ELCIO RICARDO MIYASHITA

**AVALIAÇÃO DAS TENSÕES GERADAS NOS COMPONENTES
PROTÉTICOS DE PRÓTESES OBTURADORAS MAXILARES CLASSE I, II E IV
DE ARAMANY POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

São Paulo

2013

ELCIO RICARDO MIYASHITA

**AVALIAÇÃO DAS TENSÕES GERADAS NOS COMPONENTES
PROTÉTICOS DE PRÓTESES OBTURADORAS MAXILARES CLASSE I, II E IV
DE ARAMANY POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientadora: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

São Paulo

2013

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

Miyashita, Elcio Ricardo.

Avaliação das tensões geradas nos componentes protéticos de próteses obturadoras maxilares classe I, II e IV de Aramany por meio de análise de elementos finitos / Elcio Ricardo Miyashita : orientadora Beatriz Silva Câmara Mattos. -- São Paulo, 2013.

126 p. : il. : fig. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Prótese obturadora. 2. Reabilitação bucal. 3. Prótese parcial removível. 4. Tensão dos materiais - Odontologia. I. Câmara, Beatriz Silva. II. Título.

Miyashita ER. Avaliação das tensões geradas nos componentes protéticos de próteses obturadoras maxilares classe I, II e IV de Aramany por meio de Análise de Elementos Finitos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: ____/____/ 2013

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedico esse trabalho aos meus pais **Osamu Miyashita** e **Tereza Tiko Watanabe Miyashita**, exemplos de determinação e força de vontade. Agradeço pelo apoio moral e espiritual que me concedeu, sendo um verdadeiro estímulo para uma árdua, porém compensadora, busca pelo conhecimento.

Ao Meu irmão **Alexandre Marcos Miyashita**, um grande companheiro e, sobretudo com um grande coração.

A minha querida esposa **Gracielle Alves Barbosa Miyashita**, com afeto, admiração e gratidão pelo seu apoio e compreensão, agradeço por tudo.

Ao meu filho **Heitor**, que mesmo ainda não nascido, já traz imensa alegria e orgulho.

“A vida é maravilhosa se não se tem medo dela.”

Charles Chaplin

AGRADECIMENTOS

À professora Livre docente Beatriz Silva Câmara Mattos, pela valiosa orientação que proporcionou a realização dessa dissertação, pelo voto de confiança por mim e principalmente por ser a pessoa que é, determinada, inteligente e eficaz. Só restando a mim minha dedicação na criação desse trabalho.

Ao Professor Titular Reinaldo Brito e Dias pela competente coordenação do Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração - Prótese Buco Maxilo Facial, do qual participei com muito orgulho e dedicação.

Aos Professores Doutores Antonio Carlos Lorenz Sabóia, Márcia André, Cleusa Aparecida Campanini Geraldini, Dorival Pedroso da Silva e Neide Pena Coto pelo convívio enriquecedor e amigo, proporcionando um ambiente estimulante e acolhedor nesse curso de pós-graduação.

Ao Doutor Jorge Vicente Lopes da Silva, Chefe da Divisão de Produtos do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, meu agradecimento pela acolhida e empenho no desenvolvimento deste trabalho de pesquisa na área odontológica.

Ao Doutor Pedro Yoshito Noritomi, meu agradecimento especial pela disponibilidade, atenção e competência no desenvolvimento da metodologia experimental que permitiu a concretização deste projeto de pesquisa.

Aos profissionais, integrantes e amigos do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Daniel Takanori Kemmoku, Cesar Augusto Rocha Laurete, Matheus de Moraes Bernardo, pela total dedicação na condução deste trabalho.

À Secretária Belira de Carvalho e Silva, pela disponibilidade, apoio e dedicação demonstrados durante o curso de Pós-Graduação.

Aos Técnicos de Laboratório em Prótese Dentária, Paulo Sergio Andermarchi e Carlos de Falco Júnior, pela convivência amigável no decorrer dos Cursos de Graduação e Pós-Graduação.

Aos funcionários Ana Lúcia Figueira e Edson Henrique Vicente, pela atenção e amizade demonstradas.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela orientação e revisão das normas e referências dessa dissertação.

“O homem erudito é um descobridor de fatos que já existem, mas o homem sábio é um criador de valores que não existem e que ele faz existir.”

Albert Einstein

RESUMO

Miyashita ER. Avaliação das tensões geradas nos componentes protéticos de próteses obturadoras maxilares classe I, II e IV de Aramany por meio de Análise de Elementos Finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

O tratamento cirúrgico do câncer bucal pode resultar em graves sequelas das estruturas anatômicas envolvidas na fisiologia da cavidade bucal. A extensão e a localização da ressecção cirúrgica, assim como a condição dental, são determinantes do planejamento da prótese obturadora. Este trabalho emprega a Análise de Elementos Finitos para o estudo do comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares Classe I, II e IV de Aramany, em um modelo digital desenvolvido a partir de uma TC de um indivíduo adulto. O modelo tridimensional desenvolvido no programa Rhinoceros® versão 4.0 foi utilizado para a geração da malha de elementos finitos no programa Ansys Workbench 14.0®. Uma força de 120 N foi aplicada nas plataformas oclusal e incisal, correspondentes aos dentes posteriores e anteriores das próteses obturadoras, para observação das tensões geradas sobre as próteses obturadoras. Os resultados são apresentados sob a forma de análise qualitativa, indicada pelo estudo de Tensão Máxima Principal para as estruturas acrílicas da prótese e estudo de Von Mises para as estruturas metálicas da prótese, e análise quantitativa, representada por valores em Mega Pascal (MPa). Tanto nos carregamentos posteriores como nos carregamentos anteriores, foram observadas dissipações de cargas significativas localizadas na placa palatina próxima a ressecção e na junção do metal com o acrílico, sendo os maiores valores alcançados na placa de retenção metálica para retenção do acrílico localizada posteriormente na condição de carregamento posterior em ordem crescente na Classe II de Aramany com 149,17 MPa, Classe I de Aramany com 344,08 MPa e Classe IV de Aramany alcançando valor de 390,25 MPa. No acrílico da prótese obturadora, no caso de Classe I de Aramany em carregamento posterior, foi observada uma concentração de tensão principal na região correspondente ao limite lateral e anterior da junção da placa de retenção e do acrílico no valor de 19,796 MPa de tração. Na Classe IV de Aramany em carregamento posterior, foi observada

uma concentração de tensão na região posterior da junção da placa de retenção e do acrílico no valor de 18,33 MPa. Na Classe II de Aramany, em carregamento posterior foi observada uma concentração de tensão na região anterior próxima ao limite da ressecção anterior no valor de 25,45 MPa de tração. Concluiu-se que os valores quantitativos alcançados neste estudo parecem não apresentar riscos de fratura sobre a armação metálica de liga de CrCo, porém podem apresentar riscos de falha na retenção metal/acrílico da prótese obturadora maxilar. A configuração de placa de recobrimento palatino proporciona uma melhor distribuição das tensões ao longo de sua superfície.

Palavras-Chave: Prótese obturadora. Análise de elementos finitos.

Dissipação de tensões.

ABSTRACT

Miyashita ER. Evaluation of stress generated in maxillar obturators prosthesis of class I, II and IV of Aramany in Finite Element Analysis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2013. Versão Corrigida.

The surgical treatment of oral cancer may result in severe sequel of the anatomical structures involved in oral physiology. The extension and location of surgical resection, as well as the dental condition, determine the prosthetic planning of the obturator prostheses. This study employs the finite elements analysis to evaluate the biomechanical behavior of Aramany Class I,II and IV obturator prostheses, in a digital model developed from a computerized tomography of an adult individual. A tridimensional model was constructed applying the software Rhinoceros® version 4.0 and then it was used to develop the finite element mesh in the software Ansys Workbench 14.0 ®. A 120 N load was applied to the occlusal and incisal surfaces correspondent to the prosthetic teeth. The qualitative analysis was based on Principal Maximum stress and the quantitative analysis was expressed in Mega Pascal values. Results demonstrated that in the posterior loadings as in the anterior loadings were observed charge dissipation plate located in significant palate resection and near the junction of the metal with the acrylic and the highest values obtained in the metal retaining plate for retaining acrylic located further provided that subsequently loaded in ascending order in Class II Aramany with 149.17 MPa, Aramany with Class I and Class IV 344.08 MPa Aramany reaching value of 390.25 MPa. In acrylic prosthesis obturator in the case of Class I Aramany in subsequent loading, was observed a stress concentration in the region corresponding to the limit lateral and anterior junction of the retaining plate and the value of acrylic 19.796 MPa. Class IV for loading Aramany later, it was observed a stress concentration in the posterior region of the junction of the retaining plate of acrylic and the value of 18.336 MPa. In Class II Aramany in load was later observed a stress concentration in the anterior region near the boundary of the anterior resection worth 25.455 MPa. It was concluded that the quantitative values obtained in this study do not appear to present a risk of fracture of the metal frame CrCo alloy, but may present risks of failure in the metal retention / acrylic obturator

prosthesis . The configuration of palatal plate coating provides a better stress distribution along its surface.

Key-words: Obturator prostheses. Finite elements analysis. Tensile Dissipation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 - Processo de segmentação do modelo baseado nas informações da Tomografia computadorizada (programa InVesalius® versão 1.0): A – Tecidos Moles; B – Tecidos Duros	73
Figura 4.2 - Processo de segmentação do modelo baseado nas informações da Tomografia computadorizada (programa InVesalius® versão 1.0): A – Tecidos Duros; B – Tecidos Dentais.....	73
Figura 4.3 - Ajustes prévio das inconsistências e separação dos dentes em dados STL. Programa Magics® versão X SP2.....	74
Figura 4.4 - Geometrias tridimensionais das maxilas e suas respectivas ressecções: A – Classe I de Aramany; B – Classe II de Aramany; C – Classe IV de Aramany	75
Figura 4.5 - Planejamento virtual da armação da prótese obturadora: A – Delineamento virtual e visualização do equador protético; B – Localização da região retentiva da ponta ativa do grampo; C – Edição da ponta ativa do braço de retenção; D – Edição do braço de retenção, vista inferior.	76
Figura 4.6 - Secção transversal do braço de retenção.....	77
Figura 4.7 - Edição do grampo em I no caso Classe II de Aramany	77
Figura 4.8 - Edição dos preparos e apoios oclusais e de cingulo: A – Preparo para apoio oclusal; B – Apoio oclusal; C – Preparo para apoio de cingulo; D – Apoio de cingulo.	78
Figura 4.9 - Edição da placa proximal: A – Preparo para placa proximal; B – Placa proximal.	78
Figura 4.10-Geometria CAD Classe I de Aramany: A – Em perspectiva; B – Vista Oclusal; C – Vista superior; D – Vista Superior	79
Figura 4.11-Geometria CAD Classe II de Aramany: A – Em perspectiva; B – Vista Oclusal; C – Vista superior; D – Vista Superior	80

Figura 4.12-Geometria CAD Classe IV de Aramany: A – Em perspectiva; B – Vista Oclusal; C – Vista superior; D – Vista Superior	80
Figura 4.13-Malha de elementos finitos Classe I de Aramany: A – Vista posterior; B – Em perspectiva; C – Vista Oclusal.....	81
Figura 4.14-Malha de elementos finitos Classe II de Aramany: A – Vista posterior; B – Em perspectiva; C – Vista Oclusal.....	82
Figura 4.15-Malha de elementos finitos Classe II de Aramany: A – Vista posterior; B – Em perspectiva; C – Vista Oclusal.....	82
Figura 4.16-Modulo de Young e Coeficiente de Poisson	83
Figura 5.1 -Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento posterior.....	87
Figura 5.2 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento posterior	87
Figura 5.3 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento anterior.....	88
Figura 5.4- Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento anterior.....	89
Figura 5.5 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe II de Aramany sob carregamento posterior	90
Figura 5.6 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe II de Aramany sob carregamento posterior... ..	91

Figura 5.7 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento posterior	93
Figura 5.8 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento posterior	93
Figura 5.9 - Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento anterior	94
Figura 5.10-Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento anterior	96

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	por cento
µm	micrometro
3D	tridimensional
AEF	análise de elementos finitos
CAD	computer – aided design
CD-R	compact disc - recordable
cm	centímetro
Corp.	corporação
CrCo	cromo-cobalto
DICOM	digital imaging and communication in medicine
EDTA	ethylene diamine tetraacetic acid
g	grama
gf	grama força
GPa	giga Pascal
Inc.	incorporation
Ltda.	limitada
MB	megabyte
min	minuto
mm	milímetros
MPa	mega Pascal
N	Newton
PPR	prótese parcial removível
STL	stereolithography
TC	tomografia computadorizada

LISTA DE SÍMBOLOS

°	graus
°C	graus Celsius
®	marca registrada
TM	trade mark

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DA LITERATURA	24
2.1 CÂNCER ORAL	24
2.2 REABILITAÇÃO PROTÉTICA E CIRÚRGICA	27
2.3 PRÓTESE OBTURADORA MAXILAR	32
2.4 PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL	42
2.5 PROPRIEDADES FÍSICAS DAS PRÓTESES PARCIAIS REMOVÍVEIS	47
2.6 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS	50
3 PROPOSIÇÃO	68
4 MATERIAL E MÉTODOS	70
4.1 MATERIAL	70
4.1.1 Tomografia computadorizada	70
4.1.2 Modelo tridimensional da maxila e prótese obturadora	70
4.1.3 Análise por Elementos Finitos	71
4.2. MÉTODOS	71
4.2.1. Tomografia computadorizada	71
4.2.2. Modelo tridimensional da maxila e prótese obturadora	72
4.2.3 Planejamento Virtual da Prótese Obturadora	75
4.2.4 Análise por Elementos Finitos	81
5 RESULTADOS	86
5.1 CLASSE I DE ARAMANY	86
5.1.1 Carregamento Posterior	86
5.1.1.1 Estrutura metálica	86
5.1.1.2 Estrutura acrílica	87

5.1.2 Carregamento Anterior.....	88
5.1.2.1 <i>Estrutura metálica.....</i>	88
5.1.2.2 <i>Estrutura acrílica.....</i>	89
5.2 CLASSE II DE ARAMANY	89
5.2.1 Carregamento Posterior.....	90
5.2.1.1 <i>Estrutura metálica.....</i>	90
5.2.1.2 <i>Estrutura acrílica.....</i>	91
5.3 CLASSE IV DE ARAMANY.....	92
5.3.1 Carregamento Posterior.....	92
5.3.1.1 <i>Estrutura metálica.....</i>	92
5.3.1.2 <i>Estrutura acrílica.....</i>	93
5.1.2 Carregamento Anterior.....	94
5.3.2.1 <i>Estrutura metálica.....</i>	94
5.3.2.2 <i>Estrutura acrílica.....</i>	95
6 DISCUSSÃO.....	97
7 CONCLUSÕES.....	110
REFERÊNCIAS.....	112
APÊNDICE.....	123
ANEXO.....	126

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, o câncer vem ganhando cada vez mais um papel importante como problema de saúde pública. O câncer de cavidade oral, juntamente com os tumores de estômago, fígado e colo de útero, são mais prevalentes em países de média a baixa renda, como o Brasil, onde são estimados 14.080 casos de câncer oral no país (Instituto Nacional do Câncer, 2012). Excluído-se os tumores de pele, entre os seis mais prevalentes entre os homens e oito mais prevalentes entre as mulheres. Acomete a faixa etária acima dos 50 anos de idade e esta associado ao tabagismo e etilismo (Carvalho et al., 2001).

Dos tumores bucais, o Carcinoma Epidermóide é o de maior prevalência, ocorrendo, em ordem decrescente, na língua, soalho de boca, lábio inferior, palato, região retromolar, mucosa jugal, gengiva e lábio superior, apresenta características agressivas, tendo possibilidade de metástase cervical (Amar et al., 2004; Dedivitis et al., 2004) e sua alta taxa de mortalidade está relacionada ao diagnóstico tardio da doença.

O tratamento desse tipo de câncer é a remoção da massa tumoral com margem de segurança e, dependendo de sua extensão, o esvaziamento da cadeia ganglionar cervical, quando a radioterapia exclusiva for contra indicada (Amar et al., 2004; Durazzo et al., 2005).

A reabilitação das sequelas do tratamento do câncer bucal de palato tem por objetivo restabelecer a separação da cavidade oral das cavidades nasais e/ou sinusais, estabelecimento da sustentação dos tecidos circunscritos a ressecção resultantes da mutilação do tratamento do câncer, proporcionando um restabelecimento da fala, mastigação, deglutição e estética.

Constituem modalidades de reabilitação a cirurgia reparadora e a reabilitação prótica. Atualmente, com o desenvolvimento das técnicas de microcirurgia, a reabilitação cirúrgica vem sendo mais difundida. Entretanto esta modalidade de

tratamento apresenta desvantagens inerentes ao próprio ato cirúrgico, impondo um maior tempo de internação hospitalar ao paciente, que em alguns casos necessita de múltiplas intervenções, risco de infecção, fenestração e necrose do retalho, bem como a possibilidade de fibrose do retalho, o que pode resultar em posterior diminuição da abertura bucal. Outra desvantagem nos casos de cirurgia reparadora reside no fato do fechamento da região tratada pelos retalhos cirúrgicos, impossibilitando a sua inspeção direta (Moreno et al., 2010). São consideradas como desvantagens da reabilitação protética a possibilidade de hipernasalidade durante a fala, regurgitação de líquidos e alimentos para cavidade nasal, a necessidade de manutenção constante da prótese, que pode ser volumosa e pesada, e a dificuldade de sua utilização em casos de xerostomia decorrentes da radioterapia. Em relação à satisfação dos pacientes e seu restabelecimento funcional, ambas as modalidades de tratamento reabilitador apresentam resultados satisfatórios semelhantes.

O sucesso na reabilitação por meio de próteses obturadoras maxilares depende de conceitos básicos de biomecânica em Prótese Parcial Removível, como os relativos à retenção e estabilidade. A ressecção maxilar acarreta uma condição anatômica mais desfavorável, tornando mais difícil o alcance desses requisitos fundamentais. Nessas situações são necessárias variações no planejamento dos componentes protéticos da Prótese Parcial Removível, de modo a que sua biomecânica seja adequada ao processo de reabilitação funcional. (Aramany, 1978a).

O estudo da dissipação de carga estrutural por meio da Análise por Elementos Finitos vem sendo utilizado na área da engenharia para observar e prever a resistência de estruturas. Com o avanço da tecnologia computacional, essa aplicação se estendeu para a área odontológica, na qual a geometria estrutural é muito mais complexa, representando um instrumento valioso para o estudo de dissipações de tensões em estruturas protéticas. Suas vantagens consistem em não ser invasiva, proporcionar a visualização gráfica de estruturas anatômicas ocultas, estabelecer o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força a ser aplicada e possibilitar a localização e mensuração de pontos de tensão. Adicionalmente, a reprodutibilidade não afeta as propriedades físicas das estruturas envolvidas, e a simulação pode ser repetida quantas vezes o operador desejar.

A reduzida literatura sobre a aplicação desta tecnologia para estudo do comportamento biomecânico em Prótese Parcial Removível, confeccionadas sob a

forma de prótese obturadora para grandes perdas da maxila, levou ao desenvolvimento desta pesquisa. Este trabalho se propõe a utilizar o método de Análise de Elementos Finitos, em modelo digital desenvolvido a partir de uma Tomografia Computadorizada de um indivíduo adulto, para evidênciação e quantificação das tensões geradas sobre os componentes protéticos, observando o comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar confeccionada para perdas maxilares simuladas de acordo com as Classes I, II e IV de Aramany.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 CÂNCER ORAL

Carvalho et al. (2001) realizaram um estudo retrospectivo de 1977 à 1996 sobre as principais diferenças clínico-epidemiológicas do Carcinoma Epidermóide em cavidade oral, comparando 228 pacientes do gênero feminino com 849 pacientes do gênero masculino. Observaram que o carcinoma epidermóide em cavidade oral possui predisposição ao sexo masculino em uma proporção de 2:1 .A idade média das mulheres foi de 60,7 anos, com picos da incidência entre 61 e 70 anos (28% dos casos) e a dos homens foi de 55,6 anos, com picos entre 51 e 60 anos (35,3% dos casos).

Dedivitis et al. (2004) em um estudo retrospectivo no período de 1997 à 2000, analisaram os aspectos clínico-epidemiológicos e a evolução de 43 casos de câncer na cavidade oral e 25 casos na orofaringe. Observaram grande maioria dos casos como sendo neoplasias epiteliais do tipo carcinoma epidermóide. Este tipo de neoplasia esta relacionado ao tabagismo e etilismo, acometendo principalmente indivíduos do gênero masculino acima de 50 anos de idade. Possui evolução bastante agressiva apresentando metástase cervical precoce e, com frequência, contra-lateral, uma vez que na orofaringe os vasos linfáticos cruzam a linha média do individuo. No Brasil, a incidência do câncer bucal é considerada uma das mais altas do mundo, estando entre os seis tipos de câncer mais comuns que acometem o gênero masculino e entre os oito mais comuns que atingem o gênero feminino. Neste estudo o uso de próteses dentárias não foi associado a um maior risco de câncer bucal. Entretanto, as úlceras decorrentes de trauma, devido à má adaptação de próteses bucais, e a higiene bucal deficiente foram consideradas fatores de risco.

Amar et al. (2004) avaliaram os resultados obtidos no tratamento de 111 pacientes no período de 1977 à 2000 que apresentaram carcinoma epidermóide em palato mole, tipo histológico predominante nesta região. Chama a atenção a alta incidência de um outro tumor associado ao tumor do palato, seja sincrônico, com o surgimento de um segundo tumor primário diagnosticado seis meses antes do primeiro tumor primário, ou metacrônico, quando surge um segundo tumor primário diagnosticado seis meses após o primeiro tumor primário. Esse tipo de tumor tem sido tratado preferencialmente por radioterapia, escolha decorrente da dificuldade na reconstrução e reabilitação do paciente. Entretanto, a alta incidência de metástases linfonodais faz com que a radioterapia exclusiva seja insuficiente no controle da doença, tornando eletivo o tratamento cirúrgico com possibilidade de esvaziamento cervical.

Durazzo et al. (2005) descreveram as características clínicas e epidemiológicas de 374 pacientes submetidos a cirurgia de câncer oral entre o ano de 1994 e 2002 na cidade de São Paulo e Rio de Janeiro, tendo 90,3 % dos casos sido identificados como Carcinoma Epidermóide. O gênero masculino correspondeu a 68,2% dos casos, tendo destaque que os 31,8% do gênero feminino estão acima da média se comparados a outros países ocidentais. A maior prevalência ocorreu em indivíduos com idade entre 50 e 60 anos. Os tumores de língua e/ou do soalho da boca corresponderam a 55,6% e os de lábio por 20,3% das ocorrências. Em relação aos hábitos, foi verificado que 70% dos pacientes possuía dois fatores de risco, em que 80,8% consistia no hábito de fumar, mostrando que esse é o maior fator de risco para o desenvolvimento do câncer oral. O etilismo foi observado em 56,6% dos casos. Os principais sintomas são a presença de lesões orais em 87,9% dos casos e dor local em 35,4% dos casos. O estágio de desenvolvimento da doença costuma ser grave, tendo 51,4% sido diagnosticados como T4, de acordo com a classificação de estadiamento tumoral, o que requer um tratamento cirúrgico agressivo e acompanhamento multidisciplinar.

Oliveira et al. (2006) verificaram o perfil, os fatores de risco e a sobrevida de 340 pacientes brasileiros diagnosticados com carcinoma epidermóide oral, no período de 1982 a 2002. As localizações mais prevalentes na cavidade oral são: terço anterior da língua, lábios, soalho da boca e palato duro. Excluindo-se o

melanoma que pode acometer também a pele, pode ser considerado o tumor mais comum da região de cabeça e pescoço, com predomínio no gênero masculino e geralmente diagnosticado na faixa de 60 anos de idade. Em relação aos fatores de risco, 68,5% dos pacientes relataram a associação de etilismo e tabagismo em seus hábitos. Os autores relatam que a irritação crônica é considerada um fator carcinogênico em regiões com alterações genéticas tumorais já iniciadas, sendo que segundo o estudo o palato duro foi a região mais relacionada, com 46% dos casos. A maior mortalidade está relacionada ao estágio tardio em que a doença é diagnosticada e as causas mais importantes no atraso do diagnóstico são a evolução inicial oligossintomática, o reduzido conhecimento sobre a doença entre pacientes e profissionais, o medo do diagnóstico e as dificuldades ao acesso médico, em que o tempo para o paciente procurar tratamento varia de 3 a 5 meses. A taxa de sobrevida geral foi de 24% em cinco anos.

Dados do Instituto Nacional do Câncer (INCA) em 2012 apontam 9.990 casos novos de câncer da cavidade oral em homens e 4.180 em mulheres, para o Brasil, no ano de 2012. Esses valores correspondem a um risco estimado de 10 casos novos a cada 100 mil homens e 4 a cada 100 mil mulheres. O câncer na cavidade oral em homens é o quarto mais frequente na região Nordeste (6/100 mil). Nas regiões Sudeste (15/100 mil) e Centro-Oeste (9/100 mil), ocupa a quinta posição, enquanto que, nas regiões Sul (12/100 mil) e Norte (3/100 mil), representa a sexta. Para as mulheres, é o oitavo mais frequente na região Nordeste (3/100 mil). Nas regiões Sudeste (6/100 mil) e Norte (2/100 mil), ocupa a nona posição, enquanto, nas regiões Centro-Oeste (3/100 mil) e Sul (3/100 mil), é, respectivamente, o 12º e o 15º colocado em incidência.

Pinto et al. (2012) verificaram, entre abril de 2009 e dezembro de 2010, o perfil de 66 pacientes, homens e mulheres, submetidos ao tratamento cirúrgico como tratamento do carcinoma epidermóide na cavidade oral e orofaringe no Instituto do Câncer do Estado de São Paulo (ICESP). Os tumores na cavidade oral corresponderam a cerca de 30% dos casos, sendo que a maioria foi diagnosticada em estadiamento avançado (T3 a T4). Os sítios mais frequentes dos tumores primários foram língua, soalho da boca e loja tonsilar, somando 57,5% dos casos operados. Em 37 casos foi possível verificar extensão extracapsular nos linfonodos,

desses, 17 pacientes desenvolveram metástase. Dos pacientes considerados 59,1% receberam radioterapia e 37,9% quimioterapia adjuvante à cirurgia. Observou-se uma relevante taxa de 90% de recidivas em 12 meses.

2.2 REABILITAÇÃO PROTÉTICA E CIRÚRGICA

Clark et al. (1995) descreveram um método de reabilitação cirúrgico-protético em pacientes maxilectomizados, composto por abordagem cirúrgica da região com implantação de telas de titânio preenchidas por osso autógeno, retalho deslocado do músculo temporal e instalação de implantes dentais. Segundo os autores, esse tipo de reabilitação é superior à reabilitação protética convencional.

Kornblith et al. (1996) estudaram a adaptação psicossocial de 47 pacientes submetidos à ressecção maxilar e reabilitados por prótese obturadora em pacientes. Consideraram que a reabilitação por meio de prótese obturadora apresenta maior dificuldade quando a lesão atinge o palato mole do que quando compromete o palato duro, tanto no que diz respeito à fonoarticulação como nas funções de mastigação e de deglutição. Os autores constataram uma influência negativa na melhora na qualidade de vida dos pacientes com condições socioeconômicas baixas.

Rogers et al. (2003) compararam, no período de 1992 a 1996, a qualidade de vida proporcionada pela reabilitação protética e a reabilitação cirúrgica em pacientes submetidos à maxilectomia. Os autores observaram que a reabilitação protética demonstrou melhor desempenho funcional em perdas que abrangem o palato duro e o palato mole, quando comparada aos enxertos locoregionais a retalho. Entretanto, em perdas mais extensas, com comprometimento da região orbital e tegumento facial, estas próteses apresentam dificuldade em seu uso e pacientes que apresentam destreza manual reduzida ou trismo podem ter dificuldades para a sua instalação. Neste estudo não foi verificada uma diferença estatística significativa entre a qualidade de vida proporcionada pela reabilitação por meio de prótese obturadora ou enxerto livre.

Arigbede et al. (2006) avaliaram os distúrbios decorrentes da maxilectomia, verificando a inteligibilidade da fala de 12 pacientes portadores de diferentes perdas maxilares reabilitados por meio de próteses obturadoras. A aplicação da escala de inteligibilidade da fala apontou uma inteligibilidade de 59,8% na condição sem a prótese, tendo subido para 89,2% com a utilização de uma prótese obturadora provisória e posteriormente para 94,7% com o uso da prótese obturadora definitiva. Os autores consideraram que seus resultados reforçam a indicação do uso de prótese em casos de maxilectomia, quer sob a forma de prótese imediata, provisória ou definitiva.

Eckardt et al. (2007) compararam o vedamento velofaríngeo em pacientes submetidos a maxilectomia e reabilitados por próteses obturadoras ou cirurgia reconstrutora. Foram analisados 28 pacientes, sendo 10 reabilitados por prótese obturadora e 18 reabilitados cirurgicamente. Enfatizaram que a insuficiência velofaríngea torna a voz hipernasal, afeta a fala, a deglutição e a alimentação e que essa deficiência se apresenta mais evidente quando a perda acomete a porção posterior do palato duro e o palato mole. Não observaram diferença significativa entre a reabilitação por prótese obturadora ou cirurgia reconstrutora, verificando-se uma importante melhora na hipernasalidade da voz em ambos os grupos, chegando a índices muito próximos da normalidade.

Rieger et al. (2009) verificaram a fala de pacientes com defeitos no palato mole, comparando a reabilitação protética e a reabilitação cirúrgica em 10 casos. Defeitos na região do esfíncter velofaríngeo, decorrentes da ressecção tumoral resultam em problemas de hipernasalidade e insuficiência velofaríngea durante a deglutição. Os autores consideraram que as próteses podem ser volumosas e pesadas, o que dificultaria sua instalação em pacientes com trismo e os indivíduos desdentados totais teriam dificuldades para a retenção e estabilidade destas próteses. Já os defensores da reabilitação protética advogam que as próteses reabilitam tanto perdas de palato duro como o de palato mole ao compensar a perda da musculatura do palato mole, o que possibilita fala e deglutição adequadas, podendo ser individualizadas e ajustadas quando necessário. A inteligibilidade da

fala nos casos de prótese obturadora chegou a 79,8% enquanto nos casos de cirurgia a 74,1%.

Irish et al. (2009) estudaram a qualidade de vida de 42 pacientes após a reabilitação por prótese obturadora dos defeitos maxilares provenientes da ressecção tumoral, lembrando que tradicionalmente a reabilitação por prótese obturadora diminui as dificuldades associadas às funções de mastigação e deglutição, proporcionando resultados positivos na inteligibilidade da fala e na comunicação. As maiores dificuldades na reabilitação protética foram o escape de líquidos para a cavidade nasal em 29% dos casos, seguido de sensação de boca seca em 28% dos casos e a deficiência na capacidade de deglutição, em 22% dos casos. Constataram que as dificuldades na fala e na deglutição estavam relacionadas à condição social desses pacientes. Os autores observaram uma grande correlação entre a reabilitação por meio de prótese obturadora e a melhora na qualidade de vida.

Moreno et al. (2010) fizeram um estudo comparativo com 113 pacientes submetidos à ressecção maxilar devido a tumor, sendo 73 reabilitados com próteses obturadoras e 40 por reconstrução cirúrgica com enxerto livre, verificando a inteligibilidade da fala e dieta pós operatória em ambos os grupos. Consideram que a reabilitação por prótese obturadora tem sido o tratamento mais comum para reabilitação dos defeitos causados pela maxilectomia. Suas vantagens incluem: diminuição do tempo cirúrgico; diminuição da hospitalização e completa visualização da região tumoral tratada, simplificando a sua inspeção clínica. Os autores citam como desvantagens a possibilidade de hipernasalidade durante a fala; regurgitação de líquidos e sólidos para cavidade nasal e necessidade de manutenção constante da prótese. As cirurgias microvasculares aumentaram as possibilidades e sucesso da reabilitação por meio de enxertos. Como desvantagens deste procedimento os autores mencionam o aumento do tempo e retorno cirúrgico e o recobrimento da região tumoral tratada. Verificaram que a localização da ressecção influi diretamente na reabilitação dos pacientes, sendo que as perdas em região anterior da maxila apresentam melhores resultados com a cirurgia microvascular e as perdas nas demais localizações são adequadamente reabilitadas em ambos os tipos de reconstrução.

Baj et al. (2010) apresentaram a técnica de enxertia de fíbula como tratamento reabilitador para maxilectomizados. Os três principais objetivos para a reconstrução maxilar seguidas da ressecção tumoral são: fechar a fistula oro antral, restabelecer o suporte tridimensional do terço médio da face, restabelecer uma estrutura óssea adequada que possibilite a instalação de implantes osteo-integrados para a reabilitação protética. O uso de enxertos livres contendo um componente ósseo tem sido reportado como a melhor técnica para se alcançar esses objetivos. O enxerto mais comumente utilizado para a reconstrução maxilar são os enxertos livre de fíbula, alça do íliaco, e escápula. Atualmente, o mais empregado enxerto microvascular para essa reconstrução são os enxertos de fíbula. O objetivo deste tipo de enxertia é não somente recobrir a comunicação da cavidade oral da nasal e seio maxilar mas restabelecer o volume tridimensional do terço médio da face, além de possibilitar volume ósseo para a colocação de implantes osseointegrados. Porém esta técnica de enxertia esta sujeita a importantes infecções principalmente quando se expõem e entra em contato com o ar durante uma eventual radioterapia.

O'Connell e Futran (2010) fizeram um levantamento na literatura sobre reconstrução maxilar e face média. A maxila fornece conexão estrutural à base do crânio e plano oclusal, suporta os dentes, dissipa as forças mastigatórias, separa a cavidade nasal da cavidade oral, forma o assoalho da orbita e suporta os músculos faciais. Para cada extensão de perda maxilar, existem diferentes meios para sua reconstrução. As próteses obturadoras podem, segundo os autores, apresentar algumas deficiências como manutenção constante, problemas de retenção, inadequado selamento entre a cavidade oral da nasal principalmente quando há perda de parte do véu palatino, e regurgitação. Se o defeito adquirido envolver porções significativas do processo zigomático, a estética e estabilidade da prótese estará comprometida. Para a reabilitação cirúrgica de pequenos defeitos de palato, retalhos locais pediculados devem ser a primeira escolha, sendo retalhos submentual ou temporal. Devido ao limitado alcance desses retalhos, pode-se utilizar enxertos livre de diversas áreas doadoras, como de antebraço, abdômen, fíbula, escápula, crista ilíaca e lateral da coxa em casos mais extensos. Para um planejamento reconstrutivo ideal, deve-se padronizar os diferentes tipos de defeitos e a escolha da técnica para cada cenário.

Lethaus et al. (2010) avaliaram novas possibilidades de reabilitação para pacientes com próteses obturadoras em casos de maxilectomia parcial ou total, verificando a satisfação de 11 pacientes submetidos à reabilitação protética. Em todos os casos foi solicitada Tomografia Computadorizada no pré-operatório, sendo os dados inseridos no programa SimPlan 3D® para visualização e identificação das possíveis regiões para instalação de implantes, verificação da extensão da maxilectomia e quantificação da perda de tecido duro. Após quatro meses da ressecção tumoral, todos os pacientes foram reabilitados com prótese. Os implantes foram instalados após o período de cicatrização, não tendo havido perda do implante por perimplantite após o período de osteointegração. Fundamentados no fato de que próteses instáveis sofrem um aumento no grau de mobilidade e dissipação de cargas para a mucosa das bordas da ressecção, indicaram a instalação de implantes osseointegráveis como meio de retenção adicional de modo a evitar essa movimentação da prótese. Os resultados de sua avaliação apontaram baixo índice de problemas nas funções de alimentação e de fala.

Andrades et al. (2011), consideraram que os objetivos da reconstrução de uma região que sofreu ressecção maxilar são: proporcionar suporte para a órbita, minimizando mudanças na posição do globo ocular; manter a separação das cavidades oral e nasais, criando uma plataforma para o suporte dental, possibilitar a mastigação e a fala e estabelecer uma simetria facial adequada. As mudanças nas funções da fala e alimentação frequentemente causam isolamento social e diminuição da qualidade de vida. Citaram, como vantagens da reconstrução protética, a possibilidade de visualização da região operada e o restabelecimento funcional com mínima intervenção cirúrgica. Foram destacadas como desvantagens desta modalidade de reabilitação: desconforto no uso da prótese; a inconveniência da remoção para higienização; falta de retenção e estabilidade da prótese; necessidade de readaptação da prótese; dificuldade de utilização da prótese em casos submetidos a radioterapia com consequente xerostomia. Os autores concluíram que a reabilitação pode ser realizada por meio de prótese obturadora, enxerto de tecido mole e enxerto ósseo vascularizado, frequentemente necessário para estabelecer a altura da face média e proporcionar tecido ósseo adequado para a colocação dos implantes osseointegráveis necessários para a retenção de próteses.

Depprich et al. (2011) aplicaram um questionário, contendo 143 itens sobre a qualidade de vida, em 43 pacientes submetidos à maxilectomia e reabilitação com prótese obturadora. O aspecto mais importante para a qualidade de vida do paciente esteve relacionada às funções oronasais e contorno facial. Consideraram que na maioria dos casos as próteses obturadoras conseguem compensar estas deficiências, uma vez que neste estudo, a qualidade de vida após o tratamento com prótese obturadora foi positiva em 64% dos casos, o que, segundo os autores, torna apropriada essa modalidade de tratamento.

Fattah et al. (2012) avaliaram, no período de 2003 à 2008, 66 pacientes, sendo que 24 foram preparados para a reabilitação protética antes da cirurgia e 42 não preparados, no intuito de melhorar o prognóstico protético para a reabilitação do paciente. Os autores consideraram que a ressecção maxilar resulta em seqüelas estéticas e funcionais, como colapso dos tecidos moles da região geniana, perda da fase oral da deglutição e dificuldades fonoarticulatórias. Enfatizaram que os enxertos de tecido mole podem recobrir bridas cicatriciais, auxiliando na retenção da prótese, e a preservação da pré-maxila, assim como da tuberosidade maxilar e do zigoma, são importantes para proporcionar adequado volume ósseo para a colocação de implantes osseointegráveis e também a remoção do processo coronóide pode ser indicada como modificação cirúrgica para prevenir o deslocamento da prótese e irritação da mucosa jugal pelo atrito com a prótese. Concluíram que as modificações cirúrgicas, visando uma melhor adaptação da prótese, aceleram a recuperação do paciente e diminuem a permanência hospitalar.

2.3 PRÓTESE OBTURADORA MAXILAR

Javid e Dadmanesh (1976) apresentaram um caso de reabilitação protética com o sistema *swing-lock* em paciente com ressecção hemimaxilar. Segundo os

autores, a redução do rebordo alveolar e o acometimento do palato mole são fatores que dificultam o planejamento de uma prótese obturadora maxilar. Nesses casos, dependendo da força mastigatória desenvolvida durante a mastigação, do tipo de alimento e do tamanho da mesa oclusal, os grampos de retenção podem sofrer deformação ou até mesmo fratura devido à perda da estabilidade e retenção da prótese. Os autores ressaltaram que a prótese deve apresentar um sistema de retenção e estabilidade, tanto na forma passiva como em função, e que o criterioso planejamento desse sistema evita a movimentação dentária indesejável.

Desjardins (1977) afirmou que existem diferenças na reabilitação protética de pacientes portadores de defeitos congênitos e pacientes que apresentam defeitos adquiridos, pois nessa última situação a alteração fisiológica da região ocorre de modo abrupto, necessitando de uma reabilitação imediata. Lembrou que a prótese obturadora imediata é executada em um momento prévio à cirurgia e constitui-se em uma placa palatina em resina acrílica sem a mesa oclusal. A confecção de uma prótese obturadora temporária, a partir de 7 a 10 dias após a cirurgia, possibilita a obtenção de uma peça protética mais bem adaptada, e que permite ajustes durante a fase de cicatrização tecidual. Esta prótese evita grandes alterações da voz, elimina o uso de sonda nasogástrica, serve como modeladora da cicatrização, permite uma melhor higiene da área operada e contribui para a estética, sendo um apoio psicológico importante no pós-operatório.

Aramany (1978a) estabeleceu uma classificação para as grandes perdas da maxila, baseando-se na relação da ressecção maxilar com os dentes remanescentes. A Classe I é caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha média do palato, havendo presença de dentes no lado remanescente da maxila. A Classe II consiste em uma ressecção unilateral, com a presença dos dentes anteriores e contralaterais à perda. A Classe III é definida pela ressecção da porção central do palato, sem envolvimento dos dentes e do rebordo alveolar, resultando em uma reabilitação protética mais simples e bastante favorável. A Classe IV, caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha mediana do palato e engloba a região maxilar anterior, envolve os dentes posteriores de um dos lados da maxila e os dentes anteriores, permanecendo apenas os dentes posteriores do lado ósseo remanescente. A Classe V compreende uma ressecção bilateral

posterior, com preservação apenas dos dentes localizados na região maxilar anterior. A Classe VI consiste na ressecção da região anterior da maxila, sendo uma situação mais comum em casos de trauma facial.

Aramany (1978b), fundamentado em sua classificação de grandes perdas maxilares, propôs o planejamento das estruturas metálicas para as próteses obturadoras maxilares, de acordo com o comportamento biomecânico previsto para cada classe. Considerou que o sistema de forças presente nessas próteses é determinado pela força de deslocamento vertical e força de rotação decorrentes do peso da prótese, força vertical de oclusão que ocorre durante a mastigação, forças laterais originadas por contatos prematuros e forças de deslocamento ântero-posterior. O autor sugeriu como planejamento para casos de: Classe I - apoios e retentores dispostos na arcada de forma linear ou tripoidal; Classe II - disposição sob a forma tripoidal; Classe III – disposição sob a forma de quadrilátero; Classe IV - disposição sob a forma linear; Classe V - disposição tripoidal; Classe VI - disposição sob a forma de quadrilátero. Acrescentou que a estabilidade e retenção de uma prótese obturadora maxilar são favorecidas pela preservação dos dentes posteriores contra-laterais à perda maxilar, da mucosa do palato, da porção posterior do palato duro e do osso alveolar correspondente aos dentes adjacentes à ressecção cirúrgica.

Desjardins (1978) ressaltou a importância da avaliação dos tecidos de suporte, do rebordo residual e do palato duro, bem como dos dentes remanescentes e de seu estado periodontal. Considerou que o suporte dental, representado pelos apoios oclusais, de cingulo ou incisais, deve estar sempre posicionado nos dentes adjacentes à ressecção cirúrgica, assim como próximos às áreas desdentadas. O autor enfatizou o exame dos limites da ressecção cirúrgica, determinando se a prótese poderá se apoiar nas estruturas circunvizinhas à região da ressecção. Relatou que a oclusão deve ser distribuída no maior número possível de contatos cêntricos e excêntricos para minimizar o movimento da prótese. Acrescentou que a extensão da prótese maxilar está relacionada às características e posição das estruturas remanescentes que possam ser usadas como suporte, retenção e estabilidade para a prótese obturadora maxilar.

Firtell e Grisius, em 1980, compararam os grampos de retenção com localização vestibular e palatina em próteses obturadoras de pacientes maxilectomizados. Observaram que a tensão gerada sobre as estruturas de suporte é aumentado, tanto pela função mastigatória como pelo peso intrínseco da prótese. Foram confeccionadas esferas em metal no intuito de simular as regiões expulsiva e retentiva dos dentes. Sobre estas esferas, foram planejadas armações metálicas fundidas com grampos de retenção localizados na face vestibular e na face lingual, submetendo-se os corpos de prova a um teste em máquina de tração universal. O grampo localizado na face palatina proporcionou uma maior retenção, sugerindo que essa localização favorece a retenção da prótese em relação à movimentação vertical decorrente de seu peso intrínseco.

Schwartzman et al. (1985) simularam uma ressecção na linha média de um modelo fotoelástico da maxila para avaliar o comportamento de diferentes tipos de retentores nos dentes de suporte frente a cargas oclusais padronizadas. As próteses confeccionadas neste estudo tiveram em comum: localização do apoio de cingulo no incisivo central e no canino; localização dos apoios oclusais entre o primeiro e o segundo molar; localização do retentor vestibular e palatino; presença de retentores no incisivo central. Uma carga de 54 N foi aplicada na região anterior, entre os incisivos centrais e laterais, e na região posterior, sobre o primeiro pré-molar. Na presença de retentores circunferenciais com braços de retenção vestibular, e sem ajuste fisiológico, a tensão se concentrou na distal da raiz do segundo molar. Após o ajuste fisiológico, a concentração da tensão foi reduzida, tendo se localizado mais apicalmente na raiz do segundo molar, resultando em uma distribuição mais equilibrada das forças. Concluíram que os ajustes fisiológicos reduzem drasticamente a tensão gerada nos tecidos de suporte, a tensão se concentra na região dos pré-molares e que os retentores localizados na face palatina produzem mais tensão aos dentes do que aqueles localizados na face vestibular.

Segundo Birnbach e Herman (1987) a reabilitação protética das seqüelas resultantes das cirurgias para tratamento do câncer bucal tem por objetivo a reconstituição das funções de mastigação, deglutição, fonação e melhora na aparência facial. Os autores sugeriram que fosse confeccionada uma prótese imediata a fim de possibilitar ao paciente se alimentar e falar no pós-operatório

imediatamente, a qual deverá ser substituída por uma prótese temporária com reposição dos dentes ausentes, no período de 10 à 14 dias. Ressaltaram que em caso de perda extra-bucal associada, deve ser também confeccionada nesta fase uma prótese facial temporária conjugada à prótese intrabucal.

Myers e Mitchell (1989) estudaram a dissipação das forças produzidas por diferentes tipos de planejamento protético em casos de hemimaxilectomia. Empregaram modelos fotoelásticos nos quais a espessura e a resiliência da fibromucosa do palato foi proporcionada por meio de um recobrimento de 1,5 mm de espessura em silicone. Após os ajustes fisiológicos foi aplicada uma força na região anterior da prótese, estudando-se a sua dissipação sobre as raízes dentais e áreas de suporte. Na condição de retentores circunferenciais vestibulares e braço de oposição na face palatina a tensão se concentrou em ordem decrescente nas raízes dos dentes primeiro pré-molar, primeiro molar e segundo molar, apresentando uma baixa dissipação de tensão nos incisivos. A dissipação da carga nas regiões de suporte se concentrou nas áreas do palato adjacentes ao defeito e na região mediana do palato. Concluíram que todas as armações metálicas fundidas transmitiram alguma tensão para o palato, os retentores circunferenciais distribuíram melhor a tensão para o palato residual e a condição de braço de oposição vestibular e retentores por ação de ponta em I na face palatina resultou em uma maior tensão.

Schwartzman et al. (1990) verificaram a influência da força de gravidade originada pelas próteses obturadoras maxilares sobre as raízes dos dentes remanescentes em uma pesquisa com modelos fotoelásticos. Após terem sido realizados os ajustes fisiológicos as armações metálicas foram submetidas a uma tração equivalente a 90 gf na região do palato. Em todas as armações a tensão foi maior quando a retenção era localizada na face palatina, principalmente nos dentes molares e pré-molares. Ocorreu uma tensão menor e com uma distribuição mais uniforme na região vestibular. Os grampos por ação de ponta em I apresentaram menor concentração de tensão do que os grampos circunferenciais vestibulares. Os autores concluíram que os grampos por ação de ponta em I e circunferenciais vestibulares induzem uma menor tensão aos tecidos de suporte do que os grampos retentores localizados na face palatina.

Black (1992) confeccionou uma prótese maxilar imediata de acordo com o sistema de retenção *swing-lock*, empregando uma barra vestibular em resina acrílica articulada à prótese e travada com um elástico ortodôntico. Relatou que essa prótese possibilita um fácil e rápido ajuste no momento de sua instalação. Considerou que esse sistema de travamento funciona como rompe-forças, não transmite forças excessivas para os dentes e pode ser facilmente transferido da prótese imediata para a prótese temporária. Citou como desvantagem o fato da retenção empregar as faces vestibulares e palatinas dos dentes, a obrigatoriedade de um adequado espaço inter-dental e a necessidade de destreza manual por parte do paciente. Segundo os autores, essa prótese oferece um bom grau de estabilidade para uma prótese obturadora maxilar imediata.

Wedel et al. (1994) avaliaram 66 pacientes portadores de ressecções tumorais, 25 com fissura labiopalatina e 7 com perdas maxilares decorrentes de outras etiologias submetidos à reabilitação protética. Com relação à mastigação, 64% dos pacientes relataram a capacidade de mastigar qualquer tipo de alimento e 30% apenas alimentos de consistência pastosa. Os pacientes do gênero feminino conseguiram maior número de ciclos mastigatórios em relação aos do gênero masculino. Nos casos de prótese total a média da máxima força oclusal foi 52 N, enquanto que em indivíduos parcialmente dentados este valor atingiu 120 N. Os autores observaram que 1/4 dos pacientes apresentou baixa força oclusal, a maioria deles atingiu valores acima de 100 N e embora tenham ocorrido variações na capacidade mastigatória, apenas 42% dos pacientes manifestou uma menor capacidade mastigatória.

Parr e Gardner (1995) avaliaram o sistema de retenção *swing-lock* nas diferentes classes de ressecção da maxila de acordo com a Classificação de Aramany. Os autores observaram que a oclusão dental no lado do defeito apresentou contatos leves, reduzindo o torque sobre os dentes suporte. Consideraram como vantagens do sistema *swing-lock*: maior estabilidade; melhor distribuição das forças sobre os dentes; utilização de dentes mal posicionados sem a necessidade da realização de desgastes acentuados; alternativa de tratamento economicamente viável. Apontaram como desvantagens a impossibilidade do uso

em pacientes com problemas motores e maior número de consultas para manutenção da prótese.

Okay et al. (2001) formularam uma classificação dos defeitos onco-cirúrgicos maxilares, baseando-se em aspectos biomecânicos e protéticos: Classe Ia - envolvimento do palato, sem envolvimento dos dentes e rebordo, condição em que a reabilitação ocorre por meio de prótese, retalho local avançado, ou retalho livre fácio-cutâneo; Classe Ib - envolvimento do palato, dos dentes e de uma pequena porção do arco dental, podendo localizar-se na região anterior ou unilateralmente no quadrante posterior, sendo indicado o enxerto fácio-cutâneo; Classe II - defeito de maior extensão, abrangendo a região da pré-maxila, caracterizando os defeitos transversos do palato, com a perda de até metade de sua superfície, estando indicada a reconstrução com enxertos de tecidos moles e ósseos vascularizados para recompor a forma do arco e suportar a instalação de implantes osseointegráveis; Classe III - defeitos que envolvem o rebordo alveolar e os dois caninos, ressecções totais e defeitos localizados nas regiões anterior e transversal do palato, com perda de mais da metade de sua superfície, estando indicada a enxertia de retalhos fácio-cutâneos e ósseos vascularizados para a instalação de implantes ósseointegráveis. Os defeitos verticais foram classificados em: Subclasse F, com envolvimento da região orbital inferior; Subclasse Z com envolvimento do osso zigomático.

Keyf (2001) em levantamento na literatura sobre prótese para pacientes hemimaxilectomizados, relatou que a prótese obturadora tem por objetivo: restaurar as funções de mastigação, fala e deglutição e restabelecer a aparência orofacial normal. Relatou que as próteses obturadoras podem se deslocar em direção superior, quando submetidas à carga mastigatória e que o grau de movimentação varia de acordo com o número de dentes remanescentes e suas posições, presença de retentividade, tamanho e configuração do defeito, contorno do palato remanescente, tamanho do rebordo residual e contorno da linha da mucosa sobre o defeito. Segundo o autor, o planejamento de próteses obturadoras deve ser previamente realizado de acordo com o planejamento cirúrgico.

Putten (2002) aplicou os princípios ortodônticos empregados para a confecção de grampo de retenção e melhor distribuição de cargas aos dentes

remanescentes em próteses obturadoras maxilares provisórias de Classe I e II de Aramany. Ressaltou a facilidade de manuseio e ajustes dos grampos confeccionados com fio ortodôntico, permitindo a manutenção da retenção e uma distribuição equilibrada das forças.

Parr e Gardner (2003) publicaram uma revisão histórica sobre planejamentos das armações metálicas de Prótese Parcial Removível (PPR) obturadoras, citando que a primeira descrição foi feita por Ambroise Paré por volta de 1530. Os autores citam que o desenvolvimento da prótese buco maxilo facial trouxe refinamento no planejamentos das próteses obturadoras, sendo embasados em princípios biomecânicos de PPR. Esses princípios fundamentou o sistema de classificação das próteses obturadoras maxilares proposto por Aramany em 1978. A atenção aos desenhos de armações metálicas fundidas, capacidade retentiva de diferentes grampos, oclusão, eficácia geral das próteses obturadoras e seus efeitos na função oral consagraram este processo de reabilitação nas maxilectomias.

Miracca et al. (2004) em apresentação de um caso clínico, observaram que a falta de apoio, de retenção e de estabilidade, comuns em pacientes operados por maxilectomia, dificultam o procedimento protético. Consideraram que o prognóstico é dependente de fatores como a extensão do defeito, número de dentes residuais, estrutura óssea, qualidade de mucosa, terapia de radiação e aceitação da prótese. As próteses devem apresentar a porção obturadora oca, para serem leves, e seccionadas, para permitir sua introdução na boca e cavidade orbitária caso haja necessidade de preenchimento vertical da lesão. Concluíram que a reabilitação protética permite ao paciente a melhora da fala, da deglutição e, conseqüentemente, da alimentação, proporcionando o retorno às atividades profissionais e sociais e uma melhor qualidade de vida.

Koyama et al. (2005) investigaram a correlação entre a função mastigatória e os dentes remanescentes em pacientes portadores de maxilectomia reabilitados por prótese obturadora maxilar. Os resultados sugeriram que a boa funcionalidade da prótese é dependente da quantidade de retentores diretos e indiretos nos dentes

remanescentes, do tamanho do defeito e do correto desenvolvimento do controle muscular pelo paciente. Concluíram que a presença e posição dos dentes nas diversas configurações do defeito tem correlação significativa com a função mastigatória.

Oki et al. (2006) verificaram os efeitos do peso e da forma das paredes lateral e mesial da porção obturadora sobre a Prótese Obturadora Maxilar, empregando uma análise de frequência de vibração para simulação da função mastigatória. Segundo os autores, a parede mesial da porção obturadora pode apresentar uma altura menor em relação às demais paredes, diminuindo desta forma o peso da prótese sem interferir na retentividade da mesma.

Park e Kwon (2006) ressaltaram a importância da utilização de próteses obturadoras no pós-operatório imediato e tardio da ressecção maxilar. Observaram que apesar das dificuldades para a confecção destas próteses e da necessidade de ajustes após a cirurgia, os pacientes que as utilizam reiniciam a alimentação por via bucal precocemente, o que por si só justifica a importância do uso dessa prótese no pós-operatório imediato.

Matsuyama et al. (2006) verificaram a capacidade mastigatória de pacientes que utilizavam prótese obturadora maxilar, assim como a máxima força oclusal desenvolvida por estes pacientes. Observaram que a capacidade mastigatória, ou seja, a capacidade de trituração dos alimentos, não difere significativamente entre os pacientes normais e os maxilectomizados. Entretanto, a máxima força oclusal apresentou-se menor em mais da metade dos pacientes usuários de prótese obturadora maxilar.

Ono et al. em 2007 avaliaram a capacidade mastigatória e a máxima força oclusal em pacientes portadores de Prótese Obturadora Maxilar. Foi verificado, por meio de sensores de contato, que a máxima força oclusal variou entre 15 N e 375 N. Os autores relataram que uma perda maxilar de maior extensão, a ausência de dentes inferiores posteriores e uma reduzida máxima força oclusal são fatores que interferem negativamente na capacidade mastigatória de usuários de Prótese Obturadora Maxilar.

Miyashita et al. em 2011 avaliaram sistemas de retenção em próteses obturadoras provisórias. Corpos de prova de cada tipo de perda foram confeccionados em resina acrílica e receberam próteses provisórias com os seguintes sistemas de retenção: grupo 1 - grampos circunferenciais no primeiro e no segundo molar superior do lado oposto à ressecção e arco de Hawley; grupo 2 – grampos circunferenciais no primeiro e no segundo pré-molar e no primeiro e segundo molar. Esses corpos de prova foram submetidos à ciclagem mecânica com intervalos de 0, 28, 120, e 360 ciclos de inserção e remoção, para simulação de períodos de uso clínico, considerando-se 4 remoções diárias pelo período máximo de três meses. Constataram que ambos os grupos de estudo apresentaram uma diminuição da retenção ao longo da ciclagem, tendo o grupo 2 se mantido superior em todos os momentos avaliados.

Kwon et al. (2011) compararam a hipernasalidade apresentada por pacientes usuários de próteses obturadoras maxilares, sendo confeccionadas duas próteses, uma com a parede lateral da porção obturadora o mais alto possível, e outra, com altura padrão de 5 mm a partir do contato com as bordas do defeito. Os autores ressaltaram a relevância do formato da porção obturadora para a vedação do defeito, mencionando não haver um consenso em relação ao protocolo para a confecção destas próteses. A maioria dos obturadores possui a parede voltada para a linha média não muito alta, pois a altura dessa parede parece não ser relevante, enquanto que existe controvérsia em relação à extensão da parede lateral. Não observaram diferenças na fonética resultante de diferentes alturas das paredes dos obturadores avaliados. Entretanto, no que diz respeito à hipernasalidade paredes mais altas apresentaram melhores resultados o que levou os autores a preconizarem esta extensão no sentido de otimizar a reabilitação protética.

Murat et al. (2012) reportaram dois casos de reabilitação pós maxilectomia, empregando de próteses obturadoras contendo encaixes de precisão. Segundo os autores o principal fator de insucesso de uma prótese obturadora reside na falta de retenção que está associada a fatores como quantidade de retentores diretos e indiretos, dependentes do número de dentes remanescentes, tamanho do defeito, presença de tecido circunscrita ao defeito e controle muscular. Os grampos de

retenção em próteses obturadoras são sujeitos a deformações plásticas, causadas por ciclos de inserção e remoção, resultando na perda de retenção a médio e longo prazo, causando desconforto e falha na vedação da prótese. Consideraram que as condições periodontais dos dentes retentores é um fator crítico para a absorção do tensões geradas pelos movimentos funcionais da prótese, tendo um papel essencial na retenção e estabilidade da prótese. Concluíram que os encaixes de precisão proporcionam às próteses obturadoras uma melhor retenção e estabilidade, embora tornem mais onerosa a confecção das próteses.

2.4 PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

Rebossio (1963) conceituou a biomecânica como a parte da mecânica, que estuda os fenômenos de equilíbrio (estática) e de movimento (dinâmica), aplicada aos seres vivos, lembrando que o sistema mastigatório tende a ter características mecânicas e biológicas. As funções de ordem mecânica ocorrem de acordo a determinações cinemáticas e dinâmicas precisas, o que determina um caráter de máquina bem equilibrada segundo uma relação de reciprocidade entre a forma e a função, entre o mecânico e o biológico. Um dente com forma, tamanho e estrutura vai responder de acordo com o tipo de movimento que nele incidem, estando computadas as condições biológicas que tendem a um equilíbrio ou compensação. A situação de variabilidade biológica atua sobre as leis puramente mecânicas, condicionando as resultantes mecânicas de modo que todo problema protético de natureza mecânica está subordinado às condições biológicas, ou seja à biomecânica

Herö et al. (1984) verificaram, por meio de testes de tensão de tração, o risco e o mecanismo de fratura de grampos de PPR, de três ligas de Cromo Cobalto Molibdênio (CrCoMo), com diferentes quantidades de Cromo e Carbono, durante a deformação plástica que ocorre com o ajuste destes grampos. A análise por microsonda eletrônica mostrou a presença de partículas que consistiam de aglomerações dos constituintes da liga, em todos os casos substancialmente enriquecidas de Carbono, Cromo e Molibdênio. Concluíram que a ductibilidade da

liga aumenta com a diminuição da proporção em volume das partículas, o que é particularmente menor com a diminuição do teor de C.

Todescan (1996) classificaram as próteses odontológicas como: Prótese Dentosuportada: Prótese Parcial Fixa (PPF) e Prótese Parcial Removível (PPR); Prótese Dentomucososuportada: Prótese Parcial Removível (PPR); Prótese Mucososuportada: Prótese Total (PT). Apresentaram o conceito de: prótese fisiológica, correspondente à prótese dentosuportada, onde toda a pressão que incide nos dentes artificiais da prótese é dissipada para o osso cortical através dos dentes naturais e ligamento periodontal, caracterizando a dissipação de cargas fisiológicas; prótese semifisiológica, como sendo correspondente à prótese dentomucososuportada, onde a pressão incidida sobre os dentes artificiais é dissipada de forma fisiológica não apenas por meio dos dentes naturais e ligamento periodontal, mas também pelo suporte fibromucoso, podendo ocorrer um aumento na velocidade de absorção óssea; prótese afisiológica, como sendo correspondente à prótese mucososuportada, quando a dissipação ocorre diretamente sobre o suporte fibromucoso sendo, portanto, totalmente afisiológica.

Vallittu (1997) investigou a força transversal e a ductibilidade de corpos de prova sob a forma de barras cilíndricas com diferentes comprimentos e 3,0 mm de diâmetro transversal de ligas de Cromo Cobalto (CrCo) confeccionadas sob diferentes tempos de fundição. O teste de fratura foi realizado na máquina de teste Schleuniger 2E, em uma velocidade de 120 mm/min e a superfície fraturada foi visualizada por meio de escaneamento de varredura. Não foram encontradas diferenças significativas nos resultados da força transversal entre as diferentes ligas nos diferentes tempos de fundição. Já a ductibilidade foi afetada nos diferentes tempos de fundição para as diferentes ligas estudadas. As ligas de uso odontológico freqüentemente são afetadas por diversos fatores que alteraram as suas propriedades. Longos períodos para fundição da liga proporcionam maior resistência à deflexão e à fadiga, embora porosidades internas possam ser desenvolvidas.

Ben-Ur et al (1999) testaram mecanicamente a rigidez de quatro tipos de conectores maiores em armações metálicas de CrCo: barra palatina anterior, barra palatina posterior, barra palatina dupla e barra palatina anterior e posterior e em "U".

As armações metálicas foram fixadas na região do molar esquerdo em uma posição horizontal e, posteriormente, em uma posição vertical. Foi aplicada uma força vertical sobre a superfície oclusal da armação na região do segundo pré-molar e do primeiro molar como um teste de torção e posteriormente uma força horizontal na lateral da armação nas mesmas regiões como teste de compressão. Foi utilizada a máquina de testes 4502 Instron, com velocidade de 2 mm/min e carga de 100 N e verificada a resistência por torque das armações. Todas as armações testadas apresentaram menor resistência à torção do que à compressão. O conector maior mais rígido foi a barra palatina anterior em “U” e barra posterior, seu desenho foi considerado melhor pois apresenta o contorno anatômico do palato em 3 planos. O seu formato de meia abobada proporciona grandes vantagens mecânicas.

Gapido et al. (2003) estudaram os riscos de fratura nos apoios oclusais em PPR. Foram testadas ligas de CrCo e AgPdCuAu em uma espessura de 0,8 mm. Os autores consideraram que as falhas em armações de PPR não ocorrem ao longo do seu uso, decorrentes principalmente por tensão de esforço repetitivo, desde que a mastigação pode resultar em milhares de ciclos por dia. Acrescentaram que o apoio oclusal tem como primordial função promover suporte vertical, proporcionando estabilidade à prótese, protegendo a mucosa e distribuindo as cargas oclusais aos dentes de suporte. Clinicamente, as falhas ocorrem nos ângulos formados pelo conector menor e o apoio, cruzando a margem do preparo do apoio no dente sem suporte. As principais causas dessa falha são: espessura do metal devido a um insuficiente desgaste do dente para acomodar o apoio, problemas de porosidade interna e distorções acidentais. O ideal seria, segundo os autores, uma espessura de 1,0 a 1,5 mm e largura de 2,0 a 2,5 mm. Concluíram que as forças mastigatórias tendem a causar movimentação da prótese em direção à mucosa, o que faz transmitir as forças para os apoios dentais, causando grande estresse no ângulo vertical do conector-apoio e que essa concentração pode eventualmente causar fratura nessa região.

Aoda et al. (2010) avaliaram, por meio da Análise de Elementos Finitos (AEF) os efeitos de diferentes desenhos de retentores sobre os dentes e seu deslocamento de sua base em PPR unilateral de extremidade livre, com ausência dos dentes primeiro e segundo molar. Foram avaliados três planejamentos diferentes, com

grampos Akers posicionados sobre os dentes: A - segundo e primeiro premolares, com apoios nas regiões distal e mesial, respectivamente; B - segundo e primeiro premolares, com apoios nas regiões mesial e distal, respectivamente; e C - grampo circular envolvendo o segundo premolar, com apoio mesial e apoio na mesial do primeiro premolar. Os grampos apresentavam uma espessura de 0,25 mm nos planejamentos A e B e 0,5 mm no C. Para a elaboração do modelo foi executado um escaneamento do rebordo, dentes, grampos e conectores maiores e menores. Cargas com força de 50N foram aplicadas na direção vertical ao plano oclusal; 45° para lingual e 45° para vestibular. O carregamento foi ajustado para que o deslocamento não ultrapassasse os limites fisiológicos dos movimentos (0.02 mm verticalmente e 0.05 mm horizontalmente). Foi verificado que em carregamentos vestibulolinguais o deslocamento foi menor nos planejamentos B e C em comparação com A. Entretanto, o deslocamento superoanterior e vestibulolingual da base da prótese no carregamento vestibular foi maior em A, o mesmo ocorrendo com o carregamento lingual, onde o deslocamento foi maior em C. Nessas condições o planejamento A é o mais estável, porém proporciona uma maior dissipação de carga sobre os dentes.

Lee et al. (2010) analisaram as forças necessárias para separar a resina acrílica da armação metálica de 18 PPR, empregando o sistema adesivo para retenção em nove corpos de prova. Para isso, foram confeccionadas 18 armações, metade delas, utilizando-se adesivo. Foi utilizada uma máquina de testes universal em uma velocidade de 25 mm/min para promover a separação da armação metálica fundida da resina acrílica. Quatro tipos de retenção foram testadas: superfície rugosa; superfície em rede; superfície em grade e plana; com e sem adesivo. Segundo o artigo, a retenção da resina acrílica com a armação metálica por meio de adesivos se faz através de retenção mecânica e química, sendo que a melhor retenção foi alcançada em superfície rugosa.

Kumamoto et al. (2010) avaliaram a influência do recobrimento do palato na função oral sensorial e motora durante a mastigação. Foram desenvolvidas duas placas palatinas experimentais, uma em forma de sela e espessura de 10 mm, com recobrimento das proximais dentais e outra, com recobrimento total do palato. Para a avaliação da eficiência mastigatória, os indivíduos voluntários mastigaram

amendoim usando a placa em forma de sela, com recobrimento do palato e sem a placa e, após a mastigação, as dimensões das partículas foram mensuradas. Para avaliação sensorial, os indivíduos mastigaram peças em acrílico, de diferentes formas e tamanhos, com objetivo de discriminar suas formas. A eficiência mastigatória foi significativamente menor em indivíduos que usaram a placa de recobrimento, fato este considerado decorrente da diminuição do espaço entre a língua e a porção central do palato, o que compromete a habilidade motora da língua, reduz a trituração de partículas maiores e inibe a formação do bolo alimentar. O teste sensorial, não apresentou diferenças significativas com e sem o uso da placa, o que foi interpretado pelo fato de que os receptores sensoriais da língua compensaram o recobrimento do palato.

Newsum et al. (2011) verificaram a influência do preparo da superfície e adesivos de metais na aderência da liga de CrCo e resina acrílica, tendo analisado os grupos experimentais: fresadas, fresadas com adesivo, usinada, usinada com adesivo, jateamento de areia, jateamento de areia e adesivo. Os corpos de prova foram posicionados em uma máquina Instron 1193 e submetidos à carga de 200 N, em velocidade de 1,0 mm por min. O grupo jateamento de areia e adesivo foi o mais resistente (24,93 MPa) e o grupo superfície usinada o mais fraco (0,29 MPa). No grupo usinada com adesivo houve grande variação, de 10,6 MPa à 32,36 MPa. Os grupos fresada e jateamento de areia não apresentaram diferenças significativas, com 9,83 MPa e 9,87 MPa, respectivamente. Concluiu-se que o preparo da superfície em ligas de CrCo influencia a retenção com a resina acrílica. O adesivo para metal Prime II aumentou a retenção em todos os grupos, sendo recomendado para superfícies jateadas.

2.5 PROPRIEDADES FÍSICAS DA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL

Bates (1965a) comparou as propriedades físicas de ligas de CrCo e Au utilizadas para a confecção de armações metálicas em PPR. Verificou que o limite elástico das ligas de CrCo pode ser superior a 80000 lb/in^2 , enquanto que nas ligas de Au não ultrapassam 60000 lb/in^2 . O autor também verificou a influência da forma do grampo em sua deflexão, fator este diretamente relacionado à retenção da PPR.

Segundo Bates (1965b) para uma flexibilidade adequada os grampos de PPR devem apresentar comprimento mínimo de 15 mm, espessura reduzida e a secção transversal do grampo deve ter no máximo 0,25 mm. Observou que em situações de temperatura e umidade ambiente, o limite de fadiga chega a 80000 lb/in^2 , enquanto que em temperatura de 37°C e 100 % de umidade, simulando o meio bucal, o valor foi de 70000 lb/in^2 . O autor conclui que em meio bucal clínico esse valor não deve ser menor.

Bates (1966) dividiu os componentes protéticos em flexíveis, como sendo os grampos de retenção e rígidos, representados pelos conectores, considerando que o risco de fratura desses componentes está relacionado às forças envolvidas na mastigação e na deglutição. Durante a mastigação, a prótese tende a se movimentar em dois planos e a tensão recai no grampo de retenção. O autor citou que os alimentos pegajosos tendem a remover a prótese no sentido vertical, onde os grampos receberão tensão para evitar a remoção da prótese e as forças laterais de mastigação tendem a deslocar a prótese, o que produzira resistência dos grampos que envolvem o dente, ou seja, tanto o grampo de retenção como o braço de oposição. Considerou que, o principal fator a ser verificado durante o deslocamento vertical é a deflexão do grampo, que é diretamente relacionada à sua secção transversal.

Segundo Bates (1968) a abrasão da superfície do esmalte, a variação na deflexão do grampo nas mudanças da inserção da PPR e a migração e mobilidade do dente sobre o grampo podem causar a perda de retenção de uma PPR. Existe 3 fatores que estão relacionadas a perda de retenção: A imprecisão na confecção, o

desenho dos grampos e as mudanças dos tecidos de suporte são fatores relacionados à perda da retenção. Segundo o autor, devido a esses fatores, é mais seguro a utilização de ligas de Au.

Giampaolo et al. (1991) observaram que a aceitação das ligas de CrCo se deu devido às suas propriedades, entre elas, baixa densidade, alto módulo de elasticidade e alta resistência à oxidação e corrosão. Porém algumas propriedades indesejáveis, como alto ponto de fusão, elevada contração de resfriamento e baixo alongamento, levaram à necessidade de estudos no desenho das armações das próteses, principalmente em relação as suas dimensões. Os autores consideraram como fator responsável pela diminuição da durabilidade da PPR os procedimentos laboratoriais, como a fonte de fusão empregada, que pode levar a um aumento do conteúdo de carbono, que em pequenas variações altera a resistência e a ductibilidade da liga. As ligas com maior teor de Níquel (Ni) apresentam maior resistência em ciclos de flexão. Grampos com menor comprimento, menor sua resistência a flexão em ciclos, proporciona uma flexão insuficiente para seu limite proporcional, além de diminuir a flexão, dissipa maior tensão para os dentes suportes. Em relação ao método de fusão da liga, fundição com fontes de calor por oxido-etileno proporcionaram melhores resultados mecânicos finais que em fundição com oxido-gás. Isso se deve à provável formação de uma película protetora de óxido em torno do botão durante a fundição, impedindo o contato com gases, evitando assim a contaminação.

Vallittu e Kokkonen (1995) determinaram a resistência a fadiga de grampos de retenção de PPR. Cinco ligas de CrCo, titânio puro, titânio e ouro. Neste teste, foi aplicado uma força que possibilita uma deflexão de 0,6 mm e o numero de ciclos requeridos para a fratura foram determinados. As superfícies fraturadas foram examinadas por microscopia de varredura. A fratura para grampos de liga de CrCo ocorreu em 25.000 ciclos. A perda das propriedades mecânicas após carregamentos repetitivos está relacionada com a baixa qualidade na confecção de estruturas metálicas o que diminui a força necessária para fadiga. Um importante fator que afeta a força da liga é a “gramatura” da estrutura, uma vez que está relacionada à resistência à deflexão da liga metálica.

Cheng et al. (2010) verificaram o limite proporcional para testar a fadiga de grampos de armação de PPR com tres tipos diferentes de ligas de CrCo. Lembraram que a liga de CroCo é utilizada desde 1929 devido ao baixo custo e alto módulo de elasticidade. Consideraram que a retenção dos grampos é diretamente relacionada à deflexão deste, sendo alterada à medida em que é submetido a ciclos repetidos, onde uma deformação permanente causaria a perda dessa capacidade retentiva. Relembaram o fato de que na literatura após 10^6 ciclos não ocorre a fratura do grampo, mas o limite de fadiga se reduz drasticamente para valores de 0.50 a 0.75 mm. Os grampos de retenção com grande limite proporcional podem ser colocados em regiões mais retentivas ou profundas sem exibir deformação permanente. Os grampos foram testados sobre uma coroa metálica de um primeiro molar inferior, inicialmente os ciclos começaram em uma velocidade de 10 mm/ min e testada a retenção após, 360 ciclos simulando três mês de uso a uma velocidade de 45 ciclos/min. E depois submetido a 7200 ciclos simulando cinco anos de uso. A cada 360 ciclos era verificada a retenção 21 vezes após os testes. Como resultado, a média de deslocamento variaram de três ligas de CrCo variaram de 0.30 mm a 0,36 mm. A media da carga no limite proporcional variaram de 7,86 N a 10,32 N. Os 3 grupos de ligas reduziram a sua retentividade após os testes de ciclagem. Muitos fatores contribuíram para isso, uma delas é a diferença no coeficiente de fricção do grampo contra a superfície de retenção. Esse coeficiente é um dos fatores mais importantes na força de retenção de um grampo, à medida que os ciclos ocorrem esse coeficiente diminui assim como sua capacidade de retenção. (6,7). Durante o teste os 3 demonstraram um deformação elástica de no maximo de 0,25 mm mas a curvatura do grampo pode reduzir sua flexibilidade. Deformações permanentes pode ocorrer em grampos com secção transversal de 0,25 mm. Em grampos com secção transverso de 0,50 mm com deslocamento de 0,50 mm pode exceder muito mais sua capacidade máxima de deformação elástica. Neste estudo não foi considerado um ambiente úmido e a eventual movimentação dos dentes, fatores esses que podem aumentar os valores de força retentiva.

2.6 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

Morris (1963) comparou as propriedades mecânicas de diferentes tipos de ligas de CrCo, usualmente utilizadas em fundições para a confecção de armação metálica de PPR. Dentre as diferentes propriedades mecânicas testadas, os autores verificaram que o módulo de elasticidade apresentou um valor médio de 149 GPa, valor este considerado extremamente alto.

Peyton e Craig (1963) estudaram as propriedades mecânicas de resinas acrílicas normalmente utilizadas na confecção de coroas dentais. Os autores verificaram que o módulo de elasticidade variou de 2,4 GPa à 2,7 GPa para as resinas acrílicas empregadas em próteses odontológicas.

Rubin et al. (1982) utilizaram métodos dos elementos finitos para estudar a dissipação das cargas geradas sobre o primeiro molar inferior direito na mandíbula. Segundo os autores, as técnicas de elementos finitos usam equações diferenciais para simular as propriedades físicas dos materiais. Neste estudo os autores consideraram os seguintes aspectos na elaboração da análise por elementos finitos: geometria do dente propriedades dos materiais; forças de mastigação. Foi considerado o carregamento estático e materiais apresentando um comportamento elástico linear para o cálculo das forças, das tensões e dos elementos utilizados foram os quadráticos bidimensionais com comportamento isotrópico, sendo gerados 336 elementos em 520 nós. Segundo os autores, o impacto que o ligamento periodontal sofre devido à distribuição das tensões é pequeno, fazendo com que esta estrutura possa ser desconsiderada, permitindo a simplificação do modelo em apenas um tipo de osso alveolar.

Ress et al. em 1990, utilizaram a AEF em modelos bidimensionais de próteses totais, confeccionadas com e sem diastema dental mediano, para investigar a concentração de tensões na região do alívio do freio labial. Os autores empregaram um modelo no qual a mucosa bucal apresentava uma espessura de 2 mm e aplicaram uma força bilateral vertical de 70 N sobre a mesa oclusal dos dentes

posteriores. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson para a fibromucosa palatina foram estabelecidos em 0,68 e 0,30 MPa, respectivamente. Observaram que um alívio muito amplo para o freio labial resultou em alto nível de tensão e que esta tensão era maior na presença de um diastema estreito do que frente a um diastema mais largo.

Moroi et al. (1993) utilizaram método dos elementos finitos para avaliar a influência do material de implantes osseointegráveis revestidos de hidroxiapatita na distribuição da tensão. Foi criado um modelo de elementos finitos bidimensionalis, contendo 302 elementos e 993 nós, que apresentava propriedades isotrópicas e lineares. Os autores estabeleceram um módulo de elasticidade de 14,70 GPa e coeficiente de Poisson de 0,30 para o osso cortical e um módulo de elasticidade de 0,50 GPa e coeficiente de Poisson de 0,30 para o osso medular.

Sano et al. (1994) estudaram a influência da desmineralização da matriz dentinária na resistência da dentina, comparando as forças de tensão e o módulo de elasticidade com os valores apresentados por dentina mineralizada. Os módulos de elasticidade das dentinas mineralizadas variaram de 13 a 15 GPa e após a desmineralização realizada com EDTA, sua resistência foi reduzida em 30%.

Sato et al. (2000) investigaram, a partir da AEF, os efeitos das variações da espessura do grampo em "I", mensurando clinicamente em 23 grampos. Foi aplicada uma carga de 5 N, com direção vestibular na ponta do grampo, tendo os autores observado que a média das tensões geradas foi menor que seu limite proporcionalidade. Foi criada uma malha de elementos finitos de um grampo em I contendo 945 nós e 624 elementos e a análise teve um comportamento elástico. A tensão foi representado em uma escala equivalente máximo de von Mises. Os autores consideraram que um dos principais critérios é a distância entre a margem gengival e o limite superior do braço horizontal do grampo, devendo estar a 3,0 mm, e que eventualmente esse limite é restringido por aspectos anatômicos como a retração gengival. A razão entre largura e espessura é de 0,5. O limite de fadiga foi abaixo de 276 MPa, bem abaixo do limite proporcional de 644 MPa.

Alvarenga (2001) empregou a AEF para comparar as tensões geradas em uma PPR superior de extremidade livre, utilizando grampos circunferenciais e o sistema *swing-lock*. O desenho de maxila, que continha o primeiro e o segundo pré-molar, bem como suas estruturas anatômicas, foi digitalizado, verificando-se as tensões de tração e compressão sobre as estruturas de suporte pela aplicação simultânea de uma carga de 100 N em todos os dentes. O sistema *swing-lock* apresentou mais áreas de tensão de tração sobre o periodonto de sustentação do que a prótese com grampos circunferenciais duplos. Concluiu que a prótese confeccionada com o sistema *swing-lock* apresenta um comportamento biomecânico semelhante ao de uma prótese dento-mucoso-suportada enquanto que a prótese realizada com grampos circunferenciais convencionais apresenta um comportamento correspondente a uma prótese mucoso-dento-suportada.

Em 2002, Poppe et al. verificaram a precisão da AEF na verificação das propriedades biomecânicas do ligamento periodontal. Elaboraram um ensaio mecânico com corpos de prova compostos por dentes unirradiculares congelados a -20 °C e montados em blocos de resina. Três diodos a laser foram instalados ao redor das raízes no intuito de analisar as dissipações da carga aplicada. Posteriormente os corpos de prova foram cortados em fatias de 1,5 mm de espessura e cada segmento foi corado e capturado digitalmente para a elaboração da geometria do modelo. Neste estudo, considerou-se que pressão correspondente a 1 N de força causariam o início das deformações no ligamento periodontal e acima de 5 N causariam deformações no ligamento periodontal com início do processo de absorção óssea. A reconstrução tridimensional foi feita no programa FEM Software COSMO/ M 2.1™. O resultados do ensaio mecânico e do método digital foram considerados compatíveis, validando a utilização da metodologia de AEF para este tipo de pesquisa.

Cattaneo et al. (2003) verificaram a dissipação das cargas que poderiam definir a morfologia maxilar em determinados posicionamentos dos molares empregando a AEF. Um crânio seco apresentado molares com Classe I de chave de oclusão foi escaneado por um TC em plano transversal, com espessura de 2 mm, resultando em uma imagem tridimensional contendo 20 fatias. As informações foram visualizadas e segmentadas através do programa (Mimics/ Magics, Materialise,

Leuven, Belgium) onde foram selecionadas 2 molares esquerdos. A reconstrução tridimensional foi criada pela técnica de triangulação de superfície, onde um algoritmo de simplificação quadrática para a maxila possibilitou que um total de 25.768 triângulos fossem reduzidos a 1.989. As região próximas ao osso alveolar foram elaboradas com maior detalhamento, apresentando 137.702 elementos. Para o osso cortical, de maior densidade, foi estabelecido um módulo de elasticidade de 22 GPa e o coeficiente de Poisson como 0,3. Os carregamentos das forças foram estipulados em 150N sobre a superfície dos molares e 300N sobre a região da inserção do masseter.

Hung et al. (2004) estudaram a fadiga em próteses de articulação femoral por meio de uma análise com algoritmo computadorizado baseado em elementos finitos. O estudo analisou a taxa de fadiga do cimento do fêmur em condições fisiológicas, sendo as forças calibradas com o aumento de ciclos de carga. Os sítios de fratura se localizaram nas regiões proximais ântero-mediais e na distal da prótese femoral, localizações estas semelhantes àquelas apresentadas em situações clínicas. Segundo os autores, essa metodologia pode servir como uma validação pré-clínica para as próteses femorais.

Muraki et al. (2004) verificaram a influência dos apoios oclusais de PPR sobre o deslocamento dental e o estresse provocado sobre o ligamento periodontal. Os autores programaram uma metodologia de AEF não linear, considerando prioritariamente as forças verticais e analisando os efeitos de apoios oclusais mesiais e distais. Utilizaram o programa ANSYS 6.1 em um modelo de dois premolares esquerdos com geometria extraída de um modelo de dente plástico artificial após o escaneamento com o aparelho a laser 3D laser Datatron-GRASP. O comportamento físico do ligamento periodontal foi determinado como sendo isotrópico, elástico, linear e homogêneo. Foi aplicada uma carga de 30N em direção apical para promover um deslocamento de 0.05 mm. Os resultados foram calculados em Von Mises para a superfície do dente e tensão compressão principal para o LP. Ocorreu um deslocamento de 42 μ m na cúspide bucal do dente e a compressão principal foi de 0.35 MPa quando carregado verticalmente em um apoio distal, com e sem restrição de movimentos horizontais. Os autores concluíram que o movimento é

pequeno e dentro dos limites fisiológicos do tecido, independente da posição do apoio.

Koca et al. (2005) verificaram o comportamento de implantes osteointegráveis de 4, 5, 7, 10, e 13 mm, localizados na região posterior da maxila e próximos ao assoalho do seio maxilar, empregando a AEF. Os autores estabeleceram que a cortical interna e a cortical externa apresentassem espessuras de 0,35 mm e 0,7 mm, respectivamente. Uma força de 300 N foi aplicada às cúspides palatinas e fossa mesial dos dentes. Os modelos digitais dos implantes e da estrutura óssea foram criados no programa de elementos finitos Pro/Engineer 2000i®, sendo considerado um contato máximo do implante sobre o osso. O módulo de elasticidade do osso cortical foi 13,4 GPa e o coeficiente de Poisson de 0,3. De acordo com a escala de Von Mises, as tensões variaram segundo o comprimento dos implantes osseointegráveis e a face da cortical óssea considera. Observaram que o implante de 13 mm gerou menor tensão nas corticais ósseas.

Os autores Kojima e Fukui (2006) aplicaram a AEF para avaliar a movimentação ortodôntica dos dentes primeiro molar e canino. O ligamento periodontal foi considerado como uma membrana homogênea com 0,2 mm de espessura, estando uma face da superfície da membrana periodontal em contato com o cimento e a outra com o osso alveolar. Segundo os autores, forças menores que 1 ou 2 N não causam deformação óssea, ocorrendo apenas deformação do ligamento periodontal. Essa análise seguiu as variáveis de translação e rotação estabelecidas pela posição do *bracket* e deformação do ligamento periodontal. A AEF demonstrou resultados coerentes aos princípios ortodônticos conhecidos, o que comprova viabilidade deste método de análise.

Williams et al. (2006) descreveram a construção de armação metálica de PPR por meio de modelos digitais CAD. Utilizaram o escaner Comet 250 para digitalizar a arcada dentária, o programa para edição CAD Polyworks e da malha de polígonos triangular, pelo programa EvalViewer, uma máquina de prototipagem rápida. produzir o solido digital.. Na determinação da profundidade do grampo, o dente foi seccionado eletronicamente por meio de um pacote de programas MatLab,

localizando assim o término do grampo. A edição dos componentes protéticos da armação da PPR empregou o programa CAD Surface Studio e para a confecção do protótipo utilizou-se a máquina (SLA 250/40; 3D Systems Inc, Valencia, Calif) em plástico WaterClear 10110 Epoxy Resin for Stereolithography; DSMSomos, New Castle, Del). Esse protótipo foi duplicado em liga para fundição de armação metálica de PPR comumente utilizado em laboratórios dentais. Os autores consideraram que as desvantagens dessa técnica são o alto custo e a obrigatoriedade de precisão no escaneamento, onde normalmente se consegue apenas uma nuvem de pontos para representar toda uma superfície.

Li et al. (2007) propuseram um modelo matemático para simular a remodelação óssea frente a diferentes cargas. Relataram que o comportamento da remodelação óssea está associado principalmente com a densidade interna e/ou alterações do contorno externo do osso. Reafirmaram que forças mecânicas influenciam as atividades osteoblásticas e osteoclásticas, promovendo, na dependência de sua intensidade, aposição ou reabsorção óssea. Aplicaram uma carga constante uniaxial sobre o osso e, estipulando constantes matemáticas, obtiveram um relatório do comportamento ósseo. Forças de 0 a 2 MPa foram consideradas como infracarga, promovendo a reabsorção óssea, forças de 4 a 8 MPa geraram neoformação óssea, e forças acima de 9 MPa causaram uma drástica reabsorção óssea. Com esse novo modelo matemático, as análises tornaram-se mais próximas da realidade clínica.

Nomoto et al. (2006) empregaram a AEF para avaliar a dissipação de forças oclusais aplicadas em molares no osso trabecular da maxila. Empregaram fatias de 80 µm, obtidas na região do primeiro molar de maxilas dentada e edêntula. Foram removidos dois cubos com arestas de 2,5 mm destas regiões, um contendo o primeiro molar e o tecido ósseo e o outro apenas o tecido ósseo da maxila edêntula. As imagens foram captadas através de uma micro TC e a imagem tridimensional foi reconstruída no programa VGStudio - Nihon Visual Science® definindo-se as estruturas trabeculares internas no programa TRI 3D BOM - Ratoc®. Os autores consideraram que este método de estudo proporciona uma maior fidelidade dos resultados relativos à dissipação das cargas, desde que é baseado em peças anatômicas, e permite uma melhor observação do tecido ósseo trabecular.

Lotti et al (2006) discutiram a metodologia da AEF aplicada à odontologia, considerando que este é um método matemático, no qual um meio contínuo é subdividido em elementos que mantêm as propriedades originais, sendo descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos para que sejam obtidos os resultados desejados. Os autores relatam que este método de pesquisa modela matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares como os dentes e diversos biomateriais, tornando possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas no elemento dentário ou no tecido analisado. Reafirmaram que o impacto do ligamento periodontal perante a distribuição das tensões na AEF é pequeno, fazendo com que esta estrutura possa ser desprezada durante a modelagem. Os autores relatam que a polpa apresenta um suporte muito pequeno à carga e seus valores podem ser desconsiderados uma vez que sua modelagem não resultaria em diferenças significantes no resultado. Concluíram que apesar das vantagens deste método, deve-se ter em mente que a precisão de seus resultados também possui limites de tolerância, o que deve ser levado em consideração como acontece em todo modelo matemático.

Gao et al. (2006) consideraram que o método por elementos finitos, por ser um método de modelagem numérica, está sujeito a fatores que alteram a similaridade do modelo de elementos finitos com a estrutura real. Excessivas simplificações em 2D e 3D podem inviabilizar os resultados gerando imprecisão na análise. Enfatizaram que a modelagem da superfície de contorno em investigações onde se deseja investigar a dissipação de cargas entre superfícies de diferentes camadas e a determinação de corretas propriedades dos materiais das estruturas estudadas são aspectos especialmente críticos. Na condição de geometrias complexas, como a de estruturas biológicas, a geração automática do contorno é extremamente complexa para o sistema computacional. Acrescentaram que os elementos tetraédricos e hexaédricos são os tipos de elementos mais comumente utilizados em elementos finitos, que elementos hexaédricos exigem um maior número de elementos para preencher espaços vazios em relação aos elementos

tetraédricos que apresentam uma geometria tridimensional mais simples e mais moldável em estruturas complexas.

Ramos e Simões (2006) compararam as malhas tetraédricas e hexaédricas de elementos finitos na geometria de um fêmur, considerando que os tipos de elementos, grau de refinamento da malha e condições de contorno, são fatores importantes para uma boa AEF. Em análises de elementos finitos, o osso geralmente é assumido como material isotrópico e homogêneo. No entanto é de conhecimento que o osso tem comportamento anisotrópico e não é homogêneo, principalmente considerando-se o osso medular. A malha de elementos finitos é um fator chave para uma análise eficiente. Uma das dificuldades está na geração totalmente automática da malha tetraédrica. Na literatura, foi observado um mesmo tempo computacional para geração de modelos tetraédricos e hexaédricos. Modelos com elementos tetraédricos linear permitiu resultados mais próximos aos valores experimentais se comparados com os hexaédricos até mesmo na simplificação do modelo tetraédrico.

Wada et al. (2006) aplicaram a AEF para verificar o comportamento dos apoios oclusais na dissipação de cargas oclusais para a mucosa, observando quatro configurações de casos de PPR com extremidade livre unilateral maxilar (Kennedy Cl II). Os autores lembram que o conector maior desempenha um papel crítico na transmissão das forças geradas nos dentes artificiais para as estruturas de suporte, devendo ser hígido para possibilitar a transmissão das forças laterais de um lado do arco dental para o outro. Para este estudo, gerou-se um modelo de elementos finitos por meio do programa ANSYS 6.1, contendo a superfície do palato e uma área desdentada posterior. As armações continham placa palatina, sela e dois apoios oclusais. Os apoios correspondentes aos retentores contralaterais à área desdentada variaram de posição para cada modelo, sendo: 1- no canino, 2- no primeiro pré-molar, 3- no segundo pré molar e 4- no primeiro molar. A espessura da placa palatina foi de 0,5 mm no centro do palato e 1,5 mm na crista do rebordo e a mucosa apresentava de 1,5 mm no centro da mucosa e 3,0 mm no rebordo. Foram estabelecidos elementos hexaédricos, interação fixa entre os elementos e comportamento estático linear. O Coeficiente de Poisson 0,3 e Módulo de elasticidade de 200 GPa para armação de CrCo e $0,45$ e $3,4 \times 10^{-3}$ GPa para

mucosa. Foi aplicada uma força vertical de 60 N distribuída na estrutura, e com um ângulo de 10° para a face vestibular. Verificaram um deslocamento na região posterior da sela em todos os modelos, sendo maior nas cargas oblíquas. Em cargas verticais, todas as configurações foram similares e se deslocaram em direção distal e vestibular. O deslocamento de intrusão à mucosa foi menor que 120 µm sendo considerada fisiológica a intrusão de até 0,5 mm.

Williams et al. (2006) descreveram um caso clínico de planejamento e confecção de uma PPR empregando uma máquina de prototipagem capaz de gerar um modelo diretamente sobre a liga de metal da própria armação. Um modelo de um caso Classe 1 de Kennedy inferior foi escaneado (Comet 250; Steinbichler Optotechnik GmbH,) e as imagens captadas foram processadas no programa PolyWorks, InnovMetric. O programa Spider; Alias-Wavefront Inc foi utilizado para a geração do polígono em linguagem STL. A PPR desenvolvida com a tecnologia Selective Laser Melting (SLM), por meio da máquina de prototipagem SLM Realizer 2 MCP-HEK, possibilitou a obtenção de uma armação metálica sob a forma física.

Yang e Xiang (2007) estudaram o comportamento dos tecidos adjacentes a um implante dental, em condições estáticas e de oclusão por meio da AEF. Três condições de contato implante-osso foram consideradas, representando diferentes estágios da osseointegração. O modelo CAD foi desenvolvido no programa Solidworks®, a partir de imagens de uma TC. A geometria do modelo digital apresentou 50.708 nós e 66.062 elementos, com 41.557 elementos declarados de contato. As superfícies foram delineadas como superfícies unidas, separadas e deslizantes, para a simulação do contato do osso com as roscas do implante, empregando-se o programa ANSYS®. O módulo de elasticidade do osso cortical foi estabelecido em 14,0 GPa e coeficiente de Poisson em 0,30. Os autores demonstraram com esta metodologia que a maior tensão encontra-se localizada próxima ao contato implante-osso cortical.

Reina et al. (2007) avaliaram as regiões que apresentam maior tensão durante a mastigação, empregando um modelo de elementos finitos de uma mandíbula. O modelo, que apresentava elementos hexaédricos, foi desenvolvido no programa ABAQUS® - type C3D8. Foram definidas as regiões de inserção dos

músculos mastigatórios para um melhor direcionamento das forças durante o ato mastigatório simulado. O comportamento de remodelação óssea fundamentou-se na teoria de que o tecido ósseo permanece estável dentro de um patamar de forças, ocorrendo reabsorção óssea frente a forças maiores e neoformação óssea frente a forças menores. Segundo os autores as forças mastigatórias são suportadas pelas estruturas mandibulares devido principalmente à capacidade elástica do tecido ósseo.

Daas et al. (2007) verificaram o comportamento dos mecanismos de retenção de *overdentures* implanto-retidas por meio de um modelo mandibular em elementos finitos. Dois implantes MKIII® - Nobel Biocare, com mecanismo de retenção de encaixes em bola Dalbo Plus® - Cendres et Métaux foram instalados na região dos dentes caninos. O bolo alimentar foi posicionado em três localizações distintas, sendo submetido aos sistemas de retenção resiliente e rígido. Os modelos da mandíbula desdentada e da *overdenture* foram gerados a partir de imagens de TC de um paciente, para o qual foi confeccionada uma duplicata, em material radiopaco, de uma *overdenture*. As imagens da TC foram exportadas para os programas Mimics 7.3 - Materialise® e 3Matic 2 - Materialise®, de modo a possibilitar sua manipulação nos sistemas CAD convencionais. A malha dos elementos foi gerada pelo programa HyperMesh 7 – Altair-Troy®. Os implantes e o sistema de retenção foram modelados usando-se o programa SolidWorks 2003®. Os módulos de elasticidade do osso cortical e da *overdenture* foram estabelecidos em 13,7 GPa e 4,5 GPa e os coeficientes de Poisson em 0,3 e 0,35, respectivamente. A região da cortical óssea entre os forames apresentava uma espessura uniforme de 2 mm, sendo aplicado de 1/3 a 2/3 da força de mastigação desenvolvida pelo músculo masseter nos lados de trabalho e balanceio. A configuração dos componentes resilientes proporcionou uma ampla área de contato entre a mucosa e a base da prótese e uma menor transmissão das forças para a região ao redor dos implantes.

Provatidis et al. (2007) discutiram a confiabilidade do método dos elementos finitos desenvolvidos a partir da TC, para a simulação de mudanças craniofaciais durante o tratamento de expansão rápida maxilar. Os autores citaram que uma análise sensível em um modelo de elementos finitos pode proporcionar melhores resultados do que estudos em modelos mecânicos. Enfatizaram que a AEF

possibilita a realização de estudos sobre a expansão maxilar considerando a influência do grau da ossificação da sutura. Adicionalmente esta análise permite estipular diferentes propriedades mecânicas para essas suturas e avaliar a influência da maleabilidade óssea nos efeitos da ortopedia dentofacial.

Saab et al. (2007), utilizaram AEF para verificar os efeitos da dissipação das cargas na angulação de dois *abutments* de implantes maxilares anteriores. Para a elaboração do modelo de elementos finitos, foi feita uma imagem digital de secção transversal de um crânio seco. A imagem foi introduzida no programa Image Tool 1.21 - UTHSC®, sendo posteriormente plotada manualmente em cada ponto. Suas coordenadas foram transferidas para o programa de AEF ANSYS 7.0 - DRD Technology Corp®. Os modelos continham 46.832 elementos e 94.133 nós. Segundo os autores a geometria do modelo, as propriedades mecânicas dos materiais e a aplicação da carga, são determinantes da precisão apresentada por uma AEF.

Ujigawa et al. (2007) analisaram a distribuição das tensões geradas nas estruturas craniofaciais ao redor de implantes zigomáticos osseointegráveis. Foram utilizados arquivos de TC e a reconstituição tridimensional foi feita no programa Rapid Form - INUS Technology Inc®. A imagem foi editada com superfícies poligonais para a elaboração de um modelo tridimensional, sendo desenvolvido um modelo virtual da prótese e do implante zigomático no programa Solidworks®. Esse modelo foi transformado em um modelo de elementos finitos no programa COSMOS/Works - Structural Research & Analysis Corp®. Segundo os autores, a AEF apresenta como vantagens 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. Acrescenta 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 afetam as propriedades físicas das estruturas envolvidas, permitindo que o ensaio possa ser repetido quantas vezes o operador desejar.

Laz et al. (2007) avaliaram a tensão, a força de transferência, a fixação de implantes e o potencial de fratura da cabeça do osso femoral em modelos de elementos finitos gerados a partir de dados de TC. O estudo desenvolveu uma plataforma computadorizada de elementos finitos capaz de incorporar propriedades ao osso e aplicar sobre os modelos digitais variáveis de tensão e riscos de fratura, predizendo assim esses riscos em cinco fêmures. Consideraram que essa plataforma possui larga aplicabilidade em estudos de estruturas ósseas, podendo ser aplicada para investigações em outras estruturas e condições de cargas.

Najafi (2007) analisou o comportamento de microfraturas ósseas, considerando a matriz óssea, o osteona e a linha de cimento presente na interface dos tecidos. Para essa análise, foi criado um modelo bidimensional em elementos finitos representando um corte transversal ao longo do eixo de um osso longo apresentando um osteona contendo um canal Haversiano, tecido intersticial e uma linha cimentante. Os modelos foram gerados e analisados pelo programa Casca Versão 1.4. O autor constatou que as microfraturas se iniciam na região intersticial, região em que o osteona serve de barreira para a dissipação da microfratura.

Sandu et al. (2007) avaliaram a deformação e fratura em grampos circunferenciais resultantes da tensão induzida durante a mastigação. A tensão estática e a distribuição das cargas induzidas nos grampos circunferenciais foram calculadas em modelos experimentais de grampos circunferenciais tridimensionais em elementos finitos. Foram utilizados modelos de duas maxilas, uma classificada como Classe 3 modificação 1 de Kennedy, sendo dento suportada e outra como Classe 2 modificação 1 de Kennedy, sendo dento mucoso suportada. O número de elementos finitos foi de 1017, com 607 nós. Foi aplicada uma força vertical de 20 a 35 N sobre o grampo para verificar a força e dissipação estática da carga na tentativa de simular os movimentos de translação, pelo deslocamento vertical no limite da mucosa na prótese dento-suportada e rotação da prótese, na linha de fulcro na região dento-mucoso-suportada. Foram simuladas cargas de 0 a 20N em 4500 ciclos mastigatórios em 24h. Com a simulação da translação do grampo os valores foram de 310,27 MPa na margem inferior do braço de retenção do grampo e na simulação da rotação de 310,31 MPa, localizada na margem superior do mesmo braço de retenção. Nesta investigação, a dissipação das tensões foi mais alta nos

grampos de reciprocidade que nos de retenção, fato este interpretado pelos autores como decorrente da maior robustez do formato deste grampo em relação ao grampo de retenção. Concluíram, frente à análise estática, que as áreas de risco de fratura estão localizadas na junção do braço do grampo com o conector maior.

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

Viceconti et al. (2007) descreveram um novo programa computadorizado de aplicação multimodal na área médica. Esse programa promove a interação entre alguns tipos de dados biomédicos, incluindo o formato DICOM, e programas de captura de imagens para simulações por computador, como a geração de modelos em elemento finitos. A visão interativa ajuda a interpretar a base de dados complexos provinda de múltiplas representações de uma mesma informação, além de permitir interações multimodais para suportar entrada e saída de programas como visualizadores 3D, programas de reconhecimento e síntese em sistemas de linguagem.

Zhao et al. (2008) estudaram a implicação da assimetria na dissipação de cargas para o corpo da maxila em paciente portador de fenda labiopalatina unilateral empregando a AEF. Os dados de uma imagem de TC foram transferidos para o programa ANALYZE AVW 4.0 - Biomedical Imaging Resource®, onde a imagem tridimensional foi segmentada para a delimitação apenas dos tecidos duros da região maxilar. A malha de volume apresentava um modelo contendo 33.902 nós e

143.083 elementos tetraédricos. No estudo das tensões foi utilizada a escala de Von Mises, que indica a energia acumulada resultante de uma deformação. Definiu-se que o tecido ósseo apresentaria um comportamento linear e estático, diferentemente do comportamento ósseo real que é não linear e dinâmico. A estrutura possuía um comportamento isotrópico, sendo desconsiderados o tecido mole e o ligamento periodontal, uma vez que o objetivo deste trabalho foi à verificação da dissipação das cargas para o corpo da maxila.

Barbosa e Soares em 2008 estudaram as tensões geradas em parafusos de ouro para a fixação de munhões protéticos em implantes osteointegráveis calcináveis por meio da AEF. Foi estabelecido que a força mastigatória desenvolvesse uma pressão equivalente a 461,5 N e a AEF foi conduzida no programa Pro/Engineer® empregando um modelo contendo 11.786 elementos. Ocorreu uma concentração de tensão na haste sob a cabeça do parafuso, tendo sido observado que a utilização de implantes calcináveis não aumentou a magnitude das tensões desenvolvidas.

Shirasu et al. (2008) verificaram a influência da deformação plástica por flexão sob estresse, flexibilidade e deformação permanente em cinco grampos de fio ortodôntico de 120 mm de comprimento e 1.0 mm de diâmetro. Utilizaram a AEF considerado um comportamento não linear de acordo com as características de um fio de CrCo comercial. As propriedades mecânicas foram determinadas pela média dos testes de tensão, conduzida utilizando-se uma máquina hidráulica de testes com unidades de carga axial (858.03 Mini Bionix, MTS,). Observaram dissipação de tensão no lado interno da dobra do fio, sugerindo uma deformação permanente nesta região e que o ângulo desta dobra influencia na dissipação das tensões.

Sun et al. (2008) verificaram a tensão gerada sobre os dentes e a armação metálica em defeitos maxilares unilaterais em próteses obturadoras retidas por encaixe extracoronal fixado ao dente por resina. Foram utilizados dados de uma TC que, trabalhada no programa MIMICS software (Materialise, Belgium) gerou um modelo 3D da maxila posteriormente transferido para o programa ANSYS de modo a estabelecer o modelo 3D de elementos finitos simulando o defeito maxilar e os dentes. Ao redor da raiz, foi determinada uma espessura de 0,5 mm correspondente

a membrana periodontal. Sobre esse modelo, foi estabelecido dois tipos de próteses, sendo o modelo 1 com grampos com espessura de 0,5 mm por palatina e 0,25 mm por vestibular e o 2 com plano guia lingual com espessura de 0,5 mm em toda a superfície lingual dos dentes remanescentes, do incisivo central ao 2º molar e encaixe na mesial do incisivo central. Sobre os dentes artificiais, foi aplicada uma força de 10N nos anteriores, 20N nos pré-molares e 40N nos molares. O lado sem o defeito, foi definido como tendo interação fixa com deslocamento zero, assumindo-se que a prótese e a maxila estão em perfeito contato. Foram adotados elementos tetraédricos, homogêneos e comportamento estático linear. Os autores utilizaram o programa ANSYS 5.6 e os resultados foram expressos em Von Mises. Observaram um estresse para os dois planejamentos na região anterior do palato da prótese e adjacente à ressecção, sendo maior no modelo 2. Sobre os dentes anteriores, foram encontradas estresse com valores muito próximos para os dois modelos. No dente incisivo central adjacente ao encaixe, ocorreu concentração do estresse na superfície mesial sendo maior no modelo 2. Houve concentração de tensão na porção anterior do plano lingual, principalmente na posição entre canino e pré-molar. A tensão que se concentrou na junção do encaixe, no plano guia lingual e na parte anterior deste plano ocasionaria, segundo os autores, uma redução na vida da adesão desse encaixe e eventual falha, pode ser explicado devido o aparecimento de uma linha de fulcro dinâmico durante a carga sobre a prótese. Todos os valores encontrados de dissipação do estresse sobre a prótese foram muito inferiores ao limite proporcional da Liga de Cro Co, o que torna importante a dissipação do estresse sobre os tecidos de suporte. Segundo os autores, recomenda-se a esplintagem dos dentes incisivos e a confecção de apoios de cingulo.

Wakabayashi et al. (2008) propuseram uma revisão na literatura relacionada a não linearidade nas análises de elementos finitos utilizada em pesquisa na odontologia. Para maior realismo nas análises, são utilizados a não linearidade das análises nos seguintes aspectos: Não linearidade dos materiais, mudanças no comportamento entre os objetos, não linearidade geométrica. Alguns fatores influenciam nas propriedades nas forças de estresse, sendo: do tempo e do histórico da carga na resposta elastoplástica, interação das condições como temperatura e o tempo que a carga é aplicada nas respostas de escoamento do material. Plasticidade é um fenômeno que se inicia quando se excede o estresse sobre um

ponto no material. Creep (escoamento) é um aspecto linear que ocorre quando ocorre uma deformação de forma contínua devido a uma força constante. Se o deslocamento é imposto, a reação da força e estresse irá desaparecer através do tempo, causando relaxamento do estresse. Tensão residual nos materiais dentais que exibem deformação durante processos laboratoriais e em serviços clínicos podem contribuir para a otimização de materiais e próteses. O cálculo da AEF não lineares para simular o comportamento plástico frequentemente requer consideráveis recursos computacionais e precisão na modelagem, criação da malha e interpretação dos resultados. A determinação das propriedades de elasticidade, plasticidade e viscosidade dos materiais frequentemente requer testes mecânicos anteriores à AEF. Quando essas propriedades são conhecidas, a simulação dos materiais, da geometria complexa da prótese e variabilidade das dimensões são aferidas.

Kibi et al. (2009) verificaram a dissipação de cargas sobre os dentes molares em próteses removíveis com extremidade livre unilateral por meio do método de elementos finitos. O formato 3D do rebordo alveolar residual foi obtido por escaneamento e digitalizado em formato (DXF). A superfície foi modelada no programa (DS-Tengun; NK-EXA) constituindo um modelo CAD da superfície do rebordo residual, com a espessura mucosa definida em 2,0 mm. Os dentes foram obtidos a partir de um modelo plástico, confeccionado a partir da moldagem de uma prótese total inferior, e escaneado da mesma maneira que o rebordo residual. A AEF utilizou o programa COSMOS/Design Star, SolidWorks, definindo nove pontos de carregamento sobre o primeiro e segundo molares, considerando uma análise elástica linear. Foram gerados elementos tetraédricos, com tamanho médio de 1,177 mm, 17660 nós e 11748 elementos. A condição de pressão foi de 50 N/m⁻² e 6° de liberdade entre a superfície basal e a fibromucosa. Os autores verificaram alta concentração de estresse na região anterior bucal, na parte abaixo do contato oclusal gerada pela carregamento posterior lingual.

Miyashita et al. (2012) estudaram através da análise de elementos finitos a dissipação de tensões geradas em próteses obturadoras Classe IV de Aramany em condições de carregamento anterior e posterior em um modelo digital desenvolvido a partir de uma TC de um indivíduo adulto. O modelo tridimensional do conjunto

maxila e prótese obturadora, desenvolvido no programa Rhinoceros® versão 3.0, foi utilizado para a geração da malha de elementos finitos no programa FEMAP/NASTRAN®. Uma força de 120 N foi aplicada na plataforma oclusal dos dentes posteriores da prótese obturadora, para observação das forças de tensão de compressão geradas no tecido ósseo maxilar. Os resultados são apresentados sob a forma de análise qualitativa, correspondente à Escala de Von Misses, e análise quantitativa, representada por dados em Mega Pascal (MPa). Observou-se que a tensão de compressão na lâmina palatina próxima da borda mediana da ressecção maxilar é maior na região anterior e ocorre tensão de tração na superfície da mucosa palatina posterior e na face palatina do rebordo alveolar maxilar.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho se propõe a avaliar as tensões geradas sobre os componentes protéticos em prótese obturadora maxilar Classes I, II e IV de Aramany em condições de carregamento posterior e anterior por meio da análise de elementos finitos.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Este capítulo está dividido em duas partes: Material e Métodos.

4.1 MATERIAL

Está subdividido pelas três etapas da elaboração do trabalho, sendo:

4.1.1 Tomografia computadorizada

- Indivíduo voluntário, adulto, maior de 25 anos de idade
- Aparelho de Tomografia Computadorizada Helicoidal - GE modelo Light-speed 16 pró – gravação em formato DICOM
- Compact Disc – CD-R – Maxell, 80 min, 700 MB

4.1.2 Modelo tridimensional da maxila e Prótese Obturadora

- Computador - Sgi Workstation silicon Graphics (Intel Xeon 3.2 MHz clock 2 processadores com 6 núcleos por processador 32 GB RAM 4 TB HD 2 Placas de vídeo nvidia quadro 1 gb memória de vídeo)
- Programa InVesalius® versão 2.0
- Programa Magics® versão X SP2
- Programa Rhinoceros® versão 4.0

4.1.3 Análise de elementos finitos

- Programa Ansys Workbench 14.0 (Ansys Inc)

4.2. MÉTODOS

Esta subdividido em 4 etapas, sendo:

4.2.1. Tomografia computadorizada

Foi realizada uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto, maior de 25 anos de idade, não portador de lesão congênita ou adquirida da região crânio-facial, do gênero masculino e residente na cidade de Campinas – São Paulo. Foi fornecido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice A) para a adesão voluntária a este estudo, após a aprovação do Protocolo de Pesquisa pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia de São Paulo – USP, sob o número 183/2007 (Anexo A).

O indivíduo voluntário realizou a TC no DIAGMED – Centro Integrado de Diagnose, na Avenida Brasil, 844, Guanabara, em Campinas – São Paulo. O protocolo empregado para a obtenção da tomografia computadorizada consistiu de:

- FOV – 20,4mm
- Gantry Tilt - 0°
- Espaçamento - 0,3mm
- Espessura das fatias - 0,625mm
- Algoritmo - tecido não ósseo
- mA/kVp - mA/kVp 320/120

- Pitch0,988/1

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.

As imagens da TC foram gravadas em CD-R no formato DICOM, sob a forma de imagens não compactadas, e encaminhadas ao 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, para serem digitalmente trabalhadas.

4.2.2. Modelo tridimensional da maxila e prótese obturadora.

Os dados obtidos pela TC, gravada em formato DICOM, foram exportados para o programa InVesalius® versão 2.0, onde se executou o processo de segmentação da imagem, obtendo-se a diferenciação dos modelos tridimensionais dos tecidos moles, osso maxilar e a arcada dentária (Figuras 4.1 e 4.2).

Figura 4.1 – Processo de segmentação do modelo baseado nas informações da Tomografia computadorizada (programa InVesalius® versão 1.0): A – Tecidos Moles; B – Tecido Duros

Figura 4.2 – Processo de segmentação do modelo baseado nas informações da Tomografia computadorizada (programa InVesalius® versão 1.0): A – Tecidos Duros; B – Tecidos Dentais

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 prévia de inconsistências (distorções da imagem) presentes no arquivo STL. Posteriormente procedeu-se à separação dos dentes e da maxila (Figura 4.3).

Figura 4.3 – Ajustes prévios das inconsistências e separação dos dentes em dados STL. Programa Magics® versão X SP2

Os dados do arquivo STL foram importados para o Programa Rhinoceros® versão 4.0, onde foram utilizados como referência para a geração do modelo CAD 3D contendo a maxila e os dentes. Esse programa também

possibilitou a manipulação e edição das estruturas de interesse no modelo CAD, permitindo a simulação da ressecção maxilar. A simulação da ressecção maxilar ocorreu de acordo com as Classes I, II e IV de Aramany. A Classe I é caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha média do palato, havendo presença de dentes no lado remanescente da maxila. A Classe II consiste em uma ressecção unilateral, com a presença dos dentes anteriores e contralaterais à perda e a classe IV caracterizada por uma ressecção que cruza a linha média do palato, envolvendo os dentes anteriores e posteriores de um dos lados da maxila, permanecendo apenas os dentes posteriores e suas respectivas estruturas anatômicas de suporte do lado oposto à ressecção. A mucosa de revestimento foi editada manualmente, com espessuras de 1,0 mm sobre o palato e nas bordas da ressecção, 1,5 mm sobre a cortical óssea vestibular e 1,0 mm sobre a cortical óssea alveolar (Figura 4.4).

Figura 4.4 - Geometrias tridimensionais das maxilas e suas respectivas ressecções: A – Classe I de Aramany; B – Classe II de Aramany; C – Classe IV de Aramany

4.2.3. Planejamento virtual da Prótese Obturadora

Para a localização dos componentes protéticos, utilizou-se Classificação de Aramany para planejamento para cada caso de perda maxilar, sendo: Classe I de Aramany, braços de retenção por vestibular nos pré-molares e por palatina nos molares, braços de oposição por vestibular nos molares e por palatina nos pré-molares, apoios oclusais entre os pré-molares e molares, apoio de cingulo no canino e incisivos, placas proximais por mesial no incisivo central e por distal no segundo molar e placa palatina de recobrimento; Classe II de Aramany, braços de retenção por vestibular e braços de oposição por palatina nos molares, apoio oclusal entre os molares, braço de retenção em “I” no canino canino proximo a ressecção, apoio oclusal e de cingulo entre o primeiro pré-molar e o canino, apoio de cingulo no canino próximo a ressecção, placas proximais por mesial no canino proximo a ressecção e por distal no segundo molar e placa palatina de recobrimento; Classe IV de Aramany, braços de retenção por vestibular nos pré-molares e por palatina nos molares, braços de oposição por vestibular nos molares e por palatina nos pré-molares, apoios oclusais entre os pré-molares e molares, placas proximais por mesial no primeiro pré-molar e por distal no segundo molar e placa palatina de recobrimento.

Para o planejamento, foi definido o plano oclusal segundo a técnica dos três pontos conforme Todescan et al. (1996) definindo assim o eixo de inserção da prótese. A partir da definição do plano oclusal, foi determinado o equador protético foi editado um cilindro no diâmetro de 0.25mm no sentido no eixo de inserção da prótese. Esse cilindro serviu de orientação para a localização do ponto de retenção ideal para a ponta ativa do grampos em CrCo (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Planejamento virtual da armação da prótese obturadora: A – Delineamento virtual e visualização do equador protético; B – Localização da região retentiva da ponta ativa do grampo; C – Edição da ponta ativa do braço de retenção; D – Edição do braço de retenção, vista inferior.

A edição da secção transversal do grampo seguiu as proporções de um semi círculo sendo sua largura o dobro de sua espessura (Todescan et al., 1996; Bates, 1966) (Figura 4.6).

Figura 4.6 - Secção transversal do braço de retenção

A edição do grampo em I no caso da Classe I de Aramany seguiu as dimensões estipuladas por Todescan e sua fixação a armação da prótese seguiu a localização segundo Aramany (1978b) (Figura 4.7). Os apoios oclusais e de cingulos foram editados conforme Todescan e Sato et al. (2000) (Figura 4.8).

Figura 4.7 - Edição do grampo em I no caso Classe II de Aramany

Figura 4.8 - Edição dos preparos e apoios oclusais e de cíngulo: A – Preparo para apoio oclusal; B – Apoio oclusal; C – Preparo para apoio de cíngulo; D – Apoio de cíngulo.

As placas proximais foram editadas baseadas no preparo dos planos nos dentes nas regiões proximais orientados pelo eixo de inserção da prótese, (cilindro azul) (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Edição da placa proximal: A – Preparo para placa proximal; B – Placa proximal.

Após a edição de todos os componentes constituintes da armação da prótese obturadora maxilar, foi editada a porção polimérica da prótese, incluindo seu corpo e

plataformas anteriores e posteriores correspondentes aos dentes artificiais das próteses, finalizando assim a geometria CAD dos três casos de Aramany a serem estudados (Figuras 4.10, 4.11 e 4.12).

Figura 4.10 - Geometria CAD Classe I de Aramany: A – Em perspectiva; B – Vista Oclusal; C – Vista superior; D – Vista Superior

A

B

C

D

Figura 4.11 - Geometria CAD Classe II de Aramany: A – Em perspectiva; B – Vista Oclusal; C – Vista superior; D – Vista Superior

A

B

C

D

Figura 4.12 - Geometria CAD Classe IV de Aramany: A – Em perspectiva; B – Vista Oclusal; C – Vista superior; D – Vista Superior

4.2.4 Analise por Elementos Finitos

Os modelos CAD gerados nas etapas anteriores serviram como base para a criação da malha de elementos finitos (Figuras 4.13, 4.14 e 4.15). As informações desse modelo foram importadas para o programa Ansys14.0® em 3 diferentes formatos de arquivo: Step 214 (*.stp); Acis (*.sat); e Parasolid (*.x_t). Nesse programa executou-se a verificação de possíveis inconsistências da geometria como: ausência de superfícies e de curvas e formação de espaços entre superfícies. Verificou-se também a presença de inconsistências dimensionais que foram padronizadas em unidades de medida em milímetros.

Figura 4.13 - Malha de elementos finitos Classe I de Aramany: A – Vista posterior; B – Em perspectiva; C – Vista Oclusal

Figura 4.14 - Malha de elementos finitos Classe II de Aramany: A – Vista posterior; B – Em perspectiva; C – Vista Oclusal

Figura 4.15 - Malha de elementos finitos Classe IV de Aramany: A – Vista posterior; B – Em perspectiva; C – Vista Oclusal

O tipo de elemento utilizado pelo programa Ansys Workbench 14.0 (Ansys Inc) para a determinação de volumes foi o tetraédrico quadrático. A

geração da malha de elementos finitos no programa Ansys Workbench 14.0 (Ansys Inc) foi realizada de forma controlada procurando-se uma melhor homogeneidade geométrica de seus elementos, assim como uma melhor discretização do modelo. Foram utilizados instrumentos deste programa que permitiram o controle dos contornos da malha e o controle da distorção dos elementos.

Para a geração da malha, determinou-se a declaração dos contatos entre as superfícies de interesse: superfícies radiculares e ósseas alveolares; superfície fibromucosa do palato duro e óssea do palato duro; superfície fibromucosa do palato duro e placa metálica palatina; superfície das coroas dentais e das pontas ativas de retenção dos grampos da prótese. O tipo de contato estabelecido foi o contato de interação fixa.

Foram estipulados os módulos de elasticidade (módulo de Young) e seus respectivos coeficientes de Poisson para cada estrutura anatômica e material considerado neste estudo conforme revisão da literatura na qual seus valores foram baseados em uma média desses trabalhos (Figura 4.16). Foi estabelecido que todos os elementos fossem tidos como corpos de características físicas isotrópicas ou homogêneas.

	Módulo de Elasticidade	Coeficiente de Poisson
	GPa	
Osso Cortical	13,6	0,3
Dentes	15,57	0,3
Armação CrCo	196,1	0,33
Acrílico Base	1,960	0,3
Acrílico Dentes	3,178	0,35
Mucosa	0,824	0,45

Figura. 4.16 – Modulo de Young e Coeficiente de Poisson

Foi aplicada uma pressão correspondente a uma força de 120 N na plataforma oclusal, correspondente aos dos dentes posteriores, e na plataforma incisal, representativa dos dentes anteriores, da prótese obturadora maxilar. O processamento foi realizado considerando-se que o comportamento mecânico do modelo apresentasse um comportamento elástico linear.

Os resultados são apresentados considerando-se uma análise qualitativa, correspondente à escala de tensão máxima principal para o material acrílico dos dentes e da base e tensão de Von Mises para a armação de CrCo, e uma análise quantitativa representada por dados expressos em Mega Pascal.

|

RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os resultados foram divididos em três, sendo as perdas maxilares a serem estudadas segundo a classificação de Aramany (1978a)

5.1 CLASSE I DE ARAMANY

Foi subdividido pela localização dos carregamentos, sendo anterior e posterior.

5.1.1 Carregamento Posterior

Foi subdividido pela estruturas protéticas, sendo estrutura metálica e estrutura protética.

5.1.1.1 Estrutura metálica

Sob carregamento posterior, observou-se na estrutura metálica com o uso das tensões de Von Mises concentrações de tensões localizadas na estrutura de retenção Metal/Acrílico medialmente na região do limite da ressecção de 344,08 MPa em sua extremidade anterior. Na região posterior dessa mesma estrutura foi observada uma tensão de 295.56 MPa.

Na placa palatina foi observada uma concentração de tensão medialmente na região dos limites da ressecção de 96,58 MPa. Nessa mesma estrutura posteriormente, observou-se uma tensão de 103,81 MPa.

Segundo o estudo de Tensão Máxima Principal, foi observada uma concentração de tensão na região correspondente ao limite lateral e anterior da junção da placa de retenção e do acrílico no valor de 19,796 MPa de tração (Figura 5.2).

Figura 5.2 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento posterior.

5.1.2 Carregamento Anterior

Foi subdividido pelas estruturas protéticas, sendo estrutura metálica e estrutura protética.

5.1.2.1 Estrutura metálica

Sob carregamento anterior, observou-se na estrutura metálica por meio das tensões de Von Mises concentrações de tensões localizadas na estrutura de retenção Metal/Acrílico medialmente na região do limite da ressecção de 191,79 MPa em sua extremidade anterior (Figura 5.3).

Figura 5.3 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento anterior.

5.1.2.2 Estrutura Acrílica

Segundo o estudo de Tensão Máxima Principal, não foi observado concentração de tensão significativa nesta estrutura (Figura 5.4).

Figura 5.4 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe I de Aramany sob carregamento anterior.

5.2 CLASSE II DE ARAMANY

Foi subdividido pela localização do carregamento, sendo posterior.

5.2.1 Carregamento Posterior

Foi subdividido pela estrutura protética, sendo estrutura metálica e estrutura protética.

5.2.1.1 *Estrutura metálica*

Sob carregamento posterior, observou-se na estrutura metálica por meio das tensões de Von Mises concentrações de tensões localizadas na estrutura de retenção Metal/Acrílico em sua região posterior de 149,17 MPa.

No conector menor do apoio de cingulo do canino proximo ao defeito apresentou uma concentração de tensão de 53,786 MPa

Na junção da placa de retenção com o conector menor correspondente ao grampo em I apresentou uma tensão de 126,4 MPa e na junção da placa palatina com o conector menor correspondente a placa proximal mesial do canino próximo à ressecção apresentou uma tensão de 110,15 MPa (Figura 5.5).

Figura 5.5 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe II de Aramany sob carregamento posterior.

5.2.1.2 Estrutura Acrílica

Segundo o estudo de Tensão Máxima Principal, foi observada uma concentração de tensão na região anterior proxima ao limite da ressecção anterior no valor de 25,455 de tração (Figura 5.6).

Figura 5.6 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe II de Aramany sob carregamento posterior.

5.3 CLASSE IV DE ARAMANY

Foi subdividido pela localização do carregamento, sendo anterior e posterior.

5.3.1 Carregamento Posterior

Foi subdividido pelas estruturas protéticas, sendo estrutura metálica e estrutura protética.

5.3.1.1 Estrutura metálica

Sob carregamento posterior, observou-se na estrutura metálica por meio das tensões de Von Mises concentrações de tensões localizadas na estrutura de

retenção Metal/Acrílico em sua região posterior de 390,25 MPa. Na região anterior nessa mesma estrutura foi observada uma concentração de tensão de 258,22 MPa.

Na placa palatina foi observada uma concentração de tensão medialmente na região dos limites da ressecção de 154,71 MPa. Nessa mesma estrutura posteriormente, observou-se uma tensão de 178,05 MPa.

Na junção do conector maior com o conector menor correspondente ao grampo gêmeo nos pré-molares observou-se uma concentração de tensão de 215,71 MPa e o correspondente ao grampo nos molares uma tensão de 142,83 MPa

No conector menor proximo a placa proximal localizada mesialmente ao primeiro pré molar foi observado concentração de tensão de 128,88 MPa (Figura 5.7).

Figura 5.7 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento posterior.

5.3.1.2 Estrutura Acrílica

Segundo o estudo de Tensão Máxima Principal, foi observado uma concentração de tensão na região posterior da junção da placa de retenção e do acrílico no valor de 18,33 MPa (Figura 5.8).

Figura 5.8 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento posterior.

5.3.2 Carregamento Anterior

Foi subdividido pela estrutura protética, sendo estrutura metálica e estrutura protética.

5.3.2.1 Estrutura metálica

Sob carregamento anterior, observou-se na estrutura metálica por estudo de Von Mises concentrações de tensões localizadas na estrutura de retenção Metal/Acrílico anteriormente na região do limite a ressecção de 147,59 MPa e na região de intersecção das ressecções anterior e medial de 94,937 MPa.

Na junção do conector maior com o conector menor correspondente ao grampo gêmeo nos pré-molares observou-se uma concentração de tensão de 118,86 MPa e o correspondente ao grampo nos molares uma tensão de 87,646 MPa (figura 5.9).

Figura 5.9 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura metálica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento anterior.

5.3.2.2 Estrutura Acrílica

Segundo o estudo de Tensão Máxima Principal, não foi observado concentração de tensão significativa (Figura 5.10).

Figura 5.10 – Dissipação das tensões no modelo de elementos finitos sobre a estrutura acrílica da prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany sob carregamento anterior.

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Nas últimas décadas o câncer tornou-se um evidente problema de saúde pública mundial. A Organização Mundial da Saúde (OMS) estimou que em 2030, podem-se esperar 27 milhões de casos incidentes de câncer apresentando 17 milhões de mortes por essa causa. Esse aumento incide principalmente países de baixo a médio desenvolvimento. Em países de baixo e médio recursos, os cânceres predominantes são os de estômago, fígado, cavidade oral e colo do útero (Instituto Nacional do Câncer, 2012).

Dos tumores da cavidade oral, destaca-se o Carcinoma Epidermóide como principal tipo de tumor. Acomete principalmente indivíduos do gênero masculino acima da sexta década de vida. A região de predileção na cavidade oral é lateral de língua, assoalho da boca, lábio inferior e palato. Esse tumor está relacionado principalmente ao etilismo e tabagismo (Carvalho et al., 2001; Amar et al., 2004; Dedivitis et al., 2004; Durazzo et al., 2005; Oliveira et al., 2006; Pinto et al., 2012).

O tratamento o Carcinoma Epidermóide em cavidade oral é a ressecção cirúrgica, com associação ou não de terapia radioterápica. O esvaziamento cervical está indicado em casos de maior extensão do tumor, principalmente com invasão ao sistema linfático da região (Amar et al., 2004; Dedivitis et al., 2004; Durazzo et al., 2005; Oliveira et al., 2006; Pinto et al., 2012). A morbidade da ressecção cirúrgica esta diretamente relacionada ao tempo de detecção e diagnóstico do tumor, sendo sua mortalidade aumentada nos estágios tardios do tumor (Durazzo et al. 2005; Oliveira et al., 2006; Instituto Nacional do Câncer, 2012; Pinto et al., 2012).

As consequências do tratamento do câncer oral dependem da extensão da ressecção, com a perda parcial ou total da função do órgão acometido. Em geral, essas seqüelas anatômicas acarretam distúrbios funcionais, estéticos, e psicológicos (Desjardin, 1977; Birnbach; Herman, 1987; Wedel et al., 1994; Rogers et al., 2003; Koyama et al., 2005; Arigbede et al., 2006; Matsuyama et al., 2006; Park; Know, 2006; Eckardt et al., 2007). Devido a essa grande quantidade de sequelas presentes ao tratamento do câncer bucal, a atuação de cirurgiões

dentistas inserida em equipe multiprofissional, torna-se cada vez mais fundamental e expressiva para o sucesso na reabilitação do paciente.

Nos casos do acometimento da estrutura maxilar, seu tratamento gera sua perda parcial ou total, causando uma comunicação da cavidade oral da sinonasal e em muitos casos na perda de volume e função do veu palatino. Como consequência, a inteligibilidade é afetada sendo sua principal característica a voz anasalada. A deficiência na deglutição e a função do esfínter velofaríngeo também é constatada, caracterizada pela injeção de líquidos e bolo alimentar para a cavidade sinonasal. Comprometimento estético também é apresentado pela falta de sustentação óssea sobre os tecidos moles, causando deformações e assimetrias faciais (Kornblith et al., 1996; Rogers et al., 2003; Arigbede et al., 2006; Eckardt et al., 2007; Irish et al., 2009; Moreno et al., 2009; Rieger et al., 2009; Depprich et al., 2011).

A reabilitação das consequências do tratamento do tumor podem ser duas: reabilitação cirúrgica e reabilitação protética.

Para cada tipo de reabilitação, existem vantagens e desvantagens. No caso da reabilitação cirúrgica, suas vantagens são: possibilidade de fixação de enxerto ósseo cutâneo que consegue em muitos casos restabelecer os contornos tridimensionais perdidos e possibilitar a instalação de implantes osseointegrados (Andrades et al., 2011; Baj et al., 2010; Lethaus et al., 2010), possibilidade de melhorar a anatomia da região lesionada, tornando mais estável uma prótese (Fatth et al., 2012). Esta possibilidade cirúrgica melhorou através do desenvolvimento de técnicas de enxertia microvascularizada, aumentando-se a possibilidade de fechamento das comunicações em diferentes localizações e diferentes tamanhos (O'Connell; Futran, 2010; Moreno et al., 2010). Como desvantagem pode-se citar o aumento da internação hospitalar do paciente e o recobrimento da região tratada do tumor (Moreno et al., 2009) e riscos de exposição do enxerto, principalmente em pacientes de tratamento radioterápico (Baj et al., 2010).

No caso da reabilitação através de próteses, suas vantagens são: diminuição do tempo cirúrgico e tempo de internação no paciente, possibilidade de visualização direta da área tratada do tumor (Andrades et al., 2011; Moreno et al., 2010), possibilidade de reabilitação do palato duro e do palato mole, possibilidade de individualizações e ajustes quando qualquer momento que seja necessário (Rieger et al., 2009). Como desvantagens podemos citar: Possibilidade de hipernasalidade

durante a fala e regurgitação de líquido para a cavidade nasal, o que ocasiona uma maior periodicidade na manutenção da prótese (O'Connell; Futran, 2010; Moreno et al. 2010), dificuldade para a confecção e instalação de prótese em pacientes com limitação na abertura de boca e pacientes desdentados totais, dificultando sua retenção e estabilidade (O'Connell; Futran, 2010; Rieger et al., 2009), e dificuldade na utilização das próteses em pacientes que apresentam xerostomia (Andrades et al., 2011).

Apesar das diferenças dos tratamentos para a reabilitação das seqüelas das perdas tumorais, os resultados são positivos e parecidos para ambas as técnicas (Moreno et al., 2010; Rieger et al. 2009). A recuperação das funções de fala, mastigação, deglutição e estética são extremamente satisfatórios para a maioria dos pacientes usuários de próteses obturadoras (Kornblith et al., 1996; Rogers et al., 2003; Arigbede et al., 2006; Eckardt et al., 2007; Irish et al., 2009; Depprich et al., 2011; Kwon et al., 2011).

O primeiro historicamente que descreveu a confecção de uma prótese obturadora maxilar foi Ambrose Pare por volta de 1530. No século 18, melhores materiais propiciaram avanços na retenção de próteses obturadoras. Em 1867, Süersen sugeriu um obturador rígido fixo utilizando uma extensão posterior com guta percha quente. Essa técnica teve variações com os avanços dos materiais utilizados. Fry, descreveu a moldagem antes da cirurgia em 1927. Na década de 50 foi observado o desenvolvimento da especialidade de prótese buco maxilo facial e refinamento do planejamento do obturador e sua aplicação em pequenas clínicas e linhas de pesquisas. Citações deste período demonstram que os princípios das PPRs podem propiciar melhor planejamento nas armações de próteses obturadoras aumentando seu sucesso.

Existem grandes diferenças entre Próteses Parciais Removíveis convencionais em relação a Próteses Obturadoras, alvo deste estudo. Podemos afirmar que as próteses obturadoras possuem objetivos adicionais às PPRs convencionais devido a própria natureza das condições apresentadas para a reabilitação do paciente.

Os principais objetivos das próteses obturadoras são basicamente solucionar ou amenizar as conseqüências diretas e indiretas da ressecção maxilar, sendo que restauram a função de mastigação, fala, deglutição e restabelecem a aparência orofacial normal. O alvo da reabilitação protética inclui separação das cavidades

nasal e oral para possibilitar adequada deglutição e articulação e suporte às estruturas orbitais, o que previne a enoftalmia e a diplopia, suportar os tecidos moles para restaurar o contorno da face média favorecendo assim a estética (Birnbach; Herman, 1987; Black, 1992; Keyf, 2001; Rogers et al., 2003; Miracca et al. 2004; Koyama et al., 2005; Park; Kwon, 2006; Eckardt et al., 2007; Irish et al. 2009; Depprich et al., 2011; Kwon et al., 2011; Miyashita et al., 2011; Miyashita et al., 2012).

A própria natureza da condição adquirida pelo paciente que apresenta a ressecção maxilar também produz situações biomecânicas extremamente diferenciadas se comparadas à pacientes apenas parcialmente dentados se a perda óssea e mucosa da maxila.

Dentro dos princípios da biomecânica citadas por Rebossio (1963) e Todescan et al. (1996) deve-se adequar sempre as condições biológicas as condições mecânicas para o sucesso na reabilitação. “A instabilidade biológica sobre as leis simplesmente mecânicas são as primeiras a se condicionarem as ações mecânicas puras”.

Pode-se enumerar alguns aspectos que torna a biomecânica da prótese obturadora diferenciada das PPRs convencionais, como: falta de apoio, retenção e estabilidade comuns em pacientes operados por maxilectomia; extensão do defeito; número de dentes residuais; estrutura óssea remanescente; qualidade de mucosa existente (Desjardins, 1977; Aramany, 1978a,b; Desjardins, 1978; Black, 1992; Parr; Gardner, 1995; Keyf, 2001; Parr; Gardner, 2002; Miracca et al., 2004; Koyama et al., 2005; Miyashita et al. 2011; Miyashita et al. 2012; Murat et al., 2012).

Tendo em vista a grande diferença no comportamento biomecânico das próteses obturadoras, foram estudadas e sugeridas classificações para reabilitação protética (Aramany, 1978a,b; Okay et al., 2001). Das classificações existentes, a de Aramany se tornou a mais conhecida e utilizada para o planejamento de próteses obturadoras maxilares. Segundo o autor, as classificações com maior dificuldade biomecânica para reabilitação são em ordem crescente: Classe II de Aramany; Classe I de Aramany e; Classe IV de Aramany. A Classe II consiste em uma ressecção unilateral, com a presença dos dentes anteriores e contralaterais à perda o que torna a disposição dos apoios e retentores localizadas em forma tripoidal. A Classe I é caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha média do palato, havendo presença de dentes no lado remanescente da maxila, o que torna a

disposição dos apoios e retentores localizadas em forma tripoidal ou linear. A Classe IV, caracterizada por uma ressecção que acompanha a linha mediana do palato e engloba a região maxilar anterior, envolve os dentes posteriores de um dos lados da maxila e os dentes anteriores, permanecendo apenas os dentes posteriores do lado ósseo remanescente, o que torna a disposição dos apoios e retentores localizadas em forma linear (Aramany, 1978a,b).

Atualmente, a metodologia de elementos finitos vem sendo empregada como importante instrumento de pesquisa na odontologia. Esse método é aplicado para análise biomecânica apresentando como vantagens: não ser invasiva; proporcionar a visualização de estruturas sobrepostas; permitir a definição das propriedades materiais das estruturas craniofaciais; estabelecer o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força aplicada; também e possibilitar a localização de pontos de tensão teoricamente mensuráveis. Adicionalmente, a reprodutibilidade não afeta as propriedades físicas dos materiais envolvidos, e o experimento pode ser repetido quantas vezes o operador desejar (Rubin et al., 1982; Gao et al., 2006; Lotti et al., 2006; Taddei et al., 2007; Ujigawa et al., 2007; Wakabayashi et al., 2008; Miyashita et al., 2012).

O processo utilizado para a elaboração de uma análise de elementos finitos inicia-se pela elaboração de um modelo CAD, o qual serve de base para a elaboração da geometria constituída de elementos finitos. A análise de elementos finitos na área biomédica vem sendo desenvolvida empregando modelos CAD gerados a partir de imagens de TC das estruturas biológicas (Cattaneo et al., 2003; Gao et al., 2006; Nomoto et al., 2006; Ramos; Simões, 2006; Daas et al., 2007; Laz et al., 2007; Provatidis et al., 2007; Ujigawa et al., 2007; Viceconti et al., 2007; Sun et al., 2008; Zhao et al., 2008).

A TC produz imagens de alta complexidade em função da própria morfologia das estruturas biológicas. Esta complexidade deve se adequar à capacidade dos sistemas de computação existentes na atualidade e que são desenvolvidos para aplicação na área da engenharia. Em função disso, o método de elementos finitos baseados em imagens de TC pressupõe o ajuste prévio do modelo inicial, de modo a estabilizar o modelo CAD a ser posteriormente exportado para a elaboração da geometria de elementos finitos (Gao et al., 2006; Lotti et al., 2006; Ujigawa et al., 2007; Zhao et al., 2008).

A metodologia empregada neste estudo estabelece que sejam realizadas algumas simplificações no modelo CAD da maxila. Não é considerado o ligamento periodontal em função de suas diminutas proporções frente à dimensão global do modelo. Estudos relatados na literatura apontam uma participação desprezível do ligamento periodontal sobre os resultados observados. (Rubin et al., 1982; Lotti et al., 2006; Reina et al., 2007; Zhao et al., 2008). Outra simplificação realizada diz respeito aos dentes, que são trabalhados como um todo, não importando as diferenças entre polpa, dentina, cimento e esmalte (Rubin et al., 1982; Lotti et al., 2006). Não é considerado o osso trabecular neste estudo, uma vez que a diferenciação entre o osso cortical e osso trabecular não causa grandes alterações nos resultados em análise de elementos finitos (Lotti et al., 2006; Zhao et al., 2008).

O grau de complexidade da análise de elementos finitos é determinado pelo número de elementos, tipo de elementos, comportamento físico e mecânico considerados. A geometria de elementos finitos geradas neste estudo alcançou 371.529 elementos e 585.143 nós para o modelo Classe I de Aramany, 404.790 elementos e 638.048 nós para a Classe II de Aramany e 394.495 elementos e 614.102 nós para a Classe IV de Aramany. Estes valores demonstram um dos fatores que demonstram a alta complexidade da geometria quando comparado ao de outras pesquisas (Barbosa; Soares, 2008; Cattaneo et al., 2003; Gao et al., 2006; Kibi et al., 2009; Moroi et al., 1993; Rubin et al., 1982; Sato et al., 2000; Sandu et al., 2007; Sun et al., 2008; Ujigawa et al., 2007; Yang; Xiang, 2007; Saab et al., 2007; Zhao et al., 2008).

A malha deste trabalho utiliza os elementos tetraédricos quadráticos preconizados para a geração de modelos biológicos em análise de elementos finitos. Este tipo de elemento possibilita uma geometria mais complexa e mantendo a

qualidade dos resultados (Gao et al., 2006; Ramos; Simões, 2006; Zhao et al., 2008).

Embora Saab et al. (2007), Taddei et al. (2007) e Wakabayashi et al. (2008) concebam que a utilização de propriedades anisotrópicas em materiais de modelos biológicos alcance resultados mais reais, a maior parte dos trabalhos envolvendo análise de elementos finitos em odontologia considera os tecidos como materiais de propriedades isotrópicas (Rubin et al., 1982; Ress et al., 1990; Moroi et al., 1993; Alvarenga, 2001; Koca et al., 2005; Gao et al., 2006; Kojima; Fukui, 2006; Nomoto et al., 2006; Zhao et al., 2008). A utilização de materiais com propriedades anisotrópicas demanda um custo computacional muito elevado e se restringe a análises que apresentam uma geometria mais simples na verificação de aspectos específicos como no trabalho de Najafi et al. em 2007. Neste estudo considerou-se o comportamento isotrópico na caracterização física dos materiais avaliados.

Segundo Lotti et al. (2006) e Wakabayashi et al. (2008), a utilização de propriedades viscoplásticas e viscoelásticas é mais indicada para os tecidos biológicos em estudos com elementos finitos. Porém, a exatidão *in vivo* dessas propriedades não está muito bem elucidada. Por esse motivo, a grande maioria das análises considera os materiais com propriedades elásticas lineares, onde as deformações da estrutura são diretamente proporcionais às forças aplicadas (Moroi et al., 1993; Sato et al., 2000; Barbosa; Soares, 2008; Cattaneo et al., 2003; Gao et al., 2006; Saab et al., 2007; Sandu et al., 2007; Ujigawa et al., 2007; Yang; Xiang, 2007; Sun et al., 2008; Zhao et al., 2008; Kibi et al., 2009), tendo sido esta a opção considerada neste estudo.

O carregamento sobre a prótese obturadora foi uma força equivalente a 120 N sobre a superfície dos platôs representativos aos dentes da prótese. Este valor é estabelecido por Wedel et al. (1994) em um estudo que avaliou a força oclusal desenvolvida por pacientes parcialmente dentados e que apresentavam perdas maxilares. Matsuyama et al. (2006) e Ono et al. (2007) também verificaram uma redução significativa na força máxima de oclusão em pacientes usuários de próteses obturadoras maxilares. Ao se comparar este valor com aqueles apresentados por pacientes dentados ou portadores de implantes sem perda

maxilar observa-se que são nitidamente menores (Koca et al., 2005; Ujigawa et al., 2007).

Os resultados foram observados de acordo com cada tipo de comportamento dos materiais, sendo assim foram utilizadas as tensões de Von Mises para materiais metálicos e Tensão Máxima Principal para materiais acrílicos.

Tanto nos carregamentos posteriores como nos carregamentos anteriores, foram observadas dissipações de cargas significativas para todas as Classes do Planejamento de Aramany localizadas na placa palatina próximas à ressecção e na junção do metal com o acrílico. Sendo os maiores valores alcançados na placa de retenção metálica para retenção do acrílico localizadas posteriormente na condição de carregamento posterior em ordem crescente na Classe II de Aramany com 149,17 MPa, Classe I de Aramany com 344,08 MPa e Classe IV de Aramany alcançando valor de 390,25 MPa.

A localização do carregamento sobre a prótese parece ter grande influência sobre a dissipação das tensões geradas. Em carregamento anterior, foram localizadas tensões muito inferiores as encontradas no carregamento posterior, que sobre a placa de retenção metal/acrílico foram observada valores em ordem crescente de 147,59 MPa na Classe IV de Aramany e de 191,79 MPa na Classe I de Aramany.

Esse fato, segundo os conceitos biomecânicos, está relacionado à distância da aplicação das cargas na prótese com as estruturas de suporte e retenção (Rebossio, 1963; Todescan et al., 1996). O fato da distância da aplicação do carregamento da prótese e principalmente a reduzida quantidade de estruturas de suporte no remanescente maxilar justificou historicamente a idéia de necessidade da utilização do maior número possível de retentores diretos e indiretos (Javid; Dadmanesh, 1976; Desjardins, 1978; Firtell; Grisius, 1980; Schwartzman et al., 1985; Myers; Mitchell, 1989; Schwartzman et al., 1990; Black, 1992; Parr; Gardner, 1995; Putten, 2002; Koyama et al., 2005).

Observando a dissipação no acrílico da prótese obturadora, no caso de Classe I de Aramany em carregamento posterior, foi observado uma concentração de tensão na região correspondente ao limite lateral e anterior da junção da placa de retenção e do acrílico no valor de 19,796 MPa de tração. Na Classe IV de Aramany

em carregamento posterior, foi observado uma concentração de tensão na região posterior da junção da placa de retenção e do acrílico no valor de 18,336 MPa.

Na Classe II de Aramany, em carregamento posterior foi observado uma concentração de tensão na região anterior proximas ao limite da ressecção anterior no valor de 25,455 MPa de tração.

Os valores encontrados no acrílico e na placa de retenção metálica nessas regiões, mesmo em uma análise estática, indicam certa cautela no que diz respeito a retenção acrílico/metal da prótese obturadora. Em trabalhos com ensaios mecânicos de ciclagem em que se avaliaram a retenção das selas nas armações metálicas de Próteses Parciais Removíveis foram observados valores que variaram de 10,6 MPa a 32,36 MPa de acordo com o tipo de superfície tratada sobre essa estrutura e uso de adesivo segundo Lee et al. (2010) e Newsum et al. (2011) em estudo semelhante, observou resultados que variaram de 21 MPa à 42 MPa. Em ambos os trabalhos, as maiores retenções foram alcançadas quando suas superfícies foram tratadas de forma a se tornaram superfícies rugosas e adicionalmente a utilização de adesivo. Os valores alcançados sugerem a utilização destes artifícios nos casos estudados.

Outra região de dissipação sobre a estrutura metálica observada neste estudo está localizada na placa palatina medialmente proximas a ressecção maxilar nas condições de carregamento posterior na Classe I de Aramany de 96,58 MPa e na Classe IV de Aramany de 154,71 MPa.

Esses valores quantitativos parecem não apresentar riscos de fratura à esta região da prótese obturadora. Qualitativamente, observa-se que a configuração de placa de recobrimento palatino proporciona uma distribuição das tensões ao longo de sua superfície, demonstrada no caso Classe IV de Aramany em carregamento posterior.

Apesar da placa de recobrimento palatino diminuir a capacidade mastigatória do paciente devido a diminuição da sensibilidade da mucosa do palato, segundo Kumamoto et al. (2010), essa configuração repercute em uma melhor dissipação de tensões para a mucosa palatina e osso palatino abaixo deste estrutura (Miyashita et al., 2012). Como verifica Wakabayashi et al. em 2008, as tensões geradas se dissipam sobre o conector maior ou placa palatina no caso deste estudo, tendo esse componente um papel crítico na transmissão das forças geradas nos dentes artificiais para as outras estruturas da prótese e tecidos de suporte, sendo uma

estrutura rígida, possibilita a transmissão das forças laterais de um lado do arco dental para o outro.

Outra estrutura metálica da prótese em que foi observada dissipação de tensões está localizada na junção do conector maior ou placa palatina e o conector menores do grampo gêmeo dos pré-molares na Classe I de Aramany em que o carregamento posterior foi de 105,06 MPa.

Na Classe IV de Aramany foi observada dissipação de tensão na junção do conector maior ou placa palatina e o conector menores do grampo gêmeo dos pré-molares e molares no carregamento anterior de 118,86 MPa e 87,646 MPa respectivamente e no carregamento posterior de 215,71 MPa e 142,83 MPa respectivamente.

Segundo Sandu et al. (2007) na análise estática, as áreas de risco de fratura estão localizadas na junção do braço do grampo com o conector maior.

A não visualização de tensões sobre os apoios pode estar relacionadas a geometria criada para representar esses componentes onde sua espessura e largura apresentaram-se dentro dos padrões ideais segundo Gapido et al. (2003)

Na Classe II de Aramany em carregamento posterior foi observada uma dissipação de tensão na junção da placa de retenção com o conector menor correspondente ao grampo em I apresentou uma tensão de 126,4 MPa e na junção da placa palatina com o conector menor correspondente a placa proximal mesial do canino próximo à ressecção apresentou uma tensão de 110,15 MPa.

Segundo Sato et al. (2000) o limite de fadiga para esse tipo de grampo é de 276 MPa, sendo os resultados apresentados menores, torna essa região menos provável à fraturas. Segundo os autores um dos principais critérios para tornar o grampo menos suscetível a falhas está na distância entre a margem gengival e o limite superior do braço horizontal do grampo, devendo estar a 3,0 mm, conforme foi editada no modelo CAD deste estudo.

Não foram visualizadas dissipações importantes sobre os grampos em todas as condições. O que justifica a ausência de tensões sobre os componentes de retenção seria o fato dos resultados neste estudo serem apresentados em condições estáticas, onde não foi considerada qualquer tipo de deslocamento da prótese. Dessa maneira, os resultados apresentados indicam regiões prováveis que em condições dinâmicas, seus componentes poderiam apresentar deformações

elásticas ou plásticas, sendo sujeitas à falhas por ciclagem (Bates, 1966; Vallittu; Kokkonen, 1995; Sandu et al., 2007; Cheng et al., 2010).

Apesar das falhas da estrutura metálica estarem sujeitas a diversas variáveis, como pequenas variações na composição da liga de CrCo (Herö et al., 1984) e o tempo e maneira de fundição da Liga de CrCo (Giampaolo et al., 1991; Vallittu; Kokkonen, 1995), os níveis de tensão alcançados neste estudo são consideravelmente inferiores aos obtidos em estudos mecânicos de fratura dessa liga.

Em relação a resistência à fratura, segundo Bates (1965a,b) as ligas de Cr Co apresentam uma resistência à tração na ordem de 900 MPa e limite proporcional ou de alongamento de 551,58 MPa. Em um ensaio em que simulou as condições bucais de temperatura e umidade, o limite proporcional alcançado foi de 551,58 MPa.

Se a resistência da liga de CrCo for considerada apenas como corpos de prova cilíndricos de 3.0 mm, alcançaram valores de resistência a forças transversas em diferentes ligas de CroCo que variara de 1026,8 MPa a 1397,0 MPa (Vallittu; Kokkonen, 1995), valores consideravelmente maiores que os alcançados pelo estudo.

Apesar do estudo ser uma análise estática, pode-se observar uma tendência de deslocamento baseado na dissipação das tensões geradas no estudo, onde em todas as situações, a tendência do deslocamento da prótese indica intrusão desta para o espaço da ressecção maxilar no sentido da desinserção da prótese obturadora maxilar em todas as situações e condições (Keyf, 2001). A localização dos apoios segundo a biomecânica das situações apresentadas por Aramany parecem estar de acordo com ao apresentado na literatura (Rebossio, 1963; Todescan et al., 1996). As localizações específicas desses apoios diminuem o deslocamento da prótese. Os trabalhos de Aoda (2010) indicam que a proximidade de um apoio com a extremidade livre de uma PPR propicia uma maior estabilidade à prótese. Dos planejamentos propostos por Aramany, apenas a classe IV não apresenta apoio nesta região, podendo então aumentar a tendência de deslocamento desta e aumentar as áreas de dissipação de tensões ao longo do corpo da prótese. Em contra partida, segundo esses autores, apoios nesta região aumentam a dissipação de tensões para os tecidos de suporte dentais e

periodontais, fato esse não desejável em uma situação de perda maxilar classe IV de Aramany, o que é demonstrado por Miyashita et al., 2012.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

A metodologia empregada para avaliação do comportamento biomecânico das próteses obturadoras maxilar Classes I, II e IV de Aramany estabeleceu que:

- Os valores alcançados neste estudo indicam não haver risco de fratura dos componentes protéticos das armações metálicas de liga de CrCo, para todas as classes e condições estudadas.
- Os valores observados neste estudo indicam possíveis riscos de falha na retenção metal/acrílico na Classe II de Aramany, em carregamento posterior.
- A configuração de placa palatina de recobrimento demonstrou ser importante para uma boa distribuição das tensões geradas em todas as classes e condições estudadas.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS¹

Alvarenga RFS. Estudo comparativo das tensões geradas por meio do método dos elementos finitos numa prótese parcial removível superior de extremidade livre utilizando-se de grampos circunferenciais ou do swing-lock [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, 2001.

Amar A, Curioni AO, Franzi AS, Sobrinho JA, Rapoport A. Tratamento do carcinoma epidermóide do palato mole. Rev Bras Otorrinolaringol. 2004;70(6):761-4.

Andrades P, Militsakh O, Hanasono MM, Rieger J, Rosenthal E. Current Strategies in Reconstruction of Maxillectomy Defects. Arch Otolaryngol Head Neck Surg. 2011;137(8):806-12.

Aoda K, Shimamura I, Tahara Y, Sakurai K. Retainer design for unilateral extension base partial removable dental prosthesis by three-dimensional finite element analysis. J Prostodont Res. 2010;54:84–91.

Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patient. Part I: classification. J Prosthet Dent. 1978a;40(5):554-7.

Aramany MA. Basic principles of obturator design for partially edentulous patient. Part II: design principles. J Prosthet Dent. 1978b;40(5):656-62.

Arigbede AO, Dosumu OO, Shaba P, Esan TA. Evaluation of Speech in Patients with Partial Surgically Acquired Defects: Pre and Post Prosthetic Obturation. J Contemp Dent Practice. 2006;7(1):1-9.

Baj A, Youssef A, Monteve R, Bianchi B, Comb Ai, Gianni AB. Reconstruction of partial maxillary defects with the double-barrel fibula free flap. Acta Otorhinol Ital. 2010;30(6):299-302

Barbosa GF, Soares RBG. Cilindro protético calcinável gera maiores tensões no parafuso protético? Uma análise pelo método de elementos finitos. Rev Impl News. 2008;5(5):497-51

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Bates JF. The Mechanical Properties of the Cobalt-chromium Alloys and their Relation to Partial Denture Design. *Br Dent J.* 1965a;119(9):384-94.

Bates JF. Studies Related to the Fracture of Partial Dentures. *Br Dent J.* 1965b;118(12):532-7.

Bates JF. Studies Related to the Fracture of Partial Dentures. *Br Dent J.* 1966;120(18):79-83.

Bates JF. Studies on The Retention of Cobalt-Chromium Partial Dentures. *Br Dent J.* 1968;125(3):97-102.

Ben-Ur Z, Mijiritsky E, Gorfil C, Brosh T. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):526-32.

Birnbach S, Herman GL. Coordinated intraoral and extraoral prostheses in rehabilitation of orofacial cancer patients. *J Prosthet Dent.* 1987;58(3):343-8.

Black WB. Surgical obturator using a gated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1992;62(2):339-42.

Carvalho MB, Lenzi J, Lehn CN, Fava AS, Amar A, Kanda JL, Walder F, Menezes MB, Franzi SA, Magalhães MR, Curioni OA, Marcel R, Szeliga S, Sobrinho JA, Rapoport A. Características Clínico-Epidemiológicas do Carcinoma Epidermóide de Cavidade Oral no Sexo Feminino. *Rev Assoc Med Bras.* 2001;47(3):208-14.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: A finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:367-73.

Cheng H, Xu M, Zhang H, Wu W, Zheng M, Lif X. Cyclic fatigue properties of cobalt-chromium alloy clasps for partial removable dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2010;104:389-96.

Clark RKF, Chow TW, Tideman H. Prosthodontic aspects of a new method or functional reconstruction following maxillectomy. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):559-62.

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys.* 2007;30(2):218-25.

Dedivitis RA, França CM, Mafra ACB, Guimarães FT, Guimarães AV. Características clínico-epidemiológicas no carcinoma espinocelular de boca e orofaringe. *Rev Bras Otorrinolaringol.* 2004;70(1):35-40.

Depprich R, Naujoks C, Lind D, Ommerborn M, Meyer U, Kübler NR, Handschel J. Evaluation of the quality of life of patients with maxillofacial defects after prosthodontic therapy with obturator prostheses. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40:71–9.

Desjardins RP. Early rehabilitative management of maxillectomy patients. *J Prosthet Dent.* 1977;38(3):311-8.

Desjardins RP. Obturator prostheses design for acquired maxillary defects. *J Prosthet Dent.* 1978;39(4):424-35.

Durazzo MD, Araujo CEN, Brandão Neto JS, Potenza AS, Costa P, Takeda F. Clinical and epidemiological features of oral cancer in a medical school teaching Hospital from 1994 to 2002: increasing incidence in women, predominance of advanced local disease, and low incidence of neck metastases. *Clinics.* 2005;60(4):293-8.

Eckardt A, Teltzrow T, Schulze A, Hoppe M, Kuettner C. Nasalance in patients with maxillary defects – Reconstruction versus obturation. *J Craniomaxillofac Surg.* 2007;35 (4):241-5.

Fattah HE, Zaghloul A, Pedemonte E, Escuin T. Pre-Prosthetic surgical alterations in maxillectomy to enhance the prosthetic prognoses as part of rehabilitation of oral cancer patient. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(2):262-70.

Firtell DN, Grisius RJ. Retention of obturator-removable partial dentures: A comparison of buccal and lingual retention. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(2): 212-7.

Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Comput Meth Programs Biomed.* 2006;82:97–105.

Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, Kohno S. Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys. *J Prosthet Dent*. 2003;90(3):261-9.

Giampaolo ET, Leonardi P, Cucci ALM, Fuller JB. Grampos de retenção para prótese parcial removível. Análise da resistência à flexão em função de grampos, ligas e técnicas de fusão. *Rev Odont UNESP*. 1991;20:293-8.

Hero H, Syverud NL, Gjijnes J, Horst JA. Ductility and structure of some cobalt-base dental casting alloy. *Biomaterials*. 1984;5:201-208.

Hung JP, Chen JH, Chiang HL, Wu JSS. Computer simulation on fatigue behavior of cemented hip prostheses: a physiological model. *Comput Meth Programs Biomed*. 2004;73:103-13.

Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância de Câncer. Estimativas 2012: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA; 2012 [citado 2 jul. 2012]. Disponível em: URL: <http://www.inca.gov.br>.

Irish J, Sandhu N, Simpson C, Wood R, Ralph Gilbert R, Gullane P, Brown D, Goldstein D, Devins G, Barker E. Quality Of Life In Patients With Maxillectomy Prosthesis. *Head Neck*. 2009;31:813–21.

Javid NS, Dadmanesh J. Obturator design for hemimaxillectomy patients. *J Prosthet Dent*. 1976;36(1):77-81.

Keyf F. Obturator prostheses for hemimaxillectomy patients. *J Oral Rehabil*. 2001;28:821-9.

Kibi M, Ono T, Dong J, Mitta K, Gonda T, Maeda Y. Development of an RPD CAD system with finite element stress analysis. *J Oral Rehabil*. 2009;36(6):442–50.

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

Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(4):452-9.

Kornblith AB, Zlotolow IM, Gooen J, Huryn JM, Lerner T, Strong EW, Shah JP, MD, Spiro RH, Holland JC. Quality Of Life Of Maxillectomy Patients Using An Obturator Prosthesis. *Head & Neck*. 1996;18:323-34.

Koyama S, Sasaki K, Inai T, Watanabe M. Effects of defect configuration, size, and remaining teeth on Masticatory function in post-maxillectomy patients. *J Oral Rehabil*. 2005;32:635–41.

Kumamoto Y, Kaiba Y, Imamura S, Minakuchi S. Influence of palatal coverage on oral function – Oral stereognostic ability and masticatory efficiency. *J Prosthodont Res*. 2010;54(2):92–6.

Kwon HB, Chang SW, Lee SH. The effect of obturator bulb height on speech in maxillectomy patients. *J Oral Rehabil*. 2011;38:185–95.

Laz PJ, Stowe JQ, Baldwin MA, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *J Biomech*. 2007;14:1-6.

Lee G, Engelmeier RL, Gonzalez M, Powers JM, Perezous LF, O’Keefe KL. Force Needed to Separate Acrylic Resin from Primed and Unprimed Frameworks of Different Designs. *J Prosthodont*. 2010;19:14–9.

Lethaus B, Lie NI, Beer F, Kessler P, Baat C, Verdonck HW. Surgical and prosthetic reconsiderations in patients with maxillectomy. *J Oral Rehabil*. 2010;37:138-42.

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;23(9):1073-8.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11(2):35-43.

Matsuyama M, Tsukiyama Y, Tomioka M. Clinical Assessment of Chewing Function of Obturator Prosthesis Wearers by Objective Measure of Masticatory Performance and Maximum Occlusal Force. *Int J Prosthodont*. 2006;19(3):253-7.

Miracca RAA, Sobrinho JA, Tanaka EMG. Magnetos na Retenção de Prótese Conjugada Óculo- palpebral e Obturador Palatino. Rev Ibero-am Prótese Clín Lab. 2004;6(32):365-75.

Miyashita ER, Mattos BSC, Marafon PG. Sistemas de Retenção em Prótese Obturadora Cirúrgica Para Pacientes Maxilectomizados. Pesq Bras Odontopediatria Clin Integr. 2011;11(2):263-8.

Miyashita ER, Mattos BSC, Noritomi PY, Navarro H. Finite element analysis of maxillary bone stress caused by Aramany Class IV obturator prostheses. J Prosthet Dent. 2012;107:336-42.

Moreno MA, Skoracki RJ, Hanna EY, Hanasono MM. Microvascular Free Flap Reconstruction Versus Palatal Obturation For Maxillectomy Defects. Head Neck. 2010;32(7):860-8.

Morris HF. Properties of cobalt-chromium metal ceramic alloys after heat treatment. J Prosthet Dent. 1990;63(4):426-33.

Moroi HM, Okimoto K, Moroi R, Terada Y. Numeric Approach to the Biomechanical Analysis of Thermal Effects in Coated Implants. Int J Prosthodont. 1993;6:564-72.

Myers RE, Mitchell DL. A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection. J Prosthet Dent. 1989;61(5):590-4.

Muraki H, Wakabayashi N, Park I, Ohyama T. Finite element contact stress analysis of the RPD abutment tooth and periodontal ligament. J Dent. 2004;32:659–65.

Murat S, Gurbuz A, Isayev A, Dokmez B, Cetin U. Enhanced retention of a maxillofacial prosthetic obturator using precision attachments: Two case reports. Eur J Dent. 2012;6(2): 212–7.

Najafi AR, Arshi AR, Eslami MR, Fariborz S, Moeinzadeh MH. Micromechanics fracture in osteonal cortical bone: a study of the interactions between microcrack propagation, microstructure and the material properties. J Biomech. 2007;40(12):2788-95.

Newsum D, Juszczak A, Clark RKF, Radford DR. An Investigation into the Effects of Metal Primer and Surface Topography on the Tensile Bond Strength Between

Cobalt Chromium Alloy and Composite Resin. Eur. J. Prosthodont Rest Dent. 2011;19(1):43-8.

Nomoto S, Matsunaga S, Ide Y, Abe S, Takahashi T, Saito F, Saito T. Stress Distribution in Maxillary Alveolar Ridge According to Finite Element Analysis Using Micro-CT. Bull Tokyo Dent Coll. 2006;47(4):149-56.

O'Connell DA, Futran ND. Reconstruction of the midface and maxilla. Otolaryngol Head Neck Surg. 2010;18:304–10.

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;86(4):352-63.

Oki M, Iida T, Mukohyama H, Tomizuka K, Takato T, Taniguchi H. The vibratory characteristics of obturators with different bulb height and form designs. J Oral Rehabilitation. 2006;33:43–51.

Oliveira LR, Ribeiro-Silva A, 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.

Ono T, Kohda H, Hori K, Nokubi T. Masticatory Performance in Postmaxillectomy Patients with Edentulous Maxillae Fitted with Obturator Prostheses. Int J Prosthodont. 2007;20(2):145-50.

Park KT, Kwon HB. The evaluation of the use of a delayed surgical obturator in dentate Maxillectomy patients by considering days elapsed prior to commencement of postoperative oral feeding. J Prosthet Dent. 2006;96(6):449-53.

Parr GR, Gardner K. Swing-lock design considerations for obturator frameworks J Prosthet Dent. 1995;74(5):503-11.

Parr GR, Gardner K. The evolution of the obturator framework design. J Prosthet Dent. 2003;89:608-10.

Peyton FA, Craig RG. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. J Prosthet Dent. 1963;13(4):745-53.

Pinto FR, Matos LL, Palermo FC, Martinez JK, Kulcsar MAV, Cavalheiro BG, Mello ES, Alves VAF, Cernea CR, Brandão LG. Tratamento cirúrgico do carcinoma epidermoide da cavidade oral e orofaringe no Instituto do Câncer do Estado de São Paulo (ICESP): perfil dos pacientes tratados e resultados oncológicos iniciais. *Rev Bras Cir Cabeça Pescoço*. 2012; 41(2):53-7.

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. *J Orofac Orthop*. 2002;16:358-70.

Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. *Med Eng Phys*. 2007;29:566-79.

Putten MC. The use of biomechanical orthodontic treatment concepts for removable appliances in maxillofacial prosthodontics. *J Prosthodont*. 2002;11(1):4-10.

Ramos A, Simões JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modeling of the proximal femur. *Med Eng Phys*. 2006;28:916–24.

Rebossio AD. *Protesis Parcial Removible*. 3rd ed. Buenos Aires: Mundi; 1963.

Reina JM, Garcia-Aznar JM, Dominguez J, Doblare M. Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible. *J Biomech*. 2007;40:828–36.

Ress JS, Huggett R, Harrison A. Finite element Analysis of the Stress-Concentrating Effect of Fraenal Notches in Complete Dentures. *Int J Prosthodont*. 1990;3(3):238-40.

Rieger A, Bohle G, III, Huryn J, Tang JL, Harris J, Seikaly H. Surgical Reconstruction Versus Prosthetic Obturation of Extensive Soft Palate Defects: A Comparison of Speech Outcomes. *Int J Prosthodontics*. 2009; 22(6):566-72.

Rogers SN, Lowe D, McNally D, Brown JS, Vaughan ED. Health-Related Quality of Life After Maxillectomy: A Comparison Between Prosthetic Obturation and Free Flap. *J Oral Maxillofac Surg*. 2003;61:174-81.

Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E. Stress Analysis of Human Tooth Using a Three-dimensional Finite Element Model. *J Dent Res*. 1982;62(2):82-6.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *J Prosthet Dent*. 2007;97(2):85-92.

Sandu L, Faur N, Bortun C. Finite element stress analysis and fatigue behavior of cast circumferential clasps. *J Prosthet Dent*. 2007;97:39-44.

Sano H, Ciucchi B, Mathews WG, Pashley DH. Tensile Properties of Mineralized and Demineralized Human and Bovine Dentin. *J Dent Res*. 1994;73(6):1205-11.

Sato Y, Tsuga K, Abe Y, Akagawa Y. Dimensional measurement and finite element analysis of I-bar clasps in clinical use. *J Oral Rehabil*. 2000;27:935–9.

Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Gravity-induced stresses by an obturator prostheses. *J Prosthet Dent*. 1990;64(4):466-8.

Schwartzman B, Caputo A, Beumer J. Occlusal force transfer by removable appliance in maxillofacial prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1985;54(3):397-403.

Shirasu K, Wakabayashi N, Yoneyama T, Igarashi Y. Non-linear finite element stress analysis of plastic deformation in Co–Cr wrought-wire clasps. *Dental Materials*. 2008;24:1518–24.

Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang DM. Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *J Oral Rehabil*. 2008;35:695–9.

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

Todescan R, Silva EEB, Silva OJ. *Atlas de Prótese Parcial Removível*. 1 ed. São Paulo: Editora Santos; 1996.

Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007;36:620–5.

Vallittu PK. Transverse Strength, Ductility, and Qualitative Elemental Analysis of Cobalt-Chromium Alloy After Various Durations of Induction Melting. *J Prosthodont.* 1997;6:55-60.

Vallittu PK, Kokkonen M. Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *J Prosthet Dent.* 1995;74:412-9.

Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, et al. Taddei F, Imboden S, Clalworthy G. The multimod application framework: A rapid application development tool for computer aided medicine. *Comput Methods Programs Biomed.* 2007;85(2):138-51.

Wada S, Wakabayashi N, Tanaka T, Ohshima T. Influence of Abutment Selection in Maxillary Kennedy Class II RPD on Elastic Stress Distribution in Oral Mucosa: An FEM Study. *J Prosthodont.* 2006;15:89-94.

Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008;36:463–71.

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

Williams RJ, Bibb R, Eggbeer D, Collis J. Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework. *J Prosthet Dent.* 2006;96:96-9.

Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech.* 2007;40(11): 2377-85.

Zhao L, Herman E, Patel PK. The Structural Implications of a Unilateral Facial Skeletal Cleft: A Three-Dimensional Finite Element Model Approach. *Cleft Palate Craniofac J.* 2008;45(2):121-30.

APÊNDICE

APÊNDICE A – Termo de Consentimento

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

As informações abaixo são para esclarecer e pedir a sua participação voluntária neste estudo, de natureza meramente investigatória denominado “AVALIAÇÃO DAS TENSÕES ÓSSEAS GERADAS POR PRÓTESE OBTURADORA MAXILAR CLASSE IV DE ARAMANY POR MEIO DA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS.” Para o desenvolvimento desta pesquisa é necessária a realização de uma tomografia computadorizada (imagem radiológica) da face. O objetivo é obter um modelo virtual que será utilizado para analisar o efeito de Próteses Parciais Removíveis obturadoras empregadas em pacientes com diferentes perdas de estrutura da maxila. Estou ciente de que com minha participação serei submetido a uma tomografia computadorizada da face, onde as imagens obtidas não serão utilizadas com fins de diagnóstico e/ou tratamento. Estou ciente das radiações da tomografia computadorizada são de caráter acumulativo, e constituem-se um risco. Estou informado que os aparelhos de tomografia utilizados nesta pesquisa são de última geração reduzindo significativamente o tempo de exposição à radiação e diminuindo os eventuais danos aos tecidos vivos. O aparelho de tomografia é fechado, não sendo apropriado casos o voluntário apresente claustrofobia (medo de estar em lugares fechados).

O deslocamento até os locais da realização do exame será de minha inteira responsabilidade ficando entendido que o tempo gasto para o exame é de aproximadamente duas horas.

O material obtido e os dados originados a partir das documentações realizadas serão arquivados com o sigilo necessário e utilizados exclusivamente nesta pesquisa pelos pesquisadores envolvidos. Reserva-se a liberdade do voluntário se retirar do projeto a qualquer momento, não implicando em nenhum tipo de penalidade.

Embora não haja benefício direto para o voluntário os resultados desta pesquisa contribuirão para melhoria da técnica de confecção das próteses obturadoras maxilares e conseqüentemente do tratamento de pessoas acometidas por lesões maxilares.

Após ler estas informações e de ter minhas dúvidas suficientemente esclarecidas pelo pesquisador, concordo em participar de forma voluntária neste estudo.

Voluntário: _____ RG: _____

Pesquisador: Elcio Ricardo Miyashita

Orientadora: Beatriz Silva Câmara Mattos

Telefone para contato: 30917878

São Paulo, _____

Ciente: _____

(responsável)

ANEXO

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA****PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 183/2007**

Com base em parecer de relator, o Comitê de Ética em Pesquisa APROVOU o protocolo de pesquisa "**AVALIAÇÃO DA BIOMECÂNICA DE PRÓTESES OBTURADORAS MAXILARES POR MEIO DE ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**", de responsabilidade da pesquisadora ÉLCIO RICARDO MIYASHITA, sob orientação do Prof. Dr. BEATRIZ SILVA CÂMARA MATTOS.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 10 de abril de 2008

Prof. Dr. João Gualberto de Cêrqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP