, Jiao T. The influence of obturator on the respiration of patients with maxillary defects: a clinical study. PLoS One. 2015 May26;10(5): e0127597.

Dyna magnet manual. Dyna Magnet Inc.

Eckardt A, Teltzrow T, Schulze A, Hoppe M, Kuettner C. Nasalance in patients with maxillary defects - Reconstruction versus obturation. J Cranio-Maxillofacial Surg. 2007;35(4-5):241–5. doi: 10.1016/j.jcms.2007.07.001.

Esteves Junior N. Recursos protéticos em implantodontia [monografia de especialização]. Centro Livre de Odontologia; 2009.

Foundation for Oral-facial Rehabilitation. No Title. 2015 [acessado em 5 Dec 2015]. Disponível em: http://www.ffofr.org/

Fukuda M, Takahashi T, Nagai H, Iino M. Implant-supported edentulous maxillary obturators with milled bar attachments after maxillectomy. J Oral Maxillofac Surg. Jul 2004;62(7):799–805. doi: 10.1016/j.joms.2004.01.013.

Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. Comput Methods Programs Biomed. May 2006;82(2):97–105. doi: 10.1016/j.cmpb.2006.02.008.

Hambli R. Micro-CT finite element model and experimental validation of trabecular bone damage and fracture. Bone. Oct 2013b;56(2):363–74. doi: 10.1016/j.bone.2013.06.028.

Hou Y-Z, Huang Z, Ye H-Q, Zhou Y-S. Inflatable hollow obturator prostheses for patients undergoing an extensive maxillectomy: a case report. Int J Oral Sci. 1 Jun 2012;4(2):114–8. doi: 10.1038/ijos.2012.22.

Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância de Câncer. Estimativas 2016/2017: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA. 2015 [acessado em 5 Dec 2015]. Disponível em: http://www.inca.gov.br.

John J, Rangarajan V, Savadi RC, Kumar KSS, Kumar PS. A finit element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/O ring and magnetic attachment. J Indian Prosthodont Soc. Jan-Mar 2012; 12(1):37-44.

Kawasaki T, Yamada T, Hoshii M, Miki K. Stress analysis on distal-extension removable partial denture using finite element method. Part 1. The stress distribution on different connection types of retainers. J Jpn Prosthodont Soc. Apr 1987;31(2):287–95.

Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent. Jan 2005;93(1):38–44. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.10.001.

Korkmaz FM, Korkmaz YT, Yaluğ S, Korkmaz T. Impact of Dental and Zygomatic Implants on Stress Distribution in Maxillary Defects: A 3-Dimensional Finite Element Analysis Study. J Oral Implantol. 20 Oct 2012;38(5):557–67. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00111.

Kusterer LEFL, Paraguassú GM, Silva V de SM da, Sarmento VA. Reabilitação com obturador maxilar após cirurgia oncológica: relato de casos. Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-Fac. 2012;12(4):9–16.

Lehmann RB, Elias CN, Gouvea JP. Simulação 3D de implantes dentários cilíndricos interligados. RBO. 2006;63(3-4):250–4.

Leles CR, Leles JL, de Paula Souza C, Martins RR, Mendonça EF. Implant-supported obturator overdenture for extensive maxillary resection patient: a clinical report. J Prosthodont. 2010 apr;19(3):240-4.Epub 2009 Dec 16.

Li J, Li H, Shi L, Fok ASL, Ucer C, Devlin H, et al. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. Dent Mater. Sep 2007;23(9):1073–8. doi: 10.1016/j.dental.2006.10.004.

Liang R, Guo W, Qiao X, Wen H, Yu M, Tang W, et al. Biomechanical analysis and comparison of 12 dental implant systems using 3D finite element study. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2015;18(12):1340–8. doi: 10.1080/10255842.2014.903930.

Lin C-L, Lin Y-H, Chang S-H. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: Prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. J Biomech. Elsevier; Mar 2010;43(4):644–51. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.030.

Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ÊT, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial. 2006;11(2):35–43.

Markt JC. An endosseous, implant-retained obturator for the rehabilitation of a recurrent central giant cell granuloma: A clinical report. J Prosthet Dent. Feb 2001;85(2):116–20. doi: 10.1067/mpr.2001.113213.

Matsuyama M, Tsukiyama Y, Tomioka M, Koyano K. Clinical assessment of chewing function of obturator prosthesis wearers by objective measurement of masticatory performance and maximum occlusal force. Int J Prosthodont. 2006;19(3):253–7.

Moroi HM, Okimoto K, Moroi R, Terada Y. Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants. Int J Prosthodont. 1993 Nov-Dec;6(6):564-72.

Miyashita ER, Mattos BSC, Noritomi PY, Navarro H. Finite element analysis of maxillary bone stress caused by Aramany Class IV obturator prostheses. J Prosthet Dent. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry; May 2012;107(5):336–42. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60086-9.

Miyashita ER. Avaliação das tensões geradas nos componentes protéticos de próteses obturadoras maxilares classe I, II e IV de de aramany por meio da análise de elementos finitos (tese). São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013.

Moss ML, Skalak R, Patel H, Sen K, Moss-Salentijn L, Shinozuka M, et al. Finite element method modeling of craniofacial growth. Am J Orthod. Jun 1985 [acessado em 20 Jul 2015];87(6):453–72.

Neto CL. O papel do médico dentista no paciente sujeito a radioterapia da cabeça e pescoço. (dissertação). Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz; 2015.

Nothdurft FP, Pospiech PR. Implant-supported prostheses for the edentulous patient after partial maxillectomy--clinical considerations in the choice of retention elements--2 case reports. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin. 2007;117(1):28–41.

Oh W, Roumanas E. Dental implant–assisted prosthetic rehabilitation of a patient with a bilateral maxillectomy defect secondary to mucormycosis. J Prosthet Dent. Aug 2006;96(2):88–95. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.05.004.

Okay DJ, Genden E, Buchbinder D, Urken M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: A classification system of defects. J Prosthet Dent. Oct 2001;86(4):352–63. doi: 10.1067/mpr.2001.119524.

Oliveira LR, Ribeiro-Silva A, Zucoloto S. Perfil da incidência e a sobrevida de pacientes com carcinoma epidermóide oral em uma população brasileira. J Bras Patol Med Lab. 2006 Out;42(5):385-92.

Ono T, Kohda H, Hori K, Nokubi T. Masticatory performance in postmaxillectomy patients with edentulous maxillae fitted with obturator prostheses. Int J Prosthodont. 2007;20(2):145–50.

Pesqueira AA. Análise fotoelástica de tensões em próteses obturadoras palatinas implantorretidas, sobre implantes paralelos ou inclinados, associados a diferentes tipos de sistemas de retenção. (tese). Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba; 2012.

Pesqueira AA, Goiato MC, da Silva EVF, Haddad MF, Moreno A, Zahoui A, et al. Stress analysis in oral obturator prostheses, part II: photoelastic imaging. J Biomed Opt. 27 Jun 2014;19(6):066012. doi: 10.1117/1.JBO.19.6.066012.

Peyton FA, Craig RG. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. J Prosthet Dent. Jul 1963;13(4):743–53. doi: 10.1016/0022-3913(63)90147-1.

Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. Indian J Dent Res. 2009;20(1):31–6.

Rahimi A, Bourauel C, Jager A, Gedrange T, Heinemann F. Load transfer by fine threading the implant neck--a FEM study. J Physiol Pharmacol. Dec 2009;60 Suppl 8(9):107–12.

Rettore Jr R, Bruno IO, Limonge Neto CC. Abordagem biomecânica como forma de favorecer e estabelecer o uso de implantes curtos. ImplanNews. 2009;6(5):543-9.

Saab XE, Griggs J a., Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. J Prosthet Dent. Feb 2007;97(2):85–92. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.12.002.

Semper W, Heberer S, Nelson K. Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010 Mar-Apr;25(2):385-93.

Soares AL, Dib LL, Oliveira JAP De. Reabilitação de pacientes oncológicos maxilectomizados: uma abordagem multidisciplinar. ImplantNews. 2008;5(1):21–6.

Soğancı G, Yazıcıoğlu H. Evaluation of Stress Distribution of Mini Dental Implant–Supported Overdentures in Complete Cleft Palate Models: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Study. Cleft Palate-Craniofacial J. Jan 2016;53(1):73–83. doi: 10.1597/13-248.

de Sousa AA, Mattos BSC. Finite element analysis of stability and functional stress with implant-supported maxillary obturator prostheses. J Prosthet Dent. Dec 2014 [acessado em 14 Mar 2015];112(6):1578–84. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.06.020.

Sousa AA. Avaliação das tensões geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida por meio da análise de elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.

Souza RF, Marra J, Pero AC, Regis RR, Compagnoni MA, Paleari AG. Maxillary complete denture movement during chewing in mandibular removable partial denture wearers. Gerodontology. 2009 Mar;26(1):19-25.

Spiekermann H, Richter J, Donath K, Jovanovic S. Implantologia. Porto Alegre: Artes Médicas Sul; 2000.

Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang D. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. J Oral Rehabil. Sep 2008;35(9):695–9. doi: 10.1111/j.1365-2842.2007.01801.x.

Sun W, Starly B, Nam J, Darling A. Bio-CAD modeling and its applications in computer-aided tissue engineering. Comput Des. Sep 2005 [acessado em 18 Sep 2015];37(11):1097–114. doi: 10.1016/j.cad.2005.02.002.

Taddei F, Schileo E, Helgason B, Cristofolini L, Viceconti M. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. Med Eng Phys. Nov 2007;29(9):973–9. doi: 10.1016/j.medengphy.2006.10.014.

Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane G-Y. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. Int J Oral Maxillofac Surg. Jul 2007;36(7):620–5. doi: 10.1016/j.ijom.2007.03.007.

Vahidi F, Pinto-Sinai G. Complications Associated with Implant-Retained Removable Prostheses. Dent Clin North Am. Elsevier Inc; Jan 2015;59(1):215–26. doi: 10.1016/j.cden.2014.08.001.

Vedovatto E, Mazaro JVQ, Filho HG, Carvalho PSP de, Mello CC de, Lemos CAA. Biomechanical Analysis of Implant Assisted-Overdentures with Variations in the Attachments Systems. Mater Sci Appl. 2015 [acessado em 22 Feb 2016];6(8):734–42. doi: 10.4236/msa.2015.68075.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Iganashi Y. Nonlinear finit element analysis: Advances and challenges in dental aplications. J Dent. 2008 Jul;36(7):463-71.

Wang F, Huang W, Zhang C, Sun J, Qu X, Wu Y. Functional outcome and quality of life after a maxillectomy: a comparison between an implant supported obturator and implant supported fixed prostheses in a free vascularized flap. Clin Oral Implants Res. Jan 2016;1–7. doi: 10.1111/clr.12771.

Wedel A, Yontchev E, Carlsson GE Ow R. Masticatory function in patients with congenital and acquired maxillofacial defects. J Prosthet Dent 1994 Sept;72(3):303-8.

Xavier T, Noritomi PY, Lai K, Furuse C, Silva J. Use of CAD and FEA tools for studying the performance of a biomedical device. Proceedings of the 1st International Conference on Design and Processes for Medical Devices - PROMED; 2012 May 2-4; Padenghe Sul Garda (Brescia), Italy; 2012.

Yang J, Xiang H-J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. J Biomech. Jan 2007;40(11):2377–85. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.11.019.

ANEXO A - Parecer Consubstanciado CEP - FOUSP

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avaliação comparativa das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida por diferentes sistemas de retenção por meio da análise de elementos finitos

Pesquisador: Beatriz Silva Câmara Mattos

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 39458814.3.1001.0075

Instituição Proponente: Universidade de Sao Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.321.985

Apresentação do Projeto:

O projeto propõe a avaliação do comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar implantoretida, com sistema de retenção ERA, confeccionada para perda maxilar simulada de acordo com a Classe II de Okay, utilizando o método de análise por elementos finitos, em um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Avaliar, por meio de elementos finitos, o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar classe II de Okay, não cirurgicamente reparada, retida pelo sistema ERA, sistema O'ring e sistema magnetos, em implantes ósseo-integráveis.

Objetivo Secundário: Estabelecer o tipo das tensões geradas e avaliar comparativamente as forças de tração ou compressão, e o nível destas tensões frente a cada sistema de retenção.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Não são identificados riscos, uma vez que se trata de estudo de imagem tridimensional da

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br

maxila em sistemas computacionais de análise.

Benefícios: Não se caracteriza benefício direto para o sujeito da pesquisa. O projeto busca apontar os valores e tipos de tensões ósseas geradas pelos diferentes sistemas de retenção visando o melhor planejamento para os casos de hemi-maxilectomia, objetivando a estabilidade da prótese e preservação dos tecidos remanescentes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa já foi aprovada por este CEP anteriormente e a pesquisadora submeteu uma emenda.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os documentos apresentados estão adequados: Folha de Rosto; Projeto Detalhado; Carta do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

A emenda justifica-se pela inclusão da CD Roberta Bezerra Pontes na equipe de pesquisa para realizar a parte referente aos sistemas de retenção O'ring e Magnetos, já previstos no original.

A pesquisa não apresenta pendências.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_620074_E1.pdf	03/11/2015 17:12:09		Aceito
Folha de Rosto	20150324-185136.pdf	30/03/2015 08:27:57		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura	Sistema de Retenção AEF.doc	30/03/2015 08:22:23		Aceito

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 1.321.985

Investigador	Sistema de Retenção AEF.doc	30/03/2015 08:22:23		Aceito
Outros	image2014-10-15-145901.pdf	27/11/2014 21:10:10		Aceito
Outros	image2014-10-15-145843.pdf	27/11/2014 21:09:13		Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:
Não

SAO PAULO, 13 de Novembro de 2015

Assinado por:
Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br