VALÉRIA TOGNATO COSTA

**Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar
implanto-retida pelo sistema ERA® para Classes Ib, II e III de Okay
por meio da análise de elementos finitos**

São Paulo

2020

VALÉRIA TOGNATO COSTA

**Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar
implanto-retida pelo sistema ERA® para Classes Ib, II e III de Okay
por meio da análise de elementos finitos**

Versão Corrigida

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

Área de concentração: Prótese Bucomaxilofacial

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Silva
Câmara Mattos

São Paulo

2020

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® para Classes Ib, II e III de Okay por meio da análise de elementos finitos / Valéria Tognato Costa; orientadora Beatriz Silva Câmara Mattos -- São Paulo, 2020.

113 p. : fig. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – 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 dentário. I. Mattos, Beatriz Silva Câmara. II. Título.

Costa VT. Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida pelo sistema ERA® para Classes Ib, II e III de Okay por meio da análise de elementos finitos. Tese ou Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 22/05/2020

Banca Examinadora

Profa. Dra. Claudete Rodrigues Paula

Instituição: ICB-USP

Julgamento: Aprovada

Profa. Dra. Andréa Alves de Sousa

Instituição: Externo

Julgamento: Aprovada

Profa. Dra. Cleusa Aparecida Campanini Geraldini

Instituição: FO-USP

Julgamento: Aprovada

Em uma retrospectiva de minha vida vejo muitas pessoas, muitos ensinamentos, muitas lembranças e muitos amores.

Em todos estes momentos eu tive meus pais José Paulino da Costa e Renata Tognato Costa como meus exemplos, meus orgulhos e amores incondicionais. Tê-los (apesar de não estarem mais neste mundo físico) é sem dúvida alguma o maior presente que a vida poderia ter me dado. Amo além dos tempos.

Dedico este meu trabalho à eles, meu Dedé, Coleguinha, Amiguinho e à minha Nena, Reny, Mutty.

Ao Marco Henrique Ferreira Ribeiro, meu Leko. Faltam palavras para expressar minha gratidão por ter estado comigo nesta jornada que é a minha vida, teria que escrever bilhões de palavras que não seriam suficientes, obrigada sempre, TE AMO!

Aos meus avós Yolando Tognato (in Memoriam) e Nair Rigobello Tognato. Ensinamentos vindos deles não me faltaram, muitas lembranças e definitivamente amores da vida.

À minha orientadora Amada Professora Doutora Bia que me abriu um mundo novo, cheio de conhecimento, dedicação, profissionalismo que é a pós-graduação em Prótese Bucomaxilofacial, meu obrigada por todo carinho, companheirismo e respeito.

À Andrea que me trouxe para esse mundo descrito acima, que me ensina e ajuda tanto, que me apresentou tantas pessoas maravilhosas, desde amigos, colegas, professores e pacientes, Gracias Dé.

Ao Ivan Onone Gialain e Rennan Luiz Oliveira Santos, amigos do meu coração.

À Professora Claudete que nos adotamos da maneira mais deliciosa possível, obrigada pelas ajudas, conversas, enfim, por tudo amoreco.

À Maria Laudinécia da Silva, A Néia meu braço direito, esquerdo, pernas, olhos.....Obrigada sempre.

À Dona Albertina Augusto Messias, minha Florzinha, minha mãe de Osasco, por absolutamente TUDO que fez por mim e que do céu deve estar me olhando, te amo.

Ao Renato Sartori Landin Sanchez, Marina Leite Pimentel, Lívia Morelli Vieira, Paulo Lobo, Isabel Olegário, Fernanda Salineiro, Solange Velasco, Tatiana Paiva, Margareth Torrecillas Lopez, Jairo Crepaldi, Jefferson Tenório e tantos outros queridos da FOUSP, vocês moram em meu coração.

Aos funcionários, Édison Henrique Vicente, Alzira Alves, Marcos Barbosa e Silva, Paulão, Dequias Alves dos Santos Filho, Ana Lúcia Martins Figueira e Ana Rosa Montezuma Galvão, meu muito obrigada pela ajuda e lutas juntos.

À linda da Glauci, você é demais minha querida, muito/muito obrigada.

À Natália Berenguer Tognato e Pietro Berenguer Tognato que me ensinaram que amor é de fato incondicional e transcende o corpo físico.

Ao José Eduardo Sousa Costa, o “Duarte”, minha família remanescente, sempre ao meu lado quando mais precisei, responsável pelas risadas mais gostosas.

À Gisela Romero Gaia e Sílvio Piesco que abriram suas vidas, casas e corações nestes últimos anos, tornando nossas vidas mais leves e definitivamente mais felizes.

À Maria Beatriz Pedroso Arruda, Adriana Cury Nogata, Priscila Oshiro de Ramos, amigas de uma vida e para sempre.

Aos pacientes que tanto me ensinaram nestes anos todos, me mostraram o quão linda pode ser a relação humana.

AGRADECIMENTOS

Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais.

Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.

Prof.^a Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Prof.^a Dra. Andréa Alves de Sousa, Fundação Oncocentro de São Paulo.

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 Prof. Dr. 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 FOU SP.

À Glauci Elaine Damasio Fidélis, bibliotecária da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

À Prof.^a Dra. Claudete Rodrigues Paula Gandra.

“O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código do Financiamento 001.”

“ORAÇÃO AOS ANTEPASSADOS” Por Bert Hellinger

“Gratidão queridos pais, avós e demais ancestrais por terem tecido o meu caminho, imensa gratidão pela imensidão dos seus sonhos que, de alguma forma, são hoje a minha realidade.

A partir deste ponto e com muito amor, dou luz à tristeza que houve nas gerações passadas, dou luz à raiva, às partidas prematuras, aos nomes não ditos, aos destinos trágicos.

Dou luz à flecha que cortou caminhos e tornou a calçada mais fácil para nós.

Dou luz à alegria, às histórias repetidas várias vezes.

Dou luz ao não dito e aos segredos de família.

Dou luz às histórias de violência e ruptura entre casais, pais e filhos e entre irmãos e que seja o tempo e o amor que volte a unir.

Dou luz a todas as memórias de limitação e pobreza, a todas as crenças desestruturantes e negativas que permeiem o meu sistema familiar.

Aqui e agora semeio uma nova esperança, alegria, união, prosperidade, entrega, equilíbrio, ousadia, fé, força, superação, amor, amor e amor.

Que todas as gerações passadas e futuras sejam agora, neste instante cobertas com um arco-íris de luzes que curem e restaurem o corpo, a alma e todos os relacionamentos.

Que a força e a bênção de cada geração alcance sempre e inunde a geração seguinte.

Assim seja.

“É divertido fazer o impossível.”

Walt Disney

RESUMO

Costa VT. Avaliação das tensões ósseas geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida pelo sistema ERA® para Classes Ib, II e III de Okay por meio da análise de elementos finitos. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida.

A reabilitação bucomaxilofacial com perdas ou ausência de estrutura maxilar pode ser cirúrgica ou protética por meio de próteses obturadoras, esta última, um recurso terapêutico que minimiza os distúrbios funcionais, estéticos e psicológicos. A reabilitação protética apresenta desafios devido às condições diferenciadas das estruturas anatômicas orais e faciais de seus pacientes, exigindo do profissional que a ela se dedica conhecimento de técnicas e materiais que supram os desafios e alcance o sucesso, melhorando assim a qualidade de vida destes pacientes. Este estudo avaliou o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar Classe Ib, II e III de Okay retida por implantes e sistema de retenção ERA®, observando as tensões geradas no tecido gengivo-mucoso e ósseo maxilar por meio da Análise de Elementos Finitos (AEF). A AEF foi realizada em três modelos digitais desenvolvidos a partir da tomografia computadorizada de um indivíduo adulto. Os modelos tridimensionais (3D) representaram cada uma das Classes de Okay estudadas e para tanto receberam implantes posicionados na estrutura óssea maxilar residual e sobre os implantes as estruturas do sistema de retenção ERA® foram posicionadas nas extremidades de uma barra metálica e convertidas para serem representadas por superfícies. Com o programa Rhinoceros® versão 5.0 SR8 os modelos maxilares BioCAD 3D foram gerados incorporando neles os modelos CAD dos implantes, das conexões UCLA e do sistema de retenção ERA®. O CAD do sistema de retenção ERA® não estava disponível e para sua obtenção o sistema foi fundido em metal e através do micro CT SkyScan 1176 Bruke as imagens necessárias foram obtidas 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. Foram realizadas análises qualitativas, correspondente à escala de máxima tensão principal e os valores quantitativos expressos em MPa. Ocorreram deslocamentos máximos esperados das próteses obturadoras nas regiões sem suporte ósseo, sendo que a Classe III apresentou o maior deslocamento em direção a área sem tecido ósseo, tendo como fulcro a linha de ressecção óssea nas três simulações realizadas. A mucosa não sofreu tensão de tração e compressão, protegida pela barra metálica. No osso cortical os valores observados indicaram tensão de compressão normal nos três modelos; tensão de tração apresentou supra carga em área muito pequena. No osso medular os valores observados indicaram tensão de compressão mínima nos três modelos; tensão de tração normal na Classe Ib e tensão de tração mínima nas Classes II e III. 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 Ib, II e III de Okay.

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

ABSTRACT

Costa VT. Evaluation of bone stress on implant retained obturator prosthesis with ERA® system for Okay Classes Ib, II and III through finite element analysis. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2020. Versão Corrigida.

Maxillofacial rehabilitation on patients with maxillary structure loss can be treated surgically or using prosthetic obturator, the later is considered to minimize functional, sthetic and psicological impairment. Prosthetic rehabilitation can a challenging procedure due the specific anatomical factores related to oral and facial structures, thus demanding the professional to have extensive knowledge and training on materials and manufacturing of prosthetic obturators aiming to achieve treatment sucess and improving the patient's quality of life. The present study evaluated the biomechanic behaviour of implant-retained prosthetic obturator, using ERA® retention system, planned over type Ib, II and III (Okay classification) maxillary defects. The stress was evaluated on soft (gingiva and mucosa) and bone tissues using finite element analysis (FEA). The FEA simulation was conducted using a digital model from a male adult computed tomography exam. The 3D model was modified to create three different models to simulate the Okay class Ib, II and III maxillary defects, implant were placed on the remaining bone tissue on each situation and over the implants the ERA® retention system was placed over a metallic bar to be repressed as surfaces. Using Rhinoceros® (version 5.0 SR8) the 3D BioCAD maxillary models were made by joining the bone, implant, UCLA conections and ERA® retentions system models. Since the ERA® system was not available, an metallic replica was made and scanned using micro-CT, the resulting images were exported as BMP and TIFF and the TIFF images were imported into img2dcm software to create a DICOM file that was further imported into InVesalius software to create the 3D STL mesh. The three final models were sent to Hyperworks 13.0 software and later were post-processed on Hyperview software. On each simulation a 80 N force was applied over the occlusal platform and 35 N over the incisal platform and qualitative analysis were made on maximal principal stress and the resulting values were expressed as MPa. The most important displacements of

the prothetic obturators were found on the areas without bone suport and Okay class III situation present the largest displacement having as fulcrum the maxillary defect line. The soft tissue did not present tensile nor compressive stress, since it was protected by the metallic bar. The cortical bone the resulting compressive stress values were considered normal for the three simulations and the tensile stress values were higher in a small area. The concelous bone showed minimal compressive stress values on all three models, normal tensile stress on class Ib and minimal tensile stress on class II and III. The simulated forces applied over the models were considered favorable considering the implant-retained prothetic obturator stability since they were distribuited along soft and bone maxillary tissues, showing that the ERA® retention system is suitable for Okay class Ib, II and III maxillary loss rehabilitation.

Keywords: Finite element analysis. Obturator prosthesis. Implant.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 -	ERA® no formato TIFF	59
Figura 4.2 -	Modelo tridimensional da reconstrução do ERA®.....	60
Figura 4.3 -	Aquisição do modelo tridimensional do ERA®.....	60
Figura 4.4 -	Modelo tridimensional da maxila Classe Ib Okay. Vista superior	62
Figura 4.5 -	Modelo tridimensional da maxila Classe II Okay. Vista superior	63
Figura 4.6 -	Modelo tridimensional da maxila Classe III Okay. Vista superior	63
Figura 4.7 -	Modelos tridimensionais dos implantes e UCLA - Dentoflex® Simplificação	64
Figura 4.8 -	Modelo maxila Classe Ib de Okay com implantes posicionados	64
Figura 4.9 -	Modelo maxila Classe II de Okay com implantes posicionados	65
Figura 4.10 -	Modelo maxila Classe III de Okay com implantes posicionados	65
Figura 4.11 -	Barra com sistema de retenção ERA® - Vista superior	66
Figura 4.12 -	Barra com sistema de retenção ERA® - Vista oclusal	66
Figura 4.13 -	Barra metálica com sistema de retenção ERA® nas extremidades.	67
Figura 4.14 -	Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades, Classe II de Okay e Classe III de Okay	67
Figura 4.15 -	Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® - nylon e cápsula.....	68
Figura 4.16 -	Geometria do sistema de retenção barra com o ERA® - nylon e cápsula.....	68
Figura 4.17 -	Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe Ib de Okay em relação à prótese obturadora.....	69
Figura 4.18 -	Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe II de Okay em relação à prótese obturadora.....	69

Figura 4.19 -	Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe III de Okay em relação à prótese obturadora	70
Figura 4.20 -	Modelo maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento	71
Figura 4.21 -	Modelo maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento, implantes, barra e sistema de retenção ERA®.....	71
Figura 4.22 -	Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com o sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades. Vista vestibular	72
Figura 4.23-	Modelo com localização da força aplicada	74
Figura 4.24 -	Avaliação por meio da análise de elementos finitos	75
Figura 5.1-	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe Ib de Okay. Vista vestibular	77
Figura 5.2 -	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe Ib de Okay. Vista superior	78
Figura 5.3 -	Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe Ib de Okay. Vista lateral	78
Figura 5.4 -	Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe Ib de Okay. Vista oclusal	79
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. Classe Ib de Okay. Vista lateral	79
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. Classe Ib de Okay. Vista oclusal	80
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. Classe Ib de Okay. Vista lateral.	80

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. Classe Ib de Okay. Vista oclusal	81
Figura 5.9 -	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe II de Okay. Vista vestibular.....	82
Figura 5.10 -	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe II de Okay. Vista lateral	82
Figura 5.11 -	Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe II de Okay. Vista lateral	83
Figura 5.12 -	Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe II de Okay. Vista oclusal.....	83
Figura 5.13 -	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. Classe II de Okay. Vista lateral	84
Figura 5.14 -	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. Classe II de Okay. Vista oclusal	84
Figura 5.15 -	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. Classe II de Okay. Vista lateral	85
Figura 5.16 -	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. Classe II de Okay. Vista oclusal.....	85
Figura 5.17 -	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe III de Okay. Vista vestibular.....	86
Figura 5.18 -	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe III de Okay. Vista lateral	87

- Figura 5.19 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe III de Okay. Vista lateral..... 87
- Figura 5.20 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe III de Okay. Vista oclusal 88
- Figura 5.21 - 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. Classe III de Okay. Vista lateral..... 88
- Figura 5.22 - 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. Classe III de Okay. Vista oclusal 89
- Figura 5.23 - 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. Classe III de Okay. Vista lateral..... 89
- Figura 5.24 - 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. Classe III de Okay. Vista oclusal 90

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Número de elementos e nós obtidos em cada classe de Okay 73

Quadro 4.2 - Módulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson para os diferentes materiais..... 73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

*.step	Standard for the Exchange of Product model data - formato de arquivo de exportação e importação CAD padronizado pela norma ISO 10303-21
AEF	Análise por Elementos Finitos
CAD	Computer-aided design
CAM	Computer –aided-manufacturig
CTI	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
Coeficiente de Poisson	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
Lb	Libra
MEDLINE	Sistema Online de Busca e Análise de Literatura Médica
Micro CT	Micro Computed Tomography
Micro TC	Micro Tomografia Computadorizada
Módulo de Young	Parâmetro mecânico que proporciona a 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 à força de 1N aplicada uniformemente sobre uma superfície de 1m ²
PPR	Prótese Parcial Removível
Megapascal (MPa)	10 ³ Pa
Gigapascal (GPa)	10 ⁶ Pa
STL	Esteriolitografia
TC	Tomografia Computadorizada
UCLA	Universal Castable Long Abutment

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	27
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	31
2.1	Etiologia das Perdas Maxilares	31
2.2	Reabilitação Protética em Maxilectomia	37
2.3	Reabilitação Protética com Implantes Osseointegráveis e Sistemas de Retenção	43
2.4	Análise por Elementos Finitos.....	48
3	PROPOSIÇÃO	55
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	57
4.1	MATERIAL	57
4.2	MÉTODOS	59
5	RESULTADOS.....	77
5.1	Prótese Total Obturadora Classe Ib de Okay	77
5.1.1	Mucosa Gengival Classe Ib de Okay	78
5.1.2	Osso Cortical Classe Ib de Okay	79
5.1.3	Osso Medular Classe Ib de Okay.....	80
5.2	Prótese Total Obturadora Classe II de Okay.....	81
5.2.1	Mucosa Gengival Classe II de Okay	82
5.2.2	Osso Cortical Classe II de Okay	83
5.2.3	Osso Medular Classe II de Okay	84
5.3	Prótese Total Obturadora Classe III de Okay.....	86
5.3.1	Mucosa Gengival Classe III de Okay	87
5.3.2	Osso Cortical Classe III de Okay	88
5.3.3	Osso Medular Classe III de Okay	89
6	DISCUSSÃO	91
7	CONCLUSÕES	99
	REFERÊNCIAS.....	101
	ANEXOS	109

1 INTRODUÇÃO

A prótese bucomaxilofacial é a especialidade odontológica que reabilita pessoas com algum tipo de mutilação oral e/ou facial, que apresentam em sua maioria ausência de dentes, de estruturas anatômicas e de tecidos provenientes de procedimentos cirúrgicos. As seqüelas podem ser funcionais e psicológicas. Dentre os procedimentos cirúrgicos mais comuns temos a ressecção cirúrgica maxilar ou maxilectomia que pode ser parcial ou total, unilateral ou bilateral.

A perda de estrutura maxilar pode ser decorrente de doenças, traumas e utilização de produtos químicos. A doença mais comum é a neoplasia da cavidade oral, o câncer, considerado um problema de saúde pública que quando detectado precocemente possibilita seu tratamento e aumenta a taxa de sobrevivência, reduzindo a morbidade e mortalidade. Além do câncer, doenças virais, bacterianas e fúngicas também podem levar à perda de tecido mole e ósseo maxilar.

A ausência de estrutura maxilar pode ser decorrente de malformação congênita ou de desenvolvimento como a fissura palatina.

Condições anatômicas específicas presentes e que são resultantes de ressecção cirúrgica maxilar impõem planejamentos protéticos diferenciados e em casos de pacientes oncológicos submetidos à radioterapia, sempre considerar as restrições impostas aos indivíduos irradiados durante o processo de sua reabilitação.

Okay et al. (2001) classificaram e padronizaram os defeitos nos tecidos residuais maxilares obtidos pós cirurgia oncológica com base em princípios biomecânicos e protéticos visando facilitar a comunicação multi e interdisciplinar.

Estes pacientes podem apresentar redução na eficiência mastigatória, condições clínicas desfavoráveis para retenção e estabilidade das próteses, alteração na fonação e deglutição devido às possíveis comunicações entre estruturas anatômicas que podem causar refluxos para a cavidade nasal e sinus, acarretando prejuízos funcionais, estéticos, sociais e psicológicos. A complexidade do tratamento requer o acompanhamento de equipes interdisciplinares que devem integrar o processo todo, do diagnóstico à reabilitação.

A prótese obturadora maxilar é um recurso terapêutico importante que deve ser planejada por profissionais habilitados e sempre que possível antes da cirurgia. Quando a comunicação entre os profissionais envolvidos ocorre após o diagnóstico

e antes de qualquer intervenção cirúrgica, o planejamento cirúrgico pode minimizar ou reposicionar tecidos cicatriciais e bridas que impossibilitem uma boa estabilidade e retenção das próteses antes mesmo que a mesma seja confeccionada.

A prótese obturadora é um aparelho removível, o que é fundamental para o controle de recidivas e surgimento de lesões novas nos tecidos maxilares.

O planejamento da reabilitação protética é uma das etapas mais importantes em que devemos utilizar os materiais e técnicas adequadas e atualizadas para confecção da melhor prótese que contribuirá para a melhora na qualidade de vida destes pacientes e de sua reintegração social, pois devolve a função mastigatória, a estética e conforto dos pacientes, minimizando os distúrbios funcionais e psicológicos.

Os pacientes oncológicos submetidos a tratamento radioterápico podem apresentar xerostomia, o que prejudica ainda mais a estabilidade e retenção da prótese. Quando o quadro clínico geral de saúde do paciente for favorável, deve ser avaliado o emprego de implantes osseointegráveis antes do tratamento radioterápico, minimizando os problemas na estabilidade da prótese devido a xerostomia e da remodelação óssea da osseointegração, evitando assim o risco de osteorradionecrose decorrente da cirurgia de instalação dos implantes.

Dentre os avanços que enriquecem a reabilitação protética oral está a Implantologia e o desenvolvimento do conceito da osseointegração que trouxeram grandes benefícios e soluções na reabilitação dos pacientes com grandes perdas de estrutura maxilar, originando então as próteses obturadoras implanto-retidas que apresentam vantagens como a melhora da retenção, da estabilidade e da estética, além de proporcionar mais confiança ao paciente com comprometimento anatômico e funcional.

Os implantes osseointegráveis substituem os dentes perdidos e para a reabilitação oral ideal o mercado dispõe de uma gama de implantes, de conexões e sistemas de retenção protética que visam suprir as necessidades de cada caso, seja com alturas e diâmetros diversos, com angulações e desenhos diferentes, além de superfícies que estimulam a osseointegração.

O conhecimento dos componentes protéticos, dos materiais, das técnicas cirúrgicas e protéticas, sistemas de retenção e tipos de implantes são fundamentais para um bom planejamento protético. Considerando que os pacientes apresentem condições anatômicas alteradas e diferenciadas, seja ela por ausência de estrutura

como nos casos congênitos ou por perda de estrutura decorrente de doenças, oncocirurgia ou trauma, este conhecimento deve acompanhar o desenvolvimento da tecnologia disponível e ser aprimorado constantemente, de modo que a reabilitação seja efetiva e tenha boa longevidade.

A tecnologia digital tridimensional (3D) associada à análise por elementos finitos (AEF) foi desenvolvida pela engenharia e passou a ser largamente utilizada na área da saúde, o que permitiu evitar falhas de planejamento da reabilitação oral, principalmente na prótese bucomaxilofacial. Esta tecnologia apresenta diversos benefícios tanto para os pacientes como para os profissionais ao permitir por meio de simulações, reproduzirem o sistema mastigatório com seus dentes, tecidos ósseo e moles, próteses, implantes e conexões instaladas em um modelo digital e nele promover todos os movimentos, forças e cargas passíveis de acontecerem.

Estas simulações colaboram para a eleição do melhor sistema de retenção protética para cada caso sem que haja nenhum procedimento direto *in vivo*. É uma ferramenta não invasiva que minimiza os riscos de perdas do trabalho, de tempo e favorecem maior proteção aos tecidos da cavidade oral, evitando problemas e falhas causados pela escolha equivocada do sistema de retenção na instalação da prótese.

É imprescindível entender e compreender a influência dos parâmetros na resistência mecânica dos sistemas de implante dentário, assim garantimos que, mesmo sob solicitações mecânicas repetitivas, não ocorram falhas quando empregados corretamente na reabilitação bucomaxilofacial.

A avaliação do comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares implanto-retidas com sistema de retenção ERA®, confeccionadas para perdas maxilares simuladas de acordo com as Classes Ib, II e III de Okay facilita o planejamento da prótese maxilar obturadora implanto-retida pelo cirurgião dentista. Considerando um sistema de retenção com fácil manutenção, que apresenta seis nylons com diferentes níveis de retenção e mais um para utilização na fase laboratorial. O comportamento biomecânico do sistema de retenção ERA® será avaliado neste estudo utilizando-se o método de análise por elementos finitos em um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada (TC) de um indivíduo adulto, visou colaborar com o entendimento neste tipo de conexão protética.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Etiologia das Perdas Maxilares.

Os dados mais recentes do Instituto Nacional de Câncer (INCA) estimaram um total de 14.700 novos casos de câncer da cavidade oral, sendo 11.180 casos em indivíduos do gênero masculino e 4.010 em indivíduos do gênero feminino para cada ano do biênio 2020-2022. Esses valores correspondem a um risco estimado de 10,69 casos novos a cada 100 mil homens, ocupando a quinta posição no território nacional; e de 3,71 para cada 100 mil mulheres, sendo o décimo terceiro mais freqüente entre todos os cânceres (Instituto Nacional de Câncer, 2020).

A etiologia é multifatorial, tendo entre os fatores de risco mais citados o consumo abusivo dos produtos derivados do tabaco e bebidas alcoólicas. A infecção por vírus papiloma humano HPV também aparece como um dos principais fatores de risco. Nos estágios iniciais os tumores da cavidade oral são assintomáticos, o que pode retardar o diagnóstico e, portanto o início do tratamento. Com o intuito de aprimorar o atendimento destes pacientes é necessário um efetivo planejamento das ações de prevenção, diagnóstico e tratamento, baseado em informações atualizadas e no monitoramento contínuo de todas essas etapas (Instituto Nacional de Câncer, 2020).

Castro et al. (2001) relataram um caso de paracoccidioidomicose em um paciente do gênero masculino, embora essa menos freqüente, a infecção invadiu o tecido ósseo da cavidade oral e causou uma perfuração no palato duro decorrente da instalação do fungo na maxila.

Figuero et al. (2004) observaram em uma revisão de literatura avaliaram hipóteses propostas explicando como o etanol, por via oral ou sistêmica, pode atuar como fator de risco para o desenvolvimento de câncer bucal e dos potenciais mecanismos patogênicos locais e sistêmicos. Referiram a alteração da permeabilidade da mucosa oral à ação do acetaldeído e ao papel dos retinóides.

Oliveira et al. (2006) avaliaram os fatores de risco e a sobrevida de 340 pacientes diagnosticados com carcinoma epidermóide oral entre 1982 e 2002, obtendo em seus prontuários os dados como gênero, idade, local da lesão, histórico,

hábitos como tabaco e álcool, exposição actínica, traumatismo por prótese, recidivas e metástases. Após obtenção dos dados concluiu-se que os baixos índices de sobrevida refletem a necessidade de uma maior atenção ao câncer bucal nessa população.

Jayachandran e Krithika (2006) relataram um caso clínico de mucormicose, uma infecção fúngica oportunista causada por organismo normalmente sapróbico da classe Zygomyceta. A principal forma de mucormicose é pulmonar e rinocerebral. A mucormicose rinocerebral começa tipicamente no antro maxilar, particularmente em diabéticos mal controlados. A invasão do tecido circundante pode causar ulceração necrosante do palato com uma secreção enegrecida e exposição óssea. Este caso de mucormicose com perfuração no palato duro na linha medial acometendo ambas as maxilas se estendendo para a cavidade nasal, orbital e seio etmoidal, sem comprometimento cerebral observado na imagem tomográfica. Após tratamento com anfotericina B, cefotaxima e metronidazol o paciente foi submetido à cirurgia para debridamento do tecido necrótico e colocação de prótese obturadora provisória.

Daher et al. (2008) realizaram um estudo com 101 casos de carcinoma epidermóide na cavidade oral no Hospital Dr. Hélio Angotti em Uberaba-MG, no período de 1999 a 2003. Dados sobre sexo, idade, cor de pele, nível instrucional, tabagismo, etilismo, uso de prótese, localização da lesão, estado da doença ao final do seguimento, estágio clínico e origem do encaminhamento foram obtidos dos prontuários e analisados estatisticamente pelos testes de correlação linear, Qui-quadrado, t-Student e Kaplan-Meier. A relação homem/mulher foi de 3,8:1. A faixa etária prevalente foi de 50 a 60 anos, com a idade média de 58,55 anos para o sexo masculino e 54,66 anos para o sexo feminino; 88,12% eram caucasianos. A língua foi a localização anatômica mais freqüente; 74,48% estavam nos estádios III e IV. A sobrevida em 5 anos foi de 38,71%. A maior parte dos prontuários indicava que o paciente era tabagista. Os baixos índices de sobrevivência e o grande percentual de estádios III e IV refletem a necessidade de uma maior atenção ao câncer bucal nessa população.

Jawad et al. (2015) observaram através de revisão de literatura sobre tratamento radioterápico de cabeça e pescoço que a radioterapia pode resultar em múltiplos efeitos colaterais orais precoces e tardios desagradáveis, que podem impactar no bem-estar geral e na qualidade de vida. Entre eles está a xerostomia e a osteorradioneecrose derivada de trauma o que leva a mais perda de estrutura óssea.

É imperativo que pacientes com câncer de cabeça e pescoço tenham uma avaliação odontológica pré-radioterapia para ajudar a maximizar a qualidade de vida do paciente após o tratamento oncológico, pois a complexidade médica desses pacientes afeta o planejamento do tratamento odontológico, a priorização e o tempo dos cuidados dentários, e esses pacientes necessitam de apoio significativo da equipe odontológica e multidisciplinar antes, durante e após a radioterapia.

Gholizadeh et al. (2016) realizaram uma revisão para discutir a associação entre o desenvolvimento de câncer de boca em lesões orais potencialmente malignas com periodontite crônica. Cada vez mais a inter-relação entre microbiota oral e condições sistêmicas com o câncer de cabeça e pescoço são apreciadas e as *Porphyromonas gingivalis* crônica, *Fusobacterium nucleatum*, *Candida* entre outros micróbios podem estar envolvidos no desenvolvimento de carcinomas. Evidências emergentes sugerem uma ligação entre doença periodontal e câncer bucal devido à inflamação crônica em ambas as doenças. Mais de 90% das neoplasias malignas da cavidade oral e sítios adjacentes é do tipo carcinoma de células escamosas e sua incidência está aumentando significativamente entre jovens e mulheres. No mundo, existem entre 350.000 e 400.000 novos casos diagnosticados a cada ano. Bactérias, vírus e fungos estão fortemente implicados como fatores etiológicos em certos tipos de câncer.

Taneja et al. (2016) citaram algumas das prováveis causas de perfuração de palato: condições granulomatosas infecciosas e crônicas, hanseníase, sífilis terciária, tuberculose, actinomicose, histoplasmose e blastomicose; condições auto-imunes, incluindo sarcoidose, doença de Wegner e Crohn; a malignidade do tumor menor da glândula salivar, como o carcinoma adenóide cístico, tumores da maxila e do nariz; drogas como a cocaína, a heroína e nicotina.

Jethwa e Khariwala (2017) relataram em seu estudo que o câncer de cabeça e pescoço é uma doença devastadora e que os pacientes necessitam de tratamento intensivo que geralmente é desfigurador e debilitante. Aqueles que sobrevivem geralmente ficam com pouca articulação da fala, dificuldades em mastigar e engolir e desfiguração cosmética, além de perda de paladar e são freqüentemente considerados incapazes de voltar ao trabalho. Os custos econômicos e sociais são enormes. O carcinoma espinocelular é um dos muitos cânceres fortemente associados ao uso do tabaco, o risco em fumantes é aproximadamente dez vezes maior do que o de nunca fumantes e 70 a 80% dos novos diagnósticos estão

associados ao uso de tabaco e álcool. Os produtos de tabaco são usados há séculos, mas somente nos últimos 60 a 70 anos que desenvolvemos uma compreensão de seus efeitos prejudiciais, o que levou a criar um caminho para os esforços educacionais e regulatórios destinados a reduzir o uso do tabaco.

Kao et al. (2017) compararam o prognóstico de pacientes com múltiplos cânceres na cavidade oral com pacientes com neoplasia única de um total de 603 pacientes com câncer primário ressecados cirurgicamente, sendo pelo menos um deles carcinoma espinocelular submetidos a cirurgia entre 2006 e 2014. Vinte casos, 3,3% com múltiplos cânceres foram identificados, não diferiram na idade, no estágio patológico, na disseminação de extra cápsulas ou na invasão perineural ou óssea. As taxas de sobrevida global e livre de doença foi 5 anos. As ressecções foram realizadas com intenção curativa. Uma abordagem multidisciplinar de gerenciamento de equipe é essencial para o tratamento personalizado em pacientes com múltiplos cânceres.

Arora et al. (2018) aplicaram um questionário pré-testado e validado que foi enviado eletronicamente à profissionais da saúde bucal na Malásia para avaliar o conhecimento sobre a ligação do HPV e carcinoma espinocelular oral; 179 profissionais participaram e 39% acreditaram não haver relação entre o vírus e o aparecimento do carcinoma, 44% só relacionam o carcinoma de porção posterior de língua e orofaringe ao vírus e 29% da porção lateral da língua. A prevenção com a vacina foi citada por 70% dos profissionais, mas somente 20% achavam que a vacina estava disponível na Malásia e 99% acharam necessário programas de educação continuada para o aumento substancial da conscientização.

Barclay et al. (2018) descreveram a relação entre o bem-estar psicológico e físico dos pacientes com câncer de boca com o planejamento integrado em uma equipe multidisciplinar desde o início do problema, tanto no manejo do câncer primário quanto no método ideal de reabilitação oral para esse paciente específico. Todos os riscos e benefícios envolvidos nas várias opções de reabilitação devem ser totalmente explicados aos pacientes quando eles começarem a jornada do câncer. É necessário um conhecimento básico do tratamento do câncer da cavidade bucal por todos os membros das equipes para garantir os cuidados de longo prazo mais adequados e acompanhar cada paciente no ambiente mais adequado, otimizando sua saúde bucal e qualidade de vida.

Phasuk e Haug (2018) observaram que as próteses bucomaxilofaciais visam restaurar e/ou substituir estruturas estomatognáticas e/ou craniofaciais quando a reconstrução cirúrgica após a cirurgia de ablação por câncer é limitada. As próteses bucomaxilofaciais podem ou não ser removidas regularmente, tendo a estética e as funções como a mastigação, a deglutição e a fala do paciente restaurada. A qualidade de vida do paciente e estado psicológico é melhorada. Relatam que o dentista dedicado à prótese bucomaxilofacial deve trabalhar em estreita colaboração com o cirurgião oncológico, médicos e outros membros da equipe de atendimento ao câncer para oferecer o melhor resultado de tratamento para o paciente.

Levine e Stillman-Lowe (2019) observaram que o tipo mais comum de câncer de boca é o carcinoma de células escamosas que surge na mucosa oral como úlceras e na fase inicial podem não mostrar sinais óbvios de malignidade e diferem de outras úlceras inocentes por persistirem por mais de 2 semanas. Quando a causa das úlceras é removida, como o trauma e elas não curam ou resolvem espontaneamente devem ser investigadas sem demora. Globalmente nos homens, eles representam 2,7% de todos os cânceres e 1,5% nas mulheres. Em partes da Índia, o câncer de boca em homens é responsável por mais de 30% de todos os casos de câncer, sendo o tabaco e o mascar de betel, a noz da areca, os principais fatores de risco, enquanto o tabagismo e o consumo de álcool são os principais fatores de risco nos países desenvolvidos orientais. O vírus do papiloma humano (HPV) é uma das principais causas de câncer e está ligado a 90% do carcinoma escamoso da orofaringe (língua posterior, garganta e amígdalas). O prognóstico relativamente ruim do câncer de boca está relacionado ao diagnóstico tardio e o tratamento geralmente é cirúrgico, podendo ser seguido por radioterapia e/ou quimioterapia.

Signor (2019) destaca a importância do cirurgião dentista na reabilitação do paciente portador de fissura labiopalatina, uma malformação comum que ocorre em virtude da falta de fusão dos processos embrionários que formam a face e o palato. O tratamento destes pacientes envolve uma equipe multidisciplinar que contempla o cirurgião dentista de diversas especialidades, outros profissionais como o cirurgião plástico, o fonoaudiólogo, o otorrinolaringologista e o psicólogo. Por meio da assistência de profissionais especializados, é possível alcançar resultados estéticos e funcionais satisfatórios, proporcionando interações sociais mais efetivas e conseqüentemente melhorar a qualidade de vida ao fissurado.

Nascimento et al. (2019) realizaram uma revisão de literatura narrativa a partir de 1998 até 2019 sobre fissura lábio-palatina, uma patologia que causa a má formação de estruturas do sistema estomatognático, face e crânio, necessitando de um tratamento multidisciplinar, sendo imprescindível para a evolução e reabilitação do quadro clínico do paciente a atuação do cirurgião-dentista, e concluíram que o tratamento do paciente com fissura lábio-palatina é complexo, longo e exige uma atuação multiprofissional para alcançar resultados estéticos e funcionais satisfatórios. O cirurgião dentista tem um papel fundamental no tratamento dessa patologia, atuando precocemente desde os primeiros meses de vida, passando pela infância, até a fase adulta do paciente, corrigindo as seqüelas da doença e promovendo uma integral reabilitação bucomaxilofacial do indivíduo.

Gigliotti et al. (2019), nesta revisão, resumiram a compreensão atual da detecção tardia do câncer da cavidade oral e seu impacto no prognóstico e sobrevida. Quando detectado e diagnosticado na fase inicial, o prognóstico para o câncer de cavidade oral é relativamente bom, mas a maioria dos pacientes ainda é diagnosticada com doença em estágio avançado quando apresenta um pior prognóstico associado. Há três componentes para o atraso do diagnóstico: paciente, profissional e demora no tratamento. O atraso do paciente representa o intervalo mais longo no caminho dos atrasos, geralmente durando entre 2 e 5 meses e sendo mais influenciado por fatores cognitivos e psicossociais. Atrasos profissionais e de tratamento são mais curtos na maioria dos estudos, mas altamente variáveis, dependendo do respectivo sistema de saúde. A maioria dos estudos indica que o estágio avançado no diagnóstico, o tratamento primário com radioterapia, o tratamento em um centro acadêmico e as transições nos cuidados estão associados a um maior atraso no tratamento. Com base no entendimento atual, um atraso entre o diagnóstico definitivo e o tratamento de 4 a 6 semanas parece aceitável do ponto de vista oncológico.

Levine e Stillman-Lowe (2019) observaram que é importante que os exames da cavidade oral devam ser feitos em intervalos apropriados para manter a saúde bucal, há poucas evidências para apoiar um intervalo específico ou quantificar o benefício, mas estima-se que haja uma frequência de 6 meses, com exceção de muitos países desenvolvidos, que atualmente apresentam pouca ou quase nenhuma doença dentária em seus cidadãos. A importância da detecção precoce de problemas na cavidade oral como o câncer e seu tratamento adequado, torna o

atendimento odontológico aconselhável em intervalos determinados com base na avaliação de risco individual.

Cardoso e Chambers (2019), afirmam que a prótese bucomaxilofacial é a especialidade odontológica que previne e trata as morbidades orais associadas ao tratamento do câncer, bem como executa a reabilitação protética oral após a cirurgia ablativa do tumor. O tratamento do câncer de cabeça e pescoço pode ter morbidades orais substanciais no pós-tratamento o que diminui a qualidade de vida geral dos sobreviventes. Minimizar ou reduzir esses desafios orais é cada vez mais importante, à medida que a capacidade de sobrevivência desses cânceres melhora. A prevenção e intervenções relativamente pequenas, como exame oral pré-tratamento, extrações dentárias criteriosas, educação do paciente e tratamentos diários com flúor, podem ter um impacto dramático na prevenção ou redução de mucosite, osteorradionecrose e cárie dentária pós-radiação.

2.2 Reabilitação Protética em Maxilectomia.

Okay et al. (2001) elaboraram 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 ocorreu 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 osseointegráveis; Classe III - defeitos que envolveram 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 osseointegráveis. Os defeitos verticais foram classificados em: Subclasse

F, com envolvimento da região orbital inferior; Subclasse Z com envolvimento do osso zigomático.

Emanuel et al. (2016) citam que em decorrência da intervenção cirúrgica para maxilectomia parcial unilateral para retirada de 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 buscou conceder maior conforto e bem-estar ao paciente, devolvendo ao mesmo a capacidade de se comunicar e de se alimentar normalmente.

Reitemeier et al. (2016) planejaram próteses obturadoras maxilares com titânio oco na porção obturadora com o intuito de reduzir o peso. Modificações foram necessárias, como subdimensionar o obturador para evitar a perfuração do metal oco e o mesmo foi coberto com uma tampa de polímero suave substituível para facilitar modificações simples na área de ressecção e melhorar a função.

Brandão et al. (2016) avaliaram a qualidade de vida (QOL) de pacientes com defeitos maxilares submetidos à restauração com próteses obturadoras e/ou transferências de tecido livre. Uma revisão sistemática dos bancos de dados Medline/PubMed e Web of Science para artigos publicados antes de abril de 2015 foi realizada e também uma pesquisa manual de artigos publicados de janeiro de 2005 a março de 2015, onde os estudos publicados em inglês que avaliaram a Qualidade de Vida (QV) em pacientes com câncer de cabeça e pescoço foram incluídos. O método Cohen Kappa foi utilizado para calcular o acordo entre revisores. Foram também incluídos dez estudos, com o Questionário de Cabeça e Pescoço da Universidade de Washington (UW-QOL) mais utilizado para medir QOL. Dois estudos relataram que a QV global para pacientes com próteses obturadoras é equivalente ou mesmo melhor que a de outras populações de doenças crônicas. Um estudo não revelou diferença significativa na QOL quando as duas opções de tratamento foram comparadas. Os dados limitados indicam que a QOL dos pacientes tratados com próteses obturadoras e a dos pacientes isentos de tumores é similar. Estudos clínicos bem desenhados são necessários para tirar conclusões definitivas.

Forna et al. (2016) avaliaram os resultados do método convencional de prótese obturadora na reabilitação da face média e sua capacidade de restaurar aparência e função aceitáveis. Foram revisados 21 pacientes com defeitos após maxilectomia utilizando prótese obturadora que apresentaram a deglutição

restaurada com sucesso em todos os pacientes, a fonação também melhorou, podendo persistir certo grau de rinofonia. Tanto a mastigação quanto a altura da face inferior foram restabelecidas, pois o obturador forneceu plenitude da face média. A prótese obturadora é um procedimento que provou ser simples, eficiente, rentável e aplicável a uma ampla gama de defeitos. Bons resultados gerais foram obtidos na restauração da simetria facial e na redefinição de contornos, juntamente com a reabilitação funcional.

Kar e Tripathi (2016) observam que a reabilitação com prótese obturadora é freqüentemente usada, além de ser um procedimento não invasivo e de baixo custo que, quando removido, permite um exame clínico do local, o que possibilita a descoberta precoce de uma possível recorrência de neoplasia.

Waechter et al. (2017) concluíram que o cirurgião dentista em combinação com profissionais de outras áreas relacionadas da saúde no atendimento multidisciplinar de pacientes oncológicos, contribui significativamente para minimizar as seqüelas causadas por doenças ou tratamentos. A prótese bucomaxilofacial permite a reabilitação de pacientes com defeitos causados pela remoção cirúrgica de neoplasias do complexo maxilofacial. Com a reabilitação protética, é possível proporcionar conforto, funcionalidade e habilidades como deglutição e fala de maneira satisfatória, melhorando a qualidade de vida e a reintegração desses pacientes ao mundo biopsicossocial.

Peker (2017) realizou uma revisão de literatura sobre como a reabilitação protética do defeito da maxilectomia é importante para restaurar as funções orais e os contornos faciais, além de melhorar a qualidade de vida relacionada à saúde dos pacientes (QVRSP). O objetivo era avaliar a QVRS de pacientes com maxilectomia reabilitados com próteses obturadoras e seus determinantes, bem como identificar as medidas de QVRSP mais utilizadas. Uma pesquisa bibliográfica foi realizada usando PubMed, EMBASE e Google Scholar para identificar estudos publicados antes de 10 de outubro de 2016. Vinte e três estudos, em sua maioria transversais foram identificados. As medidas de QVRSP mais freqüentemente utilizadas foram a Escala de Funcionamento do Obturador e a escala de Qualidade de Vida da Universidade de Washington versão 4. Observou nos estudos que radioterapia pós-operatória, dentição residual, funcionamento do obturador, comprometimento da ingestão, fala, aparência, extensão da terapia e a dor foram fatores importantes que afetaram a QVRSP dos pacientes. Estudos clínicos, multicêntricos e longitudinais

bem projetados, com uma amostra maior, são necessários para avaliar os impactos de diferentes métodos de reconstrução e retenção, além de vários determinantes, incluindo sociodemográficos, clínicos e psicológicos na QVRS dos pacientes.

Artopoulos et al. (2017) utilizaram diversos questionários para avaliar o funcionamento geral da prótese obturadora e o seu efeito social e a qualidade de vida do paciente maxilectomizado no processo de restauração de defeitos maxilares resultantes da cirurgia ablativa de tumor. A qualidade de vida global (QOL) e a satisfação com a prótese obturadora de 57 pacientes submetidos a maxilectomia e reabilitação protética na Universidade Nacional e Kapodistrian de Atenas foram avaliadas usando 3 questionários: Qualidade de Vida Européia para Pesquisa e Tratamento de Câncer (EORTC) Questionário C30 (QLQ-C30), EORTC QLQ-HN35 e a escala de funcionamento do obturador. Os dados foram analisados estatisticamente e apontaram que o funcionamento satisfatório da prótese obturadora foi o mais significativo da QV melhorada ($P < 0,05$). A prótese obturadora se mostrou o fator mais importante para melhorar a QV em pacientes com ressecção maxilar. A idade no momento da cirurgia, os tratamentos adjuvantes, a presença de dentes mandibulares e a experiência protética removível maxilar anterior foram os preditores mais significativos para melhor funcionamento do obturador, enquanto o tamanho do defeito da maxilectomia teve efeito significativo na QV, mas não influenciou no resultado.

Yenisey et al. (2017) visando reabilitar os pacientes com ressecções maxilares crônicas que apresentam uma situação desafiadora, criaram um dispositivo preso a prótese obturadora que se encaixa na região fibrosa resultante da maxilectomia. Como o fator chave na reabilitação protética de pacientes com maxilectomia é a separação das cavidades oral e nasal, o sucesso protético de um obturador maxilar está diretamente relacionado ao suporte, retenção e estabilidade da prótese. Os dispositivos resistentes à fadiga foram bem-sucedidos em manter a retenção e a estabilidade da prótese obturadora e são uma opção não cirúrgica.

Tasopoulos et al. (2019) descreveram a combinação de técnicas analógicas e digitais para a fabricação de obturador maxilar de bulbo oco de 2 peças. O procedimento descrito fornece uma representação precisa do defeito cirúrgico, evitando o desconforto associado às impressões analógicas. A manipulação de um scanner de rotina de tomografia computadorizada (TC) pós-operatória em conjunto com uma impressora 3D permitiu a fabricação de um molde anatômico impresso em

3D a partir do qual o obturador de bulbo oco de 2 peças foi fabricado. A tecnologia contemporânea se mostrou eficaz em eliminar a necessidade das técnicas desconfortáveis de impressão facilitando o tratamento odontológico para pacientes bucomaxilofaciais.

Naz e Bali (2019) realizaram um estudo no Departamento de Prótese Dentária da Faculdade de Odontologia Srinagar Kashmir J&K Índia com 50 pacientes hemimaxilectomizados portadores de prótese obturadora definitiva há 6 meses. Um questionário 'Escala de funcionamento do obturador' foi administrado com o objetivo de avaliar o obturador nos pacientes; onde os obturadores provaram ser métodos não invasivos e simples para restaurar a continuidade dos defeitos em pacientes submetidos à ressecção de tumores orais. Os problemas encontrados pelos pacientes com o uso de obturadores foram apresentados na forma de frequência e porcentagens. Os resultados mostraram que 42 pacientes (84%) apresentaram dificuldade em mastigar alimentos com próteses obturadoras; 34 (68%) apresentaram vazamento ao engolir alimentos com suas próteses obturadoras; 20 (40%) apresentaram diferença na voz com as próteses obturadoras instaladas; 12 (24%) tiveram dificuldade em falar em público; 9 (18%) pacientes tiveram fala nasal e 10 (20%) pacientes tiveram dificuldade em pronunciar palavras, 7 pacientes (14%) que tiveram fala difícil de entender, 4 (8%) pacientes tiveram dificuldade em falar ao telefone, 30 (60%) tinham boca seca, 21 (42%) estavam insatisfeitos com a aparência, 14 (28%) pacientes observaram espaços visíveis nos dentes da frente visíveis, 24 (48%) evitaram a família, 29 (58%) tiveram dificuldade na inserção do obturador e 20 (40%) apresentaram o lábio superior de aparência engraçada. Pacientes relataram menor dificuldade com dormência no lábio superior (4%). O estudo concluiu que, na maioria das pacientes com hemimaxilectomia, os problemas mais comuns relacionados ao funcionamento do obturador são a dificuldade na mastigação, inserção, deglutição e xerostomia. A prótese obturadora restaura as funções de fala e estética muito bem, mas não é muito eficiente em termos de mastigação e deglutição.

Park et al. (2019) relatam que os pacientes que passaram por maxilectomia podem apresentar defeitos no palato mole, incluindo fístulas oronasais, e sofrer de disfasia e disartria devido à insuficiência velofaríngea, fazendo com que o alimento entre na cavidade nasal e crie um som hipernasal que debilita a qualidade de vida. A prótese obturadora maxilar pode reabilitar os defeitos substanciais do tecido oral,

separando a nasofaringe da orofaringe durante a fala e a deglutição, fechando o defeito. A dificuldade no paciente desdentado usuário de prótese obturadora é a obtenção de retenção adequada devido à redução da vedação periférica, para tanto os contornos dos defeitos devem ser usados para maximizar a retenção, estabilidade e suporte. O obturador do tipo oco pode melhorar a função fisiológica reduzindo o peso comparativamente com o obturador tradicional.

Nayar (2019) relataram que os defeitos relativos à maxilectomia poderão afetar 3 localizações: a arcada maxilar, o palato duro e por fim o palato mole. Estes defeitos na arcada maxilar poderão ser reconstruídos cirurgicamente ou reabilitados com prótese. As seqüelas cirúrgicas do palato duro não reparadas por cirurgia poderão ser reabilitadas com prótese obturadora removível ou fixa. Os defeitos do palato mole poderão implicar na perda da integridade da região velofaríngea, esta condição poderá afetar a fala e a deglutição, devendo ser reabilitada com uma prótese obturadora faríngea.

de Caxias et al. (2019) realizaram uma revisão incluindo 59 artigos que apresentam um sistema de classificação para próteses bucomaxilofaciais e explica seus tipos. As próteses bucomaxilofaciais foram classificadas como restauradoras ou complementares, com subclassificações baseadas na finalidade das próteses. A origem das próteses maxilofaciais não é esclarecida; no entanto, técnicas e materiais de fabricação sofreram várias mudanças ao longo da história. Atualmente, silicones e resinas acrílicas são os materiais mais comumente usados para fabricar próteses personalizadas. As próteses bucomaxilofaciais não apenas restauram vários tipos de defeitos orofaciais, mas também melhoram a qualidade de vida dos pacientes. Embora o cenário clínico atual no campo das próteses maxilofaciais seja promissor, melhorias na qualidade do material e nas técnicas para próteses bucomaxilofaciais podem ser esperadas no futuro, para produzir melhores resultados no tratamento dos pacientes.

Baudelet et al. (2019) realizaram uma análise retrospectiva usando equações estimadas generalizadas em 60 pacientes entre 2000 e 2015 e que tiveram acompanhamento ≥ 8 anos. Avaliaram a xerostomia, disfagia e fibrose cervical devido à toxicidade aguda e tardia após radioterapia com intensidade modulada para câncer de cabeça e pescoço e o quanto a qualidade de vida dos pacientes é afetada; no entanto, dados de toxicidade muito tardios permanecem escassos. A toxicidade foi pontuada usando escalas LENT-SOMA, observando-se

uma tendência ao efeito do tempo global não linear ($P = 0,05$) para a disfagia, com uma diminuição nos cinco anos após o tratamento e um aumento subsequente. Observou-se também uma diminuição significativa da xerostomia ($P = 0,001$) e um aumento na fibrose cervical ($P = 0,04$) até 8 anos. Disfagia, xerostomia e fibrose cervical não parecem estáveis ao longo do tempo e permanecem altamente prevalentes no acompanhamento muito tardio.

A Foundation for Oral-Facial Rehabilitation (2019) demonstra casos de pacientes com grandes defeitos maxilares que foram reabilitados com prótese obturadora e obtiveram a fala e deglutição restabelecidas ainda que a estabilidade e retenção fossem insuficientes, o que prejudica a mastigação. A prótese obturadora também minimiza a hipernasalidade da voz e impede o refluxo alimentar nas cavidades interligadas.

2.3 Reabilitação Protética com Implantes Osseointegráveis e Sistemas de Retenção

Bonachela et al. (2003) compararam o sistema de retenção O-ring com o sistema de retenção ERA®, ambos os sistemas de retenção apresentaram perda de retenção ao longo do tempo, sendo que o sistema ERA® apresentou, desde o início, maior retenção quando comparado ao sistema O-ring.

Fukuda et al. (2004) avaliaram os resultados clínicos de implantes e sistema de retenção barra-clipe em próteses obturadoras de 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 osseointegrados. Os pacientes que utilizaram o sistema de retenção barra-clipe apresentaram marcantes melhoras nas funções de mastigação e fala.

Schmidt et al. (2004) realizaram uma análise clínica retrospectiva de 9 pacientes reconstruídos com implantes zigomáticos e implantes osseointegrados padrão após ablação maxilar. Concluíram que a combinação dos dois tipos de

implantes do estudo é uma boa alternativa para reabilitar pacientes de maneira confiável após ressecção extensa da maxila.

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

Aydin et al. (2007) mencionaram que os pacientes submetidos à maxilectomia sofrem com a falta de retenção e estabilidade, sendo este um dos problemas comuns em tratamento protético. Relataram o caso de um paciente portador de plasmocitoma que necessitou de maxilectomia bilateral após a radioterapia. Implantes osseointegráveis e retentores tipo bola foram utilizados para fornecer retenção, suporte e estabilidade da prótese obturadora. A mastigação, deglutição, articulação e o perfil facial do paciente foram reabilitados satisfatoriamente.

Vedovatto et al. (2015) avaliaram os padrões de estresse na zona peri-implantar e rebordo alveolar residual nos sistemas de retenção O-ring, ERA®, barra-clipe e associação barra-clipe com O-ring em sobredentaduras pelo método da fotoelasticidade. As próteses foram carregadas com 100N em cinco pontos pré-determinados e o modelo fotoelástico foi avaliado por um polariscópio 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. Observaram 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.

Chrcanovic et al. (2016) realizaram uma meta-análise para testar a hipótese de que não há diferença nas taxas de falha do implante dentário, infecção pós-

operatória e perda óssea marginal em pacientes reabilitados por implantes dentários anteriormente irradiados na região da cabeça e pescoço e os pacientes não irradiados. O estudo sugere que a irradiação afeta negativamente a sobrevivência dos implantes, bem como a diferença na localização do implante (maxila x mandíbula), mas não há diferença estatisticamente significativa na sobrevida quando os implantes são inseridos antes de 12 meses após a radioterapia. Observou-se uma tendência de menores taxas de sobrevida dos implantes inseridos nos pacientes submetidos a doses maiores de irradiação.

Mertens et al. (2016) avaliaram as subestruturas desenvolvidas por CAD/CAM suportadas por implantes colocados nas cristas alveolares residuais e no osso zigomático contralateral em pacientes com defeitos por hemimaxilectomia após cirurgia tumoral que necessitam ser reabilitados com próteses obturadoras quando condições médicas ou oncológicas gerais não permitem cirurgia microvascular. A retenção para pacientes desdentados geralmente é ruim. Em cinco pacientes foram instalados 7 implantes convencionais no osso zigomático restante e dezesseis na crista alveolar contralateral restante. Após 4 meses de cicatrização submersa, foram fabricadas supra-estruturas CAD/CAM que conectavam todos os respectivos implantes. Todas as conexões protéticas eram removíveis e suportadas em uma barra metálica. Houve um bom fechamento de defeitos e apresentaram melhorias significativas em relação à satisfação geral ($p=0,0343$), estabilidade ($p < 0,0001$), estética ($p=0,0173$) e sensação de corpo estranho ($p=0,0207$). De acordo com o questionário OHIP-EDENT ($p=0,0036$), as melhorias foram significativas. Durante o período de observação de 29,4 meses, não ocorreram complicações mecânicas ou biológicas, conferindo às subestruturas de CAD / CAM melhora na retenção em todos os pacientes tratados sem nenhuma complicação.

Colebeck et al. (2016) concluem que prótese obturadora maxilar retida por implantes e sistema de retenção magnéticos geralmente satisfazem o objetivo de melhorar a deglutição, mas quando a reabilitação envolve as paredes medial, septal ou posterior o ar acaba escapando, afetando negativamente a fonação. Os pacientes relataram sucesso em longo prazo, satisfação e melhora da qualidade de vida.

Atalay et al. (2017) estudaram as taxas de sucesso e complicações de 32 implantes zigomáticos (ZI) e compararam a satisfação de pacientes reabilitados com prótese híbrida suportada por ZI em maxilas atroficas e prótese removível em

defeitos maxilares. Dezesesseis pacientes que foram diagnosticados como maxila atrófica ou defeito maxilar foram tratados com prótese híbrida ou removível suportada por ZI entre 2008 e 2016, respectivamente. Trinta e dois dos 70 implantes foram colocados no osso zigomático. Dois grupos protéticos foram comparados 1 mês após a entrega da prótese em termos de satisfação geral, estabilidade, desempenho, estética, fonética e nível de higiene com base na escala visual analógica. A taxa de sucesso dos implantes zigomáticos foi de 93,7%. Trinta das 32 ZIs estão funcionando com sua prótese. A taxa de complicações biológicas relacionadas ao ZIs foi encontrada em 9,3% e a taxa de complicações protéticas relacionadas ao ZI foi de 3%. Duas falhas iniciais de ZIs foram registradas. O estudo mostra alta taxa de sucesso e complicações mínimas para 32 ZIs, sendo este procedimento uma alternativa às técnicas de enxerto ósseo ou de elevação do seio em pacientes com maxila severamente reabsorvida ou à prótese obturadora para pacientes com maxilectomia.

Prasad (2017) observa que a prótese bucomaxilofacial passa por mais alterações do que em qualquer outro momento nos últimos 50 anos de sua história reconhecida. A reabilitação de defeitos congênitos ou adquiridos é um desafio difícil, o dentista é limitado pelas propriedades dos materiais disponíveis, a presença de tecido mole remanescente ao redor dos defeitos, a dificuldade de estabelecer retenção para próteses grandes e a capacidade do paciente de aceitar o resultado. A aceitação dessas próteses melhorou notavelmente, resultado da melhor coordenação entre cirurgião e protético, e à introdução de implante dentário que favoreceu drasticamente a retenção e estética, pois permite o posicionamento preciso do implante e prótese, além da facilidade de manutenção.

Toro et al. (2019) analisaram o processo de reparo peri-implantar em 20 ratas tratadas com dose oncológica de zoledronato oncológico (ZOL-ONC) durante oito semanas e então foram instalados implantes osseointegráveis para avaliar sua correlação com o desencadeamento de eventos osteonecróticos maxilares associados à terapia medicamentosa (ONM-M) que é um dos efeitos adversos decorrentes do uso de bisfosfonatos (BFs) e que tem como fator de risco as intervenções odontológicas invasivas. Há um aumento no número de casos de ONM-M após a instalação de implantes em pacientes tratados com BFs, mas poucos são os estudos que visam compreender as alterações que desencadeiam tal condição. Após a eutanásia das ratas, análises micro tomográfica e histométrica

demonstraram maior quantidade de tecido ósseo peri-implantar em ZOL-ONC. A análise histopatológica revelou que a maior parte do tecido ósseo peri-implantar se mostrava não vital e com focos de inflamação crônica em ZOL-ONC. O tratamento com zoledronato não afeta negativamente a quantidade de tecido ósseo peri-implantar, porém, ocasiona o surgimento de áreas de tecido ósseo não vital e focos de inflamação, o que torna a instalação de implantes osseointegrados um importante fator de risco local para o desencadeamento de eventos osteonecróticos.

A Foundation for Oral-Facial Rehabilitation (2019) descreve que os implantes osseointegráveis melhoram radicalmente a capacidade mastigatória, tornando-a eficaz. Avaliaram os sistemas de retenção sobre implante O-ring, barra-clipe e ERA®, concluíram que o sistema ERA® apresenta o melhor desenho e pode ser associado a modificações na barra metálica com a colocação de áreas de apoio que protegeram o osso maxilar.

de Sousa et al. (2019) realizaram um estudo piloto com o objetivo investigar força de resistência à tração dos sistemas de retenção para próteses maxilofaciais implanto-retidas: O-ring, barra-clipe e magnetos utilizando modelos de gesso, com defeitos maxilofaciais e de dois a três implantes instalados. Seis possibilidades de associação foram construídas, fundidas sobre barra (1 – 1 barra-clipe; 2- 2 O'rings; 3- associação barra-clipe e O-ring; 4- 3 barra-clipe; 5- 3 O'rings; 6- 3 pares de magnetos) e submetidas a ensaio de ciclagem mecânica, utilizando o software Station Manager, com frequência de 1 Hertz, que simulou a inserção e remoção por aproximadamente dois anos. A resistência à tração foi testada em três fases: inicial, após 1080 ciclos e ao final de 2160 ciclos. O resultado mostrou perda da capacidade retentiva em todos os sistemas de retenção; a associação de sistemas (amostra 3) apresentou a maior retentividade em todas as fases de testes; 4 das 6 amostras (1, 4, 5 e 6) tiveram perda de mais de 90% após 1080 ciclos mecânicos. Conclui-se que o profissional deve conhecer o comportamento, em longo prazo, do sistema mais adequado para ser instalado em uma reabilitação maxilofacial, a fim de solucionar todas as necessidades do paciente.

2.4 Análise por Elementos Finitos

Peyton e Craig (1963) avaliaram as propriedades mecânicas de resinas acrílicas normalmente utilizadas na confecção de coroas dentais em um estudo pioneiro. Os autores verificaram que o módulo de elasticidade variou de 2,40 a 2,90 GPa para as resinas acrílicas empregadas em próteses odontológicas, tão necessário para definir os parâmetros na análise por elemento finito.

Gao et al. (2006) desenvolveram a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) uma malha tridimensional em elementos finitos, 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 análise por elemento finito (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, 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.

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.

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%.

Lin et al. (2010) avaliaram as interações dos implantes osseointegráveis em relação ao posicionamento, à conexão protética e à carga sofrida pelo conjunto de implantes posicionados na região posterior da maxila sob diferentes condições por meio da análise de elementos finitos e Análise Matemática da Teoria de Remodelação Óssea. A geometria da maxila foi obtida por meio de imagens de TC para a construção de modelos de elementos finitos. As simulações mostraram que: o posicionamento do implante influenciou na perda óssea quando submetido à carga lateral resultando num aumento de perda óssea em comparação com uma carga axial; não foi observada influência significativa na perda óssea o tipo de implante estudado; a maior perda óssea foi verificada na região vestibular ao redor do implante, seguida pelas regiões distal, lingual e mesial. Os retentores com conexão interna, com ou sem conicidade, também não influenciaram na perda óssea no osso circundante. Concluíram que os implantes posicionados no longo da direção da carga axial de uma prótese resultam em menor perda de osso ao redor do implante e recomendam ainda que se façam ajustes oclusais adequados para reduzir a força oclusal não axial no sistema osso-implante.

Miyamoto et al. (2010) analisaram a distribuição do estresse em estruturas craniofaciais em torno de próteses superiores suportadas por implantes. Utilizando a tomografia computadorizada (TC) de um paciente após hemimaxilectomia, um modelo sólido tridimensional (3D) foi construído com os dados da imagem digital e comunicações digitais em medicina (dados DICOM) para ossos maxilofaciais e

cranianos. Diferentes projetos de próteses foram simulados e observaram a distribuição biomecânica do estresse nos ossos craniofaciais e nos tecidos ósseos ao redor dos implantes utilizando análise por elementos finitos 3D. As próteses maxilares foram projetadas com 2 implantes no zigoma no lado afetado e 2 a 3 implantes no osso alveolar superior no lado não afetado, sem o uso de um cantilever. Os implantes zigomáticos proporcionaram uma dispersão adequada do estresse nos ossos zigomáticos e craniofaciais no lado afetado.

Kemmoku et al. (2011) neste estudo mostraram a técnica de modelar estruturas ósseas do crânio, onde 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 à complexidade do sólido. Os autores perceberam que o STEP 214 CC2 é a extensão com menos problemas quando da exportação de modelos de programa computacional AEF.

de Sousa e Mattos (2014) avaliaram o comportamento biomecânico utilizando a AEF de próteses obturadoras maxilares classe Ib, II e III de Okay retidas por implantes e sistema de retenção barra-clipe, observando as tensões geradas frente à aplicação de uma força anterior e posterior na prótese. Concluíram que houve tendência de deslocamento das próteses e que o deslocamento era maior nas maiores perdas, assim como as tensões e compressões sofridas pelo tecido ósseo.

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.

Nayar et al. (2015) relatam o início da palavra prototipagem rápida (PR) e sua história. Foi usada pela primeira vez no campo da engenharia mecânica no início dos anos 80 para descrever o ato de produzir um protótipo, um produto exclusivo, o primeiro produto ou um modelo de referência que eram feitos à mão antes e difíceis de fazer. Os protótipos devem passar por avaliação, para correção de defeitos e aprovação antes do início de sua produção final. Com o desenvolvimento da tecnologia da informação, modelos tridimensionais podem ser criados e construídos com base em protótipos virtuais. Os computadores agora podem ser usados para criar projetos precisos e detalhados que podem ser

avaliados sob diferentes perspectivas em um processo conhecido como CAD (Desenho Assistido por Computador). Para materializar objetos virtuais usando CAD, foi desenvolvido um processo de fabricação auxiliada por computador (CAM). Para transformar um arquivo virtual em um objeto real, o CAM opera usando uma impressora conectada a um computador. Em 1987, Brix e Lambrecht usaram, pela primeira vez, um protótipo na área da saúde. Em 1991, os modelos de anatomia humana produzidos com uma tecnologia chamada estereolitografia foram usados pela primeira vez em uma clínica de cirurgia maxilofacial em Viena.

Soganci e Yazicioğlu (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.

Sutradhar et al. (2016) estudaram os grandes defeitos craniofaciais utilizando a Classificação de Cordeiro. As substituições ósseas não devem apenas fornecer resultados estéticos, mas também possuir função estrutural estável. Utilizaram tecnologia para definir o melhor desenho ósseo para substituir a estrutura ausente e a região foi prototipada em uma impressora 3D. O desenho obtido foi testado e submetido a um carregamento imitando o processo fisiológico da mastigação. O resultado da tensão de campo completo através da correlação de imagem 3D e a análise de elementos finitos implica que a peça pode sobreviver à mastigação máxima de 120 lb. A otimização na concepção das formas de substituição óssea proporciona aos cirurgiões, novas alternativas para reconstruções complexas.

Ogawa et al. (2017) elaboraram este estudo com 12 participantes (6 homens e 6 mulheres, média de 77,5 anos de idade) para determinar se o mecanismo biomecânico associado com a geração da força de retenção de próteses totais maxilares pode ser obtido através de AEF. Foram confeccionadas réplicas das arcadas completas maxilares de todos os participantes que foram digitalizadas usando tomografia computadorizada com feixe de cone (TCFC) e foram construídos modelos de elementos finitos tridimensionais (prótese, mucosa e gabarito). Aplicou-se carga de 10 N perpendicularmente ao plano oclusal. Testes estatísticos foram

realizados e testes comparativos da associação entre o máximo estresse principal gerado e a força de retenção da prótese. Os resultados deste estudo sugerem que, embora seja necessário considerar mais fatores, a AEF tridimensional pode ser usada para estimar a força de retenção de próteses totais na maxila.

Kin et al. (2017) analisaram a distribuição do estresse da força oclusal em estruturas craniofaciais em torno de implantes osseointegrados em reconstrução maxilar. A reconstrução foi realizada utilizando implantes dentários após ressecção maxilar decorrente de câncer que resultaram em muitas mudanças físicas, como danos estéticos e funcionais, deteriorando a qualidade de vida dos pacientes (QOL) por essas mudanças. Com um modelo sólido 3D usando Mimics® (Materialize) com base em data digital e comunicação em data de Medicina (data DICOM) dos ossos maxilofaciais e cranianos obtidos a partir de uma tomografia computadorizada (TC) de um paciente com maxila edêntula, foram projetados quatro padrões de defeitos; molar maxilar direito, hemimaxila, maxila total e normal. As próteses maxilares foram projetadas com implante único no osso zigomático no lado afetado e 1-2 implantes no osso alveolar maxilar no lado afetado ou não afetado com base no sistema de conceito de tratamento All-on-4®. Em caso de ressecção hemimaxilar e maxilar total, os projetos não foram efetivos. Quando planejamos próteses maxilares, devemos considerar a capacidade de mastigação e o peso da prótese para melhorar função pós cirurgia.

Brito et al. (2017) concluíram que a odontologia moderna encontra no método dos elementos finitos uma forma de aprimorar a prática clínica, através de uma ferramenta computacional, para obter resultados que se apresentam como satisfatórios e eficientes nos diversos procedimentos de reabilitação oral e de análises tensionais e estruturais nos materiais dentários, trazendo assim prognósticos favoráveis aos pacientes e satisfação aos mesmos.

Nogueira et al. (2019) visaram identificar e analisar a rigidez mecânica de estruturas ósseas utilizando fêmures e tíbias de coelhos e comparar os resultados do ensaio mecânico de compressão axial com os resultados das simulações da análise por elemento finitos tridimensional, empregado para auxiliar na compreensão do comportamento biomecânico do tecido ósseo e outras estruturas biológicas. Modelos foram construídos a partir de tomografia computadorizada, a imagem obtida foi processada e então realizada a análise de elemento finito, ensaios mecânicos de compressão axial foram realizados nas amostras e seus resultados de rigidez foram

então comparados com os resultados de rigidez do modelo biomecânico. Como resultado dessa comparação, o menor desvio apresentado foi de 0,02% e o maior desvio foi de 8,68%, concluindo que o uso dessa metodologia nos permitiu uma validação experimental do método dos elementos finitos aplicados à biomecânica. Além disso, foi possível prever o comportamento do osso, visto que a precisão da análise é melhor quanto mais próximo o modelo biomecânico se aproxima da estrutura real. Para a execução deste estudo, foram aproveitados animais provenientes de outro estudo.

Marcián et al. (2018) avaliaram a micro-deformação e o deslocamento induzido por implantes dentários carregados em diferentes estágios de osseointegração usando a análise por elementos finitos. As simulações foram feitas em blocos ósseos sob a carga de 150N, aplicadas em três direções diferentes no implante; perpendicular, 45° e horizontal. Os resultados obtidos revelaram que o osso ao redor dos implantes dentários é estirado de forma crítica nos casos em que apenas a osseointegração distal está presente e quando o implante é carregado horizontalmente. Os deslocamentos do implante parcialmente osseointegrado são significativamente maiores do que nos implantes totalmente osseointegrados. Pode-se concluir que a osseointegração parcial é um risco potencial em termos de longevidade do implante.

Felippi et al. (2019) avaliaram a influência da altura do transmucoso e do diâmetro de componentes protéticos retos na resistência mecânica, tal avaliação se deu por simulações estáticas não lineares por método de elemento finito. Assim como já descrito na literatura, a porção entre a cervical e os três primeiros filetes da rosca externa do implante foi a que apresentou a maior solicitação mecânica e, portanto, a mais suscetível à falha. O diâmetro foi o parâmetro de maior influência, possuindo influência positiva (diminuição da tensão) com o aumento do mesmo. A altura de transmucoso teve um efeito positivo somente nos componentes de maior diâmetro e pouco impacto nos componentes protéticos de menor diâmetro. Concluiu-se ainda que o grupo com componente protético de menor diâmetro e maior altura foi o que obteve maiores tensões, sendo, portanto, o caso crítico para o ensaio mecânico.

Costa et al. (2019) construíram um modelo ósseo 3D para simular cargas em implantes orais e analisar as tensões e estresse sofrido pelo osso através do método dos elementos finitos. Alguns detalhes precisam ser considerados para

futuras melhorias deste trabalho para que o mesmo chegue o mais perto da realidade, para isso, as forças aplicadas devem ser adquiridas medindo as forças dos pacientes nas diferentes direções mastigatórias e então rodar as simulações que serão mais precisas. Como esperado, quanto mais profundo o implante estiver no osso, menor tensão e estresse ele mantém, a qualidade do osso também interfere e as forças mudam com cada paciente, mas esses resultados são um bom ponto de partida para a prevenção de falhas na implantação.

Cicciù et al. (2019) avaliaram o estresse ósseo de três tipos de sistema de retenção, o pilar universal, o Equator® e o Locator® por meio da análise de elemento finito em modelo ósseo 3D. Aplicaram uma carga de compressão de 800N no modelo e uma escala foi criada para avaliar os resultados de 0 a 550 Mpa. Os sistemas de retenção Equator® e Locator® se mostraram sistemas adequados de retenção e suporte de prótese de overdenture. O pilar universal suportou baixa tensão de até 442 MPa. O Locator® tem um desenho que favorece a distribuição do estresse sobre o implante dentário e o retentor de gengiva pode ser suportado por um longo tempo em comparação com outros sistemas e o componente suportou até 476,92 MPa. Além disso, a forma do sistema retido Equator® parece coletar a força sobre a cabeça do retentor, o que favorece para um maior estresse na parte retentora. A vantagem estava relacionada ao menor estresse localizado ao redor do tecido ósseo e do implante peri-implantar. Além disso, o sistema Locator® suportou o estresse até 497,69 MPa.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo propõe avaliar por meio da análise de elementos finitos o comportamento biomecânico de prótese obturadora maxilar implanto-retida para as Classes Ib, II e III de Okay não cirurgicamente reparada, utilizando o sistema de retenção ERA®. As tensões geradas serão avaliadas sob as formas qualitativa e quantitativa expressas em MPa 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 que é o mesmo da dissertação de mestrado da autora:

- Componente protético Stern ERA® fornecido pelo fabricante Sterngold® devidamente fundido em liga de cobalto/cromo.
- Liga de cobalto/cromo Heraenium da empresa Heraus Kulzer.
- Delineador B2 Paralelômetro da empresa Bio-Art.

- 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.

- 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.

- 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.

- Modelos tridimensionais e softwares

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.

Modelo tridimensional do implante - Dentoflex®.

Modelo tridimensional do conector UCLA - Dentoflex®.

Modelo tridimensional da maxila - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI.

Modelo tridimensional do sistema de retenção ERA® - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI.

Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI.

- Softwares e Estação de Trabalho

Programa Computacional img2dcm.

Programa Computacional Rhinoceros® versão 5.0 SR8 da Robert McNeel & Associates.

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.

Programa Computacional InVesalius® versão 3.0.

Pacote de Programa Computacional Hyperworks 13.0 da Altair Engineering.

- Hypermesh
- OptiStruct.
- Hyperview.

- Análise de elementos finitos
 - Estações de trabalho Sun Microsystems®.
 - Programa Ansys Workbench versão 12.
- Todas as figuras foram desenvolvidas por profissionais do CTI- Renato Archer para este trabalho

4.2 Métodos

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

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 converteram as imagens para o formato DICOM. Estas imagens então foram levadas ao software InVesalius para a reconstrução tridimensional em forma de uma malha no formato STL. (Figura 4.1, 4.2 e 4.3)

Figura 4.1 - ERA® no formato TIFF

Figura 4.2 - Modelo tridimensional da reconstrução do ERA®

Fonte: O Autor

Figura 4.3 – Aquisição do modelo tridimensional do ERA® (adaptado de: de Sousa e Mattos, 2014)

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 A).

Autorização para utilização do banco de dados de tomografia computadorizada da face – CTI Renato Archer (Anexo B).

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 as Classes Ib, II e III de Okay:

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; (Figura 4.4)

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; (Figura 4.5).

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, segundo Okay et al. (2001). (Figura 4.6).

Figura 4.4 – Modelo tridimensional da maxila Classe Ib Okay. Vista superior

Fonte: O Autor

Figura 4.5 – Modelo tridimensional da maxila Classe II Okay. Vista superior

Fonte: O Autor

Figura 4.6 – Modelo tridimensional da maxila Classe III Okay. Vista superior

Fonte: O Autor

Os modelos CAD dos implantes e UCLAS foram fornecidos pela empresa Dentoflex® (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Modelos tridimensionais dos implantes e UCLA - Dentoflex® - Simplificação

Os implantes foram posicionados no modelo da seguinte maneira:

- Classe Ib de Okay: 6 implantes posicionados em regiões de caninos e incisivos laterais bilateralmente e em região de segundo pré-molar e primeiro molar esquerdos. (Figura 4.8)
- Classe II de Okay: 4 implantes posicionados em região de incisivo lateral, canino, segundo pré molar e primeiro molar esquerdo, segundo Block (2003). (Figura 4.9)
- Classe III de Okay: 2 implantes posicionados em região de segundo pré-molar e primeiro molar esquerdos (Figura 4.10)

Figura 4.8 – Modelo maxila Classe Ib de Okay com implantes posicionados

Fonte: O Autor

Figura 4.9 – Modelo maxila Classe II de Okay com implantes posicionados

Fonte: O Autor

Figura 4.10 – Modelo maxila Classe III de Okay com implantes posicionados

Fonte: O Autor

Foi realizado o planejamento com a barra metálica e o sistema de retenção ERA® (Figura 4.11, 4.12 e 4.13).

Figura 4.11 – Barra com sistema de retenção ERA® - Vista superior

Fonte: O Autor

Figura 4.12 – Barra com sistema de retenção ERA® - Vista oclusal

Fonte: O Autor

Figura 4.13 – Barra metálica com sistema de retenção ERA® nas extremidades

Fonte: O Autor

Geometria do sistema de retenção barra com ERAs® nas extremidades, com cápsula e nylon (Figura 4.14, 4.15 e 4.16).

Figura 4.14 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades, Classe II de Okay e Classe III de Okay

Fonte: O Autor

Figura 4.15 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® - nylon e cápsula

Fonte: O Autor

Figura 4.16 – Geometria do sistema de retenção barra com o ERA® - nylon e cápsula

Fonte: O Autor

A prótese obturadora maxilar recebeu a barra com o sistema de retenção ERA® de acordo com o modelo, em cada extremidade da barra. (Figura 4.17, 4.18 e 4.19).

Figura 4.17 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe Ib de Okay em relação à prótese obturadora

Fonte: O Autor

Figura 4.18 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe II de Okay em relação à prótese obturadora

Fonte: O Autor

Figura 4.19 – Geometria do sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades em posição na maxila classe III de Okay em relação à prótese obturadora

Fonte: O Autor

A mucosa de revestimento (Figura 4.20) 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 4.21 e 4.22).

Figura 4.20 – Modelo maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento

Fonte: O Autor

Figura 4.21 – Modelo maxila Classe II de Okay com mucosa de revestimento, implantes, barra e sistema de retenção ERA®

Fonte: O Autor

Figura 4.22 – Geometria completa da prótese obturadora implanto-retida com o sistema de retenção barra com os ERAs® nas extremidades. Vista vestibular

Fonte: O Autor

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 OptiStruct e pós-processamento com a visualização de resultados pelo Hyperview.

As estruturas que possuem um total de 17 estruturas sólidas foram preenchidas com nós e elementos. Os elementos utilizados são do tipo tetraédricos com 10 nós por elemento. (Quadro 4.1).

Quadro 4.1 – Número de elementos e nós obtidos em cada classe de Okay

Okay	Nº de Elementos	Nº de Nós
Classe Ib	1.221.647	1.813.047
Classe II	755.331	1.148.681
Classe III	671.477	1.000.380

O contato entre todas as estruturas apresentou 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 representando estruturas individuais e separadas 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 4.2).

Quadro 4.2 – 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	de Sousa e Mattos (2014)
Mucosa	1	0,37	Fatalla et al.,(2012); Liu,(2013)
Osso trabecular	1370	0,30	Fatalla et al.,(2012); Liu,(2013)
Osso cortical	13700	0,30	Fatalla et al.,(2012); Liu,(2013)
Implante	110000	0,33	de Sousa e Mattos (2014)
Barra	218000	0,35	de Sousa e Mattos (2014)
Nylon ERA male Zytel ST801 NC010 DuPont	DRY Cond 2000 900	0,41	http://sterngold.com (2017) http://dupont.com.br (2017)

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. (Fig. 4.23)

Figura 4.23 - Modelo com localização da força aplicada

Fonte: O Autor

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.

Figura 4.24 – Avaliação por meio da análise de elementos finitos (adaptado de: de Sousa e Mattos, 2014)

5 RESULTADOS

5.1 Prótese Total Obturadora Classe Ib de Okay

- Deslocamento da prótese Classe Ib de Okay

A carga aplicada simultaneamente na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 0,457 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. Classe Ib de Okay. Vista vestibular

Figura 5.2 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe Ib de Okay. Vista superior

5.1.1 Mucosa Gengival Classe Ib de Okay

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região de palato, região de fulcro posterior com valor aproximado de 0,057 MPa. (Figura 5.3 e 5.4)

Figura 5.3 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe Ib de Okay. Vista lateral

Figura 5.4 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe Ib de Okay. Vista oclusal

5.1.2 Osso Cortical Classe Ib de Okay

No osso cortical, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região cervical do implante **A** e região cervical e de ancoragem do implante **F** com valor aproximado de 4,113 MPa e máxima tensão principal de tração na região cervical mesial do implante **B** com valor aproximado de 13,40 MPa.. (Figura 5.5 e 5.6)

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. Classe Ib de Okay. Vista lateral

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. Classe Ib de Okay. Vista oclusal

5.1.3 Osso Medular Classe Ib de Okay

No osso medular, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão com valor aproximado de 1,164 MPa na região cervical distal ao implante **F**. A máxima tensão principal de tração com valor aproximado de 2,193 MPa ocorreu em pequena proporção da região interna do alvéolo palatino do implante **A**. (Figura 5.7 e 5.8).

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. Classe Ib de Okay. Vista lateral

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. Classe Ib de Okay. Vista oclusal

Segundo os parâmetros do modelo matemático de simulação óssea frente a cargas de Li et al. (2007):

- Osso Cortical: Os valores indicam carga normal para compressão e supra carga para tração, sendo a área afetada muito pequena.
- Osso Medular: Os valores indicam infracarga na compressão e carga normal para tração.

5.2 Prótese Total Obturadora Classe II de Okay

- Deslocamento da prótese Classe II de Okay

A carga aplicada simultaneamente na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 1,60mm da prótese na região sem suporte ósseo vestibular, onde estaria o túber da maxila. (Figura 5.9 e 5.10).

Figura 5.9 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe II de Okay. Vista vestibular

Figura 5.10 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe II de Okay. Vista superior

5.2.1 Mucosa Gengival Classe II de Okay

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região de palato na linha de fulcro com valor aproximado de 0,259 MPa. (Figuras 5.11 e 5.12).

Figura 5.11 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe II de Okay. Vista lateral

Figura 5.12 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe II de Okay. Vista oclusal

5.2.2 Osso Cortical Classe II de Okay

No osso cortical, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região cervical palatina dos implantes **A** e **D** com valor aproximado de 4,387 MPa e máxima tensão principal de tração na região cervical disto vestibular dos implantes **B** e **D** com valor aproximado de 10,157 MPa.. (Figura 5.13 e 5.14).

Figura 5.13 - 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. Classe II de Okay. Vista lateral

Figura 5.14 - 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. Classe II de Okay. Vista oclusal

5.2.3 Osso Medular Classe II de Okay

No osso medular, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão com valor aproximado de 0,29 MPa na região de rebordo vestibular ao implante **D** e fundo de saco próximo ao implante **B**. A máxima tensão principal de tração com valor aproximado de 0,417 MPa ocorreu em pequena proporção da região da tábua vestibular do implante **B**. (Figura 5.15 e 5.16).

Figura 5.15 - 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. Classe II de Okay. Vista lateral

Figura 5.16 - 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. Classe II de Okay. Vista oclusal

Segundo os parâmetros do modelo matemático de simulação óssea frente a cargas de Li et al. (2007):

- Osso Cortical: Os valores indicam carga normal para compressão e supra carga para tração, sendo a área afetada muito pequena.

- Osso Medular: Os valores adquiridos indicam infracarga tanto para compressão como para tração.

5.3 Prótese Total Obturadora Classe III de Okay

- Deslocamento da prótese Classe III de Okay

A carga aplicada simultaneamente na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 2,47 mm da prótese na região sem suporte ósseo vestibular, onde estaria o túber da maxila. (Figura 5.17 e 5.18).

Figura 5.17 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe III de Okay. Vista vestibular

Figura 5.18 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila. Classe III de Okay. Vista superior

5.3.1 Mucosa Gengival Classe III de Okay

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão na região de palato com valor aproximado de 0,408 MPa e máxima tensão principal de tração na região de fundo de saco vestibular anterior com valor aproximado de 0,506 MPa. (Figuras 5.19 e 5.20).

Figura 5.19 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe III de Okay. Vista lateral

Figura 5.20 - Campo de máxima tensão principal sobre a mucosa gengival do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão. Classe III de Okay. Vista oclusal

5.3.2 Osso Cortical Classe III de Okay

Verificou-se máxima tensão principal de compressão localizada junto a parede óssea cervical disto palatina do implante **A** apresentando valor aproximado de 8,555 MPa. Ocorreu maior concentração de máxima tensão principal de tração na região cervical disto vestibular do implante **B**, apresentando valor aproximado de 31,209 MPa. (Figura 5.21 e 5.22).

Figura 5.21 - 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. Classe III de Okay. Vista lateral

Figura 5.22 - 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. Classe III de Okay. Vista oclusal

5.3.3 Osso Medular Classe III de Okay

No osso medular, a carga promoveu uma máxima tensão principal de compressão com valor aproximado de 0,617 MPa na região de rebordo vestibular ao implante **B** e cervical mesial e distal do implante **A**. A máxima tensão principal de tração com valor aproximado de 1,611 MPa ocorreu em pequena proporção da região cervical vestibular distal do implante **B**. (Figura 5.23 e 5.24)

Figura 5.23 - 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. Classe III de Okay. Vista lateral

Figura 5.24 - 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.

Classe III de Okay. Vista oclusal

Segundo os parâmetros do modelo matemático de simulação óssea frente a cargas de Li et al. (2007):

- Osso Cortical: Os valores indicam limite da carga normal para compressão e supra carga para tração, sendo a área afetada muito pequena.
- Osso Medular: Os valores adquiridos indicam infracarga tanto para compressão como para tração.

6 DISCUSSÃO

O câncer da cavidade oral ocupa a quinta posição dentre os cânceres estimados no Brasil e a sexta posição no mundo (Jethwa; Khariwala, 2017; Instituto Nacional de Câncer, 2020). Sua etiologia é multifatorial e os principais fatores de risco são os derivados de tabaco e álcool que podem estar associados ou não (Instituto Nacional de Câncer, 2020; Figuero et al., 2004; de Oliveira et al. 2006; Daher et al., 2008; Taneja et al., 2016; Jethwa; Khariwala 2017; Levine e Stillman-Lowe 2019). A utilização da betel, noz da palmeira areca, muito mastigada no Oriente também aparece como fator de risco. (Levine e Stillman-Lowe 2019)

São muitas as etiologias do câncer da cavidade oral, a infecção pelo vírus papiloma humano (HPV) é um fator de risco que a partir de 2008 começou a fazer parte da estimativa do INCA devido ao aumento de casos. As dietas pobres em frutas e vegetais, a má higiene bucal, vêm sendo estudados com o intuito de investigar sua implicação na carcinogênese (Instituto Nacional de Câncer, 2020; Jayachandran; Krithika 2006; Gholizadeh et al., 2016; Arora et al., 2018; Levine; Stillman-Lowe, 2019)

A prevalência de neoplasias da cavidade oral está aumentando em muitas partes do mundo, fazendo com que os dentistas se deparem mais freqüentemente com este tipo de paciente. Os efeitos causados por essa patologia podem causar limitações funcionais significativas devido às mutilações resultantes do tratamento imposto. Este tratamento demanda inúmeras dificuldades pela complexidade anatômica. Equipes multidisciplinares colaboram para o sucesso do tratamento quando envolvidas desde o início até o encerramento do caso, quando da reabilitação realizada a contento (Jawad et al., 2015; Waechter et al., 2017 ; Barclay et al., 2018; Phasuk; Haug, 2018; Nayar, 2019; Instituto Nacional de Câncer, 2020).

A detecção precoce das neoplasias na cavidade oral é fundamental, para isso faz-se necessário investir em esforços educacionais e regulatórios para que atrasos decorrentes da falta de informação do paciente não prejudiquem o diagnóstico elaborado pelo cirurgião dentista e nem o começo do tratamento (Daher et al., 2008; Levine; Stillman-Lowe 2019; Instituto Nacional de Câncer, 2020; Jethwa; Khariwala 2017; Kao et al., 2017; Arora et al., 2018; Gigliotti et al., 2019).

As causas de grandes perdas maxilares podem ser consequência de traumas químicos como a ingestão de álcool e físicos como o hábito de fumar; de doenças virais como o HPV, fúngicas como a mucormicose e paracoccidioidomicose, bacterianas como as presentes em uma periodontite. (Instituto Nacional de Câncer, 2020; Castro et al., 2001; Figuero et al., 2004; Oliveira et al., 2006; Jayachandran e Krithika 2006; Daher et al., 2008; Gholizadeh et al., 2016)

A maxilectomia, técnica cirúrgica de ressecção maxilar, pode criar comunicações entre a boca, o seio maxilar e a cavidade nasal. A reconstrução cirúrgica quando bem estabelecida favorece a reabilitação protética, seja ela convencional ou com o emprego de implantes osseointegráveis. Com o intuito de facilitar a comunicação entre as equipes multidisciplinares envolvidas nas diversas etapas do tratamento das grandes perdas maxilares, uma classificação dos defeitos onco-cirúrgicos maxilares foi elaborada, baseando-se em aspectos biomecânicos e protéticos (Okay et al., 2001; Waechter et al., 2017).

A reabilitação oral após tratamento cirúrgico tem como objetivo devolver a função e estética, promovendo o retorno do paciente aos seus afazeres habituais, reintegrando-o à sociedade. Os casos clínicos normalmente apresentam um desafio profissional para conseguir suprir as expectativas do paciente, levando o profissional a manter um acompanhamento longo com seus pacientes, objetivando a satisfação deles (Emanuel et al., 2016; Reitemeier et al., 2016; Artopoulou et al., 2017).

As próteses obturadoras têm a finalidade de separar as cavidades envolvidas nos defeitos maxilares e um papel fundamental na devolução da deglutição, da fonação, evitando os refluxos de fluidos entre as cavidades, melhorando a qualidade de vida e reinserção social de seus usuários (Emanuel et al., 2016; Reitemeier et al., 2016; Forna et al., 2016; Park et al., 2019; Nayar, 2019).

A fonação é um problema recorrente que afeta muito a qualidade de vida dos pacientes com ausência ou perda de estrutura maxilar, pois impede a comunicação ou exige repetições por parte dos indivíduos para que se façam entender. Os recursos protéticos utilizados para minimizar o escape de ar que faz com que a voz se torne nasalada são a prótese obturadora com ou sem o emprego de implantes e bulbo velofaríngeo (Fukuda et al., 2004; Oh e Roumanas, 2006; Jethwa e Khariwala, 2017; Peker 2017; Waechter et al., 2017; Naz e Bali, 2019; Park et al., 2019; Nayar, 2019).

A estabilidade e retenção das próteses obturadoras são freqüentemente prejudicadas pela ausência de estruturas e saliva. A xerostomia é presente nas cavidades orais de pacientes submetidos à radioterapia por ser um de seus efeitos colaterais e causa desconforto na mucosa gengival ressecada (Jawad et al., 2015; Naz; Bali, 2019; Baudalet et al., 2019).

O conhecimento de técnicas que favorecem a osseointegração colaborou com o avanço da Implantologia e conseqüentemente favoreceu a reabilitação protética de pacientes portadores de grandes perdas maxilares que necessitam de próteses obturadoras extensas pela presença de anatomia diferenciada, como ausência de tecidos, presença de bridas cicatriciais e alteração na matriz óssea. Adequar o planejamento para a utilização de implantes osseointegráveis exige o conhecimento dos tipos e marcas disponíveis no mercado, tanto dos implantes como seus sistemas de retenção (Bonachela et al., 2003; Fukuda et al., 2004; Schmidt et al., 2004; Mertens et al., 2016; Atalay et al., 2017; Prasad, 2017; de Sousa et al., 2019).

Os benefícios do emprego de implantes osseointegráveis nas grandes perdas maxilares fazem com que o paciente tenha uma melhora radical em sua qualidade de vida e saúde (Fukuda et al., 2004; Schmidt et al., 2004; Oh; Roumanas, 2006; Aydin et al., 2007; Chrcanovic et al., 2016; Mertens et al., 2016; Colebeck et al., 2016; Atalay et al., 2017; Prasad, 2017; de Sousa et al., 2019; Foundation for Oral-Facial Rehabilitation, 2019).

Os implantes osseointegráveis apresentam marcantes mudanças na retenção, estabilidade e estética das próteses obturadoras, favorecendo a mastigação, deglutição, fonação, perfil facial e aceitação da prótese pelo paciente, pois confere a ele maior conforto e segurança (Fukuda et al., 2004; Oh; Roumanas, 2006; Aydin et al., 2007; Prasad, 2017; de Sousa et al., 2019).

A cirurgia para colocação dos implantes deve ser planejada antes do tratamento radioterápico, caso este seja indicado. A radiação altera a matriz óssea maxilar fazendo com que o osso perca vascularização e quando ocorre trauma ou sofra algum procedimento odontológico, a cicatrização do mesmo não ocorre da maneira correta, resultando em um evento osteonecrótico, a osteorradionecrose que pode exigir a remoção de osso, ocasionando aumento na perda óssea e também o uso de alendronatos comumente administrados em pacientes oncológicos deve ser observado por também alterar a matriz óssea que pode desencadear eventos

osteonecróticos. (Aydin et al., 2007; Chrcanovic et al., 2016; Cardoso; Chambers, 2019; Toro et al., 2019).

Os alendronatos atualmente são muito utilizados para o tratamento de osteoporose e câncer de mama, ocasionam o surgimento de áreas de tecido ósseo não vital e focos de inflamação, o que torna a instalação de implantes osseointegráveis um importante fator de risco local para o desencadeamento de eventos osteonecróticos (Atalay et al., 2017; Prasad, 2017; Toro et al., 2019).

Os implantes de osso zigomático são muito utilizados na reabilitação bucomaxilofacial devido à anatomia diferenciada de seus pacientes, o que faz com que o cirurgião procure opções além do rebordo ósseo. Estes implantes oferecem uma alternativa aos enxertos ósseos (Schmidt et al., 2004; Akay e Yaluğ, 2015; Mertens et al., 2016; Atalay et al., 2017; Foundation for Oral-Facial Rehabilitation 2019). Apresentam dificuldade de manutenção por ser difícil a sua higienização. Foundation for Oral-Facial Rehabilitation (2019).

Existem diversos sistemas de retenção sobre implante no mercado, os mais citados em literatura são os sistemas: O-ring, barra-clipe, magnetos e ERA®. A utilização dos sistemas pode ser associada ou não (Bonachela et al., 2003; Fukuda et al., 2004; Oh; Roumanas, 2006; de Sousa; Mattos, 2014; de Sousa et al., 2019).

O sistema barra-clipe quando associado ao sistema O-ring apresenta boa retenção (de Sousa et al. 2019), mas quando isolado apresenta tendência de deslocamento da prótese obturadora. (de Sousa; Mattos, 2014).

O sistema ERA® apresenta uma boa retenção por meio de seus nylons que podem ser trocados com facilidade (Bonachela et al., 2003; Foundation for Oral-Facial Rehabilitation, 2019).

A cirurgia para instalação de implantes orais é invasiva e, portanto nem sempre é recomendada para o paciente bucomaxilofacial. Dentre os motivos da contra-indicação está o tratamento radioterápico, condição de saúde desfavorável, trauma do paciente após o tratamento de base e procedimento cirúrgico. Dito isso, podendo evitar ao máximo as complicações e perdas de implantes osseointegráveis, a odontologia, através de simulações digitais tridimensionais consegue avaliar as alterações passíveis de ocorrerem no tecido mole e ósseo da cavidade oral em que o implante foi colocado, mensurando as tensões de tração e compressão provocadas quando o sistema implante/prótese entra em função (de Sousa; Mattos,

2014; Miyamoto et al., 2010; Akay; Yaluğ, 2015; Soganci; Yazicioğlu, 2016; Sutradhar et al., 2016; Ogawa et al., 2017; Kin et al., 2017; Brito et al., 2017).

Para que o planejamento protético sobre implante seja bem elaborado, é necessário que se conheça as respostas teciduais, evitando assim reações biológicas indesejáveis e possível perda de implante e sistema de retenção. A análise por meio de elementos finitos consegue através de simulações, avaliar as tensões em estruturas anatômicas envolvidas na reabilitação, o que colabora com o dentista na hora de eleição dos sistemas de implante e retenção mais adequados para cada caso (Miyamoto et al., 2010; de Sousa; Mattos, 2014; Akay; Yaluğ, 2015; Soganci; Yazicioğlu, 2016; Ogawa et al., 2017; Kin et al., 2017; Marcián et al., 2018; Felippi et al., 2019; Costa et al., 2019; Cicciù et al., 2019).

Estudos de quantificação óssea têm sido propostos com o intuito de avaliar as reações ocorridas após estímulo mecânico, utilizando o método de análise por meio de elemento finito em um modelo Bio-CAD de fácil controle, tanto da malha quanto de sua distorção (Moss et al., 1985; Gao et al., 2006; Li et al., 2007; Ujigawa et al., 2007; Rahimi et al., 2009; Miyamoto et al., 2010; Lin et al., 2010; Kemmoku et al., 2011; de Sousa; Mattos, 2014; Akay; Yaluğ, 2015; Sutradhar et al., 2016; Kin et al., 2017; Nogueira et al., 2019; Marcián et al., 2018; Costa et al., 2019; Cicciù et al., 2019). Estudos relacionados aos materiais utilizados na reabilitação também são importantes para a construção dos modelos digitais (Peyton; Craig, 1963; Felippi et al., 2019).

A avaliação de como o carregamento mecânico afeta a atividade osteoblástica e osteoclástica perante estímulos mecânicos na remodelação óssea é fundamental para evitar perda óssea. O implante osseointegrado induz uma reposta na estrutura óssea circundante dependendo do carregamento sofrido por ele. As forças de baixa intensidade no tecido ósseo podem levar a reabsorção óssea (Li et al., 2007; 2008; Rahimi et al., 2009).

Este estudo avaliou os carregamentos em três situações, Classe Ib, II e III de Okay, a Classe Ib a prótese apresentou deslocamento máximo de 0,457mm. O osso cortical apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 4,113 MPa na região cervical do implante A e região cervical e de ancoragem do implante F, sugerindo neoformação óssea segundo os limites estabelecidos por Li et al. (2007). Apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de

13,40 MPa em uma pequena área da região cervical mesial do implante B, sugerindo reabsorção óssea drástica segundo Li et al. (2007).

O osso medular apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 1,164 MPa na região cervical distal do implante F, sugerindo reabsorção óssea por infracarga segundo Li et al. (2007). Apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 2,193 MPa em uma pequena área da região interna do alvéolo palatino do implante A, sugerindo neoformação óssea segundo Li et al. (2007).

Na Classe II, a prótese apresentou deslocamento máximo de 1,60mm. O osso cortical apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 4,387 MPa na região cervical palatina dos implantes A e D, sugerindo de neoformação óssea segundo Li et al. (2007). Apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 10,157 MPa em pequena área da região cervical disto vestibular dos implantes B e D, sugerindo reabsorção óssea segundo Li et al. (2007).

O osso medular apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 0,29 MPa na região de rebordo vestibular do implante D e fundo de saco próximo ao implante B, sugerindo reabsorção óssea por infracarga segundo Li et al. (2007). Apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 0,417 MPa em uma pequena área na região da tábua vestibular do implante B, sugerindo reabsorção óssea segundo Li et al. (2007).

Na Classe III, a prótese apresentou deslocamento máximo de 2,47mm, apresentando assim o maior deslocamento dentre as três classes. O osso cortical apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 8,555 MPa junto à parede cervical disto palatina do implante A, sugerindo de neoformação óssea segundo Li et al. (2007). Apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 31,209 MPa na região cervical disto vestibular do implantes B, sugerindo reabsorção óssea segundo Li et al. (2007).

O osso medular apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 0,617 MPa na região de rebordo vestibular do implante B e cervical mesial e distal do implante A, sugerindo reabsorção óssea por infracarga segundo Li et al. (2007). Apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 1,611 MPa em uma pequena área na região da região cervical disto vestibular do implante B, sugerindo reabsorção óssea segundo Li et al. (2007).

Os deslocamentos máximos sofridos nas simulações deste estudo se mostraram favoráveis à manutenção da prótese obturadora implanto-retida e se comparados ao estudo de de Sousa e Mattos (2014) no qual foi utilizado o sistema de retenção barra clipe em simulações nas mesmas classes de Okay. Na Classe Ib de Okay o deslocamento foi igual em ambos os estudos, atingindo o máximo de 0,45mm; na Classe II atingiu 1,60mm neste estudo e 3,15mm no estudo de de Sousa e Mattos (2014) e na Classe III com 2,47mm e 6,12mm respectivamente.

Ainda fazendo um comparativo com o estudo de de Sousa e Mattos (2014), a mucosa gengival apresentou menor compressão em todas as três simulações neste estudo; as tensões máximas de compressão diferiram mais na Classe Ib e as tensões máximas de tração obtidas não apresentaram muita diferença entre os estudos.

A reabilitação bucomaxilofacial é complexa e seus pacientes dependem dela para as atividades vitais, rotineiras e sociais (Emanuel et al., 2016; Forna et al., 2016; Waechter et al., 2017; Peker, 2017; Artopoulou et al., 2017). O acerto na escolha das técnicas cirúrgicas, no planejamento protético, na seleção do sistema de implante e componentes protéticos é fundamental para o sucesso (Yenisey et al., 2017; de Caxias et al., 2019). Os estudos que possam auxiliar o entendimento do processo todo, evitando assim cirurgias desnecessárias, que possam minimizar o tempo de finalização da reabilitação e que evitem falhas e perdas devem ser estimulados. Com isso a qualidade de vida destes pacientes é restabelecida da melhor maneira possível.

Estudos apontam o sistema ERA® de retenção como um sistema de destaque, o que corroborou para este trabalho (Bonachela et al., 2003; Vedovatto et al., 2015; Foundation for Oral-Facial Rehabilitation, 2019).

7 CONCLUSÕES

- Os deslocamentos máximos das próteses obturadoras maxilares se deram em direção ao fulcro e ressecção óssea e aumentaram conforme o defeito, sendo o maior deslocamento observado na Classe III.
- A mucosa gengival sofreu máxima tensão principal de compressão inferior ao seu Módulo de Young, sugerindo infracarga nas três simulações.

O osso cortical sofreu tensões de tração e compressão que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo e do número de implantes.

O osso medular sofreu tensões de tração e compressão que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo e do número de implantes.

- As forças analisadas se mostraram bastantes 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 Ib, II e III de Okay.
- Estudos para avaliação comparativa entre os sistemas de retenção por meio da análise de elementos finitos devem ser elaborados para auxiliar na seleção ideal do sistema por parte dos cirurgiões dentistas nos casos de reabilitação protética bucomaxilofacial.

REFERÊNCIAS¹

Akay C, Yaluğ S. Biomechanical 3-dimensional finite element analysis of obturator prostheses retained with zygomatic and dental implants in maxillary defects. *Med Sci Monit.* 2015 Feb 25;21:604-11. doi: 10.12659/MSM.892680.

American Cancer Society. Risk Factors for Oral Cavity and Oropharyngeal Cancers. Atlanta; 2018. [citado 02 jan 2020] Disponível: <https://www.cancer.org>

Arora S, Ramachandra SS, Squier C. Knowledge about human papillomavirus (HPV) related oral cancers among oral health professionals in university setting-A cross sectional study. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2018 Jan-Apr;8(1):35-9. doi:10.1016/j.jobcr.2017.12.002.

Artopoulou II, Karademas EC, Papadogeorgakis N, Papathanasiou I, Polyzois G. Effects of sociodemographic, treatment variables, and medical characteristics on quality of life of patients with maxillectomy restored with obturator prostheses. *J Prosthet Dent.* 2017 Dec;118(6):783-9.e4. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.01.021.

Atalay B, Doğanay Ö, Saraçoğlu BK, Bultan Ö, Hafiz G. Clinical Evaluation of Zygomatic Implant-Supported Fixed and Removable Prosthesis. *J Craniofac Surg.* 2017 Jan;28(1):185-9. doi: 10.1097/SCS.00000000000003204.

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.

Barclay CW, Foster EC, Taylor CL. Restorative aspects of oral cancer reconstruction. *Br Dent J.* 2018 Nov 9;225(9):848-54. doi: 10.1038/sj.bdj.2018.927.

Baudelet M, Van den Steen L, Tomassen P, Bonte K, Deron P, Huvenne W, Rottey S, De Neve W, Sundahl N, Van Nuffelen G, Duprez F. Very late xerostomia, dysphagia, and neck fibrosis after head and neck radiotherapy. *Head Neck.* 2019 Oct;41(10):3594-603. doi: 10.1002/hed.25880.

Block M. Atlas de cirurgia para implante dentário. São Paulo: Editora Santos; 2003. Capítulo 3, Cirurgia da maxila edentula; p. 57–81.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Bonachela WC, Pedreira AP, Marins L, Pereira T. [Comparative evaluation of retention loss in four types of attachments used on overdentures in function of time of use]. *J Appl Oral Sci.* 2003 Mar;11(1):49-54. Portuguese. doi: 10.1590/S1678-77572003000100009

Brandão TB, Vechiato Filho AJ, Batista VE, de Oliveira MC, Santos-Silva AR. Obturator prostheses versus free tissue transfers: A systematic review of the optimal approach to improving the quality of life for patients with maxillary defects. *J Prosthet Dent.* 2016 Feb;115(2):247-53.e4. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.002.

Brito JVC, Garcia D, da Silva C, de Matos J, Gonçalves de Figueiredo V. Application of finite elements in dentistry: A literature review. *J of Dentistry Public Health.* 2017; 8 (3): 90-3. doi: 10.17267/2596-3368dentistry.v8i3.1116

Cardoso, R. C., & Chambers, M. S. (2019). Oral Considerations for the Head and Neck Cancer Patient. In *Clinical Care and Rehabilitation in Head and Neck Cancer* (pp. 351-375). Springer, Cham.

Castro LG, Müller AP, Mimura MA, Migliari DA. Hard palate perforation: an unusual finding in paracoccidioidomycosis. *Int J Dermatol* 40: 281-3, 2001.

Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A.. Dental implants in irradiated versus nonirradiated patients: A meta-analysis. *Head n neck.* 2016; 38(3): 448-81. doi: 10.1002/hed.23875

Cicciù M, Cervino G, Milone D, Risitano G. FEM Analysis of Dental Implant-Abutment Interface Overdenture Components and Parametric Evaluation of Equator(®) and Locator(®) Prosthodontics Attachments. *Materials (Basel).* 2019 Feb 16;12(4). pii: E592. doi: 10.3390/ma12040592.

Colebeck AC, Kase MT, Nichols CB, Golden M, Huryn JM. Use of Orbital Conformer to Improve Speech in Patients with Confluent Maxillectomy and Orbital Defects. *J Prosthodont.* 2016 Apr;25(3):241-6. doi: 10.1111/jopr.12282. , 25(3), 241-246.

Costa DC, Belinha J,Natal JR. Biomechanical Simulation of a Dental Implant using Finite Element Method Analysis. *6th IEEE Portuguese Meeting on Bioengineering; 2019* . doi: 10.1109/ENBENG.2019.8692548

Daher GSA; Pereira GA; Oliveira ACD. Características epidemiológicas de casos de câncer de boca registrados em hospital de Uberaba no período 1999-2003: um alerta para a necessidade de diagnóstico precoce. *Rev Bras Epidemiologia*, São Paulo, v. 11, n. 4, p. 584-96, 2008. doi: 10.1590/s1415-790x2008000400007

de Caxias FP, Dos Santos DM, Bannwart LC, de Moraes Melo Neto CL, Goiato MC. Classification, History, and Future Prospects of Maxillofacial Prosthesis. *Int J Dent*. 2019 Jul 18;2019:8657619. doi: 10.1155/2019/8657619

de Sousa AA, Mattos BS. 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.

de Sousa TC, de Sena JGL, de Lima WM, dos Santos MV, Fernandes AÚR. Avaliação da resistência à tração de sistemas de retenção para próteses maxilofaciais implantorretidas variando número, tipos de retentores, desenho da barra e tempo de ciclagem: estudo piloto. *Oral Sciences*. 2019; 8(1): 10-16.

do Nascimento ERV, de Souza AVK, Cardoso FL, de Oliveira KDCF, de Oliveira P, Simão NR. Fssura Lácio-palatina: A importante atuação do cirurgião-dentista. *Anais do Seminário Científico do UNIFACIG*, 2019 (5). Disponível : <http://www.pensaracademico.facig.edu.br/index.php/semiariocientifico/article/view/1308>

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 2 jan. 2020] 2016;5(2). Disponível: <http://periodicos.unincor.br/index.php/iniciacaocientifica/article/download/2735/2285>.

Fatalla AA, Song K, Du T, Cao Y. A three-dimensional finite element analysis for overdenture attachments supported by teeth and/or mini dental implants. *J Prosthodont*. 2012 Dec;21(8):604-13. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00883.x.

Felippi C., da Silva RL, de Almeida JC. Análise numérica do efeito da geometria na resistência de um sistema de implante dentário. *Revista Mundi Engenharia, Tecnologia e Gestão* 2019; 4(5):12. doi: 10.21575/25254782rmetg2019vol4n5930

Figueru Ruiz E, Carretero Peláez MA, Cerero Lapiedra R, Esparza Gómez G, Moreno López LA. Effects of the consumption of alcohol in the oral cavity: relationship with oral cancer. *Med Oral*. 2004 Jan-Feb;9(1):14-23.

Forna DA., Lea DS., Costan VV., Popescu E. Conventional maxillary reconstruction using service obturators. *Romanian J Oral Rehab* 2016. 8(3), 32-39.

Foundation for Oral-facial Rehabilitation. Maxillofacial Prosthetics. 2019 [citado em 20 dez. 2019]. Disponível: <https://www.fforf.org/education/lectures/maxillofacial-prosthetics>

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.

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. Epub 2006 Apr 18.

Gholizadeh P, Eslami H, Yousefi M, Asgharzadeh M, Aghazadeh M, Kafil HS. Role of oral microbiome on oral cancers, a review. *Biomed Pharmacother*. 2016 Dec;84:552-8. doi: 10.1016/j.biopha.2016.09.082.

Gigliotti J, Madathil S, Makhoul N. Delays in oral cavity cancer. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2019 Sep;48(9):1131-37. doi: 10.1016/j.ijom.2019.02.015.

Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância de Câncer. Estimativa 2020/2022: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA; 2020 [citado 02 jan. 2020]. Disponível: <https://www.inca.gov.br>.

Jawad H, Hodson NA, Nixon PJ. A review of dental treatment of head and neck cancer patients, before, during and after radiotherapy: part 1. *Br Dent J*. 2015 Jan;218(2):65-8. doi: 10.1038/sj.bdj.2015.28.

Jayachandran S, Krithika C. Mucormycosis presenting as palatal perforation. *Indian J Dent Res*. 2006 Jul-Sep;17(3):139-42.

Jethwa AR, Khariwala SS. Tobacco-related carcinogenesis in head and neck cancer. *Cancer Metastasis Rev*. 2017 Sep;36(3):411-423. doi:10.1007/s10555-017-9689-6.

Kao HK, Abdelrahman M, Huang Y, Tsai CH, Barrera MJ, Tsang NM, Couves AJ, Cheng MH, Chang KP. Multiple concomitant oral cavity cancers: Incidence, management, and outcomes. *J Surg Oncol*. 2017 Jun;115(7):835-41. doi:10.1002/jso.24600.

Kar S, Tripathi A. Treatment Outcome with Delayed Maxillary Obturator Prosthesis: Case Series of Four Patients. *J Prosthodont*. 2016 Feb;25(2):174-7. doi: 10.1111/jopr.12275.

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. *Innovate developments in virtual and physical prototyping. Proceedings*; 2011 28 Sep-01 Oct; Leiria. Boca Raton: CRC Press; 2011

Kin M, Nomura T, Namiki S, Takeyasu Y, Shibui T, Kizu Y, and Katakura A, Biomechanical analysis of maxillary prosthodontic reconstruction using implants after resection for maxillary cancer. *J Oral and Maxillofacial Surg Med Pathology*, 29(2),2017. doi: 10.1016/j.ajoms.2016.10.006

Levine R, and Stillman-Lowe C. Oral Cancers. *The Scientific Basis of Oral Health Education*. 2019 a(pp. 57-62). Springer, Cham.

Levine R., and Stillman-Lowe C. Frequency of Oral Examinations. *The Scientific Basis of Oral Health Education* 2019b (pp. 77-78). Springer, Cham.

Li J, Li H, Shi L, Fok AS, Ucer C, Devlin H, Horner K, Silikas N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. *Dent Mater*. 2007 Sep;23(9):1073-8.

Lin CL, Lin YH, Chang SH. 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 3;43(4):644-51. Epub 2009 Nov 25.

Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent*. 2013 Mar;41(3):241-9. doi: 10.1016/j.jdent.2012.11.008.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial*. 2006;11(2):35–43. doi: 10.1590/s1415-54192006000200006

Marcián P, Wolff J, Horáčková L, Kaiser J, Zikmund T, Borák L. Micro finite element analysis of dental implants under different loading conditions. *Comput Biol Med*. 2018 May 1;96:157-65. doi: 10.1016/j.compbiomed.2018.03.012.

Mertens, C., Gonzalez, J. D. S. J., Freudlsperger, C., Bodem, J., Krisam, J., Hoffmann, J., & Engel, M. (2016). Implant-prosthetic rehabilitation of hemimaxillectomy defects with CAD/CAM suprastructures. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(11), 1812-1818.

Miyamoto S, Ujigawa K, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Biomechanical three-dimensional finite-element analysis of maxillary prostheses with implants. Design of number and position of implants for maxillary prostheses after hemimaxillectomy. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Nov;39(11):1120-6. doi: 10.1016/j.ijom.2010.06.011.

Nayar S, Bhuminathan S, Bhat WM. Rapid prototyping and stereolithography in dentistry. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015 Apr;7(Suppl 1):S216-9. doi: 10.4103/0975-7406.155913.

Nayar S. Current concepts and novel techniques in the prosthodontic management of head and neck cancer patients. *Br Dent J*. 2019 May;226(10):725-37. doi: 10.1038/s41415-019-0318-3.

Naz F; Bali SK. Assessment of obturator functioning in Kashmiri patients rehabilitated with an obturator prosthesis post hemi-maxillectomy: A cross-sectional study. *Int J Applied Dental Sciences*, 5(3), 2019

Nogueira WL, Cruz RS, Lemos CAA. Validação experimental pelo método dos elementos finitos 3D de imagem óssea obtida por tomografia computadorizada. *ARCH HEALTH INVEST*, 2019 7. Disponível: <http://archhealthinvestigation.emnuvens.com.br/ArcHI/article/view/4615>

Ogawa T, Sato Y, Kitagawa N, Nakatsu M. Relationship between retention forces and stress at the distal border in maxillary complete dentures: Measurement of retention forces and finite-element analysis in individual participants. *J Prosthet Dent*. 2017 Apr;117(4):524-31. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.011.

Oh WS, 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.

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.

Oliveira LR, Silva AR, Zucoloto S. Perfil da incidência e da sobrevida de pacientes com carcinoma epidermóide oral em uma população brasileira. *J Bras Patol Med Lab*, 2006, 42.5: 385-92.

Park JY, Wang YK., Song KY, Park JM, Lee JJ. Prosthetic rehabilitation by double-processing technique for edentulous patient with soft palate defect after maxillectomy: A case report. *Korean Academy Prosthodontics*, 2019; 57(4):356-63.

Peker K. Health-Related Quality of Life in Maxillectomy Patients Rehabilitated with Obturator Prostheses: A Literature Review. *Diagnosis and Management of Head and Neck Cancer*. IntechOpen. 2017.doi: 10.5772/intechopen.69099

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

Phasuk K, Haug SP. Maxillofacial Prosthetics. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2018 Nov;30(4):487-497. doi: 10.1016/j.coms.2018.06.009. Review.

Prasad S. Maxillofacial Prosthesis: A Review of Treatment Concepts for Better Prosthesis Prognosis. *Bengal Journal of Otolaryngology and Head Neck Surgery*, 2017; 25(2), 95-9.

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.

Reitemeier B, Schaal W, Wolf A, Walter M. Sealing maxillary titanium obturators with removable flexible caps. *J Prosthet Dent*. 2016 Mar;115(3):381-3. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.014.

Schmidt BL, Pogrel MA, Young CW, Sharma A. Reconstruction of extensive maxillary defects using zygomaticus implants. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Sep;62(9 Suppl 2):82-9.

Signor RDCF. Abordagem fonoaudiológica nas fissuras orofaciais não sindrômicas: revisão de literatura. *Rev Ciências Médicas*. 2019; 28(1): 49-67. doi: 10.24220/2318-0897v28n1a4379

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.

Sutradhar A, Park J, Carrau D, Nguyen TH, Miller MJ, Paulino GH. Designing patient-specific 3D printed craniofacial implants using a novel topology optimization method. *Med Biol Eng Comput*. 2016 Jul;54(7):1123-35. doi:10.1007/s11517-015-1418-0.

Taneja V, Shashidhar AG, Bhardwaj R. An Unusual Traumatic Injury Leading to Hard Palate Perforation. *Otolaryngology Online Journal*. 2016
Disponível:
<http://www.jorl.net/otolaryngology/an-unusual-traumatic-injury-leading-to-hard-palate-perforation.html>

Tasopoulos T, Chatziemmanouil D, Karaïskou G, Kouveliotis G, Wang J, Zoidis P. Fabrication of a 3D-printed interim obturator prosthesis: A contemporary approach. *J Prosthet Dent*. 2019 Jun;121(6):960-3. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.004.

Toro LF, Freire JOA, Matheus HR, Nagata MJH, Almeida JM, Theodoro LH, Ervolino E. Avaliação do efeito do tratamento com dose oncológica de Zoledronato sobre implantes osseointegrados. *ARCH HEALTH INVESTIGATION*, 2019, 7.

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.

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.

Waechter J, Leite FR, Nascimento GG, Carmo Filho LC, Faot F. The split crest technique and dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017 Jan;46(1):116-28. doi: 10.1016/j.ijom.2016.08.017.

Yenisey M, Külünk Ş, Kaleli N. An Alternative Prosthetic Approach for Rehabilitation of Two Edentulous Maxillectomy Patients: Clinical Report. *J Prosthodont*. 2017 Jul;26(5):483-488. doi: 10.1111/jopr.12617.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

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: 39458814.3.1001.0075

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: SÃO PAULO

Telefone: (11)3091-7960

Fax: (11)3091-7814

E-mail: cepo@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 1.015.001

SAO 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: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepfo@usp.br

ANEXO B – 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 173324 Portaria MCT 669/06
CIJ 27/09/2006