ANDRÉA ALVES DE SOUSA

**Avaliação das tensões geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida
por meio da análise de elementos finitos**

São Paulo

2012

ANDRÉA ALVES DE SOUSA

**Avaliação das tensões geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida
por meio da análise de elementos finitos**

Versão Original

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

Área de Concentração: Diagnóstico Bucal

Orientador: Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos.

São Paulo

2012

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

Sousa, Andréa Alves de

Avaliação das tensões geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida por meio da análise de elementos finitos: [versão original] / Andréa Alves de Sousa; orientador Beatriz Silva Câmara Mattos. -- São Paulo, 2012.

91p. : fig.; 30 cm.

Tese -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Diagnóstico Bucal. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Métodos dos elementos finitos. 2. Prótese e implantes. I. Mattos, Beatriz Silva Câmara. II. Título.

Sousa AA. Avaliação das tensões geradas por prótese obturadora maxilar implanto-retida por meio da 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: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

À minha orientadora, Beatriz, que não se cansa de acreditar em mim
Que me impulsiona e me dá coragem para prosseguir.
Que é parceira, paciente e dedicada.
Que exercita sua função de mestre no sentido literal
Por quem sinto profunda admiração e orgulho por estar ao seu lado por tantos anos
Obrigada, Bia!

À minha “grande família”,
Gente feliz e batalhadora
Unida, divertida, conquistadora
Dedico mais este passo da minha vida.

Aos amigos,
Aos que estão presentes diariamente
Aos que estão distante mas tão presentes em pensamento
Cada qual com seus predicados que tanto alegram minha vida

E à minha grande e maior conquista,
Minha Juju, luz dos meus dias
Meu amor maior

AGRADECIMENTOS

À Prof Dra Marlene Fenyo Soeiro de Matos Pereira, pela oportunidade e confiança em me receber em sua disciplina, possibilitando o desenvolvimento desta dissertação.

Ao Dr Jorge Vicente Lopes da Silva, chefe da Divisão de Tecnologias Tridimensionais e sua equipe do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-CTI, em especial ao Dr PedroYoshito Noritomi, que tanto tempo dedicaram para a elaboração e realização deste trabalho como um todo.

Ao Dr Jorge Mulatinho, por seu apoio, através da empresa Dentoflex Comércio e Indústria de Materiais Odontológicos Ltda., viabilizando o desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

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

Neste estudo avaliou-se o comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares Classe Ib, II e III de Okay retidas por implantes, observando as tensões geradas no tecido ósseo e gengivo-mucoso maxilar. A Análise de Elementos Finitos foi realizada empregando-se um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto. Utilizou-se o programa Rhinoceros® versão 4.0 SR9 para gerar o modelo maxilar BioCAD 3D, incorporando-se os modelos CAD dos implantes e UCLAS. Os implantes foram posicionados de acordo com cada modelo: Modelo 1 (Classe Ib de Okay): 6 implantes posicionados em regiões de caninos e incisivos laterais bilateralmente e em região de segundo premolar e primeiro molar esquerdos onde foram utilizados 4 cliques para o sistema de retenção barra/clipe; Modelo 2 (Classe II de Okay): 4 implantes posicionados em região de canino, incisivo lateral, segundo premolar e primeiro molar esquerdos, com 3 cliques; Modelo 3 (Classe III de Okay): 2 implantes posicionados em região de segundo premolar e primeiro molar esquerdos, com 2 cliques. A malha de elementos finitos foi gerada pelo programa Ansys®, tendo sido aplicada uma força de 80 N na plataforma oclusal, e de 35 N na plataforma incisal. Foi realizada uma análise qualitativa, correspondente à escala de tensão máxima principal, com valores quantitativos expressos em MPa. O deslocamento da prótese obturadora na região sem suporte ósseo aumentou em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e de cliques; a mucosa gengival, o osso cortical e o osso medular sofreram tensões de tração e de compressão que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e de cliques. Concluiu-se que quanto maior a perda da área de suporte ósseo em uma maxilectomia, maiores serão as forças de tensão e de compressão geradas pelo sistema de retenção barra/clipe nos tecidos remanescentes e maior será a tendência para o deslocamento da prótese.

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

ABSTRACT

Sousa AA. Avaliation of stresses generated by the maxillary obturator prosthesis implant-retained by the finite element analysis [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão Original.

Patients submitted to maxillectomy due to oral cancer shall be rehabilitated by means of obturator prosthesis in order to achieve a better quality of life. This study evaluated the biomechanics of implant-retained obturator prostheses analyzing the stress on maxillary osseous and gingivo-mucosal tissues. Finite elements analysis was developed using a 3D digital model based on a computed tomography of an adult man. Files were processed by Software Rhinoceros®, v4.0 SR9 and generated a maxillary BioCAD 3D model, which incorporated the CAD models of the implants and UCLAS. The implants were located considering: Model 1 (Okay Class Ib) - 6 implants in the areas of canines and lateral incisors and in the areas of left second premolar and molar, retention system bar/4 clips; Model 2 (Okay Class II) - 4 implants located in the areas of canine, lateral incisor, left second premolar and first molar, retention system bar/3 clips; Model 3 (Okay Classe III) - 2 implants inserted in the left second premolar and first molar, retention system bar/2clips. The finite elements mesh was generate using Software Ansys®. A force of 80 N was applied to the occlusal platform and, at the same time, a force of 35 N was applied to the incisal platform of the obturator prosthesis. Results considered a qualitative analysis, based on the scale of maximum principal stress, and a quantitative analysis, when values were expressed in MPa. The dislodgement of the obturator prosthesis in the area with no osseous support increases as the area of the osseous support, the number of implants and clips diminish; the tensile and compressive stress in the gingival mucosa, the cortical and the alveolar bone increase as the osseous support, the number of implants and of clips diminish. The larger the area without osseous support, the higher the tensile and compressive stress in the remaining tissues and greater the displacement of the prosthesis.

Keywords: Finite elements analysis. Obturator prostheses. Implants.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Modelo tridimensional da maxila com reabsorção simulada	45
Figura 4.2 - Modelos tridimensionais dos implantes e UCLA - Dentoflex®-Simplificação	46
Figura 4.3 - Modelo 1	47
Figura 4.4 - Modelo 2	48
Figura 4.5 - Modelo 3	49
Figura 4.6 - Barra do sistema de retenção barra-clipe	50
Figura 4.7 - Clipe do sistema de retenção barra-clipe	51
Figura 4.8 - Modelo tridimensional da prótese obturadora – vista externa	52
Figura 4.9 - Modelo tridimensional da prótese obturadora – Modelo 1- Classe Ib de Okay.....	53
Figura 4.10 - Modelo tridimensional da prótese obturadora – Modelo 2- Classe II de Okay.....	54
Figura 4.11 - Modelo tridimensional da prótese obturadora – Modelo 3- Classe III de Okay.....	54
Quadro 4.1 - Módulo de Young (MPa) e Coeficiente de Poisson para os diferentes materiais.....	56
Figura 5.1 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila ...	57

Figura 5.2 -	Campo de tensão máxima principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos–vista oclusal. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão.....	58
Figura 5.3-	Campo de tensão máxima principal sobre o osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	59
Figura 5.4-	Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	60
Figura 5.5-	Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	61
Figura 5.6-	Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	62
Figura 5.7-	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila ...	63
Figura 5.8-	Campo de tensão máxima principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	64
Figura 5.9-	Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	65
Figura 5.10-	Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	66
Figura 5.11-	Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	67

Figura 5.12-	Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	68
Figura 5.13-	Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila ...	69
Figura 5.14-	Campo de tensão máxima principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	70
Figura 5.15-	Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	71
Figura 5.16-	Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	72
Figura 5.17-	Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	73
Figura 5.18-	Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão	74

LISTA DE ABREVIações E SIGLAS

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

AEF - Análise por Elementos Finitos

CAD - (do inglês: *computer-aided design*) é o nome genérico de sistemas computacionais utilizados pela engenharia, geologia, geografia, arquitetura, e *design* para auxiliar o projeto e desenho técnicos.

CTI - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer

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

ERA – sistema de conector protético para implante dentário

MEDLINE - sigla em inglês para Sistema Online de Busca e Análise de Literatura Médica (*Medical Literature Analysis and Retrieval System Online*) é a base de dados bibliográficos da Biblioteca Nacional de Medicina dos Estados Unidos da América (*US National Library of Medicine's* - NLM).¹

STL - STereoLitography, arquivo padrão para envio de arquivos para máquinas de manufatura aditiva.

Sun Microsystems® - subsidiária da Oracle Corporation fabricante de computadores, semicondutores e software.

Tomografia Computadorizada – TC

UCLAS – componente protético para implante dentário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Reabilitação Protética em Maxilectomia	16
2.2 Reabilitação Protética em Implantes Osseointegráveis	23
2.3 Elementos Finitos	33
3 PROPOSIÇÃO	41
4 MATERIAL E MÉTODOS	42
4.1 Material.....	42
4.2 Métodos.....	43
5 RESULTADOS.....	57
5.1 Modelo 1 - Classe Ib de Okay	57
5.1.1 Prótese Obturadora.....	57
5.1.2 Osso cortical.....	59
5.1.3 Osso medular	61
5.2 Modelo 2 - Classe II de Okay	63
5.2.1 Prótese Total Obturadora	63
5.2.2 Osso cortical.....	65
5.2.3 Osso medular	67
5.3 Modelo 3 - Classe III de Okay	69
5.3.1 Prótese Total Obturadora	69
5.3.2 Osso cortical.....	71
5.3.3 Osso medular	73
5.4 Análise Comparativa entre Modelos.....	75
6 DISCUSSÃO	77
7 CONCLUSÕES	83
REFERÊNCIAS.....	84
ANEXO	92

1 INTRODUÇÃO

A incidência de câncer de cabeça e pescoço, na região Sudeste do Brasil, ocupa a 5ª posição no gênero masculino e 9ª no gênero feminino (INCA 2012). A maioria dos casos, aproximadamente 85%, é diagnosticada em fase avançada, diminuindo a expectativa de sobrevida e gerando um tratamento mutilante. A maior parte do tratamento para estas neoplasias consiste em tratamento cirúrgico com ou sem terapia radioterápica ou quimioterápica adjuvante. Os pacientes oncológicos cirurgicamente tratados possuem, muitas vezes, grandes perdas de estruturas faciais. As cirurgias são, em sua grande maioria, extremamente mutilantes, causando problemas funcionais e estéticos aos pacientes.

Em busca da melhora da qualidade de vida destes pacientes e de sua reintegração social, as próteses obturadoras bucais têm por objetivo melhorar a função mastigatória, a estética e dar conforto aos que tanto precisam delas. Em perdas da estrutura maxilar, faz-se necessária a reabilitação protética por meio destas próteses obturadoras, que são um importante recurso terapêutico no processo de reabilitação do paciente, minimizando os distúrbios funcionais, estéticos e psicológicos. Condições anatômicas específicas presentes em cada caso de ressecção cirúrgica maxilar impõem planejamentos diferenciados.

O desenvolvimento do conceito de osseointegração e do avanço da Implantologia trouxe um grande impacto na reabilitação protética de pacientes que necessitam de próteses bucais extensas, verificando-se que as próteses implanto-retidas apresentam vantagens de retenção e de estética, proporcionando mais confiança ao paciente. O objetivo das próteses implanto-retidas é devolver ao paciente as funções biológicas, funcionais e estéticas perdidas por traumas ou cirurgias mutilantes na região de cabeça e pescoço. Os implantes osseointegráveis favorecem o uso de próteses obturadoras em perdas de estruturas da maxila, melhorando a retenção e a estabilidade de próteses em pacientes com comprometimento anatômico e funcional.

Os atuais programas de computação e processamento de imagem associadas a tecnologia de análise por elementos finitos, vem sendo utilizada de forma aplicada nas áreas de saúde. A análise por elementos finitos apresenta como vantagens: não ser invasiva; proporcionar a visualização gráfica de estruturas anatômicas ocultas; permitir a definição das propriedades físicas das estruturas anatômicas craniofaciais; estabelecer o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força a ser aplicada; e, ainda, possibilitar a localização e mensuração de pontos de tensão (Gao et al., 2006; Lotti et al., 2006; Taddei et al., 2007; Ujigawa et al., 2007; Viceconti et al., 2007; Zhao et al., 2008).

Para uma melhor comunicação multidisciplinar, Okay et al. (2001) formularam uma classificação dos defeitos onco-cirúrgicos maxilares, baseando-se em aspectos biomecânicos e protéticos. Neste estudo serão abordados os defeitos maxilares Classe Ib - envolvimento do palato, dos dentes e de uma pequena porção do arco dental, podendo localizar-se na região anterior ou unilateralmente no quadrante posterior, sendo indicado o enxerto fácio-cutâneo; Classe II - defeito de maior extensão, abrangendo a região da pré-maxila, caracterizando os defeitos transversos do palato, com a perda de até metade de sua superfície, estando indicada a reconstrução com enxertos de tecidos moles e ósseos vascularizados para recompor a forma do arco e suportar a instalação de implantes osteointegráveis; Classe III - defeitos que envolveram o rebordo alveolar e os dois caninos, ressecções totais e defeitos localizados nas regiões anterior e transversal do palato, com perda de mais da metade de sua superfície, estando indicada a enxertia de retalhos fácio-cutâneos e ósseos vascularizados para a instalação de implantes osteointegráveis.

Neste estudo propôs-se a avaliação do comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares implanto-retidas confeccionadas para perdas maxilares simuladas de acordo com as Classes Ib, II e III de Okay, utilizando o método de análise por elementos finitos, em um modelo digital desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de um indivíduo adulto edentado.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O câncer de cabeça e pescoço é uma doença muito prevalente no Brasil, correspondendo a terceira maior incidência no homem e à sétima na mulher. A maioria dos casos, aproximadamente 85%, é diagnosticada em fase avançada, diminuindo a expectativa de sobrevida e gerando um tratamento mutilante (Dib; Oliveira, 2002).

Oliveira et al. (2006) avaliaram os fatores de risco para o Carcinoma Epidermóide bucal no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, sendo que 84,4% dos casos ocorreram no gênero masculino e 15,6% do gênero feminino. As principais localizações anatômicas foram: língua, assoalho de boca, lábio inferior, palato, região retromolar, mucosa jugal, gengiva e lábio inferior. O fumo e o consumo de bebidas alcoólicas apresentaram uma relação significativa com a ocorrência deste câncer bucal, independente da região bucal considerada.

Dados do Instituto Nacional do Câncer revelaram que no Brasil, as estimativas para 2012 apontam 14.170 novos casos de câncer bucal, sendo prevista uma ocorrência de 9.990 casos em indivíduos do gênero masculino e 4.180 do gênero feminino. De acordo com estas projeções, no Estado de São Paulo, teremos 3.170 novos casos no gênero masculino e 1260 casos no gênero feminino, com um total de 4430. Para a Cidade de São Paulo, estima-se que ocorrerão 970 casos no gênero masculino e 360 casos no gênero feminino, totalizando a ocorrência de 1.330 novos casos de câncer bucal. A incidência do câncer de boca, na região Sudeste do país, corresponde à 5ª maior incidência no homem e 9ª na mulher.

2.1 Reabilitação Protética em Maxilectomia

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. 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 deste sistema evita a indesejável movimentação dentária.

Desjardins (1977) afirmou existirem diferenças na reabilitação protética de pacientes portadores de defeitos congênitos e pacientes com defeitos adquiridos, em que a alteração fisiológica da região ocorre de modo abrupto, havendo necessidade de reabilitação imediata. A prótese obturadora imediata é executada em um momento prévio à cirurgia sob a forma de placa palatina em resina acrílica, sem mesa oclusal. A confecção de prótese obturadora provisória, de sete a 10 dias após a cirurgia, possibilita a obtenção de uma peça protética mais bem adaptada, permitindo ajustes durante a fase de cicatrização tecidual, evitando grandes alterações de voz, eliminando o uso de sonda nasogástrica e servindo como modeladora de cicatrização. A prótese provisória permite uma melhor higiene da área operada e uma expressiva melhora estética, consistindo em um apoio psicológico importante no pós-operatório.

Birnbach e Herman (1987) afirmaram que a reabilitação protética das sequelas resultantes das cirurgias para tratamento do câncer bucal tem por objetivo a reconstituição das funções de mastigação, deglutição, fonação e melhora na aparência facial, sugerindo a confecção de uma prótese provisória imediata, que deve ser substituída por uma prótese temporária, com reposição dos dentes ausentes, no período de 10 a 14 dias. Ressaltaram a necessidade de confecção de prótese facial temporária conjugada à prótese intra-bucal em caso de perda extra-bucal associada.

Myers e Mitchell (1989) estudaram a dissipação das forças produzidas por diferentes tipos de planejamento protético em casos de hemimaxilectomia, empregando modelos fotoelásticos aos quais foi aplicada uma força na região anterior da prótese para estudo de sua dissipação sobre as raízes dentais e áreas de suporte. 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 resultaram em uma maior tensão.

Devlin e Barker (1992) analisaram a evolução nos materiais e técnicas de confecção de prótese obturadora para os pacientes que sofreram maxilectomia, considerando que a extensão da maxilectomia é um dos principais fatores que regem o prognóstico do tratamento e que a oclusão equilibrada é essencial. Os materiais de base resiliente são extremamente úteis para a manutenção da prótese em pequenos defeitos. No entanto, a flexibilidade destes materiais torna-os inadequados em grandes cavidades maxilares devido à deformação que ocorre durante a mastigação. Os autores ressaltaram a utilização de formas alternativas de retenção como o uso de implantes osseointegráveis e próteses retidas por magnetos.

Wedel et al. (1994) avaliaram pacientes portadores de ressecções tumorais, fissura labiopalatina e com perdas maxilares decorrentes de outras etiologias submetidos à reabilitação protética. Com relação à mastigação, 64% mantiveram a capacidade de mastigar qualquer tipo de alimento, 30% apenas alimentos de consistência pastosa e 42 % dos pacientes manifestou uma menor capacidade mastigatória. O gênero feminino produziu maior número de ciclos mastigatórios em relação ao 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.

Clark et al. (1995) descreveram um método de reabilitação cirúrgico-protético em pacientes maxilectomizados realizando cirurgia na região com implantação de telas de titânio preenchidas por osso autógeno, retalho deslocado do músculo temporal e instalação de implantes dentais. Sugeriram que esse tipo de reabilitação é superior à reabilitação protética convencional.

Tsuchiya et al. (1998), avaliaram pacientes maxilectomizados, edentados reabilitados com próteses obturadoras, durante a mastigação, abertura e fechamento da mandíbula e a ocorrência de refluxo alimentar. Três pontos foram estabelecidos, o incisivo central e os molares direito e esquerdo, onde foram realizadas medidas tridimensionais. O estudo indicou que a amplitude de movimento das próteses obturadoras variou de indivíduo para indivíduo. Os intervalos de movimento foram maiores que os observados em dentaduras totais convencionais e diferiram consideravelmente uns dos outros quando categorizados de acordo com as três funções e os três pontos de medição acima mencionados.

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

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

Rogers et al. (2003) avaliaram a qualidade de vida de pacientes maxilectomizados empregando um questionário a 18 pacientes reabilitados por meio de prótese obturadora e 10 pacientes que haviam sido submetidos a enxerto livre. 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.

Fukuda et al. (2004) avaliaram os resultados clínicos de implantes e sistema barra-clipe para retenção de próteses obturadoras em pacientes desdentados após a ablação cirúrgica de tumores maxilares. A eficiência mastigatória, habilidade em morder, fala e as alterações no nível ósseo marginal ao redor do implante foram avaliadas sem a prótese, com próteses sem sistema de retenção, e com próteses implanto-retidas. Todos os implantes foram osseointegrados. Os pacientes que utilizaram o sistema de retenção barra-clipe apresentaram marcantes melhoras nas funções de mastigação e fala. Não houve complicações durante o período de acompanhamento. Estes resultados sugerem que uma prótese obturadora maxilar retida pelo sistema barra-clipe é útil para a reabilitação oral em pacientes edentados submetidos à ressecção maxilar.

Park e Kwon (2006) observaram a importância do uso de próteses obturadoras no pós-operatório imediato e tardio de casos da ressecção maxilar. Apesar da necessidade de ajustes após a cirurgia, os pacientes que as utilizam retornam precocemente à alimentação por via bucal.

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

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. Afirmaram que a parede mesial da porção obturadora pode apresentar uma altura menor em relação às demais paredes para diminuição do peso da prótese, sem ocorrer interferência na retentividade.

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

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

Ono et al. (2007) avaliaram a capacidade mastigatória e a máxima força oclusal em pacientes portadores de prótese obturadora maxilar. Verificaram, por meio de sensores de contato, que a máxima força oclusal variou entre 15 N e 375 N. Os autores relataram os fatores com interferência negativa na capacidade mastigatória de usuários de prótese obturadora maxilar como sendo perda maxilar

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

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

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

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

Sousa et al. (2009), realizaram tratamento reabilitador protético em paciente, com 50 anos de idade, com diagnóstico de Sarcoma de Células Dendríticas, tumor maligno de rara ocorrência. A maxilectomia correspondeu à Classe Ib de Okay, com envolvimento da região da pré-maxila, com perda de uma parte do rebordo alveolar anterior. Após a confecção e instalação da prótese obturadora não foi observado escape de ar nasal, empregando-se para tanto o do espelho de Glatzel, a nasalidade vocal foi satisfatória e a estética favorável, notando-se igualmente a ausência de refluxo de alimentos líquidos durante a deglutição.

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

2.2 Reabilitação Protética em Implantes Osseointegráveis

Kayacan et al. (1997) realizaram estudo comparativo dos efeitos de retentores de próteses implanto-suportadas tipo barra-clipes sobre a transmissão de força oclusal em quatro sobredentaduras com extensões em extremo livre. As distribuições de momentos e de forças na sobredentadura, nos clipes, na superestrutura em balanço, e nos implantes foram calculadas em função da posição, do número e da rigidez dos clipes de retenção. Foram analisadas as configurações e a quantidade de três a cinco clipes. Os resultados mostraram que os momentos de máxima flexão e força de tensão em todos os componentes são dependentes da relação à posição, número e retentividade dos clipes, enquanto os efeitos da rigidez dos clipes de fixação são irrelevantes. Aumentar o número de clipes de três a cinco resulta em uma diminuição significativa dos momentos de máxima flexão e força de tração na superestrutura com extremo livre e nos implantes, concluindo que a configuração com 5 clipes é melhor que os demais.

Paula (1998), com o objetivo de avaliar e comparar a força de mordida, realizou uma pesquisa clínica com 56 indivíduos divididos em grupos de acordo com a condição dental sendo, dentados naturais, edentados parciais reabilitados com próteses convencionais e implanto-suportadas e edentados totais reabilitados com próteses convencionais e implanto-suportadas. Utilizou o método direto de mensuração da força de mordida com um gnatodinamômetro. Para a obtenção da força de mordida máxima o gnatodinamômetro foi posicionado em três regiões: anterior, entre os incisivos centrais; posterior entre 1° e 2° premolares bilateralmente; posterior entre 1° e 2° molares bilateralmente. Os pacientes foram divididos em nove grupos: G1: pacientes dentados naturais – dentes naturais x dentes naturais; G2: pacientes edentados parciais – dentes naturais x dentes naturais; G3: pacientes edentados parciais – dentes naturais x prótese parcial fixa sobre implantes; G4: pacientes edentados parciais – prótese parcial fixa sobre implantes x prótese parcial fixa convencional superior; G5: pacientes edentados completos – prótese overdenture sobre implantes x prótese fixa sobre implante inferior; G6: pacientes edentados completos – prótese total convencional x prótese fixa sobre implante inferior; G7: pacientes edentados completos – prótese total convencional x prótese overdenture sobre implante inferior; G8: pacientes edentados

unimaxilares – prótese total convencional x dentes naturais inferiores; G9: pacientes edentados completos – prótese total convencional x prótese total convencional. Concluiu que a força de mordida dos dentados naturais é superior àquela dos demais indivíduos reabilitados proteticamente, sendo a região dos molares a que apresentou a maior força (44,0 kgf). A região dos incisivos apresentou a menor força em todos os grupos (de 7,1 a 22,3 kgf). Os portadores de próteses totais convencionais e próteses sobre implantes apresentaram menor força de mordida quando comparados aos dentados naturais e aos reabilitados com próteses fixas sobre implantes.

Chan et al. (1998) fizeram uma revisão a respeito de sobredentaduras maxilares implanto-suportadas. Os estudos retrospectivos e relatos clínicos representaram a maioria das publicações, com poucos estudos prospectivos. O resultado apontou que as sobredentaduras maxilares implanto-suportadas estão associadas com taxas de sobrevivência de implante e prótese semelhantes aos de implante e próteses fixas, quando os pacientes apresentam boa quantidade e qualidade óssea. Elevadas taxas de insucesso estão associadas com atrofia extrema, má qualidade óssea e o uso de implantes curtos, os quais representam situações em que as sobredentaduras são mais comumente usadas. Não conseguiram relacionar o planejamento da ancoragem com uma maior sobrevida dos implantes ou de falha na prótese. O efeito do uso de uma seção distal em extremo livre na superestrutura em barra foi avaliada, tendo sido observado que a barra em balanço aumentou mais de três vezes a carga sobre o implante mais distal. Os aspectos biomecânicos para restaurar maxilas edêntulas sugeriram que a distribuição de seis implantes nas regiões anterior, de pré-molar, e tuberosidade da maxila apresentaram-se melhores que a concentração de implantes na maxila anterior, tradicionalmente utilizada com prótese fixa em extremo livre.

Rigato e Oliveira (1999) realizaram um estudo sobre a distribuição das forças horizontais, verticais e os extremos livres, tentando calcular o comprimento dos mesmos em várias situações de próteses implanto-suportadas. Concluíram que para um implante unitário é contraindicado o extremo livre rígido; para dois ou três implantes distribuídos linearmente o extremo livre deve ser aproximadamente igual ao comprimento da distribuição dos implantes; para quatro a seis implantes

distribuídos em curva o extremo livre deve ser no máximo de duas vezes o comprimento ântero-posterior da distribuição dos implantes.

Mericske-Stern et al. (2000) realizaram estudo preliminar sobre a medição de forças “in vivo”, simultaneamente em cinco implantes em maxila edentada com diferentes tipos de superestrutura. Foram confeccionadas prótese total fixa parafusada e sobredentadura com dois diferentes tipos de barras. O método de medição utilizou transdutores de força piezoelétricos, que foram montados diretamente sobre os implantes, permitindo medições simultâneas de forças em três dimensões, registrando-se as forças funcionais durante o máximo apertamento, ao morder uma placa de mordida, durante a mastigação e em forças estáticas. Todas as medidas foram repetidas da mesma forma após dois anos. Obtiveram como resultados que as forças registradas apresentaram padrões de força similar com ambos os tipos de superestrutura e ambos os tipos de barras para sobredentadura. As magnitudes de força foram significativamente diferentes para as três dimensões ($p < 0,05$), com maiores forças ao longo do eixo do implante. Nos implantes posteriores, as magnitudes de força foram significativamente maiores ($p < 0,05$) do que nos implantes anteriores em três dimensões. Concluíram que padrões similares de transmissão de força sobre os implantes são observados com prótese fixa completa e sobredentadura. O desenho da barra não influenciou significativamente o padrão de força.

Spiekermann et al. (2000) relata que os implantes localizados na maxila edêntula possuem prognóstico menos seguro do que na mandíbula, sendo a qualidade e a quantidade óssea as principais razões deste fato. Isto se dá em função da diminuição do conteúdo mineral ósseo com o aumento da idade, sendo mais pronunciado nas mulheres, por volta de 5%, do que nos homens, de 1 a 2% após os 50 anos de idade. Após as exodontias na região anterior da maxila a reabsorção óssea horizontal é, aproximadamente, duas vezes maior do que a vertical. Na região posterior da maxila a reabsorção óssea é semelhante no sentido horizontal e vertical. Recomendou para a maxila um número maior do que aquele empregado na mandíbula e um comprimento mínimo de 10 mm para os implantes, de modo a aumentar a superfície de contato osso e implante. Os implantes na maxila devem ser ferulizados por barra, mesmo com o uso de sobredentaduras. O trajeto da barra do sistema de retenção da sobredentadura deve ser o mais próximo

das superfícies de contato oclusal, ou seja, cingulo dos dentes anteriores e cúspides palatinas dos posteriores. Os retentores devem ser pequenos em função da relação vertical interoclusal e distribuídos o mais simetricamente possível na barra para que a linha de fulcro retentiva seja paralela ao eixo de rotação.

Bénateau et al. (2001) recomendaram um protocolo de oxigenação hiperbárica para os pacientes que receberam radiação ionizante em função de câncer na região de cabeça e pescoço e que necessitassem de reabilitação protética implanto-retida.

Curcio et al. (2003) emitiram a opinião que é possível obter bons resultados, ausência de osteorradionecrose e sucesso clínico dos implantes, mesmo quando instalados sem a adjuvante oxigenoterapia hiperbárica. Afirmaram que a oxigenoterapia hiperbárica não é sempre indispensável na reabilitação oral com implantes osseointegráveis nos casos de pacientes submetidos à radioterapia.

Sousa e Dib (2003) realizaram estudo no Departamento de Estomatologia do Hospital A. C. Camargo no período de 1995 a 2001 sobre reabilitação oral e maxilofacial com o emprego de implantes osseointegrados. Foram instalados 97 implantes, sendo 57 em pacientes irradiados e 40 em pacientes não irradiados, com taxas de sucesso de 98,2% e 90%, respectivamente.

Block (2003) relatou que o planejamento de tratamento para uma maxila edêntula depende, entre outras coisas, da disponibilidade óssea nas regiões anterior e posterior para fixação de implantes com no mínimo 10 mm de comprimento. As sobredentaduras ou próteses removíveis mucossuportadas podem ser confeccionadas com quatro implantes suportando uma barra com retentores. O posicionamento dos implantes pode ser ligeiramente palatino à crista óssea alveolar, mantendo uma largura mais densa do osso vestibular, na região de caninos e pré-molares, dependendo da condição óssea local, de modo que os implantes possam ser posicionados na região de incisivos laterais. O autor sugere evitar o posicionamento dos implantes na região de incisivos centrais, uma vez que esta localização dificulta a reabilitação protética e causam um aumento de volume palatino na sobredentadura, refletindo em desconforto para o paciente. Os implantes posicionados na região dos segundos molares geram dificuldades técnicas tanto de moldagem quanto na instalação de componentes protéticos e parafusos.

Cune et al. (2005) realizaram um estudo para determinar a satisfação do paciente com sobredentaduras mandibulares implanto-suportadas, retidas por magneto, barra-clipe e retentor bola e avaliar a relação entre a máxima força de mordida e a satisfação de 18 pacientes edentados insatisfeitos com prótese total mandibular, realizando cirurgia com instalação de dois implantes mandibulares e novas próteses mandibular e maxilar. Questionários sobre as qualidades e defeitos da prótese foram administrados no início, com o paciente fazendo uso de sua prótese antes da cirurgia dos implantes, após 3 meses de função com a nova prótese sem sistema de retenção, e após 3 meses de função com cada um dos sistemas. Os resultados mostraram que os pacientes apresentaram preferência pelo sistema de retenção barra-clipe (10/18), retentor tipo bola (07/18) e o sistema de magnetos (1/18). A máxima força de mordida não foi correlacionada com a escala analógica visual, portanto, os doentes com maior força máxima de mordida não foram necessariamente os mais satisfeitos.

Rodrigues (2007) comparou a intensidade da força de mordida na região dos primeiros molares bilateralmente, utilizando um gnatodinamômetro em pacientes edentados portadores de próteses totais convencionais superiores e sobredentaduras inferiores retidas por sistema barra-clipe. As mensurações da intensidade da força de mordida foram realizadas com o paciente utilizando a prótese total convencional superior e a sobredentadura inferior e após a remoção da barra sobre implante, tornando-se assim um paciente usuário de próteses totais bimaxilares convencionais. A intensidade média de força máxima de mordida obtida foi de 8,9 kgf para pacientes portando próteses totais superiores convencionais e sobredentaduras inferiores retidas por sistema barra-clipe e de 4,8 kgf quando na condição de próteses totais bimaxilares convencionais. O autor também avaliou por meio de um questionário a satisfação geral e a capacidade de mastigação de certos tipos de alimentos destes pacientes após a reabilitação por próteses sobre implantes. Os resultados demonstraram que 95% dos pacientes avaliaram a reabilitação realizada com a sobredentadura retida pelo sistema barra-clipe como excelente, com notas iguais a nove ou 10.

Sadowsky (2007) realizou uma revisão sistemática da literatura entre o período de 1988 a 2006 em busca de dados que permitissem estabelecer critérios de recomendação para o tratamento de maxila edêntula com prótese total. Os

resultados mostraram que a literatura apresenta um número limitado de estudos randomizados controlados, prospectivos longitudinais e estudos retrospectivos, de modo a apoiar fortemente uma recomendação para o tratamento de maxila edêntula com sobredentadura implanto-suportada.

Gomes et al. (2008), em trabalho de revisão de literatura, discutiram os aspectos do comprimento da extensão distal, comprimento do implante, projeto da barra metálica e dentição antagonista, relacionados com a biomecânica de próteses sobre implantes com extremo livre. Concluíram que: o comprimento máximo do extremo livre deve variar entre 10 mm a 15 mm de modo que haja tensões satisfatórias na interface osso-implante; a secção transversal da barra para próteses fixas implanto-suportadas com extremo livre deve ser preferencialmente em L ou I; a secção em I tem melhor indicação em casos de espaço intermaxilar reduzido; a instalação de um implante curto para substituição do extremo livre pode favorecer a biomecânica.

Passanezi et al. (2008), em revisão de literatura relacionada aos fatores biomecânicos da reabilitação oral, analisaram as injunções da adaptabilidade dos componentes do sistema observando que a prótese deve ser fixada firmemente aos implantes, evitando-se forças laterais e forças de torque. Citaram que os parafusos de fixação devem ter boa resistência, mas sob cargas excessivas, sua fratura deve ocorrer antes que se manifestem traumas ao implante ou osso. A compatibilização das forças oclusais foi tida como fator crítico para a longevidade dos implantes e a transmissão axial foi considerada fator relevante para gerar menor tensão de cisalhamento na interface osso/implante. Observaram que a redução do perímetro oclusal no sentido vestibulo-lingual diminuiu o braço de potência da alavanca formada no implante e relataram a importância da reabilitação respeitando a dimensão vertical de oclusão para que as relações interoclusais estejam de acordo com os mecanismos regulatórios da atividade muscular fisiológica. Quanto à união de implantes com dentes, apresentaram justificativa biológica favorável à união semi-rígida para inibir intrusão dental. As características da análise da forma dos implantes indicaram: utilização de implantes com roscas, podendo ser cilíndricos ou cônicos; que o diâmetro deve ser compatível com a espessura óssea; que o comprimento deve estar de acordo com a disponibilidade óssea e com o espaço interoclusal para melhor braço de alavanca; e quanto maior o número de implantes e

melhor distribuição poligonal dos mesmos, melhor a neutralização das forças laterais. Para as próteses com extremo livre deve-se evitar o emprego de extremo livre na retenção, dispondo os implantes mais para distal e, se necessário, utilizar implantes mais largos e curtos.

Bonachela et al. (2008) relataram a evidente reabsorção do rebordo ósseo residual maxilar e mandibular, inicialmente de forma rápida e invasiva, diminuindo o ritmo com o tempo, porém sem limitação até o osso basal. Afirmou que a reabsorção óssea do osso medular tem demonstrado uma dependência total da presença dos dentes no rebordo alveolar. Relatou que no primeiro ano após as extrações dentárias ocorre uma redução óssea do rebordo alveolar maxilar de 2 a 3 mm, com sentido centrípeto ou horizontal, sendo duas vezes maior que no sentido vertical na região maxilar anterior e que na região posterior o rebordo também pode reabsorver de modo a ficar extremamente fino. Reportou a diminuição da densidade e do número de trabéculas ósseas durante o envelhecimento natural, acrescido, em alguns casos, de doenças crônicas que afetam a formação ou a estruturação do colágeno, como diabetes, lúpus e outras. Recomendou que a distribuição dos implantes deve configurar um polígono e o número dos implantes ser par, de 4 a 6 implantes. Os implantes devem ser unidos por meio de barras, utilizando, como meio de retenção, cliques ou outros retentores para estabilização das sobredentaduras.

Greco et al. (2008), em revisão de literatura, avaliaram o uso de extremo livre distal em prótese total implanto-suportada concluindo que seu uso deve respeitar os princípios biomecânicos de reabilitação oral. Concluíram que o comprimento máximo seguro para o extremo livre é de 6 mm na maxila e de 10 mm a 12 mm na mandíbula, em cada uma das extremidades, uma vez que a distribuição das tensões das próteses implanto-suportadas com extremo livre resultam em tensão de compressão no último implante próximo ao extremo livre.

Lopez et al. (2008) realizaram uma revisão na literatura sobre os efeitos da biomecânica na remodelação óssea. Relataram que fatores genéticos, homeostase hormonal e alimentação são determinantes na densidade mineral óssea, mas o estímulo mecânico promove uma resposta óssea local, proporcionando crescimento e remodelagem. Citaram que o osso pode diminuir a carga recebida por meio da redução óssea, da formação óssea e da alteração do módulo de elasticidade,

modificando seu conteúdo mineral, lembrando que as forças oclusais aplicadas aos implantes dentários têm influência nas reações do tecido ósseo circundante. Afirmaram que a carga mecânica induz a microdeformações no osso que estimulam células osteoblásticas, levando ao aumento da formação óssea local e, portanto, o estímulo mecânico é necessário para proporcionar a manutenção do remodelamento ósseo. A ausência de deformações no osso torna-o menos denso e mineralizado. O comportamento da fisiologia óssea é estabelecido de acordo com a magnitude da microdeformação, onde entre 200 e 2500 unidades de microdeformação é estabelecido um equilíbrio entre formação e reabsorção óssea; entre 2500 e 4000 unidades de microdeformação induzem maior formação óssea e maiores que 4000 criam uma sobrecarga patológica formando osso imaturo. Segundo os autores a literatura também ressalta que a direção da força sobre o implante não é transmitida ao implante apenas no sentido axial, sendo que a força de compressão mantém a integridade da interface osso-implante e as forças de tensão e cisalhamento tendem a romper esta integridade.

Rismanchian et al. (2009) realizaram um estudo com o objetivo de medir a força máxima de mordida e avaliar a satisfação dos pacientes usuários de próteses totais convencionais em comparação com aqueles usuários de sobredentadura mandibular implanto-suportada. Neste estudo, 75 pacientes de 45 a 65 anos de idade foram divididos em 3 grupos: (1) usuários de próteses totais convencionais até 6 meses; (2) usuários de próteses totais convencionais durante 10 anos ou mais; e (3) usuários de próteses totais maxilares opostas a sobredentaduras mandibulares implanto-suportadas. Foram realizadas três medidas de cada lado na região de primeiro molar, os valores médios foram registrados e a satisfação do paciente foi registrada por meio de questionários. Os resultados indicaram que a força máxima de mordida nos pacientes com sobredentaduras mandibulares implanto-suportadas foi significativamente maior sendo, no mínimo, o dobro do que a de pacientes com próteses totais convencionais. Concluíram que a satisfação dos pacientes usuários de sobredentadura mandibular implanto-suportada é muito maior do que aquela dos pacientes usuários de próteses totais convencionais.

Souza et al. (2009), realizaram estudo comparativo com 18 pacientes edentados e 10 edentados parciais bilaterais posteriores com o objetivo de avaliar o padrão de movimento de prótese total superior e prótese parcial removível inferior durante a mastigação, em comparação com prótese total maxilar e mandibular na mesma condição. Medidas de movimento da prótese e sua variabilidade foram obtidos pelo instrumento cinesiográfico Sistema K6-I durante a mastigação de pão e de um bloco de polissulfeto. Obtiveram como resultado deslocamento de até 1 mm.

Rettore Jr. (2009), em revisão de literatura, aborda os aspectos biomecânicos como os principais meios para favorecer e possibilitar o uso de implantes com menos de 10 mm de comprimento, de modo a se tornar uma opção de tratamento em pacientes com rebordos alveolares comprometidos, diminuindo a necessidade de cirurgias complementares de enxerto ósseo e o tempo de tratamento. Concluíram que os implantes curtos são uma boa opção para tratamento reabilitador desde que os pacientes não apresentem para-função, os implantes tenham superfície tratada, seja realizada a união dos implantes sempre que possível e diminuída a mesa oclusal das coroas; não seja usado extremo livre e seja viável a implantação em osso de melhor densidade.

Rossetti et al. (2010) realizaram revisão no MEDLINE, de 1966 a 2009, usando as palavras-chave atrofia, reabsorvida, desdentados e maxilar visando destacar os aspectos anatômicos e biomecânicos de maxilas atróficas para possibilitar o uso de implantes. De acordo com os resultados apresentados chegaram às seguintes conclusões: (1) o uso prévio de uma prótese removível foi um fator de risco para reabsorção; (2) a utilização de implantes em maxilas com tecido ósseo igual ou menor que 5 mm para reter sobredentaduras apresentava um risco maior de perda óssea; (3) o sangramento à sondagem foi encontrado em bolsas com profundidades maiores ou iguais a 5 mm na metade dos implantes zigomáticos; (4) a prevalência de septos ósseos é maior em maxilas atróficas e mudanças no canal nasopalatino podem reduzir em até 44,4% o comprimento total das corticais de osso vestibular; (5) pacientes do gênero feminino têm menor quantidade de osso medular; (6) canais de nutrientes maiores aceleram reabsorção; (7) a tensão não deve se concentrar na base cortical contígua ao osso trabecular do seio maxilar; (8) implantes unidos recebem nove vezes menos carga do que os

implantes unitários sob carga oblíqua; (9) valores do quociente de estabilidade do implante variaram entre 60 e 65; (10) a transferência de força aos implantes, in vivo, é similar entre as próteses fixas e sobredentaduras; (11) implantes inclinados geraram melhores respostas biomecânicas; (12) eficiência mastigatória e força de mordida melhoraram em pacientes maxilectomizados que receberam próteses obturadoras com sistema barra-clipe.

Semper et al. (2010) realizaram uma pesquisa para determinar a relação entre o comprimento da extensão da barra distal e a quantidade de perda óssea marginal ao redor de implantes de apoio de sobredentaduras implanto-suportadas. Os autores utilizaram dados de 48 pacientes edentados totais que foram tratados com 313 implantes dentários e posteriormente reabilitados com 66 sobredentaduras implanto-suportadas, com sistema de barra com extensão em extremo livre distal. Os implantes apoiaram 30 próteses na maxila (172 implantes) e 36 próteses na mandíbula (141 implantes), em que foram empregadas barras com extremo livre distal de até 12 mm. Pacientes com barras sem extremo livre serviram de grupo controle. Foram realizadas radiografias panorâmicas anualmente a partir do carregamento protético dos implantes até um período de observação de quatro anos. As mudanças verticais no nível ósseo foram medidas nas regiões mesial e distal do implante. Após 4 anos, a média de perda óssea mesial foi de $2,20 \pm 0,91$ mm, e distal foi de $2,31 \pm 1,05$ mm. O número de implantes e comprimento do implante não se correlacionaram com a perda óssea. Neste estudo clínico, não houve influência do comprimento dos extremos livres na perda da crista óssea. Os resultados indicaram que a extensão de barra distal até 12 mm é uma opção de tratamento adequada para pacientes edêntulos.

Bidra et al. (2011), relatam o caso de um homem idoso, que sofreu uma maxilectomia sub-total bilateral devido ao carcinoma de células escamosas basalóides do palato duro. Descrevem a dificuldade da reabilitação maxilo-facial, mesmo com implantes osteointegráveis devido à falta de osso disponível. Os autores realizaram instalação de implantes em osso pterigóide bilateral e nos zigomáticos, entretanto houve perda dos implantes zigomáticos por falta de osteointegração. Ambos os implantes pterigóideos tiveram osseointegração bem sucedida, sendo utilizados para reter a prótese obturadora ajudando significativamente na melhoria da deglutição, fala e estética.

2.3 Elementos Finitos

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

Ress et al. (1990) investigaram a concentração de tensões na região do alívio do freio labial utilizando o método de AEF em modelos bidimensionais de próteses totais, confeccionadas com e sem diastema dental mediano. Confeccionaram 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. Foi observado que um alívio muito amplo para o freio labial resultou em alto nível de tensão, sendo maior na presença de um diastema estreito do que frente a um diastema mais largo.

Moroi et al. (1993) utilizaram a metodologia da AEF para avaliar a influência do material de implantes osseointegráveis revestidos de hidroxiapatita na distribuição da tensão. Foi criado um modelo de elementos finitos bidimensionais, contendo 302 elementos e 993 nós, que apresentava propriedades isotrópicas e lineares. Os autores estabeleceram para o osso cortical e osso medular, módulos de elasticidade de 14,70 GPa e de 0,50 GPa respectivamente e coeficiente de Poisson de 0,30 para ambos. O revestimento de hidroxiapatita reduziu a condução de calor ao tecido circunvizinho por causa de sua baixa condutibilidade térmica.

Turner (1999), em avaliação da biologia óssea relatou as observações de Frost sobre a biologia em torno do osso submetido a um sistema mecânico com tensões mínimas eficazes que controlem a reação da massa óssea. No osso saudável esse sistema de reação ajuda a massa óssea a manter os picos de tensões mecânicas no osso dentro de uma faixa aceitável, definida por Frost como sendo entre cerca de 100-1.500 unidades de microdeformação. Tecido ósseo em desuso, aquele submetido a tensões abaixo de 100 unidades de microdeformação, é caracterizado pelo aumento da reabsorção em superfícies de remodelação e formação óssea, levando a rápida perda óssea. O osso em sobre uso, ou seja, acima de 1500 unidades de microdeformação, irá adicionar um novo osso na

superfície do osso existente, onde a ativação de osteoblastos em superfícies de remodelação óssea promoverá ganhos de massa óssea. Frost sugeriu ainda que certos hormônios e agentes bioquímicos podem enganar a mecanostática e alterar os pontos de tensões mínimas eficazes previamente definidos.

Koca et al. (2005) verificaram, por meio da AEF, o comportamento de implantes osseointegráveis de 4, 5, 7, 10, e 13 mm, localizados na região posterior da maxila e próximos ao assoalho do seio maxilar. Foram estabelecidos para cortical interna e a cortical externa 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 CAD/CAE Pro/Engineer 2000i®, considerando-se um contato máximo implante/osso. De acordo com a escala de von Mises, as tensões variaram segundo o comprimento dos implantes osseointegráveis e a espessura da face cortical. Observaram que o implante de 13 mm gerou menor tensão nas corticais ósseas.

Gao et al. (2006) desenvolveram uma malha tridimensional em elementos finitos a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC), recriando as estruturas dente e mandíbula e as suas interações. A verificação de todas as divisões possíveis para a formação dos diferentes tetraedros foi realizada por um algoritmo que, ao interagir com a malha criada, resultou em uma série de tetraedros consistentes com todos os encobrimentos e espaços preenchidos. Este modelo apresentou 18.534 elementos e 4.762 nós e foi usado com sucesso na avaliação de restaurações dentais, provando a viabilidade e a eficácia do método proposto.

Lotti et al. (2006) descreveram a AEF como um método matemático, no qual um meio contínuo discretizado em elementos mantém suas propriedades, tornando possível aplicar um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção e fornecendo informações sobre o deslocamento e a tensão provocados por estas cargas. Alguns fatores podem conduzir à imprecisão dos resultados como as variações de tamanho, forma ou das características mecânicas dos materiais, as simplificações para a adoção de um determinado modelo matemático e a divisão de estruturas complexas em várias formas geométricas, com perda de detalhes.

Yang e Xiang (2007) estudaram, por meio da AEF, o comportamento dos tecidos adjacentes a um implante dental, em condições estáticas e de oclusão. O modelo CAD foi desenvolvido no programa Solidworks® a partir de imagens de TC. As superfícies foram delineadas como superfícies unidas, separadas e deslizantes, para a simulação do contato do osso com as roscas do implante, empregando-se para tanto o programa computacional Ansys®. Os autores demonstraram com esta metodologia que a maior tensão encontrou-se localizada próxima ao contato implante-osso cortical.

Lehmann et al. (2006) realizaram estudo com modelo tridimensional de simulação dos elementos finitos para analisar a distribuição de tensões de implantes cilíndricos com hexágono externo. Foram modelados três implantes cilíndricos da empresa Conexão Sistema e Próteses, com dimensões de 4 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento, colocados em diferentes posições na maxila. Foi aplicado um carregamento de 100 N para os dentes posteriores e de 50 N para os anteriores. Os resultados obtidos com o programa computacional Ansys® mostraram que: 1) a configuração dos implantes na posição dos dentes canino, primeiro e segundo pré-molar transmitiu maior esforço para o osso cortical que as demais configurações e 2) a configuração com os incisivos central, lateral e o canino apresentou menores níveis de tensões na região do osso cortical. Concluíram que as regiões de canino e de premolar requerem mais cuidados para as reabilitações e que a região anterior apresenta melhor condição para transmissão dos esforços para o osso da região marginal ao implante, o que minimiza a reabsorção óssea.

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

Daas et al. (2008) verificaram o comportamento dos mecanismos de retenção de sobredentaduras 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. 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 de 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.

Ujigawa et al. (2007) analisaram a distribuição das tensões geradas nas estruturas craniofaciais ao redor de implantes zigomáticos osseointegráveis. Segundo os autores, a AEF apresentou 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. A visualização gráfica de estruturas não visíveis, o ponto de aplicação, magnitude e direcionamento da força aplicada, bem como a reprodução do teste, não afetaram as propriedades físicas das estruturas envolvidas, permitindo que o ensaio pudesse ser repetido quantas vezes fosse necessário.

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

Viceconti et al. (2007) descreveram um novo programa computadorizado de aplicação em várias modalidades na área médica. Esse programa promoveu 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 finito. A visão interativa ajudou a interpretar a base de dados complexos provinda de múltiplas representações de uma mesma informação, além de permitir interações em várias modalidades para suportar entrada e saída de programas como visualizadores 3D, programas de reconhecimento e síntese em sistemas de linguagem.

Taddei et al. (2007) verificaram a precisão da avaliação do comportamento ósseo por meio da determinação do módulo de Young. Segundo os autores, a maior parte dos estudos de estruturas biológicas, em que se empregou a AEF, considerou as estruturas como elementos de comportamento isotrópico. Os autores criaram modelos de elementos finitos, gerando uma malha a partir de uma TC da cabeça de um fêmur. O osso foi submetido fisicamente a uma força de 800 N, sendo a intensidade e a direção da força dissipada detectada por sensores localizados em determinados pontos. O 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.

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®, segmentando-se a imagem tridimensional para a delimitação apenas dos tecidos duros da região maxilar. A malha de volume compôs um modelo contendo 33.902 nós e 143.083 elementos tetraédricos. Para o estudo das tensões foi utilizada a escala de von Mises. 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. A fenda labiopalatina unilateral conduziu a

um esforço e a uma distribuição de tensão não uniforme internamente na maxila, intensificados no lado sem fenda e menores no lado fissurado.

Assunção et al. (2008) compararam a distribuição de tensões induzidas por cargas funcionais posteriores em próteses totais convencionais e sobredentaduras implanto-retidas com dois diferentes sistemas de fixação, utilizando a AEF. Três modelos foram construídos no software AutoCAD, sendo: Grupo A (controle), um modelo de mandíbula edêntula suporte de prótese total, Grupo B, um modelo de uma mandíbula edêntula suporte de sobredentadura com dois implantes unidos e conectados com o sistema barra-clipe e Grupo C, um modelo de mandíbula edêntula apoiando uma sobredentadura sobre dois implantes não unidos com o sistema tipo bola. A avaliação foi realizada no software Ansys®, com uma força vertical de 100 N aplicada no primeiro molar mandibular esquerdo. Concluíram que: sobredentaduras implanto-retidas apresentaram distribuição de tensão aumentada ao longo do tecido de suporte quando comparada com próteses totais convencionais; a prótese total convencional apresentou valores de tensão máxima inferiores aos das sobredentaduras implanto-retidas, geralmente localizado no lado submetido à carga; o sistema tipo bola demonstrou valores mais elevados de tensões em relação aos tecidos de suporte quando comparado com o sistema barra-clipe; ao analisar a distribuição de tensões, os implantes unidos associados com o sistema barra-clipe melhoraram a transmissão das cargas oclusais.

Prakash et al. (2009) compararam as tensões e flexão elástica entre implantes e barras de suporte de sobredentaduras em várias configurações, empregando a AEF. Uma TC de uma mandíbula humana possibilitou gerar um modelo anatomicamente preciso e sobre ele foram construídos três modelos com quatro implantes com o sistema barra-clipe em três diferentes configurações: modelo 1, com dois implantes ligados por uma única barra; modelo 2, com quatro implantes ligados por três barras; modelo 3, com implantes ligados dois a dois medial e distalmente com apenas duas barras laterais. Os modelos foram carregados em condições estáticas, com carga de 100 N distribuída na posição aproximada do clipe. As condições de contorno mandibular foram modeladas considerando a geometria real do sistema de suporte muscular. Tensões de pico von Mises foram comparadas em todos os três modelos, considerando-se a barra e a interface osso-implante. A flexão da mandíbula e da barra também foi comparada qualitativamente.

Concluíram que a tensão na barra e interface implante-osso é menor no sistema de barra com quatro implantes do que no sistema com dois implantes.

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

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

Kimura et al. (2011), realizaram estudo através de AEF tridimensional, avaliando a ligação de implantes e tecido ósseo circundante em reabilitações com cargas imediatas. Em uma paciente de 69 anos, foram instalados 4 implantes de 4,0 mm de diâmetro nas regiões de incisivos e pré-molares bilateralmente. Após realização de TC, foram construídos os modelos tridimensionais, onde os implantes foram ligados por barra e aplicada força de 400 N para análise mecânica do grupo teste e no grupo controle, cada implante recebeu carga de 100 N individualmente. O

nível de deslocamento do implante foi sugerido para servir como um índice numérico do prognóstico de osseointegração de implantes com carga imediata. No grupo teste, a tensão máxima e deslocamento do osso peri-implantar foi menor do que no grupo controle.

3 PROPOSIÇÃO

Neste estudo foi proposta a avaliação, por meio da análise de elementos finitos, do comportamento biomecânico de próteses obturadoras maxilares Classe Ib, II e III de Okay retidas por implantes osseointegráveis, observando as tensões geradas, sob as formas qualitativa e quantitativa, no tecido ósseo e gengivo-mucoso maxilar, sob as condições de carregamento anterior e posterior simultâneo.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

1. Tomografia computadorizada

- Tomografia Computadorizada do Banco de Dados do 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.

2. Modelos tridimensionais e softwares

- Modelo tridimensional dos implantes - Dentoflex®.
- Modelo tridimensional do conector UCLA - Dentoflex®.
- Modelo tridimensional da maxila - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer.
- Modelo tridimensional do sistema de retenção barra-clipe fornecido pelo CTI a partir do uso de BioCAD sobre estrutura anatômica de referência.
- Modelo tridimensional da prótese obturadora maxilar fornecido pelo CTI a partir do uso de BioCAD sobre estrutura anatômica de referência.
- Software McNeel Rhinoceros® versão 4.0 SR9.
- Estações de trabalho Sun Microsystems®.
- Programa InVesalius® versão 3.0.
- Programa Magics® versão X SP2.

3. Análise de elementos finitos

- Estações de trabalho Sun Microsystems®.
- Programa Ansys Workbench versão 12.

4.2 Métodos

- Tomografia computadorizada.

Foi utilizada uma Tomografia Computadorizada de referência, constante do Banco de Dados de TC do CTI – Renato Archer, a qual foi obtida de um indivíduo adulto, não portador de lesão congênita ou adquirida da região crânio-facial. A aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de São Paulo - USP, foi concedida sob o número 153/2009 (Anexo A).

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 - 320/120.
- Pitch - 0,988/1.

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.

- Modelo tridimensional da maxila.

Os dados obtidos pela TC, gravada em formato DICOM, foram exportados para o programa InVesalius® versão 3.0, no qual executou-se o processo de segmentação da imagem, obtendo-se a diferenciação dos modelos tridimensionais dos tecidos moles e ossos seletivamente.

Após o processo de segmentação, esse programa converteu os dados no formato DICOM para o formato STL. Os dados no formato STL foram transferidos

para o programa Magics® versão X SP2, no qual foi realizada a verificação do modelo tridimensional da maxila. Posteriormente procedeu-se à separação dos dentes e da maxila.

Os dados dos arquivos STL editados pelo Magics versão X SP2 foram exportados para o Programa Rhinoceros® versão 4.0, no qual foram utilizados como referência para a geração do modelo BioCAD 3D, contendo a maxila. Esse programa também possibilitou a manipulação e edição das estruturas de interesse no modelo BioCAD, permitindo a simulação das reabsorções ósseas e ressecções maxilares.

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

A reabsorção óssea foi simulada com uma redução óssea do rebordo alveolar maxilar de aproximadamente 2 mm a 3 mm em sentido centrípeto ou horizontal que é duas vezes maior que na vertical, de acordo com Bonachela et al. (2008) (Figura 4.1).

Perspective

Figura 4.1 – Modelo tridimensional da maxila com reabsorção simulada

A simulação da ressecção maxilar ocorreu de acordo com as Classes Ib, II e III de Okay, segundo Okay et al. (2001), sendo elas:

- 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;
- 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;
- 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.

Os modelos CAD dos implantes e UCLA foram fornecidos pela empresa Dentoflex®. Estes modelos foram simplificados. (Figura 4.2).

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

Os implantes foram posicionados nas regiões de caninos, incisivos laterais, segundo premolar e primeiro molar, segundo Block (2003) e de acordo com cada modelo:

- Modelo 1 (Classe Ib de Okay): 6 implantes posicionados em regiões de caninos e incisivos laterais bilateralmente e em região de segundo premolar e primeiro molar esquerdos (Figura 4.3.)

Perspective

Figura 4.3 – Modelo 1

- Modelo 2 (Classe II de Okay): 4 implantes posicionados em região de canino, incisivo lateral, segundo premolar e primeiro molar esquerdos (Figura 4.4).

Perspective

Figura 4.4 – Modelo 2

- Modelo 3 (Classe III de Okay): 2 implantes posicionados em região de segundo premolar e primeiro molar esquerdos (Figura 4.5).

Perspective

Figura 4.5 – Modelo 3

A mucosa de revestimento foi editada manualmente com espessura média de 1,0mm.

Foi realizado o planejamento do sistema de retenção barra-clipe (Figura 4.6).

Perspective

Figura 4.6 – Barra do sistema de retenção barra-clipe

A prótese obturadora maxilar recebeu cliques de acordo com cada modelo (Figura 4.7).

- Modelo 1: 4 cliques
- Modelo 2: 3 cliques
- Modelo 3: 2 cliques

Figura 4.7 – Clipe do sistema de retenção barra-clipe

O corpo polimérico da prótese e sua superfície oclusal foram editados manualmente pelo programa Rhinoceros® versão 4.0, obtendo-se desta forma a geometria CAD do conjunto representado pelo osso maxilar, implantes, mucosa, barra metálica, clipe e prótese obturadora maxilar com simplificações simulando as plataformas oclusal e incisal. (Figura 4.8).

Perspective

Figura 4.8 – Modelo tridimensional da prótese obturadora – vista externa

Para cada modelo foi planejada uma prótese obturadora maxilar (Figuras 4.9, 4.10 e 4.11).

Perspective

Figura 4.9 – Modelo tridimensional da prótese obturadora – Modelo 1- Classe Ib de Okay

Perspective

Figura 4.10 – Modelo tridimensional da prótese obturadora – Modelo 2- Classe II de Okay

Perspective

Figura 4.11 – Modelo tridimensional da prótese obturadora – Modelo 3- Classe III de Okay

- Análise por elementos finitos

O modelo BioCAD gerado nas etapas anteriores serviu como base para a criação da malha de elementos finitos. As informações desse modelo foram importadas para o programa Ansys® em formato de arquivo: Step 214 (*.stp). Nesse programa executou-se a verificação de possíveis inconsistências da geometria, tais como: ausência de superfícies e de curvas e formação de espaços entre superfícies. Verificou-se também a presença de inconsistências dimensionais padronizando-se a unidade de medida em milímetros.

Os tipos de elementos utilizados pelo programa Ansys® para a determinação de volumes foram o tetraédrico de 10 nós. A geração da malha de elementos finitos no programa Ansys® foi realizada de forma controlada, procurando uma melhor homogeneidade geométrica de seus elementos, assim como uma melhor discretização do modelo. A utilização de ferramentas deste programa permitiu o controle do tamanho dos elementos da malha e o controle da distorção dos elementos.

Para a geração do modelo multicorpos, foram declarados contatos colados entre as superfícies de interesse: superfícies dos implantes e ósseas medulares; superfície fibromucosa do palato duro e óssea do palato duro; superfície fibromucosa do palato duro e prótese obturadora. Foi estabelecido contato simples entre as superfícies da barra e dos cliques.

Foram estipulados os módulos de elasticidade, ou seja, módulo de Young (MPa), e respectivos coeficientes de Poisson para cada material envolvido nas estruturas do modelo. Os materiais empregados neste estudo foram considerados isotrópicos lineares (Quadro 4.1).

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Corpo Polimérico – resina acrílica	3000	0,35	Ono et al (2007)
Mucosa	1	0,37	Ono et al (2007)
Osso trabecular	1370	0,30	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Osso cortical	13700	0,30	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Implante Titânio	110000	0,33	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Barra CrCo	218000	0,35	Prakash, DiSouza e Adhikari (2009)
Clipe plástico	3000	0,28	Assunção et al (2008)

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

Foi aplicada uma pressão simultânea, correspondente a uma força de 80 N, na plataforma oclusal representativa dos dentes posteriores, e de 35 N na plataforma incisal, representativa dos dentes anteriores da prótese obturadora maxilar. O processamento da malha foi realizado considerando-se que o modelo apresentava um comportamento mecânico elástico linear.

Os resultados são apresentados considerando-se uma análise qualitativa, correspondente à escala de tensão máxima principal, sendo os valores quantitativos desta escala expressos em MPa, conforme análise de consistência de unidades.

5 RESULTADOS

5.1 Modelo 1 - Classe Ib de Okay

5.1.1 Prótese Obturadora

A carga aplicada na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 0,45 mm da prótese na região sem suporte ósseo (Figura 5.1).

Figura 5.1 – Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma tensão máxima principal de compressão praticamente uniforme com um valor próximo de 2,36 MPa (Figura 5.2).

Figura 5.2 - Campo de tensão máxima principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos—vista oclusal. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.1.2 Osso cortical

Verificou-se tensão máxima principal de tração localizada junto à parede óssea vestibular e crista óssea, apresentando um valor próximo de 0,28 MPa (Figura 5.3).

Figura 5.3 - Campo de tensão máxima principal sobre o osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

Ocorreu maior concentração de tensão máxima principal de tração na região mesial do implante **1b**, apresentando valores de tensão de aproximadamente 15,00 MPa. O osso cortical na região de palato e crista óssea apresentou, em sua maior extensão, tensão máxima principal de tração com valores próximos a 0,71 MPa. Na região maxilar anterior, a crista óssea apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 6,42 MPa (Figura 5.4).

Figura 5.4 - Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.1.3 Osso medular

Ocorreu maior concentração de tensão máxima principal de tração na região cervical vestibular do implante **1a**, apresentando valores de tensão de aproximadamente 2,51 Mpa e do implante **1b** de 1,01 Mpa. Na região correspondente à cervical dos demais implantes, osso medular e palato foi verificada uma tensão máxima principal de compressão de aproximadamente 0,18 MPa (Figura 5.5).

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

Foi verificada tensão máxima principal de tração quantificada em 1,61 MPa na região vestibular do implante **1a** e tensão máxima principal de tração quantificada em 0,41 MPa nas demais regiões medulares (Figura 5.6).

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

5.2 Modelo 2 - Classe II de Okay

5.2.1 Prótese Total Obturadora

A carga aplicada na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 3,15 mm da prótese na região sem suporte ósseo (Figura 5.7).

Figura 5.7 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma tensão máxima principal de compressão praticamente uniforme com um valor próximo de 3,17 MPa (Figura 5.8).

Figura 5.8 - Campo de tensão máxima principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.2.2 Osso cortical

Verificou-se tensão máxima principal de tração localizada, em maior extensão, junto à parede óssea vestibular e crista óssea, apresentando um valor próximo de 0,82 MPa. Ocorreu maior concentração de tensão máxima principal de tração na região cervical vestibular do implante **2b**, apresentando valores de aproximadamente 28,76 MPa (Figura 5.9).

Figura 5.9 - Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

O osso cortical apresentou tensão máxima principal de compressão na região de palato com valor aproximado de 3,16 MPa (Figura 5.10).

Figura 5.10 - Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.2.3 Osso medular

Ocorreu maior tensão máxima principal de tração na região cervical vestibular do implante **2a**, apresentando valores aproximados de 2,45 MPa. Nas faces mesial, distal e palatina deste implante a tensão máxima principal de tração foi de aproximadamente 1,68 MPa. Na região correspondente à cervical do implante **2b**, em todas as faces, foi verificada uma tensão máxima principal de tração com valores aproximados de 1,68 MPa. O implante **3a**, apresentou na região cervical tensão máxima principal de tração com valores aproximados de 0,91 MPa, e no implante **3b** tensão máxima principal de tração de aproximadamente 0,14 MPa nas faces distal e palatina (Figura 5.11).

Figura 5.11 - Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

Foi verificada tensão máxima principal de tração com valores aproximados em 1,68 MPa na região vestibular dos implantes **2a** e **2b** e aproximadamente de 0,52 MPa nas demais regiões vestibulares (Figura 5.12).

Figura 5.12 - Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.3 Modelo 3 - Classe III de Okay

5.3.1 Prótese Total Obturadora

A carga aplicada na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo de 6,12 mm da prótese na região sem suporte ósseo (Figura 5.13).

Figura 5.13 - Campo de deslocamento no conjunto Prótese Obturadora e Maxila

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma tensão máxima principal de tração praticamente uniforme com um valor próximo de 3,03 MPa (Figura 5.14).

Figura 5.14 - Campo de tensão máxima principal sobre a maxila do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.3.2 Osso cortical

Ocorreu maior concentração de tensão máxima principal de tração na região cervical distal do implante **3b**, apresentando valores de tensão de aproximadamente 50,10 MPa. Na região de palato e osso medular, houve concentração de tensão máxima principal de compressão de aproximadamente 2,96 MPa (Figura 5.15).

Figura 5.15 - Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

Verificou-se tensão máxima principal de tração localizada junto à parede óssea vestibular distal, com valores aproximados de 6,02 MPa e nas demais regiões, tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 2,96 MPa (Figura 5.16).

Figura 5.16 - Campo de tensão máxima principal do osso cortical do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.3.3 Osso medular

Ocorreu maior concentração da tensão máxima principal de tração na região cervical palatina do implante **3a** e cervical vestibular do implante **3b**, com valor aproximado de 3,27 MPa. Na região apical do implante **3a**, foi verificada uma tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 2,03 MPa (Figura 5.17).

Figura 5.17 - Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

Foi verificada tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 0,26 MPa na região vestibular e crista óssea medular (Figura 5.18).

Figura 5.18 - Campo de tensão máxima principal do osso medular do modelo de elementos finitos. Valores positivos correspondem à tensão de tração e valores negativos, à tensão de compressão

5.4 Análise Comparativa entre Modelos

Em análise comparativa entre os modelos de estudo deste trabalho, observou-se que a carga aplicada na plataforma incisal anterior e oclusal posterior da prótese obturadora provocou um deslocamento máximo da prótese na região sem suporte ósseo, no Modelo 1 de 0,45 mm, no Modelo 2 de 3,15 mm e no Modelo 3 de 6,12 mm. Desta forma, verifica-se que a diminuição da área de suporte ósseo proporciona um maior deslocamento da prótese obturadora.

Na mucosa gengival, a carga promoveu uma tensão máxima principal de compressão praticamente uniforme com um valor máximo próximo de 2,36 MPa no Modelo 1 e de 3,17 MPa no Modelo 2. No Modelo 3, a carga promoveu uma tensão máxima principal de tração praticamente uniforme com um valor próximo de 3,03 MPa. Verificou-se que nos Modelos 1 e 2 a mucosa gengival recebeu tensão máxima principal de compressão que aumentou de acordo com a diminuição da área de suporte ósseo. No Modelo 3 a mucosa gengival sofreu tensão de tração, provavelmente por apresentar pouco suporte ósseo.

No osso cortical, verificou-se tensão máxima principal de tração localizada junto à parede óssea vestibular e crista óssea, apresentando no Modelo 1 um valor próximo de 0,28 MPa, no Modelo 2 um valor próximo de 0,82 MPa e no Modelo 3 um valor aproximado de 6,02 MPa. Nas demais regiões do Modelo 3, houve tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 2,96 MPa. A grande diminuição de área de suporte ósseo no Modelo 3 promoveu um aumento acentuado de tensão de tração, além de apresentar tensão de compressão, não presente nos Modelos 1 e 2.

O osso cortical na região de palato apresentou, em sua maior extensão, tensão máxima principal de tração no Modelo 1 valor aproximado de 0,71 MPa, no Modelo 2 valor aproximado de 7,16 MPa e no Modelo 3 tensão máxima principal de compressão de aproximadamente 2,96 MPa. Observou-se um aumento acentuado de tensão máxima principal de tração do Modelo 2 em relação ao Modelo 1, provavelmente em virtude da diminuição da área de suporte ósseo. O Modelo 3, por ter uma área de suporte ósseo na região de palato muito diminuta, apresentou tensão de compressão.

Em todos os Modelos, o segundo implante mais próximo à área de ressecção maxilar anterior, apresentou maior tensão máxima principal de tração no osso cortical, sendo no Modelo 1 com valor aproximado de 15,00 MPa, no Modelo 2 um valor aproximado de 28,76 MPa e no Modelo 3 um valor aproximado de 50,10 MPa. Os valores de tensão máxima principal de tração aumentaram consideravelmente com a diminuição da área de suporte ósseo.

No osso medular na região vestibular, o Modelo 1 apresentou tensão máxima principal de tração quantificada em 1,61 MPa na região do implante **1a** e tensão máxima principal de tração quantificada em 0,41 MPa nas demais regiões. O Modelo 2 apresentou tensão máxima principal de tração com valores aproximados em 1,68 MPa na região dos implantes **2a** e **2b** e aproximadamente de 0,52 MPa nas demais regiões. O Modelo 3 apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 0,26 MPa. Nos Modelos 1 e 2 percebe-se uma tensão máxima principal de tração maior na região vestibular mais próxima à ressecção maxilar anterior que tem o valor diminuído ao se distanciar desta.

O implante mais próximo à ressecção maxilar, no osso medular, promoveu maior concentração de tensão máxima principal de tração na região cervical no Modelo 1 com valor de tensão de aproximadamente 2,51 MPa, no Modelo 2 com valor aproximado de 2,45 MPa e no Modelo 3 tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 3,27 MPa. Nesta situação verificou-se uma pequena diminuição de tensão máxima principal de compressão no Modelo 2 em comparação ao Modelo 1.

6 DISCUSSÃO

Em busca da melhora da qualidade de vida de pacientes maxilectomizados e de sua reintegração social, as próteses obturadoras maxilares visam melhorar a função mastigatória, a estética e dar conforto aos que tanto precisam delas (Javid; Dadmanesh, 1976; Devlin; Barker, 1992; Wedel et al., 1994; Markt, 2001; Okay et al., 2001; Rogers et al., 2003; Fukuda et al., 2004; Cune et al., 2005; Arigberde et al., 2006; Oh; Roumanas, 2006; Aydin et al., 2007; Eckardt et al., 2007; Nothdurft; Pospiech, 2007; Rismanchian et al., 2009; Sousa et al., 2009; Leles et al., 2010).

Após o desenvolvimento do conceito de osseointegração e do avanço da Implantologia, houve um grande impacto na reabilitação protética de pacientes que necessitam de próteses bucais extensas, verificando que as próteses implanto-retidas apresentam vantagens de retenção e estética, dando mais confiança ao paciente no uso diário destas próteses. O objetivo das próteses implanto-retidas é resgatar os distúrbios funcionais e estéticos decorrentes de traumas ou cirurgias mutilantes na região de cabeça e pescoço (Kayacan et al., 1997; Chan et al., 1998; Spiekermann et al., 2000; Block, 2003; Fukuda et al., 2004; Koca et al., 2005; Lehmann et al., 2006; Oh; Roumanas, 2006; Aydin, 2007; Nothdurft; Pospiech, 2007; Assunção et al., 2008; Gomes et al., 2008; Prakash et al., 2009; Rettore et al., 2009; Leles et al., 2010; Rossetti et al., 2010).

Para um melhor prognóstico das próteses maxilares implanto-retidas é necessário um número e comprimento (mínimo 10mm) de implante maior que o usado na mandíbula para aumento da superfície de contato osso-implante. A distribuição e o número dos implantes deve dar-se em polígono e em número par de 4 a 6 implantes e estes implantes devem ser unidos por meio de barras. O posicionamento dos implantes pode ser ligeiramente palatino à crista mantendo uma largura mais densa do osso vestibular, na região de caninos e premolares, sempre dependendo da condição óssea local, desta forma os implantes podem ser posicionados na região de incisivos laterais (Spiekermann et al., 2000; Block, 2003; Bonachela et al., 2008; Rettore et al., 2009; Rossetti et al., 2010). Seguindo estes preceitos, esta pesquisa utilizou implantes de 11,50 mm nas regiões de incisivo lateral, premolar e molar e de 13,00 mm na região de canino. Os implantes foram

instalados em pares, embora o posicionamento ideal dos implantes de modo a configurar um polígono tenha sido alterado em função da estrutura óssea maxilar remanescente.

Os modelos CAD dos implantes e UCLAS foram fornecidos pela empresa Dentoflex® e os implantes foram posicionados nas regiões de caninos, incisivos laterais, segundo premolar e primeiro molar (Block, 2003) de acordo com cada modelo:

Modelo1 (classe Ib) 6 implantes posicionados em regiões de caninos e incisivos laterais bilateralmente e em região de segundo premolar e primeiro molar esquerdos

Modelo 2 (Classe II de Okay): 4 implantes posicionados em região de canino, incisivo lateral, segundo premolar e primeiro molar esquerdos.

Modelo 3 (Classe III de Okay): 2 implantes posicionados em região de segundo premolar e primeiro molar esquerdos.

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

Os tipos de elementos utilizados pelo programa Ansys® para a determinação de volumes foram o tetraédrico quadrático e hexaédrico quadrático Este tipo de elemento possibilita uma geometria mais complexa e resultados mais precisos (Gao et al., 2006; Zhao et al., 2008).

Neste estudo considerou-se os tecidos como materiais de propriedades isotrópicas, de acordo com a maior parte dos trabalhos envolvendo análise de elementos finitos em odontologia (Ress et al., 1990; Moroi et al., 1993; Koca et al., 2005; Gao et al., 2006; Zhao et al., 2008).

A força aplicada em trabalhos de força máxima de mordida tem grande variação, sendo na região de pré-molares e molares entre 9 N e 375 N e na região anterior entre 5 N e 50 N (Ress et al., 1990; Wedel et al., 1994; Paula, 1998; Koca et al., 2005; Lehmann et al., 2006; Ono et al., 2007; Rodrigues, 2007; Assunção et al.,

2008; Rismanchian et al., 2009). Neste estudo optou-se pela intensidade da força sobre o modelo da prótese corresponde a uma força equivalente a 80 N na plataforma oclusal representativa dos dentes posteriores, e a 35 N na plataforma incisal, representativa dos dentes anteriores, da prótese obturadora maxilar. Estes valores foram baseados no trabalho de Wedel et al. (1994) com pacientes portadores de próteses obturadoras, onde as forças máximas de oclusão registradas no sexo masculino foram de 85 N posterior e 48 N anterior e no feminino foram de 74 N e 27 N, respectivamente. Desta forma, utilizamos a média destas forças para este experimento.

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

Tsuchiya et al. (1998), relatam que a amplitude de movimento das próteses obturadoras é maior que nas próteses totais convencionais e varia de indivíduo para indivíduo. Souza et al. (2009), em estudo de movimento de próteses convencionais obtiveram deslocamento de até 1mm. Neste experimento a observação do comportamento biomecânico da prótese obturadora maxilar, nas condições de carga aplicada na mesa oclusal posterior e mesa incisal anterior, mostra uma tendência de desinserção da prótese, manifestando-se um movimento de rotação com eixo localizado na proximidade da linha de ressecção anterior da maxila. Ocorreu uma tendência de deslocamento vertical no sentido da desinserção máxima da prótese obturadora maxilar de 0,45 mm na região sem suporte ósseo no Modelo 1, de 3,15 mm no Modelo 2 e de 6,12 mm no Modelo 3. Desta forma observa-se que o deslocamento é maior à medida em que diminui a área de suporte ósseo, tendo o Modelo 3, que consiste de uma prótese obturadora com área de suporte ósseo de aproximadamente um quarto da área total da maxila com prótese convencional, apresentado o maior deslocamento.

De acordo com Assunção et al. (2008), as sobredentaduras demonstram algumas vantagens sobre a prótese total convencional, como a preservação do rebordo alveolar residual, melhora da estabilidade e retenção, maior conforto e eficiência mastigatória, maior satisfação e uma melhor qualidade de vida dos pacientes. Afirma também que o excesso de cargas funcionais gera tensões que são

dissipadas a partir do sistema de retenção das próteses e pelos tecidos de suporte. Niedermeier (1990) considera que a mucosa oral cumpre a tarefa de amortecer e distribuir na superfície óssea as forças mastigatórias aplicadas nas próteses, sendo a mucosa inteiramente capaz de tolerar pressões de curto prazo durante a mastigação. Neste estudo verificamos que tensões de compressão na mucosa foram de 2,36 MPa no Modelo 1 e 3,17 MPa no Modelo 2. O Modelo 3 apresentou tensão de tração de 3,03 MPa na superfície do palato, indicando que a prótese não exerceu nenhuma dissipação considerável de tensão de compressão sobre o osso maxilar. A tensão de tração observada no Modelo 3 pode ser clinicamente interpretada como resultante da tendência para deslocamento da prótese obturadora.

Embora ainda não se saiba precisamente como o carregamento mecânico afeta a atividade osteoblástica e osteoclástica, estudos de quantificação tensão ou densidade de energia de deformação têm sido propostos para avaliação de estímulos mecânicos na remodelação óssea. O osso tem a habilidade de mudar sua estrutura em resposta ao estresse mecânico induzido pelo carregamento de um implante, dentro de limites fisiológicos definidos. Forças de baixa intensidade, no osso esponjoso podem levar a reabsorção óssea (Li et al., 2007; Lopez et al., 2008; Rahimi et al., 2009).

Esta reabsorção óssea ao redor do pescoço do implante causa um espaço na interface osso-implante, podendo prejudicar a integração óssea do implante. Tanto subcargas como sobrecargas implicam em respostas biomecânicas do osso, podendo determinar a osseointegração e remodelação após a instalação do implante (Lin et al., 2010).

Li et al. (2007) estabelecem como limite de subcarga e consequente reabsorção óssea os valores abaixo de 2 MPa, de estabilidade óssea as cargas entre 2 e 4 MPa, de neoformação óssea as cargas entre 4 e 8 MPa e quando as cargas estiverem acima de 8 MPa promoveriam sobrecarga com reabsorção óssea.

Neste estudo, no Modelo 1, osso cortical apresentou tensão máxima principal de tração com valores aproximados de 0,28 Mpa na região vestibular, 0,71 MPa no palato, 6,24 MPa na crista óssea anterior e 18,78 MPa na região cervical do implante **1b**. Em paralelo aos limites estabelecidos por Li et al. (2007), apenas a região óssea

da crista óssea anterior estaria no patamar de neoformação óssea, sendo as regiões vestibular, palatina e cervical do implante **1b**, susceptíveis à absorção óssea.

No osso medular houve tensão máxima principal de tração na região cervical do implante **1a** com valores aproximados de 2,51 MPa e de 1,01 MPa no implante **1b**. Na região de palato a tensão máxima principal de tração apresentou valor aproximado de 0,18 MPa e na região vestibular de 1,61 MPa. Segundo Li et al. (2007), apenas a região cervical do implante **1a** apresenta valores de estabilidade óssea, e os demais valores de tensões no osso medular são sugestivos de reabsorção óssea por estarem abaixo da carga fisiológica para manutenção da estabilidade óssea.

No Modelo 2, o osso cortical apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 7,16 MPa na região de palato, sugestivo de neoformação óssea. Na área cervical vestibular do implante **2b** apresentou valor de tensão máxima principal de tração aproximado de 28,76 MPa, sugestivos de reabsorção óssea por estarem muito acima dos limites fisiológicos. Os valores de tensão máxima principal de tração com valores aproximados de 0,82 MPa na região vestibular e óssea medular são sugestivos de reabsorção óssea por estarem abaixo da carga fisiológica para manutenção óssea (Li et al., 2007).

No osso medular houve tensão máxima principal de tração na região cervical vestibular do implante **2a** com valores aproximados de 2,45 MPa e de 1,68 MPa na região cervical mesial, distal e palatina. No implante **2b** houve tensão máxima principal de tração na região cervical com valor aproximado de 1,68 MPa, na cervical do implante **3a** o valor aproximou-se de 0,91 MPa e no implante **3b** a região cervical distal e palatina apresentou valor aproximado de 0,14 MPa. Na região vestibular anterior a tensão máxima principal de tração teve valor aproximado de 1,68 MPa e na posterior de 0,52 MPa. Segundo Li et al. (2007), apenas a região cervical vestibular do implante **2a** apresenta valores de estabilidade óssea, e os demais valores de tensões no osso medular são sugestivos de reabsorção óssea por estarem abaixo da carga fisiológica para manutenção da estabilidade óssea.

No Modelo 3 o osso cortical apresentou tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 2,96 MPa nas regiões de palato e crista óssea de 2,96 MPa na região vestibular. Nesta situação o osso cortical apresentou

valores de tensão máxima principal de compressão sugestivos de estabilidade óssea. Na região cervical distal do implante **3b** houve tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 50,10 MPa, sendo este valor sugestivo de reabsorção óssea por exceder a carga fisiológica. A região vestibular distal apresentou tensão máxima principal de tração com valor aproximado de 6,02 MPa, sendo este valor de tensão de tração sugestivo de neoformação óssea (Li et al., 2007).

No osso medular houve tensão máxima principal tração na região cervical palatina do implante **3a** e na região cervical vestibular do implante **3b** distal com valor aproximado de 3,27 MPa e na região apical deste mesmo implante, houve tensão de máxima principal compressão no valor aproximado de 2,03 MPa. Estes valores de tensão máxima principal de tração e compressão são sugestivos de estabilidade óssea por estarem dentro dos limites ósseos fisiológicos. Houve tensão máxima principal de compressão com valor aproximado de 0,26 MPa nas regiões vestibular e crista óssea. Este valor de compressão é sugestivo de absorção óssea por estar abaixo da carga fisiológica (Li et al., 2007).

7 CONCLUSÕES

- O deslocamento máximo da prótese obturadora maxilar aumentou em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e do número de cliques.
- A mucosa gengival sofreu tensões de compressão e tração que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e do número de cliques.
- O osso cortical sofreu tensões de tração e compressão que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e do número de cliques.
- O osso medular sofreu tensões de tração e compressão que aumentaram em função da diminuição da área de suporte ósseo, do número de implantes e do número de cliques.
- A reabilitação protética por meio de implantes em pacientes maxilectomizados exige um planejamento criterioso em virtude dos valores de tensões de tração e compressão observados no tecido ósseo nos Modelos 1, 2 e 3.

REFERÊNCIAS¹

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 Pract.* 2006 Feb 15;7(1):1-9.

Assunção WG, Tabata LF, Barão VAR, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil.* 2008 Oct;35(10):766-74.

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

Bénateau H, Fabrice S, Labbé D, Riscala S, Crasson F, Alix T. Implants extra-oraux et irradiation: tendances actuelles. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 2001;102(5):266-9.

Bidra AS, May GW, Tharp GE, Chambers MS. Pterygoid implants for maxillofacial rehabilitation of a patient with a bilateral maxillectomy defect. *J Oral Implantol.* 2011 Jan 13 [Epub ahead of print].

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

Block MS. Atlas de cirurgia para implante dentário. São Paulo: Editora Santos; 2003. Capítulo 3, Cirurgia da Maxila Edentula, p. 57-81.

Bonachela WC, Leão SM, Lenharo A. Planejamento Cirúrgico-protético do Edentulo Total. Parte 5.2: Overdentura para Maxila. In: Carvalho PSP. A excelência do planejamento em implantodontia. São Paulo: Editora Santos; 2008. p. 65-71.

Chan MFWY, Närhi TO, Kalk W. Treatment of the atrophie edentulous maxilla with implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998 Jan-Feb;11(1):7-15.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

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

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

Curcio R, Carvalho MB, Neto JP, Cardoso W, Pagotto SR. Reabilitação em câncer avançado de cavidade oral em paciente irradiado com implantes osteointegrados. *Rev Bras Implant.* 2003 jan./mar.;9(1):5-6.

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.* 2008 Mar;30(2):218-25. Epub 2007 Mar 26.

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

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

Dib LL, Oliveira JAP. Reabilitação bucomaxilofacial - uso de próteses e implantes osseointegrados. In: Cardoso RJA. *Oclusão/ATM - Prótese - Prótese sobre implantes - Prótese Buco Maxilo Facial*. São Paulo: Artes Médicas; 2002. cap. 25, p. 575-87.

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

Fukuda M, Takahashi T, Nagai H, Iino M. Implant-supported edentulous maxillary obturators with bar attachments after maxillectomy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Jul;62(7):799-805.

Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Comput Methods Programs Biomed.* 2006 May;82(2):97-105. Epub 2006 Apr 18.

Gomes EA, Gennari Filho H, Goiato MC, Tabata LF, Mancuso DN. Aspectos biomecânicos relacionados à prótese sobreimplante com cantilever. *ImplantNews.* 2008 jul./ago.;5(4):379-83.

Greco GD, Greco ACDL, Greco IMGG, Seraidarian PI, Jansen WC. Extremo livre distal em prótese total implanto-suportada. *ImplantNews.* 2008 nov.-dez.;5(6):627-32.

Instituto Nacional de Câncer. Coordenação de Prevenção e Vigilância de Câncer. Estimativas 2012: Incidência de Câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA; 2012 [citado 28 set. 2011]. Disponível em: <http://www.inca.gov.br>.

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

Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL, Wang RR. Effects of attachment clips on occlusal force transmission in removable implant-supported overdentures and cantilevered superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Mar-Apr;12(2):228-36.

Kimura K, Fukase Y, Makino M, Masaki C, Nakamoto T, Hosokawa R. Three-dimensional finite element analysis of fixed complete-arch prostheses supported by 4 immediate-loaded implants in the completely edentulous maxilla using clinical computerized tomography data. *J Oral Implantol.* 2011 Mar;37 Spec No:96-105.

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

Lehmann RB, Elias CN, Gouvea JP. Simulação 3D de implantes dentários cilíndricos interligados. *Rev Bras Odontol.* 2006;63(3/4):250-4.

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

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 Sept.;23(9):1073-8. Epub 2006 Nov 29.

Lin CL, Lin YH, Chang SH. Multi-factorial analysis of variables influencing the bone loss of an implant placed in the maxilla: prediction using FEA and SED bone remodeling algorithm. *J Biomech*. 2010 Mar 3;43(4):644-51. Epub 2009 Nov 25.

Lopez JCRR, Freire FM, Dalapicula SS, Conz MB, Vidigal Jr GM. Respostas do tecido ósseo à carga mecânica. *ImplantNews*. 2008 nov.-dez.;5(6):633-6.

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

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

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 May-Jun;19(3):253-7.

Mericske-Stern R, Venetz E, Fahländer F, Bürgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 2000 Nov;84(5):535-47.

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

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

Niedermeier W. Reactions of the oral mucosa to mechanical load stimuli from dentures. Dtsch Zahnarztl Z. 1990 Aug;45(8):443-8.

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

Oh WS, Roumanas E. Dental implant-assisted prosthetic rehabilitation of a patient with a bilateral maxillectomy defect secondary to mucormycosis. J Prosthet Dent. 2006 Aug;96(2):88-95.

Okay DJ, Genden E, Buchbinder D, Urken M. Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. J Prosthet Dent. 2001 Oct;86(4):352-63.

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 Rehabil. 2006 Jan;33(1):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 out.;42(5):385-92.

Ono T, Kohda H, Hori K, Nokubi T. Masticatory Performance in Postmaxillectomy Patients with Edentulous Maxillae Fitted with Obturator Prostheses. Int J Prosthodont. 2007 Mar-Apr;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 Dec;96(6):449-53.

Passanezi E, Sant'ana ACP, Rezende MLR. Princípios biomecânicos da reabilitação oral sobre implantes. Periodontia. 2008;18(4):45-53.

Paula LV. Estudo longitudinal da força de mordida de indivíduos dentados e edentados reabilitados com próteses convencionais e implanto-suportadas. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1998.

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

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

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

Ress JS, Huggett R, Harrison A. Finite element analysis of the stress-concentrating effect of fraenal notches in complete dentures. *Int J Prosthodont*. 1990 May-Jun;3(3):238-40.

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

Rigato JL, Oliveira DG. Biomecânica: forças horizontais, verticais e os cantileveres em implantodontia. *BCI*. 1999 out.-dez.;6(4):38-42.

Rismanchian M, Bajoghli F, Mostajeran Z, Fazel A, Eshkevvari P. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *J Oral Implantol*. 2009;35(4):196-200.

Rodrigues RS. Estudo comparativo da intensidade da força de mordida de próteses totais convencionais e overdentures inferiores retidas por sistema barra-clipe sobre implante [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2007.

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 Feb;61(2):174-81.

Rossetti PHO, Bonachela WC, Rossetti LMN. Relevant anatomic and biomechanical studies for implant possibilities on the atrophic maxilla: critical appraisal and literature review. *J Prosthodont*. 2010 Aug;19(6):449-57. Epub 2010 Jun 8.

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

Sadowsky SJ. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6):340-8.

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

Sousa AA, Mattos BSC, Saboya ACL. Prosthetic rehabilitation in patient with Dendritic Cell Sarcoma: a clinical report. *Rev SOBRACIBU*. 2009 Jul;1(1).

Sousa RAD, Dib LL. Reabilitação oral e maxilofacial usando o conceito da osseointegração em pacientes com tumor de cabeça e pescoço: experiência de 6 anos em Hospital do Brasil. *RBP*. 2003 out.;10(40):300-6.

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

Spiekermann H, Donath K, Hassel T, Jovanovic S, Richter J. Tratamento protético. São Paulo: Artmed; 2000. p. 143-266. (Coleção Artmed de atlas coloridos de odontologia – implantologia).

Taddei F, Schileo E, Helgason B, Cristofolini L, Viceconti M. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements. *Med Eng Phys*. 2007 Nov;29(9):973-9. Epub 2006 Dec 12.

Tsuchiya AM, Ueno T, Taniguchi H, Ohyama T. Mobility of the obturator prosthesis in hemimaxillectomy edentulous patients. *J Med Dent Sci*. 1998 Mar;45(1):19-27.

Turner CH. Toward a mathematical description of bone biology: the principle of cellular accommodation. *Calcif Tissue Int*. 1999 Dec;65(6):466-71.

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 Jul;36(7):620-5. Epub 2007 May 22.

Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. *Comput Methods Programs Biomed*. 2007 Feb;85(2):138-51. Epub 2006 Oct 23.

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

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

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. Epub 2007 Jan 22.

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 Mar;45(2):121-30.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR 304084
Protocolo 153/2009

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa **“Avaliação da tensão óssea Peri-implantar gerada por prótese obturadora maxilar por meio da análise de elementos finitos”**, de responsabilidade do(a) Pesquisador(a) Andrea Alves de Sousa, sob a orientação do(a) Prof.(a) Dr.(a.) Beatriz Silva Camara 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, 12 de novembro de 2009.

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