VALÉRIA TOGNATO COSTA

**Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar
implanto-retida pelo sistema ERA® por meio da análise de elementos finitos**

São Paulo

2016

VALÉRIA TOGNATO COSTA

**Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar
implanto-retida pelo sistema ERA® por meio da análise de elementos finitos**

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Prótese Bucomaxilofacial

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.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Costa, Valéria Tognato.

Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida pelo sistema ERA® por meio da análise de elementos finitos / Valéria Tognato Costa ; orientador Beatriz Silva Câmara Mattos. -- São Paulo, 2016.

75 p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Bucomaxilofacial. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida

1. Análise de elementos finitos. 2. Prótese obturadora. 3. Implante. I. Mattos, Beatriz Silva Câmara. II. Título.

Costa VT. Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida pelo sistema ERA® por meio da análise de elementos finitos. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / / 2016.

Banca Examinadora

Prof(a). Dra(a)._____Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

Prof(a). Dra(a)._____Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

Prof(a). Dra(a)._____Instituição:_____

Julgamento:_____Assinatura:_____

Aos meus pais, José Paulino (em meu coração eternamente) e Renata.

Por tudo!!!

Por quem sou, pelo amor, pela amizade, por acreditarem em mim, pelo orgulho, pela felicidade, pelas alegrias, enfim, por tudo mesmo!

Amo mais e eternamente!

Ao Eke, que **sempre** esteve ao meu lado, das horas mais difíceis às horas mais divertidas, pelo apoio não tão incondicional (rs) e por me fazer tão feliz. Te amo.

Aos meus avôs Mário e Yolando (in memoriam) e minha avó Nair por terem me ensinado e me ajudado tanto.

À minha amiga/irmã Andréa Alves de Sousa que depositou confiança em mim, mesmo com tantos acontecimentos, me fez seguir em frente e ver a vida por outro prisma.

Ela e mais minha amada orientadora Dra. Beatriz Mattos, que me apoiaram, dividiram e me ensinaram tanto, mas tanto, que palavras não bastam para expressar a imensa admiração e gratidão que sinto.

Ao Ivan que me atormenta muito, mas que tem um coração imenso e a vontade de ajudar sempre.

Aos meus primos José Eduardo, Silian por toda a força e risadas. À Bia pelo apoio inicial.

À toda minha família e amigos. Adriana Neeeeeee, Idê, Frávia, Cris, Pri.....

Amigos estes que são minha família, família esta que são os meus amigos.

Não há como separar ou nomear quem está em qual classificação, amigos de sempre e amigos de agora, amigos da escola e da pós, amigos professores e amigos secretários...cada um faz a diferença em minha vida e por isso também sou grata.

Aos meus afilhados!

Afilhados/filhos por escolha e afilhados/filhos de coração.

Néia e Dona Tininha por me protegerem tanto, amo vcs.

Aos professores Cleusa, Márcia, Tóta, Neide, Dorival; seus ensinamentos me fizeram amar ainda mais nossa profissão.

E em especial aos meus amigos Ivan, Marina, Lívia, Paulo, Roberta, Agda, Tatiana, Jairo, Meg, Ricardo, Rennan, Andrea, Lucas, Belira, Edson, Ana, Paulo, GenivalDo, Alzira, Dequias...muito bom estar com vocês!!!

AGRADECIMENTOS

À minha tão obstinada, no melhor sentido da palavra e amiga orientadora Prof. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos.

À grande amiga de longa data, Prof. Dra. Andréa Alves de Sousa.

Ao Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva, chefe da Divisão de Tecnologia Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI, ao Dr. Pedro Yoshito Noritomi e Dr. Daniel Takanori Kemmoku, que trabalharam com dedicação por este trabalho.

Ao Dr. Jorge Mulatinho da empresa Dentoflex Comércio e Indústria de Materiais Odontológicos Ltda.

Ao Dr. Morelli da empresa Straumann.

Ao colega de mestrado e querido amigo Ivan Onone Gialain.

Ao Márcio Valentim Cruz do Instituto de Biociências da Universidade de São Paulo, Laboratório de Microscopia Eletrônica.

Ao Antonio Carlos Lascale, técnico do Laboratório de Bio-Materiais da FOUSP.

À Dra. Vânia M. B. de Oliveira Funaro e Glauci Elaine Damasio Fidélis, tão atenciosas bibliotecárias da FOUSP.

PREFÁCIO

Filha

...Quanto tempo faz? uma hora? dois dias? dez anos?....alguma coisa mudou....os pensamentos....estão desconexos....o vento....chuva!!!!há quanto tempo não sentia a chuva no rosto?? Que delícia de aqueiro!!!!!! Pensamentos....subindo....subindo.....friozinho sem gelar.....que silêncio gostoso: sem bips intermitentes, sem falatóriossó o vento passando pelas minhas orelhas, reavivando meus sentidos, fazendo minha energia circular outra vez.....pensamentos.....movimentos....movimentos?????.....

Só percebi no meio do caminho: *já estava perto das nuvens (!?!),* quis tocá-las , consegui estender os braços e percebi que movimenteí meu ombro, mãos, pernas e pés, simplesmente como desejava que se movimentassem: por mim mesmo, sem que ninguém me carregasse, sem ser arrastado e sem estar agarrado à torre; o varal de sacos plásticos me injetando antifúngicos, antibióticos, antivirais, antis, antis, *antis....pensamentos....o vento....não consigo explicar....me sinto....me sinto.....sinto o meu corpo e revejo ,agora, meu caminho.Subindo...o vento...meu corpo....o tempo.....minha vida....você! Te vejo agora...é estranho....te vejo daqui de cima mas, te sinto tão perto.Consigo ver esse rosto lindo me olhando no fundo dos olhos, perguntando se "está tudo bem?" com um olhar preocupado sem ser aflito. Percebo na sua atitude o gesto generoso sem ser dramático ou encenado e vejo o teu sorriso mais lindo no momento da descontração necessária sem que se perceba a urgência e conheço bem o teu tomar- conta- de- tudo- e- de- todos- todo- o -tempo- e -nunca- esquecer- de....todo- o -resto!...ao seu lado...como é possível sentir tanto amor????.... subindo....subindo.....sem campainhas estridentes....Meu caminho....um filme passando na minha cabeça...nuvens(?!!)....você....posso te tocar....não chora, não...te vejo daqui e te sinto de perto, tão perto...te amo tanto...Agora vejo tudo mais claro, mais colorido, a chuva passou, sinto o cheiro dela , do mato molhado....que vontade de pescar....aonde eu me encontrar vou logo procurar um rio e uma vara....sem portas batendo, abrindo e fechando....será que vou achar uma cachacinha???.....devo achar....porque....sei não....não consigo explicar....mas, se há alguém ou algo ou alguma coisa lá em cima ou em algum outro lugar ou dimensão ou buraco negro, que se pode chamar de Deus, tenha certeza: Ele gosta muito de mim! Pra ter me dado uma filha como você, o Sujeito gosta muito, mas muito de mim, meu amor!....subindo...silêncio....e, ainda vou achar um macinho de Pall Mall escondidinho nalgum canto. O Homem me adora!!!!....É sorte demais: nasci pra conhecer sua mãe pra poder ter você! Vivi por aí embaixo pra viver com você e conhecer o mais puro amor e, devo voltar (vou falar com meu Amigão) porque pelo caminho ouvi dizer que somos um só, eu e você! Então estaremos sempre juntos por toda a eternidade.....subindo.....subindo.....o vento....minha vida.....meu amor.....te amo....movimentos....sem estar preso à sonda, ao cateter, ao dreno....pela minha vontade...Há quanto tempo o meu corpo não me dava essa alegria....agora sei....subindo em direção ao Céu....agora posso voar....Estou livre, meu amor!... sempre ao teu lado....Confia em mim....O caminho....vive e cuida mas...curta o caminho....cuida da mamãe, do Grandão e de quem vale realmente a pena, mas nunca se esqueça de você e....viaje....viaje muito....curta muito seu caminho....subindo....sempre ao teu lado....subindo....chegando....te vendo....sempre ao teu lado...chegando....vamos ver o que acontece....sempre ao teu lado.... estou vendo luz....muita luz.....Segue em paz, luz e guia da minha existência!...Muito Muito Muito Obrigado por tudo, todo e tanto, amor da minha vida!....sempre ao teu lado.... Até a volta, filha amada!...te amo...te amo....te amo....*

Silian Lúcia Fritschy Louro

RESUMO

Costa VT. Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida pelo sistema ERA® por meio da análise de elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Versão Corrigida.

Visando melhorar a qualidade de vida dos pacientes com perdas de estrutura maxilar faz-se necessária sua reabilitação, seja ela cirúrgica ou protética por meio de próteses obturadoras, esta última, um recurso terapêutico que minimiza os distúrbios funcionais, estéticos e psicológicos. Este estudo avaliou o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar Classe II de Okay retida por implantes e sistema de retenção ERA®, observando as tensões geradas no tecido gengivo-mucoso e ósseo maxilar. A Análise de Elementos Finitos foi realizada empregando-se um modelo digital desenvolvido a partir da tomografia computadorizada de um indivíduo adulto. Quatro implantes foram posicionados na maxila, em região de incisivo lateral, canino, segundo pré-molar e primeiro molar esquerdos, onde as estruturas do sistema de retenção ERA® foram posicionadas nas extremidades de uma barra metálica e convertidas para serem representadas por superfícies. Utilizou-se o programa Rhinoceros® versão 5.0 para gerar o modelo maxilar BioCAD 3D, incorporando-se os modelos CAD dos implantes, UCLAS e o CAD do sistema de retenção ERA®. O CAD do sistema ERA®, fundido em metal, foi desenvolvido a partir de imagens geradas pelo microCT SkyScan 1176 Bruke no formato BMP e TIFF. Essas imagens no formato TIFF foram exportadas para o software img2dcm, convertidas para o formato DICOM e então exportadas para o software Invesalius que reconstruiu tridimensionalmente gerando uma malha no formato STL. As estruturas finalizadas foram exportadas para software Hyperworks 13.0 e pós-processadas com a visualização de resultados pelo Hyperview, tendo sido aplicada uma força de 80N na plataforma oclusal e de 35N na plataforma incisal. Foi realizada uma análise qualitativa, correspondente à escala de máxima tensão principal e os valores quantitativos expressos em MPa. Ocorreu um deslocamento máximo da prótese obturadora na região sem suporte ósseo, tendo como fulcro a linha de ressecção óssea. Observou-se menos forças de tração do que de compressão. As forças analisadas se mostraram bastante favoráveis à estabilidade da prótese obturadora implanto-retida por se apresentarem bem distribuídas pelo tecido gengivo-mucoso e ósseo da maxila remanescente, indicando

que o sistema ERA® de retenção é adequado para reabilitação maxilar das perdas ósseas Classe II de Okay.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Prótese obturadora. Implante.

ABSTRACT

Costa VT. Evaluation of bone stress with implant retained obturator prosthesis with ERA® system through finite element analysis. [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2016. Corrected Version.

Searching to improve quality of life of the patients that had sustained structural maxillary loss with the necessity of rehabilitation, either through surgery or obturator prosthesis, which is a therapeutic resource to minimize functional, esthetic and psychological impairments. This study evaluated the biomechanical behavior of an Okay Class II obturator prosthesis implant retained and ERA® system, analyzing the resultant stress on the soft and bone tissue. The finite element analysis was made with a digital model constructed from a computed tomography. Four implants were positioned on the left maxillae, on the following regions: lateral incisor, canine, second premolar and first molar, with the ERA® system positioned on the extremities of a metallic bar. The software used to create the BioCAD 3D model was Rhinoceros v. 5.0, including the CAD models from the implants, UCLAS and ERA® system. The ERA® CAD model was obtained from a microCT SkyScan 1176 Bruke images, on the BMP and TIFF format. The TIFF images were exported to the img2dcm software, converted in DICOM format and finally exported to the software Invesalius, where the STL mesh was created. All mesh were imported into the software Hyperworks v. 13.0 and the post-processing was visualized on Hyperview. The force applied was of 80N over the occlusal platform and of 35N over the incisal platform. A quantitative analysis was performed, corresponding to the maximum main stress, expressed in MPa. The obturator prosthesis suffered its maximum dislocation on the region with no bone support, with the bone resection line as fulcrum. Less tension forces were observed, when comparing to compression. The forces observed were favorable to maintain the implant retained prosthesis stabilization, with good distribution over the soft and bone tissues, suggesting that the ERA® retention system is suitable to Okay Class II maxillary bone loss.

Keywords: Finite element analysis. Obturator prosthesis. Implant.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - ERA® no formato TIFF.....	42
Figura 4.2 - Modelo tridimensional da reconstrução do ERA®.....	42
Figura 4.3 - Modelo tridimensional da maxila Classe II Okay. Vista palatina	43
Figura 4.4 - Modelo tridimensional da maxila Classe II Okay. Vista vestibular.....	44
Figura 4.5 - Modelos tridimensionais dos implantes e UCLA – Dentoflex® Simplificado	44
Figura 4.6 - Modelo maxila Classe II Okay com fresagem para colocação dos implantes	45
Figura 4.7 - Modelo maxila Classe II Okay com implantes posicionados	45
Figura 4.8 - Barra com sistema de retenção ERA®	46
Figura 4.9 - Barra com sistema de retenção ERA® em posição	46
Figura 4.10 - Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades	47
Figura 4.11 - Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe II Okay	47
Figura 4.12 - Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe II Okay em relação à prótese obturadora	48
Figura 4.13 - Modelo maxila Classe II Okay com mucosa de revestimento	48
Figura 4.14 - Modelo maxila Classe II Okay com mucosa de revestimento, implantes, barra e sistema de retenção ERA®.....	49
Figura 4.15 - Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com o sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades. Vista palatina	49
Figura 4.16 - Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com o sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades. Vista vestibular	50

Figura 5.1 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Vista oclusal	52
Figura 5.2 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Vista vestibular	53
Figura 5.3 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa do modelo de elementos finitos. Vista oclusal.....	53
Figura 5.4 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa do modelo de elementos finitos. Vista lateral.....	54
Figura 5.5 - Campo de máxima tensão principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Vista oclusal.....	54
Figura 5.6 - Campo de máxima tensão principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Vista lateral.....	55
Figura 5.7- Campo de máxima tensão principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Vista oclusal.....	55
Figura 5.8 - Campo de máxima tensão principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Vista lateral.....	56

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 por Elementos Finitos

CAD – computer-aided design

CTI – Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

Coeficiente de Poisson – mede a deformação transversal em relação à direção longitudinal de aplicação de carga

DICOM – abreviação de Digital Imaging and Communications in Medicine

ERA® – External Resilient Attachment

INCA – Instituto Nacional de Câncer

MEDLINE – Sistema Online de Busca e Análise de Literatura Médica

Micro CT – Micro Computed Tomography

Micro TC – Micro Tomografia Computadorizada

Módulo de Young ou módulo de elasticidade – é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida de rigidez de um material sólido

MEF – Método dos Elementos Finitos

N – Newton – unidade de força

Pa – Pascal – unidade padrão de pressão e tensão. Equivale a força de 1N aplicada uniformemente sobre uma superfície de 1m²

PPR – Prótese Parcial Removível

Megapascal (MPa) – 10³ Pa

Gigapascal (GPa) – 10⁶ Pa

STL – Esteriolitografia

TC – Tomografia Computadorizada

UCLA – Universal Castable Long Abutment

° - Grau

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1	Reabilitação Protética em Maxilectomia	20
2.2	Reabilitação Protética com Implantes Ósteointegráveis e Sistemas de Retenção	24
2.3	Elementos Finitos	30
3	PROPOSIÇÃO	40
4	MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1	Material	41
4.2	Métodos	43
5	RESULTADOS	53
5.1	Prótese total obturadora	53
5.2	Mucosa gengival	54
5.3	Osso cortical	55
5.4	Osso medular	56
6	DISCUSSÃO	58
7	CONCLUSÃO	63
	REFERÊNCIAS	64
	ANEXO A	72
	ANEXO B	73

1 INTRODUÇÃO

As reabilitações protéticas na área de prótese bucomaxilofacial visam restabelecer a qualidade de vida de pacientes com perda de tecido mole e ósseo, seja por trauma ou em sua maioria por cirurgia oncológica. Parte do tratamento que precede a reabilitação desses pacientes consiste em cirurgias como a maxilectomia, seguida ou não de terapia radioterápica ou quimioterápica adjuvante.

O câncer oral é um problema de saúde pública, sendo, na maioria das vezes detectado em estágio avançado. Uma abordagem preventiva consistente, a detecção e o diagnóstico precoce, possibilitam um tratamento que aumenta as taxas de sobrevivência e reduzem a morbidade (Ford; Farah, 2013).

Segundo o Instituto Nacional de Câncer (Instituto Nacional de Câncer, 2015) o número de casos de câncer oral no Brasil aumenta a cada estimativa realizada, com aproximadamente 85% dos casos diagnosticados em fase avançada, gerando um tratamento mutilante, consequentemente maior complexidade na reabilitação protética e diminuindo a expectativa de sobrevida.

Maxilectomia é o termo utilizado para a ressecção parcial ou total da maxila o que resulta numa cavidade oral com defeitos ósseos, perdas teciduais, perda de estruturas faciais e, em muitos casos, comunicações buconasais e ou bucosinusais.

Okay et al. (2001) aprimoraram e facilitaram a comunicação interdisciplinar, padronizando e classificando os defeitos onco-cirúrgicos maxilares, baseando-se em princípios biomecânicos e protéticos.

Equipes multidisciplinares possibilitam alcançar melhores resultados na reabilitação protética bucomaxilofacial, proporcionando por meio de um planejamento inicial pré-cirúrgico, que intercorrências como mal posicionamento de tecido cicatricial, formação de bridas cicatriciais e perda de elementos dentais possam ser minimizadas, o que favorece a retenção e estabilidade dessas próteses.

A prótese obturadora maxilar é uma modalidade terapêutica que visa reabilitar o paciente, melhorando a qualidade de vida frente às condições anatômicas desfavoráveis remanescentes da oncocirurgia, e devolvendo a função mastigatória, a deglutição, a fonação, a estética e o conforto ao paciente. Os implantes osteointegráveis proporcionaram uma melhora da retenção, estabilidade e estética

da prótese obturadora maxilar, aumentando a confiança e satisfação do paciente com o processo terapêutico.

O desenvolvimento de novos formatos de implante, tratamento de superfície, diferentes desenhos de conexões protéticas vieram a suprir as intercorrências e necessidades técnicas na elaboração e instalação da prótese implanto-retida em condições anatômicas diferenciadas, com posição e volume ósseo alterado. O implante e sua conexão devem transmitir a carga a que são submetidos, de modo a gerar tensões de tração e compressão dentro dos limites fisiológicos do tecido ósseo.

Programas de aquisição e processamento digital de imagens podem ser empregados para a visualização gráfica de estruturas anatômicas ocultas, definir propriedades físicas das estruturas anatômicas craniofaciais e, trabalhar as imagens, modelando as estruturas anatômicas de interesse para obter uma malha virtual. A tecnologia de análise por elementos finitos possibilita estabelecer os pontos de aplicação, magnitude e direcionamento de força aplicada, bem como, localizar e mensurar as áreas de tensão de compressão e as de tensão de tração quando a estrutura for submetida a uma determinada força. A grande vantagem dessa tecnologia é a de não ser invasiva e favorecer o planejamento cirúrgico e reabilitador (Gao et al., 2006; Lotti et al., 2006; Taddei et al., 2007; Ujigawa et al., 2007).

O domínio desta tecnologia e as ferramentas disponíveis permitem avaliar e comparar o planejamento dos implantes, os sistemas de retenção, a durabilidade e facilidade para repetição da prótese, substituição das conexões e facilidade no manejo por parte do paciente. Acresce o fato de que é possível avaliar e comparar os sistemas de retenção antes mesmo de serem utilizados no paciente, simulando, de modo eficaz e nada invasivo, o resultado biomecânico de uma prótese obturadora maxilar implanto-retida.

Utilizando o método de Análise por Elementos Finitos em um modelo virtual desenvolvido a partir da tomografia computadorizada de um indivíduo adulto avaliamos neste estudo o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar implanto-retida confeccionada para perda maxilar de acordo com a Classe II de Okay – defeito de maior extensão, abrangendo a região de pré-maxila, caracterizando os defeitos transversos do palato com a perda de até metade de sua

superfície, sem reconstrução com enxertos de tecidos moles e ósseos vascularizados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Iniciamos este capítulo transcrevendo dados da World Health Organization (WHO), citando que 8,2 milhões de pessoas morreram de câncer em 2012, 60% dos novos casos ocorrem na África, Ásia, América Central e do Sul e 30% deles poderiam ter sido prevenidas com um estilo de vida saudável. A incidência de câncer oral foi de 10 casos à cada 100.000 pessoas na maioria dos países, tendo maior prevalência em homens, idosos e pessoas com menor renda e instrução. Tabaco e álcool são citados como os principais fatores causais (World Health Organization, 2015).

Dados do Instituto Nacional de Câncer (INCA) revelaram que no Brasil, as estimativas para 2016 apontam 15.490 novos casos de câncer bucal, sendo prevista uma ocorrência de 11.140 casos em indivíduos do gênero masculino e 4.350 do gênero feminino. Tais valores correspondem a um risco estimado de 11,14 casos novos a cada 100 mil homens e 4,35 casos novos a cada 100 mil mulheres, em uma proporção de 2,56:1, respectivamente. De acordo com estas projeções, desconsiderando os casos de tumores de pele não melanoma, o câncer de boca corresponde a 4ª maior incidência no homem e 10ª na mulher (Instituto Nacional de Câncer, 2016).

Brener et al. (2007) cita que o carcinoma de células escamosas (CCE) é uma neoplasia maligna, com origem no epitélio de revestimento da boca, sendo responsável por cerca de 95% das lesões malignas nesta região. Em sua revisão de literatura os autores relacionam como fatores mais associados ao desenvolvimento do CCE bucal o tabagismo, o etilismo e a radiação solar, nos casos de câncer de lábio. Citam que, no momento do diagnóstico, a maioria dos pacientes apresentava em estágio avançado da lesão (III ou IV), com exceção dos casos de câncer no lábio, o que implica em tratamento cirúrgico e posterior radioterapia.

Avi et al. (2012) examinaram 292 prontuários de pacientes da Fundação Pio XII – Hospital de Câncer de Barretos-SP atendidos no ano de 2008 com diagnóstico de câncer bucal. Avaliaram os aspectos: gênero, idade, cor, estado civil, estado de origem, fatores de risco, tipo de neoplasia, sítio da lesão, tratamento oncológico eleito e estadiamento da neoplasia. Observaram maior ocorrência de câncer de boca e orofaringe em indivíduos procedentes da região sudeste (87%), do gênero

masculino (85,3%), de cor branca (72,6%) e acima de 40 anos de idade (97,6%). O carcinoma de células escamosas foi a neoplasia de maior frequência (95,5%), o sítio mais prevalente foi a língua (16,8%), associado ao fumo e ao álcool (38%) e estadiamento tardio (68,5%). Concluíram neste estudo transversal que: o carcinoma de células escamosas foi incidente em áreas adjacentes à língua, com estadiamento IV, em indivíduos do gênero masculino e fumantes, sugerindo forte influência de fatores psicossociais e comportamentais da sociedade moderna na sua ocorrência.

Pereira (2014), diz que, recentemente, a existência das diversas opções para a reabilitação do paciente maxilectomizado permite uma melhoria significativa da sua qualidade de vida, sendo que qualquer uma delas busca o restabelecimento das funções básicas do indivíduo, melhorando não só a sua estética mas também a sua autoestima. Desta forma, é crucial o conhecimento destas por parte do dentista dentista permitindo-lhe assim encaminhar adequadamente o paciente que procura por respostas em situações tão complexas como o câncer oral.

Neto (2015), verificou que cerca de 90% dos pacientes diagnosticados com neoplasias da cabeça e pescoço apresentam problemas dentários pré-existentes que devem ser resolvidos antes de iniciar a terapia oncológica, sendo o câncer de cabeça e pescoço, o sexto câncer mais incidente em todo o mundo. A evolução e melhora dos tratamentos oncológicos trouxeram um aumento das taxas de cura, tornando cada vez mais elevado 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, infecções orais, disgeusia, trismus, osteorradionecrose e cáries de radiação. O papel 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 pelo processo de reabilitação protética quando esta se fizer necessária.

2.1 Reabilitação Protética em Maxilectomia

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.

Arigbede et al. (2006) avaliaram a inteligibilidade da fala de 12 pacientes portadores de diferentes perdas maxilares reabilitados com próteses obturadoras. A aplicação da escala de inteligibilidade da fala apontou uma inteligibilidade de 59,8% na condição sem a prótese, tendo subido para 89,2% com a utilização de uma prótese obturadora provisória e, posteriormente, para 94,7% com o uso da prótese obturadora permanente.

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 significativamente entre os pacientes normais 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) avaliaram a capacidade mastigatória e a máxima força oclusal em pacientes portadores de prótese obturadora maxilar. Verificaram, por meio de sensores de contato, que a máxima força oclusal variou entre 15 N e 375 N. Os autores relataram os fatores com interferência negativa na capacidade mastigatória de usuários de prótese obturadora maxilar como sendo perda maxilar

de maior extensão, ausência de dentes inferiores posteriores e reduzida máxima força oclusal.

Eckardt et al. (2007) compararam a fala resultante do vedamento da comunicação oronasal obtido por meio de prótese obturadora ou por cirurgia, verificando uma significativa melhora na nasalidade da voz em ambos os grupos, com índices muito próximos da normalidade, excetuando-se os casos em que a perda atingia o palato mole, onde os resultados foram considerados menos satisfatórios. A condição da fala é um fator de grande relevância na qualidade de vida de indivíduos maxilectomizados.

Nothdurft e Pospiech (2007) citam que o uso de implantes como ancoragem para pacientes que sofreram maxilectomia, aumenta consideravelmente o conforto no uso de próteses obturadoras implanto-retidas. A diversidade anatômica do defeito e da área residual intacta da maxila são desafios de planejamento e realização técnica. Ressaltaram a necessidade de uma estreita cooperação interdisciplinar entre a reabilitação protética e a cirurgia maxilofacial para garantir o sucesso do tratamento.

Sun et al. (2008) relataram a necessidade de unir dentes pilares remanescentes de pacientes maxilectomizados portadores de prótese parcial removível obturadora após verificar os tipos de tensão observada por meio de Análise de Elementos Finitos (AEF).

Carvalho et al. (2009) consideraram que a reabilitação imediata pós-maxilectomia, por meio de prótese com obturador palatino, é uma excelente opção para o paciente, trazendo benefícios clínicos no pós-operatório imediato e otimizando a qualidade de vida, além de possibilitar a reinclusão social desses pacientes e minimizar as sequelas do tratamento cirúrgico.

Esteves Junior (2009) concluiu que os componentes protéticos para sobredentadura devem ser muito bem conhecidos por parte dos profissionais pois, tal fato, associado ao planejamento criterioso dos casos clínicos e respeitando os aspectos fisiológicos e funcionais, resulta em trabalhos protéticos satisfatórios e duradouros.

Hou et al. (2012) citaram que os defeitos maxilares derivam de diversas causas, tais como trauma, defeitos congênitos e remoção cirúrgica de tumores. Estudos recentemente demonstraram que o câncer oral representa cerca de 2,8%

dos cânceres malignos na Europa, sendo responsável pela maioria dos defeitos maxilares.

Kusterer et al. (2012) observaram que a presença do cirurgião-dentista é imprescindível nas equipes multidisciplinares envolvidas no tratamento de pacientes submetidos à remoção cirúrgica de neoplasias do complexo maxilofacial. Em virtude dos defeitos cirúrgicos criados é necessário reabilitar os pacientes, no intuito de restabelecer a estética e as funções comprometidas, promovendo a melhora da qualidade de vida e a reinserção desses pacientes na sociedade. Apesar de os enxertos e implantes osteointegrados representarem outra opção reabilitadora, a prótese bucomaxilofacial continua sendo muito utilizada por permitir a reabilitação imediata, sem necessidade de uma segunda cirurgia, deixando o local da ressecção maxilar facilmente visualizado para monitorar possíveis recidivas.

Aguiar et al. (2013), concluíram que o cirurgião-dentista tem um papel fundamental na reabilitação biopsicossocial de pacientes maxilectomizados, pois, ao tratá-los com a utilização de próteses obturadoras maxilares, devolve a harmonia facial, diminui as sequelas funcionais deixadas pelo tratamento curativo e permite que a imagem social seja melhorada. 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) citam que os diversos tipos de defeitos maxilares são uma consequência direta do tratamento cirúrgico das malformações, tumores ou trauma. Os obturadores são próteses utilizadas para fechar defeitos palatais após maxilectomia, para restaurar a função mastigatória e para melhorar a fala, tendo como principal objetivo preservar os dentes e tecidos remanescentes para proporcionar conforto, função e estética aos pacientes. O bom planejamento de próteses obturadoras maxilares é fundamental para melhorar a vida dos pacientes submetidos a tratamento cirúrgico da maxila.

Hanawa et al. (2015) analisaram os dados faciais de 8 pacientes com defeitos maxilares unilaterais, obtidos com um digitalizador de não contato tridimensional nas condições com e sem a prótese maxilar em posição. A avaliação da influência da prótese obturadora maxilar na morfologia facial levou à constatação de que os deslocamentos da asa do nariz foram significativamente maiores no lado do defeito do que no lado normal e que as distâncias entre os pontos ideais laterais e de

defeitos na asa nasal, no lábio superior e no ângulo da boca diminuíram significativamente com a prótese.

Segundo a Foundation for Oral-facial Rehabilitation (2015), próteses obturadoras são confeccionadas para pacientes com grandes defeitos maxilares para restaurar a fala e a deglutição mas não apresentam suficiente estabilidade, retenção e apoio para restaurar a mastigação aos níveis pré-cirúrgicos. No entanto, a presença de implantes osteointegráveis muda radicalmente essa situação e possibilita que a maioria dos pacientes volte a ser capaz de mastigar de forma eficaz.

Emanuel et al. (2016) citam que em decorrência da intervenção cirúrgica para maxilectomia parcial unilateral, devido a um carcinoma adenóide cístico que atingiu regiões submandibulares e salivares, o paciente teve comprometimento de sua função mastigatória, fonética, deglutição, estética e do próprio estado emocional. A reabilitação por meio de uma prótese obturadora, busca conceder maior conforto e bem-estar ao paciente, devolvendo ao mesmo a capacidade de se comunicar e de se alimentar normalmente.

2.2 Reabilitação Protética com Implantes Osteointegráveis e Sistemas de Retenção

Chan et al. (1998) em revisão sobre sobredentadura maxilares implanto-retidas, citaram que essa modalidade de prótese esta associada com taxas de longevidade do implante e prótese semelhantes aos de implante e próteses fixas, nos casos em que os pacientes apresentam boa quantidade e qualidade óssea. Altas taxas de insucesso estão associadas com atrofia extrema, má qualidade óssea e o uso de implantes curtos, situações em que as sobredentaduras são mais comumente usadas. Não relacionaram o planejamento da ancoragem com uma maior sobrevida dos implantes ou de falha na prótese. O uso de uma seção distal em extremo livre na supraestrutura em barra foi avaliado, tendo sido observado 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-se melhores que a concentração de implantes na maxila anterior tradicionalmente utilizada com prótese fixa em extremo livre.

Spiekermann et al. (2000) relataram diferenças entre os gêneros, idade e localização do osso para a colocação de implantes devido à diminuição do conteúdo mineral dos ossos. Consideraram que os implantes localizados na maxila edêntula possuem prognóstico menos seguro do que na mandíbula, sendo a qualidade e a quantidade óssea as principais razões deste fato. Concluíram que a diminuição do conteúdo mineral é mais pronunciado 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 da maxila a reabsorção óssea é semelhante no sentido horizontal e vertical. Recomendaram para a maxila um número maior de implantes do que aquele empregado na mandíbula e um comprimento mínimo de 10 mm para os implantes, 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. O trajeto da barra do sistema de retenção da sobredentadura deve ser o mais próximo das superfícies de contato oclusal, ou seja, cingulo dos dentes anteriores e cúspides palatinas dos posteriores. 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 retentiva seja paralela ao eixo de rotação.

Markt (2001), relatou a reabilitação protética de um paciente com recorrência de granuloma central de células gigantes. A prótese obturadora cirúrgica ou imediata 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 cicatrizassem. 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.

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 se possível planejar sobredentaduras ou próteses removíveis mucossuportadas com quatro implantes suportando uma barra com retentores. 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. Os implantes posicionados na região dos segundos molares geram dificuldades técnicas tanto na moldagem quanto na instalação de componentes protéticos e parafusos.

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 implanto-retidas. Todos os implantes foram osteointegrados. Os pacientes que utilizaram o sistema de retenção barra-clipe apresentaram marcantes melhoras nas funções de mastigação e fala.

Lucas (2006), utilizando o método de AEF bidimensional, avaliou a distribuição de tensão e o deslocamento nas estruturas de suporte da prótese parcial removível de extremidade livre (PPR) associada a um implante osseointegrado na região posterior do rebordo alveolar com sistema de retenção ERA® atuando como suporte para a prótese. Como resultado, o rebordo descendente distal apresentou as maiores tensões no modelo com a PPR convencional ou associada com implante e o rebordo horizontal aliviou mais as estruturas de suporte, como os dentes e o osso esponjoso, quando da presença do implante.

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 osteointegráveis e magnetos foram utilizados para fornecer manutenção, suporte e estabilidade a uma prótese obturadora.

Aydin et al. (2007) mencionaram que a falta de apoio, manutenção e estabilidade são problemas protéticos comuns em tratamento para pacientes submetidos à maxilectomia. Relataram o caso de um paciente portador de plasmocitoma que necessitou de maxilectomia bilateral após a radioterapia. Implantes osteointegráveis e retentores tipo bola foram utilizados para proporcionar manutenção, suporte e estabilidade da prótese obturadora. A mastigação, deglutição, articulação e o perfil facial do paciente foram reabilitados satisfatoriamente.

Soares et al. (2008) utilizaram próteses obturadoras acomodadas diretamente sobre os tecidos remanescentes com o objetivo de minimizar as mutilações causadas pela ressecção 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.

Leles et al. (2010) apresentaram um caso clínico de uma sobredentadura obturadora implanto-retida, 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.

Korkmaz et al. (2012) avaliaram a distribuição de tensões no osso ao redor de implantes zigomáticos em 4 tipos diferentes prótese obturadora implanto-retidas em um defeito maxilar unilateral. Empregaram um modelo tridimensional de elementos finitos e quatro próteses obturadoras implanto-retidas 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, e 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 estresse, e 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 estresse.

Pesqueira (2012), avaliou, por meio do método fotoelástico próteses obturadoras implanto-retidas utilizando implantes paralelos ou inclinados, associados ao sistema de retenção que apresentaram influência direta na distribuição das tensões dessas próteses obturadoras. A prótese obturadora convencional apresentou os menores valores de tensão, seguida respectivamente, pelos sistemas com três O-rings, barra sem clipe e dois O-rings, barra-clipe e dois O-rings e barra-clipe. A associação de barra com 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) relataram um caso de maxilectomia sub-total bilateral devido a carcinoma de células escamosas do palato duro. Os autores realizaram instalação de implantes em osso pterigóide bilateral e nos ossos zigomáticos, entretanto houve perda dos implantes zigomáticos por falta de osteointegração. Ambos os implantes pterigóides tiveram osteointegração bem sucedida, sendo utilizados para reter a prótese obturadora ajudando significativamente na melhoria da deglutição, da fala e da estética.

Hussein (2013), avaliou a biomecânica dos sistemas de retenção barra-clipe e ERA® por meio de dois modelos mandibulares tridimensionais de elementos finitos. No primeiro modelo, uma sobredentadura com o sistema barra-clipe e no segundo modelo uma barra com sistema ERA® nas distais. Foi aplicada uma força de 200N na região molar unilateral e perpendicular ao plano oclusal. Observou diferentes padrões de distribuição de tensão e deformação na interface osso implante entre os sistemas estudados, sendo que o sistema barra-clipe mostrou melhor comportamento biomecânico.

De Sousa e Mattos (2014) avaliaram o comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares classe Ib, II e III de Okay retidas por implantes, observando as tensões geradas frente à aplicação de uma força de 35N na plataforma anterior e 80N na plataforma posterior, região de primeiro molar direito e

esquerdo no tecido ósseo e gengivo-mucoso maxilar por meio de análise de elementos finitos. Os autores observaram que a mucosa, o osso cortical, bem como o osso medular, sofreram tensões de compressão e tração que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e do número de cliques.

Celik e Uludag (2014) avaliaram o efeito do número de implantes, suporte e diferentes mecanismos de retenção sobre as características de transferência de carga de sobredentaduras mandibulares, em dois modelos fotoelásticos de mandíbulas edêntulas com dois e quatro implantes cilíndricos de 4 × 13mm (diâmetro x comprimento). Quatro sistemas de fixação 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 tensões resultantes dos modelos foram observadas e registradas fotograficamente. 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 estresse observado em todos os sistemas de fixação foi moderado e o menor estresse foi observado no ERA® para ambos os modelos. O efeito da variação do número de implantes não foi significativo para o estresse ao redor dos implantes de apoio.

Chen et al. (2015) avaliaram o funcionamento da prótese obturadora em pacientes com defeitos unilaterais após maxilectomia. A prótese obturadora melhorou a função oral dos pacientes com defeitos maxilares e a retenção da prótese obturadora, reforçada pela utilização de dispositivos de fixação, demonstrou maiores benefícios.

Vedovatto et al. (2015) avaliaram os padrões de estresse na zona peri-implantar e rebordo alveolar residual em diferentes sistemas de fixação de sobredentaduras pelo método da fotoelasticidade. Utilizaram como sistema 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, o O-ring e ERA® apresentaram melhor distribuição de tensões em relação aos outros sistemas

de retenção que apresentaram níveis de estresse ao redor dos implantes. 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 estresse 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) citaram que as próteses removíveis suportadas por implantes melhoram a satisfação dos pacientes e a qualidade de vida. Aprimoramentos 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. Estas complicações mecânicas incluem perda de 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 fratura do implante. Apesar das próteses removíveis implanto-retidas serem muito bem sucedidas, sempre 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 implanto-retidas fixas e não fixas, concluindo que as próteses fixas trouxeram melhor qualidade de vida aos pacientes.

2.3 Elementos Finitos

Peyton e Craig (1963) estudaram as propriedades mecânicas de resinas acrílicas normalmente utilizadas na confecção de coroas dentais. Os autores verificaram que o módulo de elasticidade variou de 2,40 a 2,90 GPa para as resinas acrílicas empregadas em próteses odontológicas.

Moss et al. (1985) utilizaram o Método dos Elementos Finitos (MEF) para avaliar o crescimento bidimensional do crânio de ratos. Os dados apresentados

pelas descrições numéricas e gráficas, foram utilizados sob a forma de dois conjuntos de dados de crescimento longitudinal. O MEF permite a análise do crânio com uma escala mais precisa do que anteriormente possível, considerando a estrutura craniana como um grande número de elementos finitos contíguos e cada elemento de forma independente. Descreveram então a magnitude e a direção do tamanho, da forma e das mudanças do osso temporal ao longo do crescimento.

Kawasaki et al. (1987) analisaram a distribuição de tensões por meio da AEF tendo um encaixe para simular as condições da área de contato em prótese parcial removível. Observaram que a prótese tende a girar em torno dos dentes pilares mais distais o que inclui um estresse de torção. Foram feitas as análises da distribuição de tensões para os dentes pilares, membranas periodontal e osso de suporte de próteses parciais removíveis rígida e conexão não rígida. Os resultados apontaram o dobro de carga para o lado da conexão distal e a distribuição de tensões sobre os tecidos pela conexão rígida foi inferior quando comparada à conexão não rígida.

Cook et al. (1982) utilizaram um modelo tridimensional de elementos finitos para investigar a resposta biomecânica de um implante com superfície tratada com liga de Cr-Co-Mo. Os tecidos circunjacentes ao implante e a interface direta osso-implante não obtiveram uma boa representação da porosidade e o crescimento ósseo.

Koca et al. (2005) verificaram, por meio da AEF, o comportamento de implantes osteointegráveis de 4, 5, 7, 10, e 13mm, localizados na região posterior da maxila e próximos ao assoalho do seio maxilar. Foram estabelecidos para cortical óssea interna e a cortical externa espessuras de 0,35mm e 0,7mm, respectivamente. Uma força de 300N foi aplicada às cúspides palatinas e fossa mesial dos dentes. Os modelos digitais dos implantes e da estrutura óssea foram criados no programa CAD/CAE Pro/Engineer 2000i®, considerando-se um contato máximo implante com o tecido ósseo. De acordo com a escala de von Mises, as tensões variaram segundo o comprimento dos implantes osteointegráveis e a espessura da face cortical. Observaram que o implante de 13mm gerou menor tensão nas corticais ósseas.

Sun et al. (2005) apresentaram os avanços na modelagem do Bio-CAD, utilizando o modelo Bio-CAD para a descrição e representação da morfologia, a heterogeneidade e estrutura anatômica do tecido. Utilizaram a tecnologia computacional e softwares na modelagem do bio-modelo, permitindo novas

abordagens de programação e reconstrução de tecidos, além do uso da engenharia reversa para análise dinâmica de elementos finitos.

Gao et al. (2006) desenvolveram uma malha tridimensional em elementos finitos a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC), recriando as estruturas dente e mandíbula e as suas interações. A verificação de todas as divisões possíveis para a formação dos diferentes tetraedros foi realizada por um algoritmo que ao interagir com a malha criada, resultou em uma 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 do método proposto.

Lotti et al. (2006) descreveram a AEF como um método matemático, no qual um meio contínuo discretizado em elementos mantém suas propriedades, tornando possível aplicar um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção e fornecendo informações sobre o deslocamento e a tensão provocados por estas cargas. Citaram que alguns fatores podem conduzir à imprecisão dos resultados como as 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 perda de detalhes.

Lehmann et al. (2006) realizaram estudo com modelo tridimensional e elementos finitos para analisar a distribuição de tensões de implantes cilíndricos com hexágono externo. Foram modelados três implantes cilíndricos, com dimensões de 4mm de diâmetro e 11,5mm de comprimento, posteriormente instalados em diferentes posições na maxila. Foi aplicado um carregamento de 100N para os dentes posteriores e de 50N para os anteriores. Os resultados obtidos mostraram que: 1) a configuração dos implantes na posição dos dentes canino, primeiro e segundo pré-molar transmitiu maior esforço para o osso cortical que as demais configurações e 2) a configuração com os incisivos central e lateral e o canino apresentou menores níveis de tensões na região do osso cortical. Concluíram que as regiões de canino e de prémolar requerem mais cuidados para as reabilitações e 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.

Yang e Xiang (2007) estudaram, por meio da AEF, o comportamento dos tecidos adjacentes a um implante dental em condições estáticas e de oclusão. O modelo CAD foi desenvolvido no programa Solidworks® a partir de imagens de TC.

As superfícies foram delineadas como superfícies unidas, separadas e deslizantes para a simulação do contato do osso com as roscas do implante, empregando-se para tanto o programa computacional Ansys®. Os autores demonstraram com esta metodologia que a maior tensão encontrou-se localizada próxima ao contato implante-osso cortical.

Li et al. (2007) propuseram um modelo matemático para simular a remodelação óssea frente a diferentes cargas. Tensões de 0 a 2 MPa foram consideradas como infracarga, promovendo a reabsorção óssea, tensões de 4 a 8 MPa geraram neoformação óssea e tensões acima de 9 MPa causaram uma drástica reabsorção óssea. Reafirmaram que forças mecânicas influenciam as atividades osteoblásticas e osteoclásticas, promovendo na dependência de sua intensidade, aposição ou reabsorção óssea.

Ujigawa et al. (2007) consideraram que a AEF apresenta a vantagem de 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. Citaram que 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 estudo 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 retentores de implantes maxilares anteriores. Para a 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 posteriormente plotada manualmente em cada ponto. Suas coordenadas foram transferidas para o programa Ansys® 7.0 - DRD Technology Corp®. Segundo os autores, a geometria do modelo, as propriedades mecânicas dos materiais e a aplicação da carga, são determinantes da precisão apresentada por uma AEF. O modelo teve como resultado uma tensão óssea máxima 15% mais elevada para o retentor reto quando comparada com aquela apresentada pelo 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 800N, sendo a intensidade e a direção da força dissipada detectada por sensores localizados em determinados pontos. O módulo de Young e o Coeficiente de Poisson foram tomados como parâmetros na 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.

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

Prakash et al. (2009) compararam as tensões e flexão elástica entre implantes e barras de suporte de sobredentaduras em várias configurações, empregando a AEF e utilizando uma TC de mandíbula humana que gerou um modelo anatômico preciso considerando a geometria real do sistema de suporte muscular. Sobre ele construíram três modelos com quatro implantes com o sistema barra-clipe em três diferentes configurações. Os modelos foram carregados em condições estáticas com carga de 100N distribuída na posição aproximada do 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 interface implante-osso é menor no sistema de barra com quatro implantes do que no sistema com dois implantes.

Lin et al. (2010) investigaram as interações dos implantes osteointegráveis em relação ao posicionamento, conexão retentor-implante e condição de carga. 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. 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.

Pellizzer et al. (2010) avaliaram o comportamento biomecânico de prótese parcial removível com extensão distal em mandíbula associada a um implante e diferentes sistemas de retenção, pelo método de elementos finitos bidimensional. Cinco modelos de hemimandíbula com um canino e implante de hexágono externo na região de segundo molar associado com prótese parcial removível com extensão distal foram simulados: Modelo A, hemimandíbula com um canino e prótese parcial removível com extensão distal, Modelo B, hemimandíbula com um canino e implante com um pilar de cicatrização associado a uma prótese parcial removível com extensão distal; Modelo C, hemimandíbula com um canino e implante com um anexo ERA® associado a uma prótese parcial removível com extensão distal; Modelo D, hemimandíbula com um canino e implante com um anexo O'ring associado a uma prótese parcial removível com extensão distal; Modelo E, hemimandíbula com um canino e prótese implanto-retida associada a prótese parcial removível com extensão distal. As pontas de cúspides foram carregadas com 50N de força axial ou oblíqua 45°. A AEF foi realizada utilizando o programa computacional ANSYS 9.0. O modelo E mostrou o maior deslocamento e sobrecarga nos tecidos de suporte e os padrões de distribuição de tensão em torno do vértice dental dos modelos B, C e D foram semelhantes. Observaram que: a associação entre uma prótese parcial removível com extensão distal e um implante osteointegrado utilizando o sistema ERA® ou sistema O'ring apresentam valores mais baixos de estresse; forças oblíquas apresentaram maiores valores de tensão e de deslocamento. As forças oblíquas aumentaram os níveis de estresse e de deslocamento em todos os modelos. O modelo C com sistema ERA® apresentou a melhor distribuição das tensões nas estruturas de suporte.

Kemmoku et al. (2011) mostraram a técnica de modelar estruturas ósseas do crânio, neste estudo propuseram um protocolo Bio-CAD como um modelo de fácil controle tanto da malha quanto de sua distorção. Com um padrão de curvas permitiu-se o uso de malha mapeando os elementos tetragonais que raramente são utilizados devido a complexidade do sólido. Os autores perceberam que o STEP 214 CC2 é a extensão com menos problemas quando exportação de modelos de programa computacional FEA.

Verri et al. (2011) avaliaram o comportamento de prótese parcial removível com extensão distal associada com implante em casos com dente pilar com diferentes níveis ósseos por meio de AEF. Simularam oito modelos de hemimandíbula, sendo: Modelo A: dente 33 e prótese parcial removível com extensão distal substituindo outros dentes sem perda óssea; Modelo B: dente 33 e prótese parcial removível com extensão distal com placa guia substituindo outros dentes sem perda óssea; Modelo C: dente 33 e prótese parcial removível com extensão distal e implante osteointegrável com sistema ERA®; Modelo D: dente 33 e prótese parcial removível com extensão distal com placa guia e implante osteointegrável com sistema ERA®; Modelos E, F, G e H semelhantes aos modelos A, B, C e D mas com redução de apoio periodontal ao redor do dente 33. Os modelos receberam cargas verticais de 50N nas pontas de cúspides utilizando-se o software ANSYS 9.0. O valor máximo de estresse foi encontrado no Modelo G (201.023 MPa). A distribuição das tensões foi concentrada no sistema de retenção do implante. A associação de implante e prótese parcial removível diminuiu os níveis de estresse na mucosa alveolar para todos os modelos. Concluíram que o uso de implantes e sistema ERA® diminuiu as concentrações de estresse em estruturas de apoio em todos os modelos. Uso de placa guia distal promoveu diminuição dos níveis de estresse no dente pilar e no osso cortical e osso trabecular.

Xavier et al. (2012) na elaboração do modelo Bio-CAD para a geração da malha tridimensional de elementos finitos, protocolaram procedimentos que possibilitando um melhor controle desse modelo, 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.

Miyashita et al. (2012) avaliaram as tensões ósseas geradas por prótese obturadora classe IV de Aramany por meio de análise de elementos finitos. 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 tendo-se como resultado tensões de tração maior 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 a cargas 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 vinte e três 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 coincidiu com experimento.

Miyashita (2013), demonstrou em seu estudo a importância do correto planejamento da PPR obturadora para obter uma melhor distribuição das tensões geradas, minimizando o risco de fraturas dos componentes protéticos.

Pesqueira et al. (2014) em uma primeira parte do estudo, avaliaram dois sistemas de fixação o O-ring e o sistema barra-clipe, o sistema com três anéis de vedação apresentou o menor estresse sobre os implantes e os tecidos de suporte. Estudaram ainda a distribuição de tensões, por meio do método fotoelástico, em prótese obturadora implante-retida associadas a diferentes 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 de extremidade livre. Fabricaram um modelo fotoelástico da maxila simulando uma comunicação oronasal com três implantes paralelos. Posteriormente foram confeccionadas duas próteses obturadoras implante-retidas com o 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 através da análise de registro de fotografia de stress. 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 o estresse para a região do rebordo alveolar, o que pode resultar numa maior distribuição do estresse sobre os implantes e o tecido ósseo. Afirmaram que o aumento do estresse no sistema de retenção e, conseqüentemente, 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. Esse estudo analisou 12 implantes dentários, com o mesmo desenho, comprimento, diâmetro e rosca, que 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 implante.

Akay e Yaluğ (2015) compararam através 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 implantes dentários.

Soganci e Yazıcıoğlu (2016) verificaram a possibilidade de utilizar mini implantes como tratamento alternativo para reabilitação protética em um modelo de uma maxila edentada com fenda labiopalatina unilateral. Empregaram a AEF em sistemas com 2, 4 e 6 mini implantes dentários, aplicando 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.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo propõe avaliar por meio da análise de elementos finitos o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar implanto-retida para a Classe II de Okay não cirurgicamente reparada, utilizando o sistema de retenção ERA®. As tensões geradas serão avaliadas sob as formas qualitativa e quantitativa considerando as regiões de tecido ósseo e gengivo-mucoso maxilar, sob as condições de carregamento anterior e posterior simultâneo.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Neste capítulo encontram-se descritos os materiais empregados para o desenvolvimento do trabalho de pesquisa:

1. Componente protético Stern ERA® fornecido pelo fabricante Sterngold® devidamente fundido em liga de cobalto/cromo.
2. Liga de cobalto/cromo Heraenium da empresa Heraeus Kulzer.
3. Cortadora de Precisão Isomet 1000 Precision Saw.
 - Corte no longo eixo do sistema de retenção fundido em liga de cobalto/cromo - Departamento de Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, situado à Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária, São Paulo - SP, 05508-000.
4. Microtomógrafo Computadorizado (micro-TC) Skyscan 1176 Bruker
Microtomografia Computadorizada para obtenção do CAD do sistema de conexão ERA®
 - Instituto de Biociências da Universidade de São Paulo - IBUSP, situado à Rua do Matão, trav. 14, n. 101 Sl.142, Cidade Universitária, São Paulo - SP.
5. Tomografia Computadorizada do Banco de Dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Autorização para utilização (ANEXO A)
 - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI - Ministério da Ciência e Tecnologia, situado à Rodovia Dom Pedro I, km 143,6, na cidade de Campinas, SP.
6. Modelos tridimensionais e softwares
 - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI - Ministério da Ciência e Tecnologia.

- 6.1. Modelo tridimensional do implante - Dentoflex®.
- 6.2. Modelo tridimensional do conector UCLA - Dentoflex®.
- 6.3. Modelo tridimensional da maxila - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI.
- 6.4. Modelo tridimensional do sistema de retenção ERA® - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI.
- 6.5. Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI.
7. Programa Computacional img2dcm.
8. Programa Computacional Rhinoceros® versão 5.0 da Robert McNeel & Associates.
9. Estações de trabalho marca HP modelo Z820, com processador Intel Xeon E5-2620 (2.00GHz), memória RAM de 64GB e placa de vídeo NVIDIA Quadro K2000D.
10. Programa Computacional InVesalius® versão 3.0.
11. Pacote de Programa Computacional Hyperworks 13.0 da Altair Engineering.
 - Hypermesh.
 - OptiStruct.
 - Hyperview.
12. Análise de elementos finitos
 - Estações de trabalho Sun Microsystems®.
 - Programa Ansys Workbench versão 12.

4.2 Métodos

Com o material supracitado, as seguintes metodologias foram utilizadas na elaboração do trabalho:

1. Microtomografia Computadorizada - micro TC.

O sistema de retenção ERA® foi fundido em liga metálica de cobalto/cromo e posteriormente cortado em seu longo eixo em uma cortadora de precisão para que o mesmo pudesse originar uma imagem no micro tomógrafo, para obtenção do CAD. As imagens TIFF obtidas pela microtomografia foram exportadas para o software img2dcm, que convertem as imagens para o formato DICOM. Estas imagens então foram levadas ao software Invesalio para a reconstrução tridimensional em forma de uma malha no formato STL. (Figura 4.1 e 4.2)

Figura 4.1 - ERA® no formato TIFF

Figura 4.2 - Modelo tridimensional da reconstrução do ERA®

2. Tomografia computadorizada.

Foi utilizada uma Tomografia Computadorizada de referência, constante do Banco de Dados de TC do CTI – Renato Archer, a qual foi obtida de um indivíduo adulto, não portador de lesão congênita ou adquirida da região crânio-facial. O campo de interesse incluiu uma área com margem de 1 cm acima e 1 cm abaixo do terço médio da face e o indivíduo permaneceu em repouso muscular e fora de oclusão dentária durante a tomada da tomografia computadorizada.

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 B).

3. Modelo tridimensional da maxila.

Os dados obtidos pela TC, gravada em formato DICOM, foram exportados para o programa InVesalius® versão 3.0, no qual foi executado o processo de segmentação da imagem e a diferenciação dos modelos tridimensionais dos tecidos moles e ossos, seletivamente. Após o processo de segmentação, esse programa converteu os dados no formato DICOM para o formato STL. Os dados no formato STL foram transferidos para o programa Magics® versão X SP2, no qual foi 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.

A reabsorção óssea foi simulada com uma redução óssea do rebordo alveolar maxilar de aproximadamente 2 mm 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 4.3 e 4.4).

Figura 4.3 – Modelo tridimensional da maxila Classe II Okay. Vista palatina

Figura 4.4 – Modelo tridimensional da maxila Classe II Okay. Vista vestibular

Os modelos CAD dos implantes e UCLAS foram fornecidos pela empresa Dentoflex®. (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Modelos tridimensionais dos implantes e UCLA - Dentoflex® - Simplificação

Os implantes foram posicionados no modelo da seguinte maneira:

- Modelo (Classe II de Okay): 4 implantes posicionados em região de incisivo lateral, canino, segundo pré molar e primeiro molar esquerdo, segundo Block (2003). (Figura 4.6 e 4.7).

Figura 4.6 – Modelo maxila Classe II Okay com fresagem para colocação dos implantes

Figura 4.7 – Modelo maxila Classe II Okay com implantes posicionados

Foi realizado o planejamento com a barra metálica e o sistema de retenção ERA® (Figura 4.8 e 4.9).

Figura 4.8 – Barra com sistema de retenção ERA®

Figura 4.9 – Barra com sistema de retenção ERA® em posição

A prótese obturadora maxilar recebeu a barra com o sistema de retenção ERA® de acordo com o modelo, em cada extremidade da barra. (Figura 4.10, 4.11 e 4.12).

Figura 4.10 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades

Figura 4.11 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe II Okay

Figura 4.12 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe II Okay em relação à prótese obturadora

A mucosa de revestimento (Figura 4.13 e 4.14) foi editada manualmente com espessura média de 1,0mm. 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 pelo osso maxilar, implantes, mucosa, sistema ERA® e prótese obturadora maxilar com simplificações simulando as plataformas oclusal e incisal. Para o modelo foi planejada uma prótese obturadora maxilar. (Figura 4.15 e 4.16).

Figura 4.13 – Modelo maxila Classe II Okay com mucosa de revestimento

Figura 4.14 – Modelo maxila Classe II Okay com mucosa de revestimento, implantes, barra e sistema de retenção ERA®

Figura 4.15 – Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com o sistema de retenção barra com os ERA® nas extremidades. Vista palatina

Figura 4.16 – Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com o sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades. Vista vestibular

4. Análise por elementos finitos

O modelo Bio-CAD gerado nas etapas anteriores serviu como base para a criação da malha de elementos finitos. As informações desse modelo 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.

A estrutura que possui um total de 17 estruturas sólidas, foi preenchida com um total de 2.390.869 nós e 1.578.599 elementos. Os elementos utilizados são do tipo tetraédricos com 10 nós por elemento.

O contato entre todas as estruturas foi considerado do tipo *freeze*, que representa uma interação perfeitamente unida, sem que possibilite o deslizamento ou a separação entre elas. Mesmo sabendo que clinicamente algumas destas estruturas apresentam um tipo de interação diferente da utilizada, a aplicação de

contato do tipo *slide* resultou em um elevado grau de distorção dos elementos, o que indicava um alto efeito da não linearidade desta simulação.

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).

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

Propriedades Mecânicas dos Materiais

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Resina acrílica	3000	0,35	Ono et al (2007)
Mucosa	1	0,37	Ono et al (2007)
Osso trabecular	1370	0,30	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Osso cortical	13700	0,30	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Implante	110000	0,33	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Barra	218000	0,35	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Nylon ERA male	3	0,4	james.ellison@sterngold.com

A condição de contorno sobre o modelo foi aplicada da seguinte maneira: uma fixação completa do modelo na região da maxila, uma pressão simultânea com forças aplicadas em 3 regiões sobre a prótese correspondente 80N na plataforma oclusal em região do primeiro molar esquerdo, 80N na região do primeiro molar direito e de 35N na plataforma incisal em região dos incisivos centrais e laterais, representativa dos dentes anteriores da prótese obturadora maxilar.

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

5 RESULTADOS

5.1 Prótese Total Obturadora

A carga aplicada simultaneamente na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 2,529 mm da prótese na região sem suporte ósseo vestibular, onde estaria o túber da maxila. (Figura 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

5.2 Mucosa Gingival

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região de palato com valor aproximado de 0,454 MPa e máxima tensão principal de tração em pequena região vestibular anterior (fundo de saco) com valor aproximado de 0,923 MPa. (Figuras 5.3 e 5.4).

Figura 5.3 - Campo de máxima tensão principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Vista oclusal

Figura 5.4 - Campo de máxima tensão principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Vista lateral

5.3 Osso cortical

No osso cortical, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região de palato com valor aproximado de 0,93 MPa. (Figura 5.5).

Figura 5.5 - Campo de máxima tensão principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Vista oclusal

Verificou-se máxima tensão principal de compressão localizada junto a parede óssea vestibular e região de rebordo anterior ao implante **A** e parede vestibular maxilar na região do implante **D**, apresentando valor aproximado de 0,93

MPa. Ocorreu maior concentração de máxima tensão principal de tração na região cervical disto vestibular do implante **A**, apresentando valor aproximado de 5,93 MPa. (Figura 5.6).

Figura 5.6 - Campo de máxima tensão principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos à tensão de compressão. Vista lateral

5.4 Osso medular

No osso medular, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão com valor aproximado de 0,144 MPa na região de palato. A máxima tensão principal de tração com valor aproximado de 0,705 MPa ocorreu em pequena proporção da região apical vestibular do implante **A** e **B**. (Figura 5.7).

Figura 5.7 - Campo de máxima tensão principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Vista oclusal

Foi verificada máxima tensão principal de compressão com valores aproximados de 0,144 MPa na região de tuber maxilar e máxima tensão principal de tração com valores aproximados de 0,584 MPa na região da parede vestibular maxilar dos implantes **A** e **B**. (Figura 5.8).

Figura 5.8 - Campo de máxima tensão principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Vista lateral

6 DISCUSSÃO

A reabilitação pressupõe um processo cuja finalidade é que o paciente recupere uma função ou atividade que tenha sido perdida devido a uma doença ou a um trauma. Em seu sentido mais amplo pressupõe a recuperação da auto estima e a reinserção social do indivíduo (Arigbede et al., 2006; Matsuyama et al., 2006; Eckardt et al., 2007; Carvalho et al., 2009; Esteves Junior, 2009; Aguiar et al., 2013).

O tratamento do câncer oral é, na maioria das vezes de natureza cirúrgica (Kusterer et al., 2012; Neto, 2015), onde a maxilectomia ocupa uma posição de destaque. A atuação de uma equipe multiprofissional é fundamental nas fases pré, trans e pós-operatória, criando condições mais favoráveis para o planejamento do processo de reabilitação do paciente (Pereira, 2014).

Embora a reconstrução cirúrgica trans operatória ou imediata, realizada por meio de retalho local avançado ou mesmo enxerto fácio-cutâneo e ósseos vascularizados (Okay et al., 2001) esteja bem estabelecida, a sua realização favorece a reabilitação, mas não dispensa a confecção de próteses, implanto-retidas ou convencionais para a reabilitação estética e funcional dos pacientes.

As próteses obturadoras são fundamentais na reabilitação dos pacientes submetidos a maxilectomia que resultaram em perda tecidual não submetida à cirurgias reconstrutoras. Essa reabilitação busca proporcionar qualidade de vida digna para esses pacientes, melhorando a função mastigatória, a deglutição, a fala, a estética, o conforto e a segurança, auxiliando inclusive no aspecto psicológico desse paciente e favorecendo sua reintegração na sociedade (Wedel et al., 1994; Markt, 2001; Okay et al., 2001; Fukuda et al., 2004; Arigbede et al., 2006; Oh; Roumanas, 2006; Aydin et al., 2007; Eckardt et al., 2007; Nothdurf ; Pospiech, 2007; Sousa et al., 2009; Carvalho et al., 2009; Leles et al., 2010; Neto, 2015).

As próteses obturadoras melhoram a fala de seus usuários, aumentando a inteligibilidade de 59,8% sem prótese para 94,7% com prótese, pois promovem o vedamento da comunicação oronasal total ou parcialmente (Arigbede et al., 2006; Eckardt et al., 2007; Chen et al., 2015; Emanuel et al., 2016). A capacidade mastigatória e máxima força oclusal dos pacientes portadores de prótese obturadora

maxilar apresentam-se diminuídas por perda da maior extensão no palato (Matsuyama et al., 2006; Ono et al., 2007).

Com o avanço da Implantologia e maior conhecimento de técnicas que favorecem a osseointegração, a reabilitação protética de pacientes portadores de grandes perdas maxilares, que necessitam de próteses bucais diferenciadas e extensas, pôde modificar-se e adequar o planejamento para a utilização de implantes osteointegráveis. As próteses implanto-retidas apresentam vantagens de retenção, estabilidade e estética, permitindo mais liberdade e confiança ao paciente portador de prótese obturadora. Assim como a prótese obturadora, o objetivo das próteses implanto-retidas é minimizar os distúrbios funcionais e estéticos decorrentes de traumas ou cirurgias mutilantes, melhorando a ancoragem e aumentando consideravelmente o conforto no uso. Quando viável, próteses fixas otimizam a qualidade de vida do usuário (Block, 2003; Fukuda et al., 2004; Koca et al., 2005; Lehmann et al., 2006; Oh; Roumanas, 2006; Aydin et al., 2007; Nothdurft; Pospiech, 2007; Prakash et al., 2009; Leles et al., 2010; Pesqueira, 2012; Wang et al., 2016).

Estudos de casos clínicos com próteses obturadoras implanto-retidas concluíram que os pacientes relataram melhora funcional nas reabilitações com número maior de implantes (Leles et al., 2010; Korkmaz et al., 2012; Bidra et al., 2013). E para que essas próteses tenham um bom prognóstico é importante avaliar a quantidade e comprimento de implantes, mínimo 10mm. Na maxila, o planejamento deve contar com mais implantes do que na mandíbula para aumento da superfície de contato osso-implante. A distribuição em polígono e a quantidade de 4 a 6 implantes unidos por barras e o bom posicionamento dos implantes que deve ser ligeiramente palatino à crista mantendo uma largura mais densa do osso vestibular, na região de caninos e premolares, sempre dependendo da condição óssea local, desta forma os implantes podem ser posicionados na região de incisivos laterais (Spiekermann et al., 2000; Block, 2003; Bonachela et al., 2008). Seguindo estes preceitos, esta pesquisa utilizou implantes de 11,50 mm nas regiões de incisivo lateral, premolar e molar e de 13,00 mm na região de canino. Foram instalados 4 implantes na maxila esquerda, embora o posicionamento ideal dos implantes de modo a configurar um polígono tenha sido alterado em função da estrutura óssea maxilar remanescente.

Com tantas especializações envolvidas no tratamento desses pacientes, deve haver uma prévia relação multidisciplinar dos profissionais para que possa ser elaborado e executado o melhor planejamento e tratamento cirúrgico e protético possível, procurando obter o sucesso na reabilitação (Northdurft; Pospiech, 2007; Kusterer et al., 2012; Aguiar et al., 2013).

O conhecimento dos componentes protéticos, dos materiais, métodos de retenção, tipos de implantes e as melhorias em sua superfície são fundamentais aos novos tipos de obturadores, que através de pesquisas e desenvolvimento de novos materiais os cirurgiões dentistas alcançam melhores trabalhos protéticos e com maior durabilidade por existirem hoje componentes de fácil reposição, pois estas próteses estão associadas a complicações mecânicas e biológicas e exigem manutenção periódica. O planejamento de reabilitação protética por meio de implantes, conexões protéticas e sistemas de retenção por si só já deve ser minucioso, em pacientes maxilectomizados este planejamento precisa ser mais criterioso, levando em consideração os valores de tensões de tração e compressão observados tanto em tecido gengival quanto em tecido ósseo. Este estudo avaliou o sistema de retenção ERA® que possibilita de maneira fácil a troca dos nylons que fixam a prótese à conexão e ainda apresenta diversas durezas, ainda que a resiliência seja a mesma (Esteves Junior, 2009; Cardelli et al., 2014; Pereira, 2014; Vahidi; Pinto-Sinai 2015).

Gao et al. (2006) desenvolveram uma malha tridimensional em elementos finitos a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC), recriando as estruturas dente e mandíbula e as suas interações em uma série de tetraedros apresentando 18.534 elementos e 4.762 nós. Neste estudo envolvendo a maxila Classe II de Okay, reabilitada com prótese obturadora implanto-retida por 4 implantes, barra e sistema de retenção ERA® com 17 estruturas sólidas, foi preenchida a malha com um total de 1.578.599 elementos e 2.390.869 nós. Os elementos utilizados são também do tipo tetraédricos com 10 nós por elemento.

Sun et al. (2005) concluíram que a modelagem tornou-se um dos mais importantes passos para o desenvolvimento destes tipos de estudos, uma vez que as considerações e simplificação são determinados nesta etapa.

Os tipos de elementos utilizados pelo programa Ansys® para a determinação de volumes foram o tetraédrico quadrático e hexaédrico quadrático. Este tipo de

elemento possibilita uma geometria mais complexa e resultados mais precisos (Gao et al., 2006).

Os modelos CAD dos implantes e UCLAS Dentoflex®, foram posicionados no modelo maxilar Classe II de Okay, com 4 implantes no total, nas seguintes regiões: de incisivo lateral, canino, segundo premolar e primeiro molar esquerdo (Block, 2003).

Esta distribuição está de acordo com Chan et al. (1998), proporcionando uma distribuição equilibrada dos implantes, tanto em região anterior como em região posterior sendo mais adequada que a concentração anterior dos implantes ou que a um extremo livre muito extenso.

Neste estudo considerou-se os tecidos como materiais de propriedades isotrópicas, de acordo como a maior parte dos trabalhos envolvendo análise de elementos finitos em odontologia (Koca et al., 2005; Gao et al., 2006).

Os valores aplicados em trabalhos que empregam força máxima de mordida apresentam grande variação e na dependência da região pode variar de 15N e 375N (Wedel et al., 1994; Koca et al., 2005; Lehmann et al., 2006; Ono et al., 2007; Miyashita 2013; Sousa; Mattos, 2014; Soganci; Yazicioğlu, 2016). Neste estudo optou-se por uma força equivalente a 80N na plataforma oclusal representativa dos dentes posteriores e a 35N na plataforma incisal representativa dos dentes anteriores da prótese obturadora maxilar. Estes valores foram baseados no trabalho de Wedel et al. (1994) com pacientes portadores de próteses obturadoras, onde as forças máximas de oclusão registradas no gênero masculino foram de 85N posterior e 48N anterior e no feminino foram de 74N e 27N, respectivamente. Desta forma, utilizamos a média destas forças para este experimento, assim como (Sousa; Mattos, 2014).

Estudos de quantificação de tensão ou densidade de energia e deformação têm sido propostos para avaliação de estímulos mecânicos na remodelação óssea mesmo que ainda não se saiba precisamente como o carregamento mecânico afeta a atividade osteoblástica e osteoclástica. O osso tem a habilidade de mudar sua estrutura em resposta ao estresse mecânico induzido pelo carregamento de um implante, dentro de limites fisiológicos definidos. Forças de baixa ou alta intensidade no osso esponjoso podem levar a reabsorção óssea, dependendo da sua aplicação. (Li et al., 2007; Rahimi et al., 2009).

A reabsorção óssea que pode ocorrer ao redor do pescoço do implante causa um espaço na interface osso-implante, podendo acarretar em prejuízo à integração óssea do implante. Subcargas ou sobrecargas interferem na biomecânica do osso, podendo determinar a osteointegração e remodelação após a instalação do implante (Lin et al., 2010).

Neste estudo, o osso cortical apresentou máxima tensão principal de compressão com valor aproximado de 0,93 MPa na região de palato, rebordo alveolar vestibular na região do implante **A** e parede vestibular maxilar na região do implante **D**, sugestivo de reabsorção óssea por subcarga, pois estão abaixo da carga fisiológica para manutenção óssea, enquanto que de Sousa e Mattos (2014), observaram 7,16 MPa na região de palato para o sistema de retenção barra/clipe, sugestivo de neoformação óssea. O osso cortical apresentou máxima tensão principal de tração em pequena área cervical disto vestibular na região do implante **A**, valor aproximado de 5,93 MPa sugestivo de neoformação óssea contra 28,76 MPa no implante **2b** no valor de máxima tensão principal de tração, sugestivos de severa reabsorção óssea por estarem muito acima dos limites fisiológicos (Li et al., 2007).

No osso medular, houve máxima tensão principal de compressão na região de palato e túber maxilar com valor aproximado de 0,144 MPa, sugerindo reabsorção óssea por subcarga, embora a área desta ocorrência seja tão pequena que não deva provocar grandes reabsorções. A máxima tensão principal de tração na região apical vestibular do implante **A**, com valor aproximado de 0,705 MPa, é sugestiva de reabsorção óssea (Li et al., 2007).

O deslocamento máximo das próteses obturadoras é maior que nas próteses totais convencionais e varia de indivíduo para indivíduo. Souza et al. (2009), em estudo de movimento de próteses convencionais obtiveram deslocamento de até 1mm. Neste experimento, em que se observou o comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar nas condições de carga aplicada na mesa oclusal posterior e mesa incisal anterior, mostrou uma tendência de desinserção da prótese, manifestando um movimento de rotação com eixo localizado na linha de ressecção maxilar. A simulação de deslocamento vertical no sentido da desinserção máxima da prótese obturadora maxilar resultou num valor aproximado de 2,529mm, menor do que aquele observado com o sistema barra/clipe (de Sousa; Mattos, 2014).

7 CONCLUSÕES

- O deslocamento máximo da prótese obturadora maxilar se deu em direção ao fulcro e ressecção óssea, com um deslocamento de 2,529mm.
- A mucosa gengival sofreu máxima tensão principal de compressão na região de palato com valor aproximado de 0,454 MPa e máxima tensão principal de tração na região de fundo de saco vestibular anterior com valor aproximado de 0,923 MPa, abaixo do valor do módulo de elasticidade, ou seja, Módulo de Young definido para essa estrutura.
- A máxima tensão principal de compressão na região de palato, do rebordo na região do implante **A**, e parede vestibular na região do implante **D** sugere reabsorção da cortical óssea. A máxima tensão principal de tração em pequena extensão da região cérvico-disto-vestibular do implante **A** sugere neoformação óssea.
- A máxima tensão principal de compressão em pequena extensão do palato e túber maxilar sugerem reabsorção do tecido ósseo medular. A máxima tensão principal de tração na região apical dos implantes **A** e **B** e na região da parede vestibular na região do implante **A** sugere reabsorção óssea.
- As máximas forças de tração e compressão observadas são bastante favoráveis à estabilidade dos tecidos mucoso e ósseo, indicando ser um sistema de retenção adequado às reabilitações das perdas maxilares Classe II de Okay.

REFERÊNCIAS¹

Aguiar L, Roberto Mozzini A, Lersch E, De Conto F. Obturador palatino: confecção de uma prótese não convencional – relato de caso. *Rev Fac Odontol - UPF*. 2013 Dec;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*. 2015 Jan;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*. 2006 Feb 15;7(1):89–96.

Avi ALR de O, Tanimoto HM, Queiroz CDDS, Gerim LR, Zuza EP, Trevisani DM, et al. Neoplasia de boca e orofaringe : um estudo transversal na Fundação Pio XII - Hospital de Câncer de Barretos, Brasil. *Rev Odontol UNESP*. 2012;41(4):273–80.

Aydin C, Delilbaşı E, Yilmaz H, Karakoca S, Bal BT. Reconstruction of total maxillectomy defect with implant-retained obturator prosthesis. *N Y State Dent J*. 2007 Nov;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*. 2013 Feb;39(1):91–7. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00181.

Block M. Atlas de cirurgia para implante dentário. São Paulo: Editora Santos; 2003. Capítulo 3, Cirurgia da maxila edentula; 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*. 2003 Mar;11(1):49–54. doi: 10.1590/S1678-77572003000100009.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Brener S, Jeunon FA, Barbosa AA, Grandinetti H de AM. Carcinoma de células escamosas bucal: uma revisão de literatura entre o perfil do paciente, estadiamento clínico e tratamento proposto. *Rev Bras Cancerol.* 2007;53(1):63–9.

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.

Carvalho ACG de S, de Castro Filho FM, Sousa FB, Magro-Filho O, Romio KB, Nogueira RLM. Reabilitação bucal imediata após maxilectomia parcial: relato de caso. *Rev Cir Traumatol Buco-maxilo-fac.* 2009;9(2):33–8.

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

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.* 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.* 2015 Nov; 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.* 1982 Jan;61(1):25–9.

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.

Emanuel RA, Rabelo DP, Tanure RP, Grossmann S de MC. Reabilitação protética oral em paciente com carcinoma adenóide cístico. *Rev Inic Científ Univ Vale do Rio Verde* [internet]. [citado 20 dez. 2015] 2016;5(2). Disponível em: <http://periodicos.unincor.br/index.php/iniciacaocientifica/article/download/2735/2285>.

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

Ford PJ, Farah CS. Early detection and diagnosis of oral cancer: Strategies for improvement. *J Cancer Policy*. 2013 Mar;1(1-2):e2–7. doi: 10.1016/j.jcpo.2013.04.002.

Foundation for Oral-facial Rehabilitation. No Title. 2015 [citado em 5 dez. 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*. 2004 Jul;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*. 2006 May;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*. 2013;56(2):363–74. doi: 10.1016/j.bone.2013.06.028.

Hanawa S, Kitaoka A, Koyama S, Sasaki K. Influence of maxillary obturator prostheses on facial morphology in patients with unilateral maxillary defects. *J Prosthet Dent*. 2015 Jan;113(1):62–70. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.06.016.

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*. 2012 Jun 1;4(2):114–8. doi: 10.1038/ijos.2012.22.

Hussein MO. Stress-strain distribution at bone-implant interface of two splinted overdenture systems using 3D finite element analysis. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(3):333. doi: 10.4047/jap.2013.5.3.333.

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

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*. 1987 Apr;31(2):287–95.

Kemmoku D, Laureti C, Noritomi PY, Silva J. BioCAD techniques: Example on maxilla for rapid expansion simulation. In: Bártolo PJ, Lemos ACS, Tojeira APO, Pereira AMH, Mateus AJ, Mendes ALA, et al., editors. Innovative developments in virtual and physical prototyping. Proceedings; 2011 28 Sep- 01 Oct; Leiria. Boca Raton: CRC Press; 2011.

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*. 2005 Jan;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*. 2012 Oct 20;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. *Rv Bras Odontol*. 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.

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*. 2007 Sep;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 Eng*. 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*. 2010 Mar;43(4):644–51. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.030.

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

Lucas LVM de. Influência do formato do rebordo na associação de uma prótese parcial removível de extremidade livre mandibular associada ao implante com sistema de retenção era, pelo método dos elementos finitos [tese]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia; 2006.

Markt JC. An endosseous, implant-retained obturator for the rehabilitation of a recurrent central giant cell granuloma: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2001 Feb;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.

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.

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*. 2012 May;107(5):336–42. doi: 10.1016/S0022-3913(12)60086-9.

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*. 1985 Jun;87(6):453–72.

Neto CL. O papel do médico dentista no paciente sujeito a radioterapia da cabeça e pescoço [dissertação]. Almada: 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. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 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*. 2006 Aug;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*. 2001 Oct;86(4):352–63. doi: 10.1067/mpr.2001.119524.

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.

Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC, Filho HG. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. *J Craniofac Surg*. 2010 May;21(3):727–34. doi: 10.1097/SCS.0b013e3181d8098a.

Pereira ÂML. Reabilitação oral em pacientes maxilectomizados [dissertação]. Porto: Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade Fernando Pessoa; 2014.

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]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia; 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*. 1963 Jul;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*. 2009 Dec;60 Suppl 8(9):107–12.

Saab XE, Griggs JA, 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*. 2007 Feb;97(2):85–92. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.12.002.

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-Craniofac J*. 2016 Jan;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*. 2014 Dec;112(6):1578–84. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.06.020.

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*. 2005 Sep;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*. 2007 Nov;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*. 2007 Jul;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;6(8):734–42. doi: 10.4236/msa.2015.68075.

Verri FR, Pellizzer EP, Pereira JA, Zuim PRJ, Santiago Júnior JF. Evaluation of bone insertion level of support teeth in class I mandibular removable partial denture associated with an osseointegrated implant: A study using finite element analysis. *Implant Dent*. 2011 Jun;20(3):192–201. doi: 10.1097/ID.0b013e3182166927.

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*. 2016 Jan;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 Sep;72(3):303–8.

World Health Organization. World Cancer Report, 2012. International Agency for Research on Cancer. 2012 [acessado em 10 Jul 2015]. Disponível em: <http://www.who.int/en>

Xavier T, Noritomi PY, Lai K, Furuse C, Silva J. Use of CAD and FEA tools for studying the performance of a biomedical device. In: Ceretti E, Fiorentino A, Giorleo L, Giardini C, editors. 1st International Conference on Design and Processes for Medical Devices [internet]; 2012 2-4 May; Brescia, Rivoli: Neos Edizione; 2012. [citado 4 Nov 2014]. Disponível em: <http://www.centroinnovacion.org>.

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 – Autorização para utilização do banco de dados de tomografia computadorizada da face – CTI Renato Archer

São Paulo, 30 de Julho de 2014.

Ilmo. Sr. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva.

Chefe da Divisão de Produtos do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.

Solicito autorização para utilização do banco de Dados de Tomografia Computadorizada da Face (gravadas em arquivo DICOM), sob a guarda do CTI Renato Archer, para desenvolvimento do Projeto de Pesquisa **“AVALIAÇÃO DAS TENSÕES ÓSSEAS GERADAS POR PRÓTESE OBTURADORA MAXILAR IMPLANTO-RETIDA PELO SISTEMA ERA POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS”**, pela CD Valéria Tognato Costa.

Dada a natureza deste projeto de pesquisa, venho igualmente solicitar a sua anuência para a realização das etapas pertinentes, contando com a infra-estrutura do Centro de Tecnologia da Informação.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

Orientadora

De acordo:

Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva

Chefe da Divisão de Produtos do CTI Renato Archer.

JORGE V. L. DA SILVA
Chefe da DDP
DIAP/73324 Portaria MCT 660/06
OU 27/09/2006

ANEXO B – Parecer Consubstanciado do CEP – FOU SP

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: 2

CAAE: 30458814.3.1001.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.015.001

Data da Relatoria: 08/04/2015

Apresentação do Projeto:

Este projeto propõe a avaliação do comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar implanto-retida, 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 maxila em sistemas computacionais de análise.

Benefícios: Não se caracteriza benefício direto para o sujeito da pesquisa. O projeto busca apontar

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

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 1.015.001

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 é relevante e não apresenta comprometimento ético.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

A pesquisadora apresentou os seguintes documentos: 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 pesquisadora realizou as alterações solicitadas.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

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: cepto@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 1.015.001

SÃO PAULO, 08 de Abril 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: SÃO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepfo@usp.br