MARCELO GOMES DA SILVA

**INFLUÊNCIA DA ESPLINTAGEM DE RESTAURAÇÕES
PROTÉTICAS FIXAS E DO NÚMERO DE IMPLANTES NA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM MANDÍBULA EDENTADA
POSTERIOR – ANÁLISE EM ELEMENTOS FINITOS**

São Paulo

2005

Marcelo Gomes da Silva

**Influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e
do número de implantes na distribuição de tensões em
mandíbula edentada posterior – análise em elementos finitos**

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori

São Paulo
2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Silva MG. Influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição de tensões em mandíbula edentada posterior – análise em elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, ____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Ao meu pai, **Benedicto**, que jamais imaginou que um filho seu pudesse ir tão longe; que se aqui estivesse estaria pleno de orgulho; que nesse momento, onde esteja, chora de felicidade.

A minha mãe, **Ailda**, fonte de amor eterno, apoio incondicional a minhas iniciativas, orações em minhas ausências.

Ao meu grande amor, **Cristina**, por seu inestimável incentivo a minha formação docente, o último beijo antes das viagens, o primeiro nos retornos, te amo.

A minhas preciosas filhas, **Júlia e Lígia**, flor e alegria, para quem desde o início entendi que deveria ser o mais forte exemplo de determinação e superação.

À querida Guiomar, que Deus me presenteou como segunda mãe, supremo privilégio.

A meus irmãos, **Benedito e Marco Antonio**, pelo apoio constante.

Ao Prof Dr. **Matsuyoshi Mori**, meu querido orientador, insuperável em sua atenção, pessoa rara em simplicidade, inteligência e competência profissional. Abraço acolhedor ao carioca, doce sonhador em sua notável paixão pela docência e pela pesquisa científica. Tê-lo-ei para sempre como exemplo de vida e mestre.

Ao Prof. Dr. **Adalberto Bastos de Vasconcellos**, encontro de irmãos nos primeiros dias de faculdade, amigo de sempre. Agradeço a confiança e o apoio irrestritos desde o início. Nunca me esquecerei que sem você não teria começado, sem você não teria concluído.

Ao Sr. **Edgard Poiate Junior**, engenheiro do Centro de Pesquisas e Desenvolvimento (CENPES) da Petrobras, no Rio de Janeiro. Sua abnegação e dedicação foram incomparáveis; seu trabalho, imprescindível; sua amizade, um especial presente.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof Dr. Ney Soares de Araújo, Diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Aos membros da Comissão de Pós-Graduação da FOU SP, presidida pelo Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi.

Ao Prof. Dr. Carlos Gil, Chefe do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP.

À coordenadora do curso de pós-graduação da FOU SP, área de Prótese Dentária, Profa. Dra. Maria Cecília Milluzi Yamada.

Aos Professores do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP, em especial os da Disciplina de Prótese Fixa: Profs. Drs. Ivo Contin, Tetsuo Saito, Fernando da Cunha Ribeiro, Claudio Luiz Sendyk, José Antonio Lupi da Veiga, Tomie Nakakuki de Campos, Pedro Tortamano Neto e Hideki Yoshida. Seus ensinamentos têm inestimável valor para mim.

À secretária da turma de Mestrado 2002, Sandra Gomes da Silva, que até no sobrenome indica sua fraternal amizade. Obrigado pela atenção e por contar com sua competência.

Às funcionárias do Departamento de Prótese Dentária da FOU SP, Val, Coraci, Regina, Lena e Ana, sempre prontas a oferecer a ajuda necessária.

Aos funcionários da biblioteca, a gratidão pela presteza e qualidade do atendimento, em especial à Sra. Glauci, pela revisão das normas do trabalho.

Aos companheiros de turma forasteiros como eu, Márcio Vieira Lisboa e Murilo Souza Oliveira, com quem dividi desde o primeiro dia de curso as dúvidas, as angústias, as alegrias das conquistas, as contas da casa alugada e a amizade que só teve data para começar.

Aos demais amigos da turma de Mestrado, em especial os da área de Prótese Fixa: Carla Rumi Hanada Uono, Cristiane Ueda, Denise Galhardo Rennó, Emerson Nakao, Lílian Hitomi Nakamura, Lúcio Hirokumi Kanashiro e Roberto Adrian Markarian. Foi ótimo conhecer vocês.

Ao Sr. Alejandro Andueza, da empresa Sercon, engenheiro de grande competência, pela contribuição técnica a este estudo.

À Sra. Isis Poiate, pela colaboração na metodologia do trabalho.

Ao Prof. Dr. Edson de Lima Passos, a orientar com os seus os meus passos, desde o começo.

Aos companheiros professores da ABO-RJ e da Universidade Veiga de Almeida, no Rio de Janeiro, pelo incentivo e compreensão nas ausências.

Aos amigos da SOLAIAT-RJ, pelos ensinamentos e assessoria.

Aos inesquecíveis Profs. Milton Santos Jabur, Tereza Cristina de Abreu e Patrícia Scabell, da UERJ, minha escola - os primeiros a despertarem em mim algum pendor acadêmico.

À empresa BioHorizons® Implant Systems, na pessoa de seu representante no Brasil, Sr. Marcelo Barros, pela doação de componentes e assessoria científica.

A todos os professores e amigos que contribuíram de alguma forma para minha formação.

Aos alunos passados, presentes e futuros, para quem, afinal, volta m-se os objetivos desta trajetória.

A Deus, listado por último como a lembrar que, voltado para mim, iluminou toda a minha história até aqui.

Silva MG. Influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição de tensões em mandíbula edentada posterior – análise em elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Em casos de edentulismo parcial, especialmente na ausência de três ou mais dentes posteriores contíguos, não há consenso sobre o número ideal de implantes a serem utilizados nem sobre a conveniência biomecânica de unir ou não as coroas protéticas. O presente estudo teve como finalidade analisar a influência da esplintagem de restaurações protéticas fixas e do número de implantes na distribuição das tensões de von Mises em modelos matemáticos bidimensionais obtidos pelo método de elementos finitos. A partir da imagem digitalizada de uma peça anatômica real, correspondente ao corte sagital da porção posterior esquerda de uma mandíbula, três modelos foram desenvolvidos com as seguintes configurações: (1) coroas protéticas isoladas sobre três implantes; (2) coroas protéticas esplintadas sobre três implantes; e (3) prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pêntico intermediário. Uma carga estática de 300N foi dividida, com igual magnitude, por 15 áreas de aplicação nas superfícies oclusais e angulada em 15° em relação ao longo eixo das restaurações. Os resultados mostraram que o modelo com coroas esplintadas sobre três implantes apresentou os menores valores de tensão, enquanto os maiores valores de tensão foram encontrados no modelo com coroas isoladas. O limite de

proporcionalidade dos materiais e estruturas analisadas não foi alcançado nos três modelos, fato que não contra-indicou nenhuma das configurações estudadas. Entretanto, os resultados sugeriram que o planejamento do tratamento deve ser adequado a condições anatômicas, oclusais e biomecânicas específicas.

Palavras-Chave: Prótese parcial fixa; implantes dentários – tensões; análise de elemento finito

Silva MG. Influence of the splinting of fixed prosthetic restorations and the number of implants on stress distribution in posterior edentulous mandible – finite element analysis [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

In cases of partial edentulism, specially in the absence of three or more contiguous posterior teeth, there is not a consensus about the ideal number of implants nor the biomechanical convenience of splinting or not prosthetic crowns. The aim of the present study was to analyze the influence of the splinting of fixed prosthetic restorations and the number of implants on von Mises stress distribution within mathematical two-dimensional models obtained from finite element method. From the digitalized image of a real anatomical piece, corresponding to the sagittal slice of the left posterior portion of a mandible, three models were constructed in the following configurations: (1) non-splinted prosthetic crowns on three implants; (2) splinted prosthetic crowns on three implants; and (3) fixed partial denture on two implants, with an intermediate pontic. A 300N static load was divided, in equal magnitude, by 15 application areas on occlusal surfaces and angled in 15° in relation to the long axis of the restorations. The results showed that the model with splinted crowns on three implants presented the lowest stress values, whereas the highest stress values were found in the model with non-splinted crowns. The proportional limit of the analyzed materials and structures was not reached in the three models, fact that did not

contraindicate any studied configuration. However, the results suggested that treatment planning may be adequate to anatomical, occlusal and biomechanical specific conditions.

Keywords: Fixed partial denture; dental implants – stress; finite element analysis

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Imagem digitalizada de uma peça anatômica real, referente ao corte sagital da porção posterior esquerda de uma mandíbula.....	67
Figura 4.2 - Modificações no desenho para o modelo A – coroas protéticas isoladas sobre três implantes.....	68
Figura 4.3 - Modificações no desenho para o modelo B – coroas protéticas esplintadas sobre três implantes.....	69
Figura 4.4 - Modificações no desenho para o modelo C – prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário.....	70
Figura 4.5 - Sistema Maestro™ BioHorizons® Implant Systems (Birmingham, AL, EUA). Implantes de 4,0 mm de diâmetro, podendo ser o comprimento de 9,0, 12,0 ou 15,0 mm. <i>Esq.</i> , Densidade 2, com superfície RBM (<i>Resorbable Blast Medium</i>); <i>Centro</i> , Densidade 3, RBM; <i>Dir.</i> , Densidade 4, com superfície HA (Hidroxiapatita). Adaptado do catálogo do fabricante.....	71
Figura 4.6 - <i>Esq.</i> , Pilar intermediário (<i>abutment</i>) específico para próteses cimentadas e o parafuso de conexão ao hexágono externo do implante. <i>Dir.</i> , Pilar intermediário conectado ao implante e suas dimensões. Adaptado do catálogo do fabricante.....	72
Figura 4.7 - Captura das coordenadas para o modelo A.....	73
Figura 4.8 - Captura das coordenadas para o modelo B.....	73
Figura 4.9 - Captura das coordenadas para o modelo C.....	74
Figura 4.10 - Coordenadas e imagem do implante.....	74
Figura 4.11 - Coordenadas e imagem do <i>abutment</i> para prótese cimentada.....	75
Figura 4.12 - Dimensões em milímetros dos modelos A, B e C.....	76

Figura 4.13 - MODELO 1 discretizado. Três coroas isoladas, mas com contatos proximais, sobre três implantes. Visualização da malha de elementos finitos, além das condições de contorno e carregamento.....	78
Figura 4.14 - MODELO 2 discretizado. Três coroas esplintadas sobre três implantes. Visualização da malha de elementos finitos, além das condições de contorno e carregamento.....	79
Figura 4.15 - MODELO 3 discretizado. Prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário. Visualização da malha de elementos finitos, além das condições de contorno e carregamento.....	80
Figura 4.16 - Detalhe das condições de carregamento e das áreas de contato proximal no primeiro pré-molar.....	87
Figura 5.1 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1 (visão panorâmica).....	92
Figura 5.2 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe das coroas dos pré-molares e terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2.....	93
Figura 5.3 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM1 e PM2.....	96
Figura 5.4 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM2 e M1....	97
Figura 5.5 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com maior aproximação da área de contato proximal entre M1 e M2.....	97
Figura 5.6 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe da raiz do PM1 e do implante do PM2.....	98
Figura 5.7 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe das coroas dos molares e terço cervical de seus implantes....	99
Figura 5.8 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe do terço cervical das coroas dos molares e seus implantes..	101
Figura 5.9 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão exclusiva do osso cortical.....	102
Figura 5.10 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão exclusiva do osso esponjoso.....	103

Figura 5.11 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão aproximada do terço cervical das roscas do implante do M2.....	104
Figura 5.12 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão exclusiva dos conjuntos implantes/ <i>abutments</i>	105
Figura 5.13 - Distribuição das tensões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) no MOD 1.....	106
Figura 5.14 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2 (visão panorâmica).....	108
Figura 5.15 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe das coroas dos pré-molares e terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2.....	109
Figura 5.16 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM1 e PM2.....	110
Figura 5.17 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe da raiz do PM1 e do implante do PM2.....	111
Figura 5.18 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe das coroas dos molares e terço cervical de seus implantes..	112
Figura 5.19 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe do terço cervical das coroas dos molares e seus implantes..	114
Figura 5.20 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva do osso cortical.....	115
Figura 5.21 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva do osso cortical, em maior aproximação da distal do M1 à borda distal do modelo.....	116
Figura 5.22 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva do osso esponjoso.....	117
Figura 5.23 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão aproximada da metade inferior do implante do M1.....	118
Figura 5.24 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva dos conjuntos implantes/ <i>abutments</i>	119
Figura 5.25 - Distribuição das tensões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) no MOD 2.....	120

Figura 5.26 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3 (visão panorâmica).....	122
Figura 5.27 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe das coroas dos pré-molares e terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2.....	123
Figura 5.28 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM1 e PM2.....	124
Figura 5.29 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe da raiz do PM1 e do implante do PM2.....	125
Figura 5.30 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe do pântico, da coroa do M2 e do terço cervical de seu implante.....	126
Figura 5.31 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe do implante do M2 e do terço cervical de sua coroa.....	127
Figura 5.32 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão exclusiva do osso cortical.....	128
Figura 5.33 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão exclusiva do osso esponjoso.....	129
Figura 5.34 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão aproximada do terço cervical das roscas do implante do PM2.....	130
Figura 5.35 - Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão exclusiva dos conjuntos implantes/ <i>abutments</i>	131
Figura 5.36 - Distribuição das tensões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) no MOD 3.....	132

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas	82
Tabela 5.1 - Mais altas tensões de von Mises, em MPa, e suas localizações no osso cortical, osso esponjoso e conjunto implante/ <i>abutment</i>	135

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AL	Alabama
2D	bidimensional
3D	tridimensional
Corp.	<i>Corporation</i>
E	módulo de elasticidade
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
GB	<i>gigabite</i>
GPa	gigapascal
HA	hidroxiapatita
Inc.	<i>Incorporation</i>
kg	quilograma
M1	primeiro molar
M2	segundo molar
mg	miligrama
MHz	megahertz
mm	milímetro
MOD	modelo
MPa	megapascal
N	Newton
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i>
Patran	fusão de <i>Patches for Nastran</i> (<i>Nasa structural analysis</i>)
PM1	primeiro pré-molar

PM2	segundo pré-molar
PPF	Prótese Parcial Fixa
RAM	<i>Random Access Memory</i>
RBM	<i>Resorbable Blast Medium</i>
TM	<i>Trade Mark</i>
ν	coeficiente de Poisson
μm	micrômetro
USA	<i>United States of America</i>

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	21
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	25
2.1 A osseointegração	25
2.2 Prótese parcial fixa implanto-suportada	30
2.2.1 acompanhamentos clínicos.....	30
2.2.2 biomecânica	39
2.3 Sistema de Implantes Maestro™ (BioHorizons® Implant Systems, Inc., Birmingham, AL).....	53
2.4 A metodologia dos elementos finitos	57
3 PROPOSIÇÃO	63
4 MATERIAL E MÉTODOS	64
4.1 Método dos elementos finitos	64
4.2 Pré-processamento	65
4.2.1 modelos geométricos.....	66
4.2.2 modelos de elementos finitos	76
4.2.3 propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas.....	81
4.2.4 admissão de hipóteses simplificadoras	83
4.2.5 condições de contorno	85
4.2.6 condições de carregamento	86
4.3 Processamento	88
4.4 Pós-processamento	89
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	91
5.1 Coroas protéticas isoladas sobre três implantes (MOD 1)	92
5.2 Coroas protéticas esplintadas sobre três implantes (MOD 2).....	107

5.3 Prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário (MOD 3)	121
6 CONCLUSÕES	137
REFERÊNCIAS	140
ANEXO	149

1 INTRODUÇÃO

A possibilidade de integração biológica entre o osso vivo e óxidos de titânio, denominada “osseointegração”, foi atestada por Brånemark et al. (1969) e, desde então, a utilização de implantes expandiu-se do edentulismo total para as próteses parciais fixas, elementos unitários anteriores e posteriores, reconstruções maxilo-faciais e outras aplicações (KHRAISAT et al., 2002). Vale ressaltar que o termo “osseointegração”, traduzido do inglês “*osseointegration*” para o português, deveria ser corretamente traduzido como “osteointegração”, uma vez que, na língua portuguesa, a palavra “ósseo” existe apenas como adjetivo, e não como prefixo de palavras compostas. Segundo Misch (2000), o termo “osseointegração” transformou-se em marca registrada de um fabricante específico, mas continuará sendo utilizado com essa grafia neste texto, já que parece consagrado nas traduções em português.

A reabilitação de perdas dentárias por meio de próteses parciais fixas implanto-suportadas é atualmente uma realidade clínica inquestionável, uma vez que a sobrevivência dos implantes dentais, nestas condições, tornou-se um fato bem documentado (JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; NEVINS; LANGER, 1993; LEKHOLM et al., 1999; ATTARD; ZARB, 2003). Praticamente todos os grandes fabricantes apresentam acompanhamentos com taxas de sucesso maiores do que 90%, muitos por mais de 10 anos (BINON, 2000).

Dentre várias considerações biomecânicas pertinentes às reabilitações protéticas fixas sobre implantes, em áreas edentadas posteriores, duas serão discutidas neste trabalho: a esplintagem de restaurações e o número de implantes utilizados como suporte.

A união rígida de coroas protéticas sobre múltiplos implantes adjacentes tem sido recomendada a partir de considerações clínicas e de estudos em elementos finitos (WRIGHT; MECH; YETTRAM, 1979; DAVIDOFF, 1996; STEGAROIU et al., 1998; WANG; LEU; WANG, 2002). Esta condição foi também analisada por Weinberg (1993), que afirmou que a capacidade de movimentação de implantes osseointegrados é microscópica, o que não favorece uma distribuição efetiva de forças oclusais para múltiplos implantes em uma mesma prótese. Entretanto, devido à deformação elástica dos componentes do sistema, especialmente dos parafusos de retenção, alguma distribuição de carga torna-se possível com a união de implantes adjacentes. Por outro lado, a união de coroas em uma estrutura que não apresente passividade de assentamento pode acarretar sobrecarga naqueles parafusos e até nos próprios implantes (McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998). Alguns autores sugerem, então, que as restaurações sobre implantes adjacentes sejam individualizadas (SOLNIT; SCHNEIDER, 1998; NAERT et al., 2002; GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002).

A respeito do número de implantes utilizados, um planejamento usual em áreas posteriores é a colocação de um implante para cada dente ausente, idealmente em desalinho para neutralizar os momentos de força (BIDEZ; MISCH, 1990; RANGERT et al., 1995; NISHIMURA et al., 1997).

Outra proposta para a ausência de três elementos posteriores é a fixação de dois implantes para uma prótese com dois retentores e um pântico central (NISHIMURA et al., 1997; BUSER; BELSER; LANG, 1998). Segundo Davidoff (1996), o número de implantes necessários para suportar uma prótese parcial fixa depende de vários fatores, como o volume ósseo disponível e sua densidade, a natureza da dentição antagonista e a localização dos implantes.

Diversas metodologias são utilizadas na avaliação das tensões geradas em materiais e estruturas odontológicas. Inicialmente, destacou-se o método da fotoelasticidade, que fornece informações qualitativas precisas, mas é limitado na análise quantitativa das tensões. No estudo da biomecânica dos implantes dentais, a análise de tensões por meio de modelos de elementos finitos tem sido extensamente aplicada e oferece muitas vantagens sobre outros métodos (DETOLLA et al., 2000). Trata-se de uma simulação em modelos matemáticos bi ou tridimensionais, permitindo a discretização¹ de todos os materiais odontológicos e estruturas anatômicas envolvidas (VASCONCELLOS, 1999).

O presente estudo tem como finalidade avaliar comparativamente, por meio de modelos matemáticos bidimensionais obtidos pelo método de elementos finitos, a distribuição de tensões em restaurações protéticas fixas, em mandíbula edentada posterior, em três situações distintas:

¹do inglês *discrete* – adj.: discreto; distinto, separado, destacado. Galvão Filho S. Dicionário Odonto-Médico Inglês-Português. 4ª ed. São Paulo: Santos; 2003.

- ❑ **Situação 1:** coroas protéticas isoladas sobre três implantes;
- ❑ **Situação 2:** coroas protéticas esplintadas sobre três implantes;
- ❑ **Situação 3:** prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O tema deste estudo permite a divisão da revisão de literatura em quatro blocos. O primeiro (2.1) trata da osseointegração, onde são consideradas definições e referências sobre os trabalhos pioneiros. O segundo (2.2) aborda a prótese parcial fixa implanto-suportada, em que são apresentados acompanhamentos clínicos (2.2.1) e estudos a respeito da biomecânica aplicada (2.2.2). O terceiro (2.3) apresenta os implantes analisados neste trabalho, componentes do Sistema Maestro™, fabricados pela empresa BioHorizons® Implant Systems Inc. (Birmingham, AL, USA). O quarto (2.4) revisa a história da metodologia dos elementos finitos.

2.1 A osseointegração

A primeira vez em que se considerou a afinidade biológica entre o osso e o titânio foi em 1940 (BOTHE; BEATON; DAVENPORT², 1940, apud MISCH, 2000). Mais tarde, a partir de pesquisas em animais no Laboratório de Microscopia Vital do Departamento de Anatomia da Universidade de Lund, na Suécia, e após desenvolverem numerosos estudos experimentais e clínicos desde 1952, Brånemark et al. (1969) relataram a possibilidade do crescimento ósseo em contato direto com um implante metálico de titânio. O termo “osseointegração” foi então apresentado e

²Bothe RT, Beaton LE, Davenport HA. Reaction of bone to multiple metallic implants. Surg Gynecol Obstet 1940;71:598-602.

definido como sendo uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido a carga funcional. As condições essenciais para obtê-la seriam: (1) uma preparação cirúrgica de tecidos moles e duros com mínimo trauma, para a inserção de implantes esterilizados de titânio comercialmente puro; (2) um fechamento primário do retalho muco-periosteal, para isolar a área da implantação até que uma barreira biológica tenha sido restabelecida; e (3) higiene oral para prevenir inflamação gengival.

Schroeder, Pohler e Sutter (1976) publicaram estudo histológico em animais, em que demonstraram um íntimo contato osso/implante, com características correspondentes aos aspectos histológicos específicos da osseointegração, sendo os implantes mantidos não submersos, uma vez que foram projetados para apenas um estágio cirúrgico, apresentando um corpo único. Isto significa que a parte intra-óssea, a porção do pescoço transmucoso e o pilar protético eram integrados em uma só peça.

Brånemark et al. (1977), em estudo longitudinal de 10 anos, relataram estabilidade de 76% das próteses colocadas em maxilas e de 99% em mandíbulas. Foram utilizados 1618 implantes, em 235 arcos edentados. Após algumas reimplantações, somaram-se outros 18% das maxilas e mais 1% das mandíbulas reabilitadas que apresentavam próteses estáveis, demonstrando a viabilidade de um bom prognóstico a longo prazo. Os resultados finais apontaram média de sucesso de 94% para maxila e 100% para mandíbula.

Em um estudo de 15 anos (1965 a 1980) de implantes osseointegrados no tratamento de arcos edentados, Adell et al. (1981), após um período inicial de experimentação e desenvolvimento, focalizaram sua atenção no acompanhamento clínico e radiográfico de 64 maxilas e 66 mandíbulas (130 arcos no total), em que foram instalados 895 implantes. Após um período de cinco a nove anos, concluíram que 81% dos implantes colocados em maxila e 91% em mandíbula permaneceram estáveis. Além disso, em 89% das maxilas e em 100% das mandíbulas, as próteses mantiveram sua estabilidade. Os autores relataram que o valor médio da perda óssea marginal durante a cicatrização e o primeiro ano de conexão da prótese foi de 1,5 mm. Após este período, 0,1 mm foi perdido anualmente.

Em 1982 ocorreu a Conferência de Toronto em Osseointegração, no Canadá, cujos registros foram editados e publicados por Zarb (1983). Foi a primeira apresentação internacional à comunidade científica odontológica, o que contribuiu decisivamente para a divulgação mundial da implantodontia moderna.

Lekholm (1983), a partir de sua apresentação na Conferência de Toronto, publicou estudo em que reiterava os procedimentos clínicos e os fundamentos biomecânicos para o tratamento com implantes dentais osseointegrados. O autor considerou quatro fases em seqüência: (1) análise pré-operatória. (2) procedimentos cirúrgicos, (3) procedimentos protéticos e (4) controle periódico e preservação. Observava, já então, que as próteses deveriam apresentar uma oclusão ótima para assegurar uma adequada

distribuição de tensões aos implantes, que não podem mover-se para compensar discrepâncias oclusais ou de ordem técnica.

Zarb e Symington (1983), considerando que até então os únicos trabalhos de acompanhamento clínico de longo prazo que possuíam respaldo científico eram do grupo de Brånemark, na Suécia, apresentaram um relato preliminar da aplicação do sistema sueco de implantes na América do Norte, para avaliar a reprodutibilidade de sua técnica. Quatro a seis implantes foram instalados nas mandíbulas de doze pacientes, na região entre os forames mentuais e próteses totais com extensões distais em balanço foram parafusadas em cilindros de titânio transepiteliais. Este padrão protético passava a ter ratificada sua condição de “protocolo” clínico de reabilitação, embora uma modificação tenha sido introduzida: por questões de custo, uma liga de prata-paládio foi utilizada na fundição aos cilindros protéticos de ouro em substituição à liga de ouro proposta pelo grupo de Brånemark. Dos 69 implantes inicialmente instalados, sete foram removidos no segundo estágio cirúrgico, por apresentarem mobilidade e três foram sepultados devido a um posicionamento desfavorável. Após dois anos de avaliação, todos os doze pacientes estavam utilizando suas próteses com sucesso, suportadas por 59 implantes imóveis, osseointegrados.

Albrektsson et al. (1986) propuseram uma série de critérios de sucesso para os implantes osseointegrados: (1) que um implante, independentemente da prótese, estivesse imóvel quando testado clinicamente; (2) que a imagem radiográfica não demonstrasse qualquer evidência de radiolucidez periimplantar; (3) que a perda óssea vertical anual

fosse menor que 0,2 mm após o primeiro ano de função do implante; e (4) que o funcionamento individual de um implante se caracterizasse pela ausência de sinais e sintomas como dor, infecções, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular. Além disso, consideraram que um sistema de implantes deveria possuir um índice de sobrevivência de no mínimo 80% em um acompanhamento de dez anos.

Albrektsson (1988) divulgou resultados do primeiro estudo multicentro com implantes orais osseointegrados. Onze equipes independentes da Suécia, Finlândia, Holanda, Bélgica, Estados Unidos, Canadá e Austrália foram selecionadas. Todas utilizaram implantes do fabricante *Nobelpharma* e seus índices foram comparados àqueles do grupo pioneiro de Brånemark (ADELL et al., 1981), em Gotemburgo (Suécia). Os critérios de sucesso utilizados foram os propostos por Albrektsson et al. (1986) e os resultados de um, três e cinco anos de acompanhamento foram ainda melhores que os de Gotemburgo.

Albrektsson e Zarb (1993) propuseram uma revisão do conceito de osseointegração e seus critérios de avaliação. Uma definição clínica lhes parecia mais adequada: “um processo no qual uma fixação rígida e clinicamente assintomática de materiais aloplásticos ao osso é obtida e mantida sob carga funcional”. Os autores afirmaram haver a necessidade de considerar a resposta ultra-estrutural separadamente do desempenho clínico, como os dois lados de uma moeda. Criticaram, assim, os critérios de sucesso postulados por Albrektsson et al. (1986), por reduzir o julgamento a características absolutas do sim ou não, sucesso ou fracasso. Os autores

sugeriram, então, que todo implante deveria ser avaliado como parte de uma escala de quatro categorias, representando sucesso, sobrevivência, sem registro (pacientes que morreram ou que se afastaram do estudo) e fracasso. A categoria de sobrevivência passou a partir de então a servir de parâmetro para a maioria dos estudos longitudinais, uma vez que a inclusão de um implante nesta categoria deveria ocorrer se não houvesse sinais e sintomas clínicos que sugerissem fracasso, a despeito de não ser feita a avaliação de mobilidade - e sem a remoção da prótese para tal - ou não se utilizarem radiografias periapicais padronizadas.

Segundo o *The Glossary of Prosthodontic Terms* (1999), osseointegração ou integração óssea significa: 1- aparente união direta ou conexão de tecido ósseo a um material inerte e aloplástico sem a interposição de tecido conjuntivo. 2- o processo e a aparente conexão direta da superfície de um material exógeno e os tecidos ósseos hospedeiros, sem a interposição de tecido conjuntivo fibroso presente. 3- a interface entre materiais aloplásticos e osso.

2.2 Prótese parcial fixa implanto-suportada

2.2.1 acompanhamentos clínicos

Jemt, Lekholm e Adell (1989) questionaram se os resultados dos tratamentos de pacientes edentados totais com implantes osseointegrados poderiam ser obtidos em situações de perdas dentárias parciais. Sobre estes casos, os autores divulgaram o primeiro estudo de acompanhamento clínico

de longo prazo, no qual 876 implantes foram inseridos, conforme o padrão Brånemark, em 268 arcos parcialmente dentados de 244 pacientes tratados entre abril de 1968 e o final de dezembro de 1988. Para avaliação desses vinte anos, três grupos de pacientes foram separados, de acordo com o tempo de acompanhamento. Consideraram o grupo observado por um período de um a cinco anos (média de 2,5 anos) o mais representativo, com um índice de sobrevivência de 94% para a maxila e de 99% para a mandíbula. O grupo de maior tempo de acompanhamento (6 a 20 anos) constituía-se de poucos pacientes e o terceiro grupo foi observado por um período muito curto (0 a 1 ano). De um total de 293 próteses fixas instaladas (considerando os três grupos), apenas quatro foram perdidas – uma prótese de três elementos e três coroas unitárias, todas em maxilas. O índice de estabilidade de 98,5% revelou-se ainda melhor que aqueles até então obtidos com pacientes em situação de edentulismo total.

Van Steenberghe (1989) relatou resultados de um estudo retrospectivo multicentro do índice de sobrevivência de implantes osseointegrados como suporte de próteses parciais fixas. Por um lado não foram incluídos casos de reabilitação unitária; por outro, 58% das próteses foram conectadas a dentes naturais. Seis centros de três continentes participaram do estudo, com a instalação de 40 implantes em maxilas e 93 em mandíbulas, cujo índice de sucesso foi de 87% e 92%, respectivamente. Apenas duas das 53 próteses confeccionadas foram perdidas, devido à não osseointegração de um implante em cada uma. Os autores observaram

ainda que a maioria das perdas dos implantes (nove em doze) ocorreu antes da fase protética do tratamento.

Van Steenberghe et al. (1990) apresentaram um estudo prospectivo multicentro, cujos registros completavam então um ano de instalação das próteses, dos cinco previstos para a conclusão da análise. Apenas os implantes foram utilizados no suporte dos trabalhos protéticos, sem a participação, portanto, dos dentes naturais. Os parâmetros clínicos avaliados, nos dentes remanescentes e nos implantes, foram índice de placa, gengivite, profundidade de bolsa, índice de sangramento e mobilidade, além da função estomatognática. As observações mais relevantes relacionaram as perdas de implantes à qualidade óssea desfavorável, ao gênero (mais em homens que em mulheres) e aos implantes de menor comprimento e diâmetro. O impacto do acúmulo de placa foi marcante (quatro dos cinco pacientes com um índice de sangramento maior do que dois perderam um implante). Os índices de placa e sangramento ao redor de dentes e de pilares intermediários (*abutments*) foram similares, o que pareceu indicar um comportamento indistinto dos tecidos moles.

Jemt, Lindén e Lekholm (1992) fizeram um levantamento das falhas e complicações em 127 próteses parciais fixas sobre 354 implantes Brånemark®, desde o tratamento protético até o primeiro ano de reavaliação. Relataram um índice de sucesso de 98,6% dos implantes examinados, sem a perda de nenhuma prótese. Entretanto, apontaram uma grande incidência de afrouxamento de parafusos de ouro (dos pilares

intermediários), o que poderia estar relacionado com um menor número de implantes por prótese, quando comparado às próteses fixas em arcos totalmente edentados, além de uma disposição dos implantes biomecanicamente mais desfavorável (normalmente dois ou três implantes alinhados).

Naert et al. (1992) analisaram, de um ponto de vista protético, o desempenho de 509 implantes por um período de seis anos. Os índices cumulativos de perdas de implantes após a conexão dos pilares intermediários foram de 3,9% para a maxila e de 4,1% para a mandíbula. Já para as falhas protéticas, esses índices foram de 4,1% e 5,4% para a maxila e mandíbula, respectivamente. Os autores observaram ainda que o modo de conexão entre dentes e implantes (rígida ou não rígida) e o uso de porcelana em substituição à resina composta como material de cobertura oclusal não tiveram influência na altura óssea marginal ao redor dos implantes.

Jemt e Lekholm (1993) relataram os resultados de cinco anos de acompanhamento de tratamentos com implantes em áreas posteriores de arcos parcialmente edentados. Noventa e quatro próteses foram instaladas sobre 259 implantes. O índice de sobrevivência cumulativa foi de 97,2% para os implantes e de 100% para as próteses, uma vez que os sete implantes perdidos não influenciaram a estabilidade das mesmas. Duas observações foram destacadas: cinco dos implantes perdidos (70%) tinham apenas sete mm de comprimento e aproximadamente 60% das próteses confeccionadas eram suportadas por três ou mais implantes. Tais fatos evidenciarão o

melhor comportamento biomecânico de implantes mais longos e em maior número.

Nevins e Langer (1993), em estudo retrospectivo, avaliaram o sucesso de implantes osseointegrados em regiões posteriores. Em suas clínicas privadas, os autores instalaram implantes durante oito anos (1984 a 1991) e acompanharam os casos até 1992. Na mandíbula, dos 551 implantes instalados, 25 foram perdidos, perfazendo um índice de sucesso de 95,5%; das 247 próteses confeccionadas, oito falharam, obtendo-se sucesso em 96,7%. Na maxila, 31 dos 652 implantes instalados foram perdidos (índice de sucesso de 95,2%), enquanto duas das 250 próteses construídas falharam (99,2% de sucesso). Ressalte-se que das 547 próteses, 317 (57,9%) reabilitaram áreas de múltiplas ausências, exclusivamente sobre implantes; as demais constituíam restaurações unitárias, próteses em combinação dente-implante e algumas que se estendiam às regiões anteriores.

Henry, Tolman e Bolender (1993) divulgaram os resultados relativos a três anos do estudo apresentado por Van Steenberghe et al. (1990), previsto para cinco anos. Portanto, dois anos após as primeiras avaliações, perdas adicionais de implantes ocorreram, embora o índice cumulativo tenha decrescido com o tempo. A associação das falhas a pacientes portadores de osso de baixa qualidade manteve-se forte, assim como a maior concentração de perdas permaneceu vinculada a implantes de menor comprimento e diâmetro. O índice cumulativo de sucesso para as próteses

passou de 98,5% após um ano de instalação para 95,8% após dois anos e para 94,8% após três anos.

Aos cinco anos do estudo prospectivo multicentro cujos resultados de um ano após a instalação das próteses foram divulgados por Van Steenberghe et al. (1990) e os de três anos por Henry, Tolman e Bolander (1993), Lekholm et al. (1994) relataram índices cumulativos de sucesso para os implantes de 92% e 94% para maxila e mandíbula, respectivamente, com uma correspondente estabilidade protética de 94%. A perda de implantes manteve-se relacionada mais freqüentemente àqueles de menor comprimento e diâmetro e ao osso de mais baixa qualidade, principalmente da maxila. Os índices de placa e sangramento mantiveram um padrão similar de boa saúde ao redor tanto dos dentes naturais quanto dos pilares intermediários (*abutments*). A perda óssea marginal não excedeu a média de um milímetro para todos os implantes analisados. Poucas complicações ocorreram no período, sendo as mais freqüentes a fratura de resina e o afrouxamento de parafusos de ouro (que conectam as próteses aos pilares intermediários). Houve maior tendência de perda de próteses suportadas por apenas dois implantes, o que levou os autores a sugerir que, sempre que possível, o suporte protético seja dado por três implantes colocados em um alinhamento tripode.

Parein et al. (1997) publicaram um estudo retrospectivo sobre a reabilitação com implantes de áreas posteriores de mandíbula. Foram inseridos 392 implantes Brånemark® em 152 pacientes parcialmente edentados e confeccionadas 56 coroas unitárias e 168 próteses parciais

fixas. Os índices de sucesso cumulativo foram de 89% e de 81,9%, aos seis anos, para os implantes e as próteses, respectivamente. Até os dez anos de acompanhamento do estudo, não houve decréscimo dos índices. O afrouxamento do parafuso do pilar intermediário foi a mais freqüente complicação em coroas unitárias parafusadas (36,3%), o que ocorreu apenas uma vez (2,9%) em coroas cimentadas. Nas próteses múltiplas, houve uma tendência para maiores complicações em próteses suportadas por apenas dois implantes do que por três ou mais.

Wyatt e Zarb (1998) relataram os resultados do acompanhamento clínico de 77 pacientes parcialmente edentados, que receberam 97 próteses fixas sobre 230 implantes Brånemark®, durante um período de até 12 anos (média de 5,41 anos). O índice de sucesso dos implantes foi de 94%, sem diferença significativa entre áreas anteriores e posteriores ou entre maxila e mandíbula. Das 14 perdas de implantes, 71% ocorreram em pacientes que usaram próteses parciais removíveis entre os estágios cirúrgicos e 64% suportavam próteses em áreas de extremo livre distal. Dos implantes de menor comprimento (7,0 mm), 25% foram perdidos. A estabilidade contínua das próteses apresentou índice de 97%, sendo todos os trabalhos protéticos do tipo parafusado.

Lekholm et al. (1999), em prosseguimento ao trabalho apresentado em 1994 (aos cinco anos de avaliação), registraram o acompanhamento de dez anos de sobrevivência dos implantes Brånemark® em maxilares parcialmente edentados. Setenta e três por cento do total dos implantes colocados, em sua maioria em regiões posteriores, puderam ser avaliados e

classificados como perdidos ou em função, apresentando índices de sobrevivência cumulativa de 90,2% e 93,7% para maxila e mandíbula, respectivamente (92,6% como índice geral). Para as próteses, este índice foi de 86,5%. Foi observada maior tendência de fracasso em restaurações suportadas por quatro ou mais implantes do que nas suportadas por dois ou três, embora o pequeno número de trabalhos naquela condição não tenha permitido uma avaliação significativa. Os autores concluíram que o sistema de implantes Brånemark® é um método seguro e previsível para reabilitar pacientes com perdas dentárias parciais.

Attard e Zarb (2002) reportaram os resultados clínicos dos primeiros 35 pacientes tratados com próteses implanto-suportadas, exclusivamente em áreas posteriores, na Universidade de Toronto, Canadá. Como princípios fundamentais de planejamento e execução protética, no mínimo dois ou três implantes foram instalados em cada área edentada e minucioso ajuste oclusal foi providenciado. Nenhuma das próteses foi unida a dentes naturais. O índice de sobrevivência cumulativa para os implantes (de um total de 106) foi de 94% após 10 anos. Nenhuma variável (como gênero, qualidade e quantidade óssea, arco dentário envolvido, período de edentulismo, comprimento dos implantes ou condição da dentição antagonista) teve influência adversa na sobrevivência dos implantes. A respeito do comprimento dos mesmos, os autores ressaltaram que raros implantes de sete milímetros foram utilizados na amostra de pacientes.

Naert et al. (2002) relataram sua avaliação clínica longitudinal de 1956 implantes do sistema Brånemark®, sobre os quais foram instaladas 810

próteses, sendo 235 coroas unitárias, 166 que uniam dentes a implantes e 409 exclusivamente implanto-suportadas. Os índices de sobrevivência cumulativa dos implantes a partir de seu carregamento foram de 97,2% (média de 7,3 anos) para aqueles que não foram unidos a dentes naturais e de 93,6% (média de 8,6 anos) para aqueles que o foram. Para implantes com comprimento menor que 10 mm, o índice de sobrevivência diminuiu para 81,5%. Para as próteses, foi obtido um índice geral de sobrevivência de 95,8% (média de 8,64 anos). Em dezesseis pacientes, treze áreas com ausência de dois, uma de três e duas de quatro dentes foram restauradas com coroas unitárias, não esplintadas, e apenas um implante foi perdido.

Johansson e Ekfeldt (2003) apresentaram os resultados do tratamento de 76 pacientes com próteses parciais fixas sobre 285 implantes do sistema Brånemark® após um período de observação médio de 53,9 meses. O índice de sobrevivência dos implantes antes e depois da instalação das próteses foi de 96%. Dos 97 trabalhos protéticos examinados, nenhum foi perdido, com índice de sobrevivência de 100%, apesar dos fatos de que 41 próteses (42%) eram suportadas por apenas dois implantes e de que 33% dos pacientes apresentavam parafunções.

Attard e Zarb (2003) revisaram os dados clínicos de todos os pacientes tratados na Universidade de Toronto, desde 1983 até dezembro de 2001, que apresentavam ausência de dentes posteriores e foram reabilitados com implantes Brånemark®. Um total de 130 pacientes recebeu 432 implantes em 174 áreas edentadas posteriores. O número de implantes inseridos variou de dois a três, dependendo das dimensões disponíveis e da

previsão das forças oclusais a serem geradas pela dentição antagonista. Os pacientes foram acompanhados por um período médio de 8,11 anos, em uma variação de 1 a 15 anos. Os índices de sobrevivência cumulativa para os implantes e as próteses, após 15 anos, foram de 91,6% e 89%, respectivamente. A variação do diâmetro do implante teve significância estatística, uma vez que, aos cinco anos, o índice de sucesso dos mais largos foi consideravelmente menor (76,3%). Além disso, a história de uma condição médica crônica foi associada a um maior risco de perda de implantes.

2.2.2 biomecânica

Craig e Peyton³ (1965, apud EL-EBRASHI; CRAIG; PEYTON, 1970) realizaram o primeiro estudo de medição de tensões em próteses parciais fixas (PPF). El-Ebrashi, Craig e Peyton (1970) analisaram as tensões nos vários componentes de PPF, utilizando a fotoelasticidade, e observaram que áreas alternadas de tração e compressão são evidenciadas quando simulados vários pontos de aplicação de carga. Concluíram que as regiões mais exigidas da estrutura são as conexões, que exibiram alta concentração de tensões.

Wright, Mech e Yettram (1979) utilizaram a metodologia dos elementos finitos bidimensionais para avaliar a distribuição de forças em

³Craig RG, Peyton FA. Measurements of stresses in fixed-bridge restorations using a brittle-coating technique. J Dent Res 1965;44:756-62.

dentes isolados ou esplintados como suportes de prótese parcial fixa com cantiléver distal. Quando uma carga axial foi aplicada sobre um dente isolado, as tensões geradas foram apenas compressivas e uniformemente distribuídas em toda a membrana periodontal. A mesma carga axial aplicada sobre um dos dentes, quando esplintado a outro, propiciou a mudança do centro instantâneo de rotação para algum ponto no septo interdental, gerando um potencial de rotação de ambos os dentes. A partir da aplicação de forças não axiais sobre um dente isolado, os autores observaram que as tensões presentes no periodonto foram maiores que as geradas por cargas axiais. Quanto às forças aplicadas na área do cantiléver, a esplintagem de dois dentes mostrou-se mecanicamente favorável para a melhor distribuição de tensões.

Analisando a biomecânica da osseointegração, Skalak (1986) afirmou que é possível a transmissão direta de tensões ao osso pela superfície dos implantes e estabeleceu duas regras práticas: (1) é benéfico espaçar os implantes pela maior área possível; (2) uma estrutura rígida irá distribuir a carga por uma área mais ampla do que o fará uma flexível.

Rangert, Jemt e Jörneus (1989) fizeram várias observações relevantes a respeito da biomecânica aplicada aos implantes Brånemark®. Consideraram que o conjunto formado pelo implante, o pilar intermediário e o cilindro de ouro, conectados pelo parafuso do pilar intermediário e pelo parafuso de ouro, formam uma unidade de ancoragem que deve ser capaz de transferir as forças oclusais para o osso de suporte. Dois tipos principais de cargas atuantes sobre a unidade de ancoragem foram destacados: (1) a

força axial e (2) o momento de força (produto da multiplicação da força pelo braço de alavanca, em cargas não axiais). A primeira é mais favorável, uma vez que permite a distribuição de tensões mais uniformemente, enquanto a segunda propicia o estabelecimento de gradientes de tensão tanto no implante e seus componentes quanto no osso. Em próteses múltiplas, uma perfeita adaptação de todos os pilares intermediários e uma alta rigidez da estrutura são requisitos para a distribuição adequada dos momentos de força.

Reikie (1993) afirmou que a média de idade dos pacientes parcialmente edentados é menor que a dos pacientes com edentulismo total tradicionalmente tratados com implantes dentais. Sendo assim, os pacientes mais jovens irão requerer das restaurações o maior tempo de vida útil possível. Ademais, como a dentição destes pacientes continua a sofrer desgastes funcionais, deverá ser dada atenção à provável alteração da intensidade das forças aplicadas às próteses sobre implantes, realizando-se ajustes oclusais periódicos para impedir que haja sobrecarga. O autor lembrou ainda que as restaurações parciais freqüentemente têm como antagonista a dentição natural, o que se traduz na existência de forças oclusais de magnitude significativa. Outro aspecto importante é que os trabalhos protéticos parciais usualmente restauram apenas um segmento do arco dentário, não contando, portanto, com a vantagem mecânica do suporte cruzado existente quando implantes são colocados em um arranjo em curva, bilateralmente, em pacientes edentados totais.

Weinberg (1993) analisou a biomecânica da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas e a considerou qualitativamente diferente da observada em dentes naturais. Nestes, a existência do ligamento periodontal permite micromovimentos ao redor do centro de rotação localizado no terço apical, favorecendo a distribuição das forças ao longo da superfície das raízes. Os implantes osseointegrados não apresentam, por definição, nenhuma movimentação, ficando as forças concentradas na crista do rebordo. Os momentos de força podem ser reduzidos, nos implantes, pela relação oclusal de cúspide com fossa e/ou diminuindo-se a inclinação das vertentes oclusais. O autor afirmou ainda que, ao contrário do que ocorre na dentição natural, a esplintagem de retentores de próteses parciais fixas sobre implantes não favorece efetivamente a distribuição de forças, pois devido à osseointegração, a carga tende a concentrar-se na área de sua aplicação. Entretanto, a deformação elástica dos parafusos de retenção do pilar intermediário e da prótese permite alguma distribuição da carga oclusal aos implantes adjacentes em próteses múltiplas.

English (1993) considerou três fatores fundamentais para impedir a ocorrência de sobrecarga oclusal em próteses parciais fixas implanto-suportadas: (1) um número suficiente de implantes para potencializar a área de suporte; (2) dimensão vertical de oclusão correta; e (3) um esquema oclusal satisfatório obtido a partir de um registro maxilo-mandibular preciso. Afirmou também que três ou mais implantes, em uma configuração desalinhada, criam uma geometria muito mais estável do que apenas dois implantes.

Kregzde (1993) comparou dez opções protéticas para uma mandíbula edentada posterior, através de análise tridimensional em elementos finitos, variando o número e a posição dos implantes, além da condição de união entre os segmentos protéticos. Observou que a concentração de tensões apresentou diferenças de até 1.000%, concluindo que as variações estudadas são críticas para a longevidade e a estabilidade das próteses implanto-suportadas.

Rangert et al. (1995), em uma análise clínica retrospectiva, avaliaram os parâmetros clínicos que influenciaram a fratura de implantes. Foram analisados 39 pacientes que apresentaram o problema, de um universo de mais de 10.000 implantes instalados, divididos em cinco categorias: (1) restaurações unitárias, (2) próteses parciais fixas implanto-suportadas, (3) próteses parciais fixas dento-implanto-suportadas, (4) sobredentaduras e (5) próteses totais fixas implanto-suportadas. Dois implantes de 3,0 mm de diâmetro foram registrados, mas não incluídos, por serem considerados substancialmente mais fracos que os de 3,75 mm, que foram os que apresentaram fratura em todos os outros casos. Não houve fratura de implantes de 4,0 mm. Nas restaurações unitárias, todas as fraturas ocorreram na região de molares inferiores; nas próteses parciais fixas, todas foram verificadas na região posterior. Quanto ao número de implantes por prótese, 30 em 39 (77%) apresentavam um ou dois implantes como suporte, enquanto 3 em 39 (8%) eram suportadas por três implantes. Registre-se que dos pacientes parcialmente edentados, 19 em 23 (83%) apresentavam pântico em cantiléver mesial ou distal. Em 32 dos 39 casos (82%), os

implantes tinham uma disposição em linha, o que foi considerado crítico para a ocorrência de sobrecarga.

Davidoff (1996) considerou que o número de implantes usados para suportar uma prótese é relevante não somente pelo custo envolvido, mas também pela biomecânica relacionada ao sucesso do tratamento. A princípio, o clínico deve partir do pressuposto de que um implante deve ser usado para cada dente restaurado. Entretanto, para determinar o número mínimo necessário, o autor sugeriu um quadro de avaliação de cinco categorias: (1) volume ósseo (altura e espessura); (2) densidade óssea (disponibilidade de osso cortical); (3) oclusão e dentição antagonista; (4) propriocepção disponível e distribuição de dentes naturais; e (5) área de superfície e distribuição dos implantes. No planejamento de um determinado caso clínico, valores (1, 2 e 3) são dados para cada categoria de acordo com sua condição (pobre, média ou boa, respectivamente), em um total máximo de 15 pontos. A soma alcançada indica se o caso em questão exige o número máximo de implantes (pontuação de 5 a 10), se pode haver uma redução de 25% a 33% (10 a 14 pontos) ou até de 33% a 50% (14 ou 15 pontos). Segundo o autor, valores nas faixas de transição (10 e 14 pontos) requerem do profissional uma avaliação adicional.

Nishimura et al. (1997) fizeram diversas considerações a respeito das restaurações sobre implantes em pacientes parcialmente edentados. Hábitos de bruxismo devem ser identificados para que se diminua o risco de fratura de implantes. Para tanto, recomenda-se utilizar implantes de maior diâmetro, próteses parciais removíveis implanto-suportadas ou, em casos severos,

contra-indicá-los. Os autores lembraram que há importantes acidentes anatômicos na região posterior de maxila e mandíbula que limitam o comprimento dos implantes, que deve ser de no mínimo 10,0 mm para a mandíbula e 13,0 mm para a maxila. Quanto ao controle dos momentos de força, sugere-se que sejam obtidos contatos cêntricos sobre a área dos implantes, reduzindo a inclinação das cúspides e as dimensões vestibulo-linguais da prótese. Por outro lado, a presença de dentes naturais anteriores para prover guias de desocclusão efetivas reduzirá a incidência de cargas posteriores não axiais. Sobre o número de implantes, os autores consideraram ideal um total de três para a maxila posterior e dois para a mandíbula. Neste último caso, a recomendação do uso de três implantes recairia em situações especiais como a presença de osso de baixa qualidade, guias de desocclusão comprometidas e presença de bruxismo.

McGlumphy, Mendel e Holloway (1998) apresentaram um estudo sobre a mecânica dos parafusos de retenção dos sistemas de implantes. Para minimizar as forças que tendem a separar as partes unidas pelos parafusos, afrouxando-os ou fraturando-os, recomendaram evitar angulações excessivas dos implantes, reabilitações com cantiléver, contatos cêntricos não axiais e estruturas que não apresentam um assentamento passivo.

Arataki, Adachi e Kishi (1998), em análise de elementos finitos bidimensionais, verificaram a distribuição de tensões ao osso de suporte de implantes osseointegrados na região posterior de mandíbula. Realizaram diversas variações do modelo de uma prótese parcial fixa, alternando o

número de implantes (dois a quatro), sua localização, a extensão da estrutura, a presença de um segmento distal em balanço e as condições de carregamento. Os autores concluíram que: (1) o alinhamento dos implantes dificulta o equilíbrio mecânico, podendo acarretar sobrecarga no osso de suporte; (2) para as configurações sem área em balanço, o máximo valor de tensão diminui com o aumento no número de implantes e com a redução da distância entre eles; (3) na presença de um segmento em cantiléver, o máximo valor de tensão aumenta marcadamente com a diminuição da distância entre os implantes e com o aumento da extensão em balanço, independentemente do número de implantes presentes.

Van Oosterwyck et al. (1998) estudaram a influência de alguns parâmetros clínicos na distribuição de tensões ao osso circundante de um implante Brånemark®: interface (com ou sem tratamento de superfície do implante), propriedades elásticas do osso, fixação uni ou bicortical e a presença de lâmina dura. Foi utilizada a metodologia dos elementos finitos, com modelos bi e tridimensionais. Os resultados demonstraram que a dissipação de cargas é bastante sensível a essas variações. Dentre as conclusões, destacam-se: (1) no implante com superfície tratada, sob força axial a carga concentrou-se no osso cortical, com picos de tensão nas pontas das roscas, e sob força lateral, áreas de tensão e compressão foram observadas; (2) no implante com superfície lisa, não houve concentração de tensões no osso cortical, mas nas pontas das roscas os valores foram maiores que o dobro dos observados com tratamento de superfície, quando

aplicada força axial. Sob força lateral, apenas a interface cortical do lado oposto apresentou grande concentração de carga compressiva.

Stegaroju et al. (1998) avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes através do método dos elementos finitos em modelo tridimensional. Três situações de reabilitação de uma mandíbula parcialmente edêntula foram simuladas e analisadas quando submetida a cargas axiais (AX), vestibulo-linguais (VL) e méso-distais (MD). As menores tensões foram encontradas no modelo com três coroas esplintadas sobre três implantes (M1), enquanto as maiores apresentaram-se no modelo com dois implantes e uma prótese com pântico em cantiléver (M2). No modelo com uma prótese fixa convencional sobre dois implantes (M3), a tensão no osso cortical foi comparável à do M2 sob carga VL, enquanto sob carga AX ou MD, comparou-se ao modelo M1.

Kim, Jacobson e Nathanson (1999) utilizaram medidores de deformação (*strain gauges*) e fotoelasticidade para avaliar as tensões transferidas aos implantes através de próteses retidas por cimento temporário, cimento permanente e parafuso. As deflexões das próteses no instante do carregamento também foram medidas. No teste com coroa unitária, aquelas retidas por cimento temporário transferiram menos tensão. No teste com prótese fixa de dois elementos, não houve diferença entre os três tipos de retenção. Nas próteses com cantiléver distal suportadas por dois implantes, aquelas retidas por cimento permanente e aquelas retidas por parafuso desenvolveram mais tensão ao redor do ápice de ambos os implantes. Os autores concluíram que as próteses retidas por cimento

permanente apresentaram basicamente o mesmo comportamento que aquelas parafusadas.

No estudo de fotoelasticidade apresentado por Nishimura et al. (1999), que privilegiou a avaliação da conexão entre dente e implante, uma situação comparativa apresentou dois implantes unidos sem conexão ao dente. Neste caso, analisando cinco pontos distintos de aplicação de força, quando esta ocorria diretamente sobre uma das coroas implanto-suportadas, a maior concentração de tensões apareceu na área apical do implante relacionado.

Becker, Kaiser e Jones (2000) estabeleceram normas para a esplintagem de implantes. A união a dentes naturais deve ser evitada, exceção feita a elementos com comprometimento periodontal que necessitem de estabilização. Neste caso, a conexão não deve ser rígida. A esplintagem entre implantes não apresentará nenhum efeito negativo na longevidade dos mesmos quando o assentamento da estrutura for passivo. Deve-se considerar a condição de paralelismo entre os implantes, especialmente para próteses cimentadas. Por fim, os autores sugeriram que se evite a união de mais do que dois a quatro implantes em uma única peça, para reduzir a complexidade e o custo da reabilitação.

Guichet et al. (2000) analisaram a passividade de assentamento e a abertura marginal de estruturas para próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Foi criado um modelo fotoelástico para simular um quadrante posterior de mandíbula com três implantes de 10,0 mm de comprimento. Dez estruturas foram fabricadas, cinco para cimentação e cinco para

aparafusamento. Na avaliação microscópica da área marginal, não houve diferença significativa entre os grupos na fase de prova das estruturas, mas após a colocação de cimento ou parafusos de retenção, as aberturas marginais das próteses parafusadas foram significativamente menores que as das cimentadas. Na análise fotoelástica, as estruturas parafusadas apresentaram variação de intensidade e localização das tensões, com momentos de grande concentração apical. Quanto às próteses cimentadas, um nível baixo de tensões foi verificado, sem diferenças importantes entre as estruturas do grupo.

Akça e Iplikçioğlu (2001), através do método de elementos finitos, com modelo tridimensional, avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes em desalinho e da colocação de implantes de maior diâmetro em uma configuração de alinhamento, em região posterior de mandíbula. Sete diferentes próteses parciais fixas suportadas por três implantes foram modeladas de acordo com as duas configurações citadas. Em cinco dos modelos, implantes com diferentes diâmetros (3,75 mm ou 4,1 mm) e comprimentos (8,0 mm ou 10,0 mm), espiantados ou não, foram colocados em linha reta. Nos outros dois modelos, implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento foram dispostos de modo que o implante intermediário estivesse desalinhado para vestibular ou lingual. Uma carga estática de 400N foi aplicada perpendicular à inclinação vestibular das cúspides vestibulares de cada estrutura protética. Menores valores de tensão foram obtidos com a configuração de implantes de maior diâmetro colocados em alinhamento. O mais alto valor de tensão de tração foi obtido

na configuração com três coroas não esplintadas. Outras configurações, incluindo a colocação de implantes em desalinho, produziram valores de tensão similares entre si.

Weinberg (2001) introduziu o conceito de terapêutica de carga diferencial, devido a dois fatores biológicos que são observados quando coexistem próteses sobre implantes e dentes naturais em um mesmo arco. O primeiro fator refere-se à diferença de mobilidade, o que faz com que uma carga oclusal que pareça distribuída entre implantes e dentes, sob contatos oclusais leves, transforme-se em sobrecarga na área dos implantes quando do fechamento oclusal forçado, já que o ligamento periodontal permite algum deslocamento dentário. O segundo fator diz respeito à possibilidade de intrusão de dentes em função do tempo, cuja etiologia é variada e cuja incidência aumenta em pacientes com hábitos de apertamento. O autor recomendou, portanto, que os ajustes oclusais sejam diferenciados e realizados periodicamente.

Ipplikçioğlu e Akça (2002) avaliaram os efeitos do diâmetro, comprimento e número de implantes, em próteses parciais fixas de três elementos, na distribuição de tensões no osso periimplantar. Um modelo tridimensional de elementos finitos foi obtido. Quatro próteses sobre dois implantes (variando o diâmetro entre 3,75 mm e 4,1 mm e o comprimento entre 8,0 mm e 10,0 mm) e duas próteses sobre três implantes (de diâmetro de 3,75 mm e variando o comprimento entre 8,0 mm e 10,0 mm) foram simuladas na região posterior de mandíbula. Em situações distintas de carregamento, força oblíqua de 40N, vertical de 200N e horizontal de 57N

foram aplicadas. Embora a variação no comprimento dos implantes não tenha diminuído os níveis de tensão, valores menores foram observados no osso em configurações com implantes mais largos. Distribuição similar de tensões foi observada em próteses sobre dois implantes de maior diâmetro (4,1 mm) em comparação com aquelas sobre três implantes (com diâmetro de 3,75 mm).

Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) estudaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal na transferência de tensões em restaurações sobre implante. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior, no qual foram inclusos três implantes de 3,75 mm de diâmetro com 10,0 mm de comprimento nas posições do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. O canino natural estava com a presença simulada. Para as restaurações não unidas, cimentadas sobre *abutments* de preparação, cinco situações de intensidade dos contatos proximais foram avaliadas: aberto, ideal (lâmina de 8 μm puxada sem rasgar), leve (ideal mais 10 μm), médio (ideal mais 50 μm) e pesado (ideal mais 90 μm). Para as restaurações esplintadas, cinco próteses parciais fixas foram fabricadas e cimentadas sobre os mesmos *abutments*. Analisando a distribuição de tensões na presença ou ausência de carregamento, concluíram que houve aumento de tensão entre os implantes quanto mais apertados estavam os contatos proximais das restaurações isoladas, evidenciando condições de não passividade. Além disso, sob incidência de carga, as tensões apresentaram maior concentração ao redor do implante no qual a carga incidia. As próteses esplintadas, por sua vez,

distribuíram as tensões mais uniformemente entre os implantes sob carregamento.

A proposta de Wang, Leu e Wang (2002) foi avaliar os efeitos de alguns materiais restauradores, em coroas protéticas esplintadas ou não, na distribuição de tensões sob carga estática. Em um modelo tridimensional de elementos finitos, os autores simularam duas restaurações de resina, ouro ou porcelana sobre dois implantes adjacentes. As diferenças nas tensões periimplantares não foram significativas no modelo com coroas não unidas, tanto sob carga vertical quanto horizontal. Já com a esplintagem das coroas, houve importante redução das tensões, sob carga horizontal, com os três materiais restauradores, enquanto sob carga vertical, apesar da distribuição da carga pelos dois implantes, observou-se pequeno aumento nas tensões máximas.

Sahin, Çehreli e Yalçın (2002) realizaram uma revisão de literatura a respeito da influência de forças funcionais na biomecânica de próteses implanto-suportadas. Concluíram que os resultados são melhores em algumas circunstâncias: quando não há forças oclusais excessivas; se os implantes são inseridos em osso denso; quando o número e o diâmetro dos implantes aumenta; se a posição favorece a redução dos momentos de força; e quando os implantes são utilizados como suporte de próteses fixas.

Itoh et al. (2004) estudaram a biomecânica das configurações de alinhamento e desalinhamento de implantes contíguos, por meio de fotoelasticidade. Dois modelos de uma hemimandíbula foram fabricados e três implantes rosqueados (13,0 mm de comprimento e 3,75 mm de

diâmetro) foram inseridos nas regiões posteriores, em uma condição de alinhamento no primeiro modelo e de desalinhamento no segundo. Cargas verticais e laterais foram aplicadas às próteses fixas construídas sobre os implantes e nenhuma vantagem biomecânica relevante foi observada em uma ou outra configuração.

2.3 Sistema de Implantes Maestro™ (BioHorizons® Implant Systems, Inc., Birmingham, AL)

Misch et al. (1998) apresentaram um novo sistema de implantes (The Maestro System™, BioHorizons® Implant System Inc., Birmingham, AL), que foi desenhado para levar em conta as quatro densidades ósseas encontradas em maxilas e mandíbulas humanas: D1, D2, D3 e D4. Quanto menor a densidade óssea (da D1 para a D4), maior a área de superfície do implante indicado, devido ao aumento do número de roscas. Outra característica dos implantes é a rosca quadrada em substituição à tradicional rosca em forma de “V”. Segundo os autores, com esta mudança de geometria, as cargas oclusais geram dez vezes menos força de cisalhamento no osso, favorecendo as forças compressivas, sob as quais o osso se remodela mais rápida e efetivamente. Estava em curso um estudo prospectivo multicentro, a partir da colocação de 364 implantes em 104 pacientes. Escolhidos em função da densidade óssea, foram inseridos 41 implantes D1, 183 D2, 104 D3 e 36 D4. O índice geral de sobrevivência

cirúrgica (desde o primeiro até o segundo estágio) foi de 98,9% (100% para implantes D1, 98,4% para D2, 99% para D3 e 100% para D4).

Misch (1999a) fez considerações acerca do desenho do implante para regiões posteriores. Afirmou que nestas áreas, apesar de concentrarem-se as forças de maior magnitude, está presente osso de densidade mais pobre. Para favorecer o desempenho biomecânico, a iniciativa dos fabricantes é disponibilizar implantes de maiores comprimento e diâmetro. Segundo o autor, a utilização de implantes mais longos freqüentemente depende de manipulações cirúrgicas como levantamento de seio maxilar e reposicionamento do nervo alveolar inferior. Quanto ao aumento de diâmetro, o incremento da área de superfície seria da ordem de 30% com a geometria de rosca convencional, a despeito do fato de que as forças aumentam em cerca de 300% em áreas posteriores. O autor propôs aliar o aumento de diâmetro com alterações nas roscas, a partir do aumento da profundidade entre elas, da diminuição do passo e conseqüente aumento em seu número e da introdução de uma geometria quadrada.

Boggan et al. (1999) conduziram uma série de avaliações para determinar a influência da geometria do hexágono e da largura da plataforma protética na resistência estática e à fadiga de implantes do sistema Maestro™ (BioHorizons® Implant Systems Inc., Birmingham, AL). Estes implantes apresentam um hexágono externo de 1,0 mm de altura, com 40% de aumento na área de superfície de contato com o pilar intermediário (*abutment*) quando comparada à área do hexágono externo padrão, de 0,7 mm de altura. Além disso, os implantes de 4,0 mm de diâmetro apresentam

um diâmetro de plataforma de 4,25 mm, enquanto os de 5,0 mm apresentam uma plataforma de 5,25 mm de diâmetro. Os autores concluíram, por meio de teste estático e de fadiga, que os implantes de 5,0 mm são mais resistentes que os de 4,0 mm e que, em comparação com outras avaliações publicadas na literatura, ambos demonstraram desempenho igual ou superior a outros padrões de conexão protética, sob idêntica configuração de teste.

Misch et al. (1999b) apresentaram os dados do estudo prospectivo divulgado em 1998 relativos ao primeiro ano de função protética dos implantes Maestro™, todos de 4,0 mm de diâmetro. Havia sido confeccionadas 30 próteses para arcos totalmente edentados, 31 coroas unitárias e 152 próteses fixas de dois a seis elementos. A sobrevivência protética foi de 100% para um período de observação entre 12 e 26 meses. Houve apenas um relato de afrouxamento de parafuso. Os autores relacionaram o baixo índice de complicações protéticas a algumas particularidades do sistema: (1) o desenho do parafuso de fixação do pilar intermediário, denominado Spiralock®, é o mesmo utilizado pela NASA (agência aeroespacial americana), permitindo um aumento da pré-carga e a distribuição das tensões por toda a extensão das roscas internas do implante; (2) o hexágono externo apresenta 1,0 mm de altura e a plataforma do implante de 4,0 mm de diâmetro é de 4,25 mm; (3) a tolerância de fabricação entre o pilar intermediário e o hexágono é de no máximo 3 µm; e (4) há um maior número de roscas nos parafusos dos pilares intermediários quando comparado com o de outros sistemas.

Misch, Poitras e Dietsh-Misch (2000) analisaram as opções de tratamento com implantes osseointegrados especificamente em maxila edentada posterior e apresentaram um relato clínico de 453 implantes Maestro™ BioHorizons® instalados naquela região e utilizados como suporte para 38 sobredentaduras, 30 coroas unitárias e 63 próteses parciais fixas (todas sem união a dentes naturais). Três implantes (do total original de 456) foram perdidos entre os estágios cirúrgicos 1 e 2, obtendo-se um índice de sobrevivência cirúrgica de 99,4%. Após um período de observação de 12 a 46 meses, nenhum implante e nenhuma prótese foram perdidos.

Bumgardner et al. (2000) divulgaram uma avaliação preliminar histológica, histomorfométrica e radiográfica de implantes BioHorizons® inseridos em cães. A proposição foi demonstrar, *in vivo*, o crescimento e a aposição do osso nas roscas quadradas dos implantes, de modo a ser possível investigar a hipótese de que essa geometria de roscas seria capaz de fazer prevalecerem as forças compressivas, que são mais bem toleradas, condição de especial importância em áreas de baixa densidade óssea. Todos os implantes instalados osseointegraram e os autores observaram que mais osso estava presente na porção inferior das roscas, fato possivelmente relacionado à potencialização das forças compressivas pelas roscas de geometria quadrada.

Misch, Bidez e Sharawy (2001) reportaram o caso de um paciente do qual removeram dois implantes Maestro™ BioHorizons® para viabilizar um tratamento ortodôntico que o indivíduo inicialmente recusara. Com o consentimento do mesmo, administraram duas doses de tetraciclina (500

mg), intervaladas por um mês, com a intenção de marcar o osso. Após uma série de procedimentos laboratoriais, puderam determinar o índice de remodelação óssea em $4.866 \pm 0.16 \mu\text{m}/\text{dia}$, número que indicou baixa atividade. Esta condição foi considerada desejável e indicativa da presença, na interface com o implante, de osso lamelar, mais mineralizado, rígido e resistente que um osso com mais intensa atividade de remodelação.

Kline et al. (2002) divulgaram os resultados de cinco anos de acompanhamento clínico em um estudo prospectivo multicentro com os implantes Maestro™ BioHorizons®. Em seis centros de estudo, 495 implantes foram instalados, a maioria específica para osso de densidades D2 e D3 e utilizada como suporte de próteses parciais fixas ou sobredentaduras. O índice cumulativo de sucesso para os implantes foi de 99,5%.

Misch e Wang (2003) apresentaram estudo prospectivo em que implantes do sistema Maestro™ BioHorizons® foram submetidos a carga imediata e acompanhados por um período de seis anos. Trinta e um arcos edentados (19 mandíbulas e 12 maxilas) receberam 244 implantes, em uma média de 7,8 implantes para cada prótese. Nenhum implante foi perdido e a sobrevivência dos trabalhos protéticos foi de 100%.

2.4 A metodologia dos elementos finitos

A análise de tensões internas em dente, ligamento periodontal, osso de sustentação e materiais restauradores dependeu por algum tempo do

método de fotoelasticidade e da utilização de medidores de deformação (*strain gauge*). Segundo Kitoh, Suetsugu e Murakami (1977), ambos apresentam a dificuldade de geração de um modelo mecanicamente similar às estruturas anatômicas e de obtenção de medidas exatas de tensão interna. A metodologia dos elementos finitos tornou possível obter, com maior precisão, avaliações qualitativas e quantitativas de estruturas mais complexas. Este método, inicialmente teorizado por Turner⁴ (1956, apud KITOH; SUETSUGU; MURAKAMI, 1977), permite simulações de sistemas físicos dinâmicos, apresentando soluções numéricas aproximadas que descrevem a resposta à aplicação de forças, sendo muito utilizado em projetos de engenharia e na indústria para estudar as relações entre carga e tensão (DE TOLLA et al., 2000).

Os pesquisadores que introduziram o método na Odontologia foram Huang e Ledley (1969), quando utilizaram um modelo matemático de um incisivo central superior para estudar os efeitos dos momentos de força com a variação do ponto de aplicação da carga (vertical ou horizontal).

Thresher e Saito (1973) afirmaram ser o método de elementos finitos ideal para a análise de estruturas biológicas, por permitir a modelagem de formas geométricas complexas sem considerá-las homogêneas. Em seu estudo, modelaram um dente humano e analisaram a distribuição das tensões internas ora considerando o modelo homogêneo, ora não homogêneo, isto é, neste último estavam representadas estruturas diversas

⁴Turner MJ et al. Stiffness and deflection analysis of complex structures. J Aerosol Sci 1956;23:805-12.

tais como esmalte, dentina e tecidos de suporte. Os resultados foram marcadamente diferentes e demonstraram, no modelo não homogêneo, que a maior parte das tensões era recebida pela porção de esmalte.

Weinstein et al. (1976) foram os primeiros a utilizar a metodologia dos elementos finitos na Implantodontia, área para a qual viria a revelar-se de grande importância nos estudos de biomecânica.

Deve-se a Corrêa e Matson (1977) a apresentação do primeiro estudo da odontologia brasileira com a aplicação da metodologia dos elementos finitos. Os autores observaram as tensões desenvolvidas em um dente restaurado com amálgama de prata quando aplicada uma carga de 24 kg e puderam quantificá-las, marcando a superioridade do método em relação à fotoelasticidade.

Com o passar dos anos, aumentou o interesse pela análise em elementos finitos no campo da Implantodontia, no mais das vezes realizada em modelos bidimensionais, o que limitava a avaliação da distribuição de tensões a planos de seção longitudinal (CLELLAND et al., 1991).

Borchers e Reichard (1983) apresentaram um estudo em elemento finito tridimensional para implantes em diferentes estágios de desenvolvimento da osseointegração e observaram que a ausência de ligamento periodontal proporciona transmissão de cargas com maior intensidade diretamente ao osso adjacente e aos implantes, alterando o processo de remodelação óssea.

Baiamonte et al. (1996) verificaram a eficácia da análise de elementos finitos tridimensionais comparando-a com uma avaliação *in vitro*. Para tanto,

inseriram dois implantes na mandíbula de um macaco e permitiram a osseointegração por dois anos. Após o sacrifício do animal, montaram um aparato mecânico na mandíbula removida, entre os dois implantes, que aplicava uma carga de expansão de magnitude conhecida contra os pilares intermediários (*abutments*) instalados. O deslocamento angular dos implantes foi medido com auxílio de microscópio, a partir do deslocamento linear entre os pilares intermediários em dois pontos distintos ao longo de cada um deles. Os dados do deslocamento angular foram comparados com os calculados em um modelo de elementos finitos tridimensionais construído a partir da tomografia computadorizada da mesma mandíbula. Os resultados mostraram concordância, em um espectro de forças aplicadas, quanto ao deslocamento angular dos implantes (diferença de apenas 3%) entre as duas análises.

Holmgren et al. (1998) atestaram que a decisão de realizar um estudo bi ou tridimensional é uma importante questão na aplicação do método dos elementos finitos e afirmaram que, quanto aos resultados qualitativos, um modelo 2D é eficiente e tão preciso quanto um 3D. Embora o tempo necessário para gerar modelos para análise em elementos finitos esteja diminuindo com o desenvolvimento da tecnologia informática, os autores consideraram que ainda justifica-se a aplicação de modelos bidimensionais, quando apropriado, em função de relevante economia de tempo e recursos financeiros.

DeTolla et al. (2000) revisaram a importância do método dos elementos finitos para a Implantodontia. Para os autores, com o avanço da

capacidade dos computadores e dos programas específicos, além do acesso a modernas técnicas de digitalização de imagens, modelos de elementos finitos tridimensionais vêm progressivamente substituindo os bidimensionais, permitindo uma análise mais acurada das estruturas biológicas e de seu comportamento quando submetidas a cargas. Previram que clínicos poderão vir a beneficiar-se do método, pois será possível escolher a forma, tamanho, desenho e posição mais apropriada dos implantes, de acordo com as propriedades ósseas de determinada região em particular.

Geng, Tan e Liu (2001) realizaram extensa revisão de literatura a respeito da aplicação do método dos elementos finitos na implantodontia, destacando os resultados de estudos acerca da interface osso/implante, da conexão implante/prótese e das modalidades de próteses implanto-suportadas. Ademais, analisaram as hipóteses normalmente admitidas para a aplicação da metodologia e concluíram que, para serem obtidos resultados mais precisos, técnicas de imagem digital podem ser aplicadas na modelagem de uma geometria óssea mais realista, a anisotropia e a natureza não homogênea das estruturas devem ser consideradas, condições de fixação do modelo devem ser mais acuradas, a interface osso/implante deve reproduzir a área de contato real da osseointegração e o padrão detalhado do osso trabecular deve ser modelado.

Akagawa et al. (2003) desenvolveram um novo modelo tridimensional, considerado mimético, para análise de um implante osseointegrado em elementos finitos. A partir de cortes vestibulo-linguais seriados de 75 μm , obtidos de estrutura óssea periimplantar de macacos, o modelo mimético

apresentava estrutura trabecular definida, não homogênea. O propósito do estudo foi avaliar a distribuição de tensões neste modelo em comparação com aquele comumente usado na maioria dos estudos, em que o osso esponjoso é considerado uniforme. Uma carga vertical de 143 N foi aplicada no topo do implante e a tensão induzida foi avaliada no osso periimplantar. No modelo mimético, a tensão estava distribuída em ambos os ossos cortical e esponjoso no plano central vestibulo-lingual, mas concentrada na crista cortical no plano central méso-distal. Em contraste, o modelo controle apresentou concentração de tensão na crista cortical ao redor do implante, com menos tensão no osso esponjoso periimplantar em ambos os planos. Os resultados, segundo os autores, sugeriram a necessidade de interpretar com cuidado a distribuição de tensão em estudos prévios com modelos de osso esponjoso periimplantar assumido como uniforme.

Com base nesta revisão de literatura, parece relevante analisar a distribuição das tensões de von Mises em modelos de elementos finitos com variações na condição de esplintagem das restaurações e no número de implantes, por não haver evidência de consenso sobre estas questões quando do planejamento de próteses fixas em áreas de ausências dentárias posteriores.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste estudo é realizar uma análise estática da distribuição das tensões (de von Mises) desenvolvidas em modelos bidimensionais, por meio do método de elementos finitos. Os fatores de variação são a presença ou ausência de esplintagem das restaurações protéticas fixas e o número de implantes. A avaliação focalizará:

1. As maiores tensões no osso cortical;
2. As maiores tensões no osso esponjoso;
3. As maiores tensões nos conjuntos implantes/*abutments*;
4. As maiores tensões nas restaurações protéticas, com verificação da importância da modelagem não linear dos contatos interproximais;
5. As maiores tensões no dente natural;
6. O modelo que apresenta os menores valores de tensão;
7. O modelo que apresenta os maiores valores de tensão;
8. A relação dos valores numéricos da análise com os limites de proporcionalidade das estruturas e materiais presentes nos modelos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

O método aplicado neste estudo foi o dos elementos finitos bidimensionais.

4.1 Método dos elementos finitos

Para problemas que envolvem geometrias complexas, é muito difícil obter soluções matemáticas analíticas. Nestas condições, o uso de um método numérico como o dos elementos finitos encontra grande aplicação. Esta metodologia propõe a divisão do problema em uma coleção de pequenos problemas (elementos), em uma quantidade determinada (finita), que podem ser resolvidos com a aplicação de fórmulas matemáticas. A combinação das soluções para cada elemento finito leva ao entendimento de toda a questão (HOLMGREN et al., 1998).

A divisão em elementos finitos proposta pela metodologia constitui o princípio da discretização. Segundo Desai (1979), a necessidade de reduzir conceitos, condições ou estruturas complexas a segmentos menores e mais simples advem da limitação humana de compreender o universo que o cerca em sua integridade ou totalidade. A discretização implica o fato de se obter não a solução exata do problema, mas uma aproximação.

O modelo de elementos finitos é uma representação geométrica da estrutura física real que se pretende analisar. Estes elementos constituintes do modelo podem apresentar diversas formas geométricas. Se o corpo ou

sua representação é bidimensional, são utilizadas formas triangulares ou quadradas; para modelagens tridimensionais, tetraedros, paralelepípedos ou hexaedros podem ser usados. Os vértices dos elementos são denominados nós ou pontos nodais, que podem ser localizados no espaço segundo o sistema de coordenadas cartesianas, que compõe-se de três eixos Ox , Oy e Oz , perpendiculares dois a dois. As interfaces entre os elementos são denominadas linhas (2D) ou planos (3D) nodais. No presente estudo, modelos bidimensionais foram obtidos, considerando, portanto, apenas os eixos X (abscissas) e Y (ordenadas) para localização dos nós.

Ao conjunto dos elementos do modelo dá-se o nome de malha. Esta pode ser configurada com um número variado de elementos, dependendo da área de interesse, ou seja, regiões em que se deseja realizar uma análise mais precisa podem apresentar maior discretização do que outras de menor importância. O número total de elementos depende, portanto, da extensão do modelo, da precisão desejada e das áreas de maior interesse para avaliação.

A análise por elementos finitos pode ser dividida em três etapas: pré-processamento, processamento ou solução da análise pelo programa (*software*) de elementos finitos e pós-processamento (MATSON, 1996).

4.2 Pré-processamento

Na etapa de pré-processamento, ocorre uma fase geométrica em que um modelo matemático do objeto ou sistema em estudo é produzido por

programas de computador específicos. Este modelo sólido é discretizado, como já discutido, para a geração do modelo de elementos finitos. Em seguida, considera-se uma fase física, na qual são atribuídas aos elementos da malha propriedades iguais às dos materiais ou estruturas do modelo real que eles representam (TORTAMANO NETO, 1995). Para tanto, a cada elemento presente no modelo discretizado são atribuídos os valores do módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson característicos do material ou tecido representado pelo elemento. Algumas hipóteses simplificadoras devem ser admitidas para viabilizar a análise. Finalmente, as condições de contorno ou fixação do modelo, bem como as características da aplicação das forças (carregamento), são também estabelecidas.

4.2.1 modelos geométricos

A referência para a confecção dos modelos geométricos foi uma peça anatômica real da porção posterior esquerda de uma mandíbula, que recebeu um corte sagital para evidenciar os dentes posteriores e todas as estruturas adjacentes. Esta hemimandíbula foi utilizada por Vasconcellos (1999, 2001), que, para obter sua imagem digitalizada, colocou-a diretamente sobre a área de captura de imagens de um *scanner* de mesa ColorPage-HR5 (Genius), gerando um arquivo com o auxílio do programa Corel PHOTO-PAINT 8 (Corel Corp., USA) (Figura 4.1). O autor afirmou que, desta forma, evitou-se a possibilidade de falhas na proporcionalidade da

ampliação, não necessitando de recursos adicionais como os propostos por Mori (1994).

Figura 4.1 – Imagem digitalizada de uma peça anatômica real, referente ao corte sagital da porção posterior esquerda de uma mandíbula

A imagem digitalizada foi cedida por Vasconcellos (1999, 2001) para a realização deste estudo e o parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) encontra-se em anexo no final do trabalho.

Por meio de recursos oferecidos pelo programa Corel Draw 12 (Corel Corp., USA), procedeu-se a ampliação da imagem para facilitar a delimitação das estruturas da peça anatômica e realizar as modificações necessárias para obter os modelos deste estudo. O terceiro molar foi

excluído e o primeiro pré-molar foi mantido. Em seguida, três situações clínicas foram simuladas.

Na primeira situação representada (modelo A), o desenho foi modificado para simular três elementos unitários, com coroas isoladas porém com contatos proximais, sobre três implantes que substituem o segundo pré-molar, o primeiro molar e o segundo molar (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Modificações no desenho para o modelo A – coroas protéticas isoladas sobre três implantes

Na segunda situação clínica (modelo B), foi simulada uma prótese fixa com três coroas esplintadas sobre os mesmos três implantes que substituem o segundo pré-molar, o primeiro molar e o segundo molar (Figura 4.3).

Figura 4.3 – Modificações no desenho para o modelo B – coroas protéticas esplintadas sobre três implantes

Na terceira situação (modelo C), modificou-se o desenho simulando uma PPF de três elementos com dois implantes como pilares, em substituição ao segundo pré-molar e ao segundo molar, tendo como pântico o primeiro molar (Figura 4.4).

Figura 4.4 – Modificações no desenho para o modelo C – prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário

Os implantes representados fazem parte do Sistema Maestro™, do fabricante BioHorizons® Implant Systems (Birmingham, AL, USA). Sua conexão protética dá-se por meio de um hexágono externo de 1,0 mm de altura. Neste sistema, para cada combinação de diâmetro e comprimento há três modelos de superfície externa, indicados para densidades ósseas diferentes, em que variam o número de roscas e o tratamento de superfície (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Sistema Maestro™ BioHorizons® Implant Systems (Birmingham, AL, EUA). Implantes de 4,0 mm de diâmetro, podendo ser o comprimento de 9,0, 12,0 ou 15,0 mm. *Esq.*, Densidade 2, com superfície RBM (*Resorbable Blast Medium*); *Centro*, Densidade 3, RBM; *Dir.*, Densidade 4, com superfície HA (Hidroxiapatita). Adaptado do catálogo do fabricante

Para as regiões dos dentes ausentes e reabilitados com implantes neste estudo (segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar), um único modelo de implante foi utilizado: Densidade 2, com 4,0 mm de diâmetro e 12,0 mm de comprimento.

O fabricante apregoa também as vantagens do desenho das roscas do sistema Maestro™, de geometria quadrada, em comparação com a configuração padrão em forma de “V”. Segundo Misch et al. (1998), com esta mudança de geometria, as cargas oclusais geram dez vezes menos força de cisalhamento no osso, favorecendo as forças compressivas, sob as quais o osso se remodela mais rápida e efetivamente.

O Pilar intermediário (*abutment*) para todas as situações estudadas foi o mesmo, próprio para próteses cimentadas, e conectado ao hexágono externo do implante (Figura 4.6).

Figura 4.6 – *Esq.*, Pilar intermediário (*abutment*) específico para próteses cimentadas e o parafuso de conexão ao hexágono externo do implante. *Dir.*, Pilar intermediário conectado ao implante e suas dimensões. Adaptado do catálogo do fabricante

O mapeamento das coordenadas das estruturas anatômicas, dos implantes e dos *abutments* foi realizado pelo programa *GetPoint*, especialmente desenvolvido para digitalização de dados em *bitmaps* pelos engenheiros Edgard Poiate Junior e Cláudio Lindquist, e foram unidas por retas, apenas para ilustrar a captura da geometria das estruturas modeladas (Figuras 4.7, 4.8 e 4.9).

Figura 4.7 – Captura das coordenadas para o modelo A

Figura 4.8 – Captura das coordenadas para o modelo B

Figura 4.9 – Captura das coordenadas para o modelo C

Para a obtenção da geometria do implante e do *abutment*, foram utilizadas imagens em escala disponíveis no catálogo do fabricante (Figuras 4.10 e 4.11).

Figura 4.10 – Coordenadas e imagem do implante

Figura 4.11 - Coordenadas e imagem do *abutment* para prótese cimentada

As coroas protéticas dos modelos referidos foram consideradas como constituídas de metalocerâmica, com conexões rígidas nas duas situações em que estão unidas. A infra-estrutura metálica foi admitida como fundida em ouro tipo III e manteve uma espessura de 0,3 mm, em média, sendo a mesma recoberta por uma camada de cerâmica feldspática, que variou de 0,5 a 1,5 mm de espessura (YAMAMOTO, 1985). Esta última camada acompanhou aproximadamente o contorno e a espessura do esmalte dos dentes da imagem original, que foram substituídos por coroas sobre implantes. (VASCONCELLOS, 1999).

As dimensões dos modelos podem ter influência nos resultados da análise. Teixeira et al. (1998), em um estudo tridimensional de elementos finitos, verificaram que as variações das tensões ósseas ao redor de um implante são desprezíveis se a largura do osso entre este implante e a borda mesial ou distal do modelo é de no mínimo 4,2 mm. Na figura 4.12, tomando como exemplo o modelo A, podem-se observar as dimensões reais dos

modelos do presente estudo. A distância do implante do segundo molar até a borda distal do modelo é de no mínimo 9,0 mm e entre o implante do segundo pré-molar e a borda mesial, a largura é ainda maior.

Figura 4.12 – Dimensões em milímetros dos modelos A, B e C

4.2.2 modelos de elementos finitos

Todas as coordenadas das geometrias envolvidas foram importadas pelo programa *MSC/PATRAN 2004r2* (The MacNeal-Schwendler Corporation – USA), para a realização de retificações nestas geometrias e geração dos modelos de elementos finitos propostos para as análises. Portanto, a partir das três situações propostas e dos três modelos

geométricos desenvolvidos (A, B e C), os modelos de elementos finitos denominados 1, 2 e 3 foram obtidos.

O tipo de elemento adotado foi o quadrilateral plano linear, assumindo-se a hipótese do estado plano de tensões (*plane stress*). Segundo Holmgren et al. (1998), para uma análise bidimensional, pode-se adotar uma modelagem de tensões planas (*plane stress*), de deformações planas (*plane strain*) ou axisimétrica. Cada tipo é mais apropriado para determinadas formas das estruturas em estudo. O estado de tensões planas, adotado neste trabalho, infere que sobre as estruturas modeladas não haverá forças (ou tensões) fora do plano, mas que haverá deformações fora do mesmo.

As malhas de elementos finitos foram geradas com uma densidade que representa a geometria dos diversos componentes com grande aproximação. São 21.936 nós para 21.408 elementos no modelo 1; 23.234 nós para 22.759 elementos no modelo 2; e 20.276 nós para 19.794 elementos no modelo 3.

A continuidade entre os elementos finitos foi estabelecida para todas as estruturas e para todas as suas interfaces (elementos lineares), à exceção das áreas de contato proximal entre as coroas (elementos não lineares). Vasconcellos (2001) concluiu que esta providência é fundamental para a obtenção de resultados confiáveis, uma vez que o não estabelecimento de contato proximal em modelos matemáticos avaliados pelo método dos elementos finitos altera a magnitude dos valores de tensão na análise.

Os modelos 1, 2 e 3 de elementos finitos podem ser visualizados nas figuras 4.13, 4.14 e 4.15, respectivamente.

Figura 4.13 – MODELO 1 discretizado. Três coroas isoladas, mas com contatos proximais, sobre três implantes. Visualização da malha de elementos finitos, além das condições de contorno e carregamento

Figura 4.14 – MODELO 2 discretizado. Três coroas esplintadas sobre três implantes. Visualização da malha de elementos finitos, além das condições de contorno e carregamento

Figura 4.15 – MODELO 3 discretizado. Prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário. Visualização da malha de elementos finitos, além das condições de contorno e carregamento

4.2.3 propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas

A aplicação do método dos elementos finitos permite a obtenção de resultados qualitativos e quantitativos confiáveis desde que sejam fornecidas ao programa de computador algumas propriedades mecânicas específicas dos materiais odontológicos modelados ou simulados e das estruturas anatômicas consideradas. Esses dados referem-se ao módulo de elasticidade e ao coeficiente de Poisson.

Módulo de elasticidade ou módulo de Young (Thomas Young, físico e médico inglês, 1773-1829), representado pela letra “E”, corresponde à relação entre a tensão de tração ou compressão e o valor correspondente de deformação elástica (reversível) que um material ou estrutura pode apresentar. Por tratar-se de uma constante de proporcionalidade, é válido somente para o trecho reto do diagrama tensão X deformação, ou seja, seu valor para determinada estrutura é o mesmo até o limite de proporcionalidade. A partir deste limite, tem início uma deformação plástica (permanente) do material, não havendo mais relação com o módulo de elasticidade (ANUSAVICE, 1998). A fórmula “ $E = \text{tensão} / \text{deformação}$ ” permite concluir que quanto mais baixa for a deformação para uma determinada tensão, maior será o valor do módulo de elasticidade.

Para compreender o coeficiente de Poisson (Siméon Denis Poisson, matemático francês, 1781-1840), representado pela letra grega “ ν ”, entende-se que qualquer corpo sob a ação de forças externas (tração e compressão) apresenta uma deformação longitudinal (ϵ), no sentido da aplicação dessas

forças, mas também uma deformação no sentido transversal (ϵ_q). Sob tração ocorre contração transversal e sob compressão ocorre alongamento transversal. A relação entre os valores absolutos da deformação longitudinal e da transversal representa o coeficiente de Poisson, expresso na fórmula “ $\nu = \epsilon/\epsilon_q$ ” (BAÊTA; SARTOR, 1999).

Cada elemento presente nos modelos recebeu seus valores de “E” e “ ν ”, dependendo unicamente da região em que está situado e, portanto, de qual material ou tecido o mesmo é composto (VASCONCELLOS, 1999). A tabela 4.1 relaciona os valores aplicados.

Tabela 4.1 – Propriedades mecânicas dos materiais e estruturas anatômicas

ESTRUTURA/MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE	COEFICIENTE DE POISSON	Referência
	E (GPa)	(ν)	
Osso cortical	13,7	0,30	Ipplikcioglu; Akça (2002)
Osso esponjoso	1,37	0,30	Ko et al. (1992)
Titânio (implante e <i>abutment</i>)	110,00	0,35	Ipplikcioglu; Akça (2002)
Ouro tipo III	96,60	0,35	Ipplikcioglu; Akça (2002)
Porcelana feldspática	67,70	0,28	Suzuki; Hata (1989)
Esmalte	41,00	0,30	Ko et al. (1992)
Dentina	18,60	0,31	Ko et al. (1992)
Polpa	0,02	0,45	Farah; Craig (1974)
Ligamento periodontal	0,0689	0,45	Ko et al. (1992)

4.2.4 admissão de hipóteses simplificadoras

Como ocorre em qualquer processo de análise teórica, a metodologia dos elementos finitos exige que algumas hipóteses simplificadoras sejam admitidas para viabilizar a modelagem e a solução do problema estudado, no que tange ao tempo despendido e ao custo envolvido (HOLMGREN et al., 1998).

Embora as tensões e deformações reais, *in vivo*, sejam tridimensionais, a opção pela utilização de um modelo plano, bidimensional, justifica-se por outra razão além da economia de tempo e recursos financeiros. Trata-se do fato de que este estudo concentra-se na influência relativa de alguns parâmetros biomecânicos na distribuição de tensões às estruturas e materiais de interesse, mais do que na obtenção de valores absolutos de tais tensões e deformações (VAN OOSTERWYCK et al., 1998).

A exemplo de grande parte das análises realizadas por meio do método dos elementos finitos (KREGZDE, 1993; TEIXEIRA et al., 1998; HOLMGREN et al, 1998; WANG; LEU; WANG, 2002; PANTOJA, 2003), também neste estudo todas as estruturas e os materiais modelados foram considerados homogêneos (propriedades mecânicas constantes independente do local), isotrópicos (propriedades mecânicas não variáveis de acordo com a direção) e linearmente elásticos (deformações diretamente proporcionais à força aplicada).

Embora clinicamente o nível de osseointegração obtido por um implante dependa de vários fatores (GENG; TAN; LIU, 2001), este trabalho,

assim como a maioria dos que aplicam a metodologia dos elementos finitos, assume a hipótese simplificadora de que os ossos cortical e esponjoso estão totalmente aderidos ao implante, configurando uma condição de perfeita osseointegração (TEIXEIRA et al., 1998; HOLMGREN et al., 1998; STEGAROIU et al., 1998; ÇIFTÇI; CANAY, 2000; IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002). Como já relatado, à exceção das áreas de contato proximal entre as coroas (Figuras 4.13, 4.14, 4.15 e 4.16), o mesmo tipo de relação é determinado para todas as demais interfaces dos modelos, desconsiderando a possibilidade de atrito entre elas (STEGAROIU et al., 1998; WANG; LEU; WANG, 2002). Nas regiões de exceção, o valor do coeficiente de atrito entre faces de cerâmica e entre esmalte e cerâmica foi estabelecido em 0.14 (HABELITZ et al., 2001).

Os implantes e seus pilares intermediários (*abutments*) foram modelados como integrantes de uma única estrutura, pois considerado o torque aplicado entre esses componentes, como recomendado pelo fabricante, e em condições de perfeita passividade, esta simplificação é admissível.

A geometria interna dos implantes, seus hexágonos externos e os parafusos dos *abutments* não foram modelados, pois não houve intenção de se analisar a distribuição de tensões nestas áreas ou em suas inter-relações.

As coroas protéticas são apresentadas nos modelos como cimentadas sobre os pilares intermediários (*abutments*). A espessura da camada de cimento foi considerada desprezível e de difícil modelagem na simulação com elementos finitos (ÇIFTÇI; CANAY, 2000).

4.2.5 condições de contorno

As condições de contorno, também denominadas de fixação ou vínculo, são aquelas determinadas para as bordas do corpo modelado, de modo que este apresente algum suporte no espaço, com restrição de deslocamento, para permitir a análise sob as cargas aplicadas (DESAI, 1979).

Para melhor simulação da realidade clínica, as bordas inferior e distal da mandíbula, em todos os modelos, foram consideradas fixas. Entretanto, na borda mesial foram introduzidas “molas”, para que toda a estrutura óssea pudesse deformar elasticamente nessa direção (Figuras 4.13, 4.14 e 4.15). Para isso, foram calculados os valores de rigidez para o osso cortical superior (3651,05 N/mm), cortical inferior (7583,71 N/mm) e esponjoso (936,43 N/mm) através da seguinte fórmula:

$$K \text{ (Rigidez)} = \frac{E \text{ (Módulo de elasticidade)} \times A \text{ (Área)}}{L \text{ (Comprimento)}}$$

Foi introduzida também uma “mola” em um dos nós da face mesial do primeiro pré-molar, empregando um valor de rigidez de 1891N/mm para o canino supostamente presente em uma situação clínica real (Figuras 4.13, 4.14, 4.15 e 4.16).

4.2.6 condições de carregamento

Os valores apontados na literatura como referentes à carga mastigatória total variam extremamente, uma vez que são dependentes da metodologia aplicada em sua medição (MORNEBURG; PRÖSCHEL, 2002). Neste estudo, foi aplicada uma carga estática oclusal de 300N, que, segundo Eskitascioglu et al. (2004), equivale a uma média da força total de mastigação.

A carga de 300N foi dividida, com igual magnitude, por 15 áreas de aplicação nas superfícies oclusais do dente natural e das coroas sobre os implantes, de acordo com o padrão oclusal de contatos cúspide-crista marginal (dente-dois dentes), em uma relação molar de classe I (OKESON, 1992) (Figuras 4.13, 4.14 e 4.15). Não foram considerados os pontos de contato próximos às pontas das cúspides vestibulares das coroas dos modelos (cúspides cêntricas inferiores) porque estes contatos devem ser eliminados em coroas inferiores sobre implantes (McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; ÇİFTÇİ; CANAY, 2000). Levando-se também em conta o fato de que os modelos bidimensionais representam um corte sagital da peça anatômica real, a porção oclusal analisada corresponde a uma área central, equivalente ao sulco principal méso-distal. Sendo assim, os pontos de aplicação da carga são aqueles obtidos à custa das cúspides de suporte antagonistas (palatinas).

A distribuição da carga oclusal pelos 15 pontos preconizados pelo padrão oclusal adotado permitiu que houvesse uma relação de 2:3 em magnitude entre os pré-molares (120 N) e os molares (180 N), compatível com a realidade clínica (ITOH et al., 2004).

Para evitar concentrações pontuais de tensões, para cada uma das 15 regiões de contato, três vetores (dois de 5 N e um central de 10 N) foram estabelecidos (Figura 4.16). Os 45 vetores correspondentes à incidência das forças são paralelos entre si e direcionados para a região ântero-inferior da mandíbula, com uma angulação de 15°, como preconizada por Yang e Thompson (1991).

Figura 4.16 – Detalhe das condições de carregamento e das áreas de contato proximal no primeiro pré-molar

Considerando as condições de carregamento em um estudo de elementos finitos, a análise pode ser estática ou dinâmica. Neste trabalho foi

realizada uma análise estática das tensões, adequada para a simulação de condições extremas como as que ocorrem nos movimentos mandibulares parafuncionais, considerados potencialmente lesivos ao osso e aos implantes (WANG; LEU; WANG, 2002).

4.3 Processamento

A etapa de processamento ou solução da análise foi realizada com o auxílio do programa *ABAQUS/Standard* versão 6.3 (HKS, Inc. – USA). Para esta análise, o programa considera todas as informações da etapa de pré-processamento e, baseado na relação de contato entre os elementos da malha, realiza uma série de cálculos matemáticos organizados em um algoritmo, isto é, uma seqüência de instruções ordenadas de forma lógica para a resolução do problema. O que é analisado matematicamente, em linhas gerais, é o deslocamento dos nós dos elementos em função da carga aplicada (HOLMGREN et al., 1998). Desai (1979) afirma que os nós de uma malha de elementos finitos são pontos estratégicos para o estabelecimento de funções matemáticas (especialmente polinômios) que descrevam a estrutura modelada e nos quais a solução do problema pode ser determinada. É importante frisar que, neste estudo, a análise foi linear para os nós dos elementos lineares e não linear para os nós dos elementos não lineares.

A análise das tensões no processamento de um modelo de elementos finitos não é algo simples de ser realizado, pois tensões de tração e

compressão nos eixos X e Y (pertinentes à análise bidimensional deste trabalho) são desenvolvidas para cada um dos elementos que compõem a malha (TORTAMANO NETO, 1995). É necessária a utilização de algum critério que permita a organização das informações. Neste estudo, o critério de von Mises, ou teoria da máxima energia de distorção, foi aplicado.

O critério de von Mises (Richard von Mises, especialista em matemática aplicada, 1883-1953) é de especial importância na consideração da resistência máxima de uma estrutura quando sujeita a dois estados de tensão (tração e compressão). Baseia-se, para tanto, na determinação da energia de distorção da estrutura, isto é, da energia relacionada com mudanças na sua forma, em oposição à energia vinculada a alterações no seu volume (MORI, 1994). Por meio da aplicação de fórmulas matemáticas, prevê que a falha ocorre quando, em qualquer ponto do material, a energia de distorção, por unidade de volume, é maior que o valor limite obtido pelo material em um ensaio de tração (LAGANÁ, 1996).

Por meio da aplicação do critério de von Mises, os efeitos causados pelas tensões de tração e compressão em qualquer elemento da malha de elementos finitos podem ser analisados simultaneamente e comparados.

4.4 Pós-processamento

O programa *MSC/PATRAN 2004r2* (The MacNeal-Schwendler Corporation – USA), utilizado no pré-processamento, foi também empregado

no pós-processamento. O procedimento de avaliação dos resultados foi o seguinte (SENDYK, 1998):

1. Análise qualitativa: realizada por meio da observação visual das imagens gráficas das tensões de von Mises ocorridas nas estruturas dos modelos.
2. Análise quantitativa ou matemática: realizada através dos valores atribuídos nas colunas de cores que acompanham os modelos matemáticos de elementos finitos. Os resultados quantitativos representam as tensões em MPa (megapascal). Os valores das tensões de von Mises são sempre positivos, uma vez que não discriminam se as tensões são de tração ou de compressão.

As simplificações admitidas para possibilitar a análise pelo método dos elementos finitos não viabilizam a consideração dos resultados quantitativos como valores reais de referência de uma situação clínica (IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002; PANTOJA, 2003). Sendo assim, uma comparação qualitativa entre os diferentes modelos é mais recomendável (WANG; LEU; WANG, 2002).

Todos os programas (*softwares*) citados neste texto, à exceção do Corel PHOTO-PAINT 8 (Corel Corp., EUA), utilizado por Vasconcellos (1999, 2001), estavam instalados em um microcomputador com processador Pentium Xeon 1.7 MHz, com 4.0 GB de memória RAM.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

As variáveis presentes neste estudo correspondem a três situações distintas, para as quais foram gerados os modelos 1, 2 e 3 de elementos finitos. Durante a exposição dos resultados da análise e sua discussão, cada modelo será referido pela abreviatura MOD, seguido do número correspondente a cada situação simulada. Os dentes serão representados por abreviaturas: primeiro pré-molar (PM1); segundo pré-molar (PM2); primeiro molar (M1); segundo molar (M2).

Para cada figura apresentada, o programa *MSC/PATRAN 2004r2* (The MacNeal-Schwendler Corporation – USA) disponibiliza uma tabela com um espectro de cores, na qual cada cor corresponde a uma faixa de valores de tensão em MPa.

Com o propósito de dinamizar a leitura e o entendimento dos resultados apontados, a discussão será feita simultaneamente, de início individualizando a análise de cada modelo e depois percorrendo com ênfase na comparação dos dados.

5.1 Coroas protéticas isoladas sobre três implantes (MOD 1)

Uma visão panorâmica do resultado das tensões de von Mises no MOD 1 está apresentada na figura 5.1. A observação desta figura mostra que a maior concentração de tensões está localizada na área de contato proximal entre PM1 e PM2 (66,0 MPa). Em seguida, destacam-se porções mesiais dos conjuntos implantes/*abutments*, principalmente nos terços médio e cervical dos molares, decrescendo do M2 para o PM2. No dente natural (PM1), as maiores tensões são verificadas na área do ligamento periodontal e próximo à polpa, em sua porção coronária mesial. As coroas apresentam alguma concentração de tensões nas áreas dos contatos

Figura 5.1 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1 (visão panorâmica)

oclusais, em especial nos pré-molares, assim como nas áreas dos contatos proximais. Tensões acumulam-se no osso cortical superior, com maiores valores encontrados próximo aos implantes dos molares. No osso esponjoso, é relevante o acúmulo de tensões na mesial do terço cervical do M2. Nos ápices dos implantes e do dente natural, aparecem amplas regiões de tensões de baixo valor, sobressaindo-se pequena área apical do PM1. Junto às roscas dos implantes, a distribuição de tensões é uniforme.

Uma visão aproximada das coroas dos pré-molares, além do terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2, é oferecida pela figura 5.2. Mais uma vez aponta-se a área de maior concentração no contato proximal

Figura 5.2 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1 com detalhe das coroas dos pré-molares e terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2

entre PM1 e PM2. É provável que este fato esteja relacionado principalmente com a resiliência do ligamento periodontal do dente natural, de 0,1 mm, em média (WEINBERG, 2001), que permite sua movimentação no sentido apical, criando, na área do contato interproximal, tensões de cisalhamento elevadas. Além disso, a osseointegração permite mínima movimentação, embora dependente apenas do módulo de elasticidade do osso (WEINBERG, 1993). Com isso, considerando que os vetores de aplicação de força foram direcionados para a região ântero-inferior da mandíbula, com uma angulação de 15° (VASCONCELLOS, 2001), tensões de compressão são exercidas em todas as áreas de contato interproximal, crescentes dos molares para os pré-molares, em um efeito cumulativo (Figuras 5.3, 5.4 e 5.5). Deve-se ainda levar em consideração que a carga oclusal sobre o PM1 concentra-se em sua metade distal, potencializando um deslocamento apical maior que um deslocamento mesial. É importante notar que também na área de contato proximal simulado com o canino, que supostamente estaria presente em uma condição clínica real, há uma concentração de tensões, embora de valor mais baixo.

Ainda no PM1, são encontradas maiores tensões na região cervical, correspondente à junção esmalte-dentina radicular, atingindo a faixa de 25,0 a 30,0 MPa na distal. Mori (1994) atribuiu o mesmo achado à diferença no módulo de elasticidade entre as duas estruturas. Considerando toda a região relativa à dentina, uma faixa central na metade mesial mostra menor tensão que a porção em direção à polpa, enquanto na metade distal, outra faixa central mostra menor tensão que a porção em direção à face distal. Como

poderá ser observado adiante, na figura 5.12, a dentina apresenta um comportamento compressivo sobre a polpa no lado mesial e sobre a cervical no lado distal, provavelmente em função da concentração da carga mastigatória nas vertentes distais desse dente.

Continuando a análise da figura 5.2, observam-se áreas de concentração de tensões nos pontos de aplicação de carga mastigatória, na face oclusal de ambos os pré-molares, fato igualmente observado por Thresher e Saito (1973), Mori (1994) e Vasconcellos (1999). No PM2, após acusar alguma concentração nestas áreas de contatos oclusais, as tensões propagam-se uniformemente em direção ao pilar intermediário e ao implante. Parte da metade mesial da coroa do PM2 mostra menores valores de tensão, acima e abaixo da faixa de distribuição a partir do contato entre PM1 e PM2, fato justificado pela concentração da carga em sua metade distal. O osso cortical entre os pré-molares apresenta tensões de von Mises de valor menor que 0,5 MPa, ao contrário da área entre PM2 e M1, que a figura já evidencia. Segundo Weinberg (1993), a resiliência característica do ligamento periodontal presente nos dentes naturais permite ótima distribuição de tensões ao longo da superfície radicular. Em um implante osseointegrado, que não apresenta esta capacidade, as tensões concentram-se na crista do rebordo ósseo. A ausência de concentração de tensões no osso entre os pré-molares provavelmente se deve ao comportamento fisiológico do dente natural associado à concentração da carga oclusal, no PM2, em sua porção distal, com mínima repercussão de tensões na referida área óssea.

Em maior aumento, nas figuras 5.3, 5.4 e 5.5, podem ser observadas as áreas de contato proximal entre PM1-PM2, PM2-M1 e M1-M2, respectivamente. Como já salientado, existe um decréscimo no valor das tensões na seqüência das figuras apresentadas, ou seja, dos pré-molares para os molares, passando dos 66,0 MPa entre PM1-PM2 para a faixa de 35,0 a 40,0 MPa entre PM2-M1, até a faixa de 8,0 a 12,0 MPa entre M1-M2.

Figura 5.3 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM1 e PM2

Figura 5.4 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM2 e M1

Figura 5.5 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com maior aproximação da área de contato proximal entre M1 e M2

Na figura 5.6, a raiz do PM1 e o implante do PM2 estão em detalhe. Toda a área do ligamento periodontal do PM1 apresenta tensões médias na faixa de 8,0 a 12,0 MPa, à exceção da porção junto ao ápice da raiz, onde as tensões são maiores. A concentração apical de tensões de von Mises, em dentes naturais, foi também verificada por Mori (1994), que considerou que embora elas sejam absorvidas, distribuídas ou dissipadas pelo esmalte, dentina e ligamento periodontal, encontra-se, na região apical, um ponto de apoio do dente quando sob ação de cargas mastigatórias. Do ligamento, as tensões propagam-se com valores decrescentes para os ossos cortical e esponjoso circundantes. Nas regiões ósseas relacionadas aos ápices da raiz e do implante, uma ampla área de concentração de

Figura 5.6 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe da raiz do PM1 e do implante do PM2

tensões de baixo valor evidencia-se, provavelmente vinculadas a tensões compressivas. Externamente às roscas do implante, tensões uniformes e de baixa intensidade estão presentes. Internamente, observa-se pequeno aumento em algumas regiões próximas às roscas mesiais.

As coroas dos molares e o terço cervical de seus respectivos implantes são vistos em maior aumento na figura 5.7. Destaca-se o acúmulo de tensões nas regiões mesiais dos implantes, principalmente no M2, com valores atingindo a faixa de 25,0 a 30,0 MPa. Pequena área de tensões na faixa de 8,0 a 12,0 MPa é observada na junção implante/*abutment* da distal do M2. Pode-se argumentar que a localização mesial do acúmulo de tensões deve-se à direção da aplicação da carga, naquele sentido, criando áreas de

Figura 5.7 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe das coroas dos molares e terço cervical de seus implantes

fulcro de alavancas. A maior concentração nos molares em relação ao PM2 reflete principalmente a maior intensidade das forças oclusais sobre aqueles dentes em relação a este. Leve-se também em conta o fato de que os implantes utilizados são iguais entre si, enquanto as coroas dos molares são mais largas no sentido méso-distal, gerando momentos de força de maior magnitude (ENGLISH, 1993). No M2, esta questão biomecânica é potencializada pela maior carga aplicada dentre todos os elementos analisados, observando-se ainda que é a única coroa que recebe força em sua porção mesial. Nos materiais de composição das coroas, boa distribuição é verificada na superestrutura de ouro e pouca tensão aparece na área correspondente à porcelana, restringindo-se basicamente aos pontos de contato oclusal. No osso cortical, as tensões são maiores ao redor dos implantes, com algum reflexo no osso esponjoso subjacente.

A figura 5.8 mostra em maior aumento o terço cervical das coroas dos molares e seus implantes. Vê-se que a área de tensão na faixa de 8,0 a 12,0 MPa no M2 estende-se até o terço médio do implante, decrescendo em sentido distal e apical. No M1, as tensões já diminuem para a faixa de 6,0 a 8,0 MPa desde o fim do terço cervical e também decrescem, a partir daí, em sentido distal e apical. Deve-se aqui aprofundar a discussão sobre a questão biomecânica relacionada ao diâmetro dos implantes. Arataki, Adachi e Kishi (1998), do mesmo modo que English (1993), fizeram consideração a respeito da dimensão méso-distal das restaurações isoladas de molares sobre implantes, salientando que, sendo dentes mais largos, momentos de força desfavoráveis são criados, podendo levar à fratura ou afrouxamento de

Figura 5.8 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com detalhe do terço cervical das coroas dos molares e seus implantes

componentes, perda óssea ou fratura do implante. Rangert et al. (1995) e Iplikcioglu e Akça (2002) afirmaram, porém, que implantes de 4,0 mm de diâmetro, como os utilizados neste estudo, estão bem indicados em regiões posteriores. Misch, Poitras e Dietsh-Misch (2000) consideraram ainda que, aliado ao aumento do diâmetro do implante, alterações na geometria das roscas, tanto em número como em profundidade, podem aumentar a área de superfície em mais de 300%, em referência aos implantes do sistema BioHorizons®, modelados neste estudo.

A concentração de tensões no osso cortical ao redor dos implantes é um fato corroborado por Weinberg (1993), Van Oosterwyck et al. (1998), Holmgren et al. (1998) e Wang, Leu e Wang (2002).

No osso esponjoso, é relevante a distribuição uniforme de tensões pelas rosca dos implantes e a concentração apical, em áreas amplas de baixa intensidade. Ambos os achados provavelmente estão vinculados a tensões compressivas.

As tensões no osso cortical estão destacadas na figura 5.9. Percebe-se uma concentração decrescente do M2 para o PM2, com um pico de tensão junto à mesial do implante do M2 (23,0 MPa). Há pouca tensão na área mesial do PM2 e boa distribuição a partir do ligamento periodontal do PM1, com maior intensidade quanto mais próximo da porção apical. Um aumento de tensão é observado na extremidade distal do modelo,

Figura 5.9 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão exclusiva do osso cortical

provavelmente devido às condições de contorno ou fixação do mesmo para o ensaio. Na porção inferior do osso cortical, aparece algum reflexo das tensões geradas.

Quanto ao osso esponjoso, a figura 5.10 evidencia uma distribuição bastante uniforme ao redor das roscas dos implantes, com concentração nos ápices de todos os implantes e da raiz natural. Como reflexo do pico de tensão junto à cortical mesial do implante do M2, a região de osso esponjoso subjacente também apresenta o maior valor de tensão de von Mises (16,0 MPa).

Figura 5.10 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão exclusiva do osso esponjoso

É interessante notar o padrão de distribuição de tensões nas roscas mesiais do implante do M2, em grande aumento na figura 5.11. Percebe-se que a tensão é maior no fundo das áreas entre as roscas, a partir de onde decresce, margeando as roscas propriamente ditas. No lado distal, o padrão é similar, porém com tensões mais baixas.

Figura 5.11 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão aproximada do terço cervical das roscas do implante do M2

Na figura 5.12, encontram-se destacados os conjuntos implantes/*abutments*. Como já foi apontado, observa-se a mais alta concentração de tensões na cervical mesial do M2 (28,6 MPa), área de fulcro de alavanca potencialmente gerada com a aplicação da carga em sentido ântero-inferior, com marcante decréscimo destas tensões no M1 e no PM2.

Figura 5.12 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 1, com visão exclusiva dos conjuntos implantes/*abutments*

Para completar a análise dos resultados do MOD 1, na figura 5.13 pode ser observada a distribuição das tensões de compressão (de valor sempre negativo), denominadas tensões mínimas principais, e das tensões de tração (de valor sempre positivo), denominadas tensões máximas principais. Trata-se de uma análise distinta da que predomina neste trabalho (baseada nas tensões de von Mises, cujos valores são sempre positivos, uma vez que não discriminam se as tensões são de tração ou de compressão).

Figura 5.13 – Distribuição das tensões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) no MOD 1

Confirma-se a ocorrência de forças compressivas nas áreas de contato interproximais, com o valor mais baixo (negativo) registrado entre as coroas dos pré-molares. A maior força de tração é registrada na extremidade distal do osso cortical superior, fixada para viabilizar a análise. Nas porções cervicais mesiais dos elementos sobre implantes predominam tensões compressivas, enquanto nas distais, as tensões são predominantemente de tração, fato compreensível e justificado pelo sentido méso-inferior da aplicação das cargas e a criação de fulcros de alavancas. A uniformidade da distribuição de tensões compressivas pelas rosca dos implantes pode estar vinculada a sua forma quadrada, característica dos implantes modelados

neste estudo. Segundo Misch et al. (1998), esta geometria favorece as forças compressivas, sob as quais o osso se remodela mais rápida e efetivamente.

5.2 Coroas protéticas esplintadas sobre três implantes (MOD 2)

Uma visão panorâmica do resultado das tensões de von Mises no MOD 2 está apresentada na figura 5.14. Assim como no MOD 1, a maior concentração de tensão está localizada na área de contato proximal entre PM1 e PM2 (36,0 MPa), porém em um valor 45,5% menor. Em seguida, destacam-se algumas áreas distais dos conjuntos implantes/*abutments*, próximas ao osso cortical, com maiores tensões no M1. No dente natural (PM1), o comportamento é semelhante ao observado no MOD 1, com um acúmulo de maiores tensões verificado na área do ligamento periodontal e próximo à polpa, em sua porção coronária mesial. As coroas, unidas, apresentam alguma concentração de tensões nas áreas dos contatos oclusais, em especial nos pré-molares, bem como na porção inferior dos conectores. No osso cortical superior, as tensões são maiores ao redor dos molares; no osso esponjoso, o padrão é muito similar ao do MOD 1, com áreas de concentração de tensões nos ápices dos implantes e do dente natural, destacando-se pequena área apical do PM1. A distribuição é uniforme junto às roscas dos implantes.

Figura 5.14 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2 (visão panorâmica)

Na figura 5.15, observa-se em maior aumento a região das coroas dos pré-molares e o terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2. A área de contato proximal volta a ser destacada como o maior pico de tensão do modelo. A diminuição do valor desta tensão em 45,5%, quando comparado ao MOD 1, provavelmente deve-se ao fato de que mantêm-se as tensões de cisalhamento em função da resiliência do ligamento periodontal do dente natural, mas não ocorre mais o efeito cumulativo de tensões proximais compressivas, uma vez que as coroas sobre implantes no MOD 2 estão espiantadas. O contato entre o PM1 e o canino (simulado pela mola

Figura 5.15 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe das coroas dos pré-molares e terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2

colocada na mesial do PM1) também apresenta aumento de tensão, assim como os pontos de contato oclusal. Ainda no dente natural, as tensões se dispõem de modo similar às do MOD 1, com uma maior concentração na região cervical, relacionada à junção esmalte-dentina radicular, e uma faixa central da dentina mostrando menor tensão que as porções em direção à polpa, na metade mesial, e em direção à face distal, na metade distal.

No PM2, como no MOD 1, uma faixa de tensões entre 2,0 e 6,0 MPa estende-se pelo pilar intermediário e pelo implante desde a proximidade com os contatos oclusais, destacando-se, depois, a maior concentração na área cervical distal, com reflexos nos ossos cortical e esponjoso adjacentes. É importante destacar a inversão da mesial para a distal, em relação ao

MOD 1, das áreas de maior concentração de tensões nos conjuntos implantes/*abutments*. A existência de conectores provavelmente diminui a ação de alavanca criada no MOD 1 e limita a propagação mesial das tensões, que acabam por se acumular preponderantemente no lado de maior concentração de carga aplicada. A área do conector entre PM2 e M1 não concentra tensões de forma significativa. A exemplo do MOD 1, o osso cortical entre PM1 e PM2 não apresenta tensões de von Mises maiores que 0,5 MPa, ao passo que na distal do PM2, pequena faixa evidencia tensões acima deste valor.

Em maior aumento, na figura 5.16, pode ser vista a área do contato proximal entre PM1 e PM2.

Figura 5.16 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM1 e PM2

Uma visão mais aproximada do implante do PM2 e da raiz do PM1 é oferecida pela figura 5.17. Nota-se o aparecimento de um espectro de cores de maior valor no ápice do PM1, após ótima distribuição de tensões ao longo de toda a área do ligamento periodontal. No implante, pequenas áreas de tensões na faixa de 6,0 a 10,0 MPa aparecem dispersas próximas ao ápice, mas é relevante o padrão de uniformidade de tensões na maior parte do

Figura 5.17 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe da raiz do PM1 e do implante do PM2

corpo do mesmo. Destaca-se o terço cervical do implante, com a já citada área de maior concentração de tensões de von Mises na distal. Igual relevo deve ser dado à distribuição uniforme nas roscas. Nos ápices da raiz e do

implante, como no MOD 1, evidencia-se uma ampla área de concentração de tensões de baixo valor.

A figura 5.18 mostra, em maior aumento, as coroas dos molares e o terço cervical dos respectivos implantes. A maior concentração de tensões é observada na porção cervical distal do M1, correspondente à base do pilar intermediário, expandindo-se, a partir deste ponto, pela metade distal do corpo do implante. Na mesma região correspondente ao M2, há um acúmulo de tensões de valor similar, que cruzam, de distal para mesial, a área que abrange o pescoço polido e a primeira rosca do implante, formando em seguida uma faixa junto à borda mesial do mesmo. Nas demais regiões dos pilares intermediários, as tensões apresentam-se bem distribuídas,

Figura 5.18 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe das coroas dos molares e terço cervical de seus implantes

predominantemente na faixa de 2,0 a 4,0 MPa, elevando-se o valor em direção à base. Outras áreas com concentração de tensões são os pontos de contato oclusal e a porção inferior do conector entre M1 e M2, sendo baixas na maior parte da superestrutura de ouro e da porcelana. As regiões dos conectores são normalmente locais de concentração de tensões (VASCONCELLOS, 1999, 2001), devido a sua menor espessura cérvico-oclusal e ao comportamento de uma prótese parcial fixa como o de uma viga fixada em dois extremos, ocorrendo o momento máximo nos conectores. A existência de um implante intermediário no MOD 2 não permite que as tensões nos conectores atinjam valores significativos. Tensões acumulam-se no osso cortical, como no MOD 1, sendo mais elevadas ao redor dos implantes, em concordância com as considerações de Weinberg (1993), Van Oosterwyck et al. (1998), Holmgren et al. (1998) e Wang, Leu e Wang (2002).

Na figura 5.19, vêem-se, em detalhe, os implantes de M1 e M2 e o terço cervical de suas coroas. O destaque recai nas regiões de maior concentração, já apontadas na figura anterior, percebendo-se, agora, até onde se estendem as tensões da faixa de 6,0 a 10,0 MPa: no M1, até o terço médio do implante, concentradas na metade mesial; no M2, igualmente até o terço médio do implante, porém passando da distal para mesial para apresentarem, em sentido apical, uma faixa mais estreita que a observada no M1. O implante do M2 tem as tensões diminuídas na direção disto-apical, com grande extensão na faixa de 2,0 a 4,0 MPa, ao contrário do implante do M1, que apresenta tensões médias na faixa de 4,0 a 6,0 MPa até bem

próximo ao ápice. Ilhas de tensões na faixa de 6,0 a 10,0 MPa estão presentes na metade inferior do implante do M1, próximo à borda mesial. Nota-se, uma vez mais, a boa distribuição de tensões nas roscas dos implantes. As tensões nos ossos cortical e esponjoso estão em destaque nas figuras 5.20, 5.21 e 5.22.

Figura 5.19 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com detalhe do terço cervical das coroas dos molares e seus implantes

A figura 5.20 destaca as tensões no osso cortical. A maior concentração aparece junto ao ápice do PM1 (14,0 MPa), após ótima distribuição por toda a lateral do alvéolo. Junto à borda distal do modelo, aparece a área de aumento de tensão em função das condições de fixação. Maiores valores são atingidos ao redor dos implantes dos molares do que do PM2, cuja mesial apresenta-se sempre com tensões mínimas. Deve-se

destacar o comportamento distinto do MOD 2 em relação ao MOD 1. Com a esplintagem das coroas sobre os mesmos três implantes (MOD 2), os valores das tensões no osso cortical ao redor dos implantes não parecem ultrapassar 4,0 MPa, número que, comparado ao pico de tensão de 23,0 MPa observado no MOD 1, denota diminuição de 82%. Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) também constataram, em fotoelasticidade, que com a esplintagem de coroas contíguas sobre implantes, menos força é transferida para as estruturas de suporte. O osso cortical inferior mostra algum reflexo das tensões geradas, na direção dos pré-molares e do M1.

Figura 5.20 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva do osso cortical

Nos molares, pequenas faixas de maior valor aparecem adjacentes ao pescoço dos implantes, embora não ultrapassem 4,0 MPa, como pode ser visto em maior aumento na figura 5.21. Observa-se que, junto à borda distal do modelo, as tensões são maiores e atingem pelo menos a faixa amarela (7,0 a 8,0 MPa), lembrando uma vez mais que provavelmente significam apenas uma consequência da fixação do modelo naquela região.

Figura 5.21 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva do osso cortical, em maior aproximação da distal do M1 à borda distal do modelo

O osso esponjoso aparece em destaque na figura 5.22. A maior concentração (8,8 MPa) está relacionada ao ápice do implante do M1, no lado mesial. Trata-se de um valor 45% menor que aquele observado no MOD 1 (16,0 MPa), que por sua vez foi encontrado não no ápice, mas na

região cervical mesial do M2. A presença de tensões mais elevadas na área apical de implantes contíguos unidos por coroas protéticas coincide com os achados de Stegaroiu et al. (1998), Nishimura et al. (1999) e Itoh et al. (2004), em análises de elementos finitos e fotoelasticidade, sob forças axiais. É possível constatar ainda a capacidade do osso cortical alveolar de não refletir no osso esponjoso da área apical do PM1 a maior tensão observada na figura 5.21. Após pequenas faixas de maior tensão imediatamente abaixo da raiz do PM1 e dos implantes, amplas áreas de baixo valor são observadas. Nas roscas dos implantes, a distribuição das

Figura 5.22 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva do osso esponjoso

tensões de von Mises é uniforme. Logo abaixo do osso cortical superior, destaca-se estreita faixa distal ao implante do M2.

Merece destaque a área de maior concentração de tensões no osso esponjoso, que pode ser observada em grande aumento na figura 5.23. Evidenciam-se também tensões de até 4,0 MPa junto ao ápice do implante do M1, que diminuem ao distanciarem-se do mesmo. Como no MOD 1, repete-se o padrão de distribuição de tensões nas roscas, maiores nas áreas entre elas, a partir de onde decrescem, margeando as roscas propriamente ditas.

Figura 5.23 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão aproximada da metade inferior do implante do M1

Na figura 5.24, foram destacados os conjuntos implantes/*abutments* para melhor análise. As áreas de maior concentração de tensões têm a mesma localização em todos os implantes, na área cervical distal junto à margem óssea cortical. Observam-se no implante intermediário as tensões de valor mais alto (16,0 MPa), 56% menor que no MOD 1 (28,6 MPa).

Figura 5.24 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 2, com visão exclusiva dos conjuntos implantes/*abutments*

Para completar a análise dos resultados do MOD 2, na figura 5.25 pode ser observada a distribuição das tensões de compressão (de valor negativo) e das tensões de tração (de valor positivo). Deve-se reiterar que se trata de uma análise distinta da que predomina neste trabalho, baseada nas tensões de von Mises (de valor sempre positivo, pois não discriminam as tensões de tração e de compressão). Como no MOD 1, marca-se a

característica compressiva das forças na área de contato proximal, assim como nas de contato oclusal. Nas porções cervicais distais correspondentes à base dos *abutments*, junto à margem de suas conexões com os implantes, acumulam-se tensões de compressão. O mesmo ocorre, com destaque, na área apical do dente natural (PM1). A maior força de tração novamente é registrada na extremidade distal do osso cortical superior, fixada para viabilizar a análise. Outras áreas de tração são observadas na porção inferior do conector entre M1 e M2, característica do comportamento de uma viga fixada nas extremidades, e na porção cervical distal do implante do M2.

Figura 5.25 – Distribuição das tensões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) no MOD 2

Nesta última, os valores são mais baixos quando comparados à mesma região do MOD 1, resultado similar ao encontrado por Akça e Iplikçioğlu (2001). A boa distribuição de tensões compressivas pelas roscas dos implantes, também observada no MOD 1, pode estar relacionada a sua forma quadrada.

5.3 Prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário (MOD 3)

Uma visão panorâmica do resultado das tensões de von Mises no MOD 3 está apresentada na figura 5.26. A área que apresenta a maior concentração de tensões (23,0 MPa) é observada na cervical distal do PM2, imediatamente acima da margem superior do osso cortical. Uma ampla faixa de tensões acima de 8,0 MPa irradia-se a partir do ponto de valor máximo, para cima até o terço inferior da conexão entre este retentor e o pântico e para baixo até o terço médio do implante. Algo similar ocorre na cervical mesial do M2, com considerável concentração de tensões estendendo-se até o terço médio do respectivo implante. Na porção inferior do conector entre M2 e o pântico, evidencia-se pequena área de acúmulo de tensão. No dente natural (PM1), o padrão de distribuição de tensões se assemelha ao verificado nos MOD 1 e 2, com as maiores tensões encontradas na área do ligamento periodontal e próximo à polpa, em sua porção coronária mesial. Nos elementos protéticos, observa-se igualmente alguma concentração de

Figura 5.26 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3 (visão panorâmica)

tensões nas áreas dos contatos oclusais e proximais. Com relação ao osso cortical superior, as tensões são maiores junto às cervicais dos implantes, exceção feita à mesial do PM2. No osso esponjoso, assim como nos MOD 1 e 2, notam-se áreas de concentração de tensões nos ápices dos implantes e do dente natural, com destaque para a região apical do PM1. Nas roscas dos implantes, a distribuição de tensões é uniforme.

A figura 5.27 apresenta uma visão aproximada das coroas dos pré-molares e do terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2. Observa-se mais uma vez a área de maior concentração de tensões na cervical distal do PM2, logo acima do osso cortical, mas também outra área de grande concentração um pouco abaixo, alinhada com esse osso. Provavelmente

deve-se ao comportamento flexural da prótese parcial fixa (PPF), repercutindo as tensões especialmente na região cervical devido à condição de imobilidade do implante no osso. As tensões mantêm-se altas até a porção inferior do conector, denotando um comportamento típico de uma viga fixada em dois extremos. Na cervical mesial do PM2, alguns dos elementos da malha evidenciam tensões entre 2,0 e 6,0 MPa, certamente de tração, como poderá ser comprovado mais adiante na figura 5.36. A partir dos contatos oclusais, com valores entre 8,0 e 10,0 MPa, as tensões diminuem em direção à mesial e aumentam em direção à distal, até os maiores valores na área cervical. No PM1, como já foi dito, o padrão de distribuição de tensões é bastante similar ao observado nos outros modelos.

Figura 5.27 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe das coroas dos pré-molares e terço cervical da raiz do PM1 e do implante do PM2

O osso cortical entre os pré-molares apresenta tensões de von Mises menores que 0,5 MPa, enquanto que no lado distal do PM2 as tensões são mais elevadas, exatamente como nos MOD 1 e 2.

A área do contato proximal entre os pré-molares não apresenta no MOD 3 o maior valor do ensaio, ao contrário do que ocorreu nos MOD 1 e 2. É provável que a deflexão da superestrutura e da cobertura cerâmica, em função da existência do pântico, limite o potencial de compressão da PPF nesta região. Entretanto os valores das tensões ainda são consideravelmente altos, atingindo até 21,0 MPa na porção correspondente ao PM2, como evidenciado na figura 5.28.

Figura 5.28 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com maior aproximação da área de contato proximal entre PM1 e PM2

A figura 5.29 mostra a raiz do PM1 e o implante do PM2 em maior aumento. Destaca-se, além das maiores tensões observadas na região cervical distal do PM2, o acúmulo de tensões na porção apical do ligamento periodontal do dente natural. No osso esponjoso, é relevante voltar a salientar a distribuição uniforme das tensões nas roscas do implante. Nos ápices da raiz e do implante, áreas de tensões de valor entre 0,5 e 1,0 MPa evidenciam-se, atingindo até 2,0 MPa no PM1.

Figura 5.29 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe da raiz do PM1 e do implante do PM2

Na figura 5.30, vêem-se a coroa do M2 e o pântico em destaque, nos quais as tensões na faixa de 2,0 a 6,0 MPa predominam. A porção inferior do conector entre esses elementos, assim como pequena área da porção

superior do mesmo, apresenta elevação de tensão, evidenciando uma vez mais a deflexão da estrutura da PPF. Voltam a ter destaque as maiores tensões observadas na mesial do M2, especialmente na cervical junto ao osso cortical. É possível identificar nesta região algum tom de rosa, o que demonstra que as tensões atingem no mínimo a faixa de 18,0 a 19,0 MPa. No osso cortical, como nos demais modelos, as tensões são maiores ao redor do implante, especialmente na mesial, com algum reflexo no osso esponjoso subjacente.

Figura 5.30 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe do pôntico, da coroa do M2 e do terço cervical de seu implante

Todo o implante do M2 e o terço cervical de sua coroa, assim como os ossos cortical e esponjoso relacionados, são vistos em maior detalhe na figura 5.31. Observa-se que, a partir da área de maior tensão, já apontada

anteriormente, ocorre um decréscimo em sentido distal e apical. Destaca-se uma vez mais a distribuição uniforme de tensões nas roscas do implante. Em volta da porção apical do mesmo, uma área de concentração de baixas tensões é notada no osso esponjoso.

Figura 5.31 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com detalhe do implante do M2 e do terço cervical de sua coroa

As tensões no osso cortical estão destacadas na figura 5.32. O maior valor (13,0 MPa) é encontrado na área cervical mesial do implante do M2, provavelmente repercutindo maiores momentos de força relacionados com o sentido ântero-inferior dos vetores de carga. Outros destaques são uma pequena faixa na distal da área cervical do implante do PM2 e na extremidade distal do modelo, esta, como nos outros modelos, vinculada às condições de contorno. Em comparação com o MOD 2, no qual as tensões

no osso cortical não pareciam ultrapassar 4,0 MPa, o aumento é de mais de 200%. Arataki, Adachi e Kishi (1998), Stegaroiu et al. (1998) e Iplikcioglu e Akça (2002) também observaram aumento de tensões nessa região com a diminuição do número de implantes. Em relação ao MOD 1, entretanto, constata-se uma redução de 44%. Uma boa distribuição de tensões ocorre em toda a extensão do ligamento periodontal do PM1. Algum reflexo das tensões geradas aparece no osso cortical inferior.

Figura 5.32 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão exclusiva do osso cortical

Com relação ao osso esponjoso, na figura 5.33 pode-se observá-lo isoladamente. A maior tensão (12,0 MPa) é encontrada junto à cervical distal do PM2. A distribuição uniforme de tensões nas roscas dos implantes evidencia-se novamente, assim como as áreas de baixa tensão relacionadas aos ápices dos implantes e da raiz natural.

Figura 5.33 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão exclusiva do osso esponjoso

O padrão de distribuição de tensões nas roscas distais do implante do PM2, em grande aumento na figura 5.34, é similar àquele mostrado nos outros modelos. No lado mesial, o padrão se repete, porém com tensões mais baixas.

Figura 5.34 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão aproximada do terço cervical das roscas do implante do PM2

Na figura 5.35, podem ser avaliados os conjuntos implantes/*abutments* isoladamente. As áreas de maior concentração de tensões estão voltadas para a área do pântico, situação característica de uma PPF, como anteriormente salientado. Observam-se no implante do PM1 as tensões de valor mais alto (22,7 MPa), 41% maior que no MOD 2 (16,0 MPa) e 21% menor que no MOD 1 (28,6 MPa).

Figura 5.35 – Distribuição das tensões de von Mises no MOD 3, com visão exclusiva dos conjuntos implantes/*abutments*

Para completar a análise dos resultados do MOD 3, pode ser observada na figura 5.36 a distribuição das tensões de compressão (de valor negativo) e de tração (de valor positivo), distintas das tensões de von Mises, conforme explanação anterior. As maiores tensões de tração localizam-se na porção inferior do conector entre M1 e M2, conseqüência da maior deflexão da PPF nesta região, uma vez que os retentores têm dimensões diferentes sobre implantes de mesmo diâmetro como suporte. Quanto às tensões compressivas, a maior concentração no ápice do PM1 pode se dever ao maior deslocamento apical do elemento em função da diminuição da resistência oferecida pela área de contato proximal, quando comparada com os MOD 1 e 2. Nas áreas cervicais dos conjuntos implantes/*abutments*,

considerando também o osso cortical relacionado, ocorre predomínio de compressão na mesial e de tração na distal do retentor mais posterior e o inverso no retentor mais anterior, como esperado em uma PPF. Parece possível considerar no MOD 3, a exemplo dos MOD 1 e 2, a boa distribuição de tensões compressivas pelas roscas dos implantes.

Figura 5.36 – Distribuição das tensões de compressão (valores negativos) e tração (valores positivos) no MOD 3

A metodologia dos elementos finitos é bastante utilizada na solução de problemas de engenharia. Na odontologia, tem demonstrado relevância por propiciar uma análise teórica de princípios biomecânicos que pretende antecipar ou apontar fatores de risco envolvidos com as condições clínicas simuladas. Deve-se considerar, entretanto, que os níveis de tensão relacionados com as respostas biológicas não são conhecidos com exatidão (IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002). Sendo assim, os dados fornecidos pela análise de elementos finitos ainda requerem complementação por pesquisas e avaliações clínicas.

Para permitir a viabilização da análise, os modelos usados neste estudo consideraram algumas hipóteses simplificadoras. Assim, todas as estruturas anatômicas e os materiais envolvidos foram tidos como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Ademais, o estabelecimento de uma perfeita osseointegração, ou 100% de contato entre o osso e o implante, não condiz exatamente com a possibilidade clínica real. Mais uma vez, as limitações inerentes ao método dos elementos finitos devem ser reiteradas.

Na reabilitação de áreas de ausências dentárias múltiplas e contíguas com implantes, recomenda-se, no mais das vezes, a esplintagem das restaurações protéticas fixas, necessária se não houver um implante para cada dente ausente, mas também aplicada em coroas unitárias adjacentes. Vários autores defendem este ponto de vista, embasados em estudos clínicos e ensaios de laboratório (WRIGHT; MECH; YETTRAM, 1979; DAVIDOFF, 1996; STEGAROIU et al., 1998; WANG; LEU; WANG, 2002).

Deve-se considerar, por outro lado, que o uso de restaurações implanto-suportadas isoladas pode simplificar os procedimentos laboratoriais, facilitando a obtenção de estruturas que possam apresentar um assentamento passivo sobre as conexões protéticas (SOLNIT; SCHNEIDER, 1998; McGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998; NAERT et al., 2002; GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002). Além disso, restaurações isoladas facilitam a higiene oral e podem induzir menores tensões a si mesmas e à estrutura óssea durante a flexão mandibular (GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002).

O número de implantes necessários para uma reabilitação parcial múltipla também gera opiniões diversas. Há autores que afirmam que para cada dente ausente deve existir um implante, para melhor comportamento biomecânico da prótese (BIDEZ; MISCH, 1990; RANGERT et al., 1995; NISHIMURA et al., 1997). Outros admitem que seja viável a confecção de próteses parciais fixas que apresentem pânticos, após análise de alguns fatores, como o volume ósseo disponível e sua densidade, a natureza da dentição antagonista e a localização dos implantes (DAVIDOFF, 1996; NISHIMURA et al., 1997; BUSER; BELSER; LANG, 1998).

As mais altas tensões de von Mises registradas no presente trabalho, bem como suas localizações no osso cortical, no osso esponjoso e no conjunto implante/*abutment* estão resumidas na tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Mais altas tensões de von Mises, em MPa, e suas localizações no osso cortical, osso esponjoso e conjunto implante/*abutment*

ESTRUTURA/MATERIAL	MOD 1	MOD 2	MOD 3
Osso cortical	23,0 Cervical mesial de M2	14,0 Ápice de PM1	13,0 Cervical mesial de M2
Osso esponjoso	16,0 Cervical mesial de M2	8,8 Terço apical de M1	12,0 Cervical distal de PM2
Conjunto implante/ <i>abutment</i>	28,6 Cervical mesial de M2	16,0 Cervical distal de M1	22,7 Cervical distal de PM2

As tensões aumentam na seguinte ordem: MOD 2, MOD 3 e MOD 1. Os números parecem demonstrar a importância do aumento do número de implantes, em associação com a sua condição de esplintagem pelas restaurações protéticas fixas, na diminuição das tensões, em concordância com Rangert et al. (1995), Stegaroiu et al. (1998), Arataki, Adachi e Kishi (1998), Akça e Iplikçioğlu (2001), Iplikçioğlu e Akça (2002) e Sahin, Çehreli e Yalçın (2002), embora nenhum dos trabalhos citados tenha comparado, como o presente estudo, as três condições simultaneamente. Parein et al. (1997) afirmaram que o suporte de prótese parcial fixa por três implantes não é garantia *per se* da eliminação de momentos de força. Seria necessário levar em conta a condição de desalinhamento dos implantes, considerada positiva, e a passividade de assentamento da prótese, de difícil obtenção clínica quando da presença de conectores fundidos. Itoh et al. (2004) consideraram

muito difícil conseguir um desalinhamento significativo dos implantes, em virtude da limitação normalmente imposta pela reabsorção óssea. Guichet; Yoshinobu e Caputo (2002) concluíram que a restauração individual de múltiplos implantes contíguos não resulta necessariamente em próteses de assentamento passivo, uma vez que os contatos interproximais precisam ser perfeitamente ajustados, o que aumenta a dificuldade com um número maior de implantes e com coroas parafusadas. Naert et al. (2002) detectaram boa performance clínica de restaurações contíguas isoladas.

É importante reiterar que os resultados quantitativos do presente estudo não representam valores reais de referência de uma situação clínica, dadas as simplificações admitidas para possibilitar a análise pelo método dos elementos finitos. Apesar disso, todos os valores obtidos como máxima tensão, independente do modelo e da estrutura ou material analisado, ficaram abaixo dos limites de proporcionalidade (IPLIKÇIOGLU; AKÇA, 2002). A decisão de esplintar restaurações protéticas fixas sobre implantes adjacentes pode ser mais importante quando não existe guia de desoclusão efetiva ou quando o paciente apresenta hábitos parafuncionais (GUICHET; YOSHINOBU; CAPUTO, 2002). Implantes localizados em osso de menor densidade ou em áreas com a presença de enxertos ósseos devem também se beneficiar da sua esplintagem, de acordo com Wang, Leu e Wang (2002) e Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002).

6 CONCLUSÕES

Com base na metodologia aplicada, consideradas suas limitações, e nos resultados obtidos e discutidos, parece lícito concluir que:

1. As tensões de von Mises no osso cortical foram maiores na região cervical ao redor dos implantes no modelo com coroas protéticas isoladas sobre três implantes (MOD 1) e no que apresentava uma prótese parcial fixa sobre dois implantes, com um pântico intermediário (MOD 3). No modelo com coroas protéticas esplintadas sobre três implantes (MOD 2), a maior concentração de tensões no osso cortical foi observada junto ao ápice do dente natural.
2. As tensões de von Mises no osso esponjoso também foram maiores próximo à região cervical dos implantes dos MOD 1 e 3, enquanto no MOD 2, o maior valor foi encontrado junto ao terço apical do implante intermediário, referente ao primeiro molar.
3. As maiores concentrações de tensões de von Mises nos conjuntos implantes/*abutments* ocorreram na porção cervical, junto à crista do rebordo ósseo, em todos os modelos estudados. Os valores foram decrescentes na seguinte ordem: MOD 1, MOD 3 e MOD 2.
4. A modelagem não linear dos contatos interproximais confirmou sua importância na obtenção de resultados mais compatíveis com a realidade

clínica. Nos MOD 1 e 2, a área de contato entre os pré-molares apresentou os maiores valores de tensões de von Mises das respectivas análises. Estes valores foram decrescentes na seguinte ordem: MOD 1, MOD 2 e MOD 3. Dentre as demais regiões das coroas protéticas do MOD 1, apenas nas regiões dos contatos oclusais puderam ser observadas concentrações de tensões de von Mises significativas. Nos MOD 2 e 3, além dos contatos oclusais, tensões crescentes nesta ordem foram verificadas nos conectores em função do comportamento flexural de próteses parciais fixas.

5. No dente natural (primeiro pré-molar), nos três modelos pôde ser constatada a capacidade de distribuição de tensões permitida pela área do ligamento periodontal, ocorrendo maiores concentrações de tensões de von Mises na região apical.

6. O modelo com coroas esplintadas sobre três implantes (MOD 2) apresentou os menores valores de tensões de von Mises em todas as estruturas analisadas.

7. O modelo com coroas isoladas sobre três implantes (MOD 1) acumulou as mais altas tensões de von Mises em todas as estruturas analisadas.

8. Os valores numéricos da análise, embora relativos, não foram superiores aos limites de proporcionalidade de nenhuma estrutura ou material em qualquer dos três modelos. Este fato não implicou a contra-indicação de

nenhuma das configurações estudadas, mas os resultados sugeriram que o planejamento do tratamento deve ser adequado a condições anatômicas, oclusais e biomecânicas específicas.

REFERÊNCIAS¹

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegration implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10(6):387-416.

Akagawa Y, Sato Y, Teixeira ER, Shindoi N, Wadamoto M. A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehab* 2003;30(1):41-5.

Akça K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):722-30.

Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson RA. The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria for success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.

Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60(1):75-84.

Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont* 1993;6(2):95-105.

Anusavice KJ. *Materiais dentários de Phillips*. 10ª ed. Trad. de Edson Jorge Lima Moreira. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.

Arataki T, Adachi Y, Kishi M. Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region. *Bull Tokyo Dent Coll* 1998;39(3):199-209.

Attard N, Zarb GA. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J Can Dent Assoc* 2002;68(2):118-24.

Attard N, Zarb GA. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: the Toronto experience. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):352-9.

¹De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo Base de Dados MEDLINE.

Baêta FC, Sartor V. Resistência dos materiais e dimensionamento de estruturas para construções rurais. Universidade Federal de Viçosa/Departamento de Engenharia Agrícola; 1999. Disponível em: URL: <http://www.ufv.br/dea/ambiagro/arquivos/resistencia.PDF> [2004 out. 7].

Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Impl* 1996;22(2):104-10.

Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):210-4.

Bidez MW, Misch CE. The biomechanics of interimplant spacing. Proceedings of the 4th International Congress of Implants and Biomaterials in stomatology, Charleston, SC, May, 1990.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1):76-94.

Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.

Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62(2):155-9.

Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Olsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: experimental studies. *Scand J Plast Reconst Surg* 1969;3(2):81-100.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plastic Reconst Surg* 1977;16 Suppl:1-132.

Bumgardner JD, Boring JG, Cooper Jr. RC, Gao C, Givaruangsawat S, Gilbert JA et al. Preliminary evaluation of a new dental implant design in canine models. *Implant Dent* 2000;9(3):252-60.

Buser D, Belser UC, Lang N. The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontology* 2000 1998;17:106-18.

Çiftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):57-82.

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:391-8.

Corrêa AA, Matson E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração com amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. *Rev Fac Odontol São Paulo* 1977;15(1):19-26.

Davidoff SR. Restorative-based treatment planning: determining adequate support for implant-retained fixed restorations. *Implant Dent* 1996;5(3):179-84.

Desai CS. *Elementary Finite Element Method*. New Jersey: Prentice-Hall, Englewood Cliffs; 1979.

DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Impl* 2000;36(2):77-81.

El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970;23(2):177-86.

English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993;2(4):221-42.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91(2):144-50.

Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res* 1974;53(4):859-66.

Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-98.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-46.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87(5):528-35.

Habelitz S, Marshall SJ, Marshall Jr GW, Balooch M. The functional width of the dentino-enamel junction determined by AFM-based nanoscratching. *J Struct Biol* 2001;135(3):294-301.

Henry PJ, Tolman DE, Bolender C. The applicability of osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: three-year results of a prospective multicenter study. *Quintessence Int* 1993;24(2):123-9.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24(2):80-8.

Huang HK, Ledley RS. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. *J Dent Res* 1969;48(1):32-7.

İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-6.

Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Period Rest Dent* 2004;24(1):47-55

Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):211-7.

Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):40-4.

Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):635-40.

Johansson L-A, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):172-6.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.

Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent* 1999;8(2):141-51.

Kitoh M, Suetsugu T, Murakami Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1977;24(1):81-7.

Kline R, Hoar JE, Beck GH, Hazen R, Resnik RR, Crawford EA. A prospective multicenter clinical investigation of a bone quality-based dental implant system. *Implant Dent* 2002;11(3):224-34.

Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):421-7.

Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):662-73.

Laganá DC. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Lekholm U. Clinical procedures for treatment with osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1983;50(1):116-20.

Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(6):627-35.

Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):639-45.

Matson MR. Estudo das tensões de von Mises em dentes íntegros e dentes que receberam facetas laminadas de porcelana [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):71-89.

Misch CE, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II. *Implant Dent* 1998;7(1):35-41.

Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent* 1999a;8(4):376-86.

Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, Misch CM. A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *J Oral Implantol* 1999b;25(3):185-97.

Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos. 2ª ed. Trad. de Maria de Lourdes Giannini. São Paulo: Santos; 2000.

Misch CE, Poitras Y, Dietsh-Misch F. Endosteal implants in the edentulous maxilla: rationale and clinical report. *Oral Health* 2000;90(8):7-16.

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001;72(9):1276-86.

Misch CE, Wang H-L. Immediate occlusal loading for fixed prostheses in implant dentistry. *Dent Today* 2003;22(8):50-6.

Mori M. Estudo da distribuição das tensões internas, em um dente natural e em dente restaurado com coroa metalocerâmica e retentor intra-radicular fundido, sob carga axial - método do elemento finito [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1994.

Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):20-7.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67(2):236-45.

Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(4):381-9.

Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):428-32.

Nishimura RD, Beumer III J, Perri GR, Davodi, A. Implants in the partially edentulous patient: restorative considerations. *J Calif Dent Assoc* 1997;25(12):866-71.

Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):696-703.

Okeson JP. Fundamentos de oclusão e desordens temporo-mandibulares. 2ª ed. Trad. de Milton Edson Miranda. São Paulo: Artes Médicas; 1992.

Pantoja IVSR. Estudo comparativo em elemento finito da distribuição de tensões nos implantes osseointegrados: análise não linear entre pilar estheticone e pilar angulado de 30° [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *J Prosthet Dent* 1997;78(1):34-42.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-7.

Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):326-34.

Reikie DF. Esthetic and functional considerations for implant restoration of the partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 1993;70(5):433-7.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent* 2002;30(7-8):271-82.

Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatssch Zahnheilkd* 1976;86(7):713-27.

Sendyk CL. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados – análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1998.

Skalak R. Osseointegration biomechanics. *J Oral Implantol* 1986;12(3):350-6.

Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. *J Prosthodont* 1998;7:114-9.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(1):82-90.

Suzuki H, Hata Y. Finite element stress analysis of ceramics crown on premolar. Relation between ceramics materials and abutment materials. *J Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1989;33(2):283-93.

Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25(4):299-303.

The Glossary of Prosthodontic Terms, Edition 7. *J Prothet Dent* 1999;81(1):39-110.

Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973;6(5):443-9.

Tortamano Neto P. Estudo das tensões transmitidas à mandíbula por uma prótese totalmente implanto-suportada, variando-se o padrão oclusal, através do método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1995.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Impl Res* 1998;9(6):407-18.

Van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prothet Dent* 1989;61(2):217-22.

Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(3):272-81.

Vasconcellos AB. Estudo das tensões internas em prótese parcial fixa, com dois sistemas de retenção corono-radicular: pinos pré-fabricados e retentores intra-radulares fundidos – método dos elementos finitos [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Vasconcellos AB. Estudo das tensões em prótese parcial fixa livre de metal e em metalocerâmica – método dos elementos finitos [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Wang T-M, Leu L-J, Wang J-S. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(2):231-7.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.

Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part II: therapeutic differential loading. *J Oral Implantol* 2001;27(6):302-10.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55(5):772-7.

Wright KWJ, Mech MI, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. *J Prosthet Dent* 1979;42(4):411-6.

Wyatt CCL, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):204-11.

Yamamoto M. Metal – ceramics. Chicago: Quintessence; 1985.

Yang HS, Thompson VP. A two-dimensional stress analysis comparing fixed prosthodontic approaches to the tilted molar abutment. *J Prosthet Dent* 1991;4(5):416-24.

Zarb GA, ed. Proceedings of the Toronto Conference on Osseointegration in Clinical Dentistry. St. Louis: The CV Mosby Co; 1983.

Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent* 1983;50(2):271-6.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP

PARECER DE APROVAÇÃO**Protocolo 146/04**

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o protocolo de pesquisa ***“Influência do número de implantes e da união entre coroas de próteses parciais fixas na distribuição de tensões em mandíbula edêntula posterior – análise em elementos finitos”***, de responsabilidade do Pesquisador **Marcelo Gomes da Silva**, sob orientação do Prof. Dr. **Matsuyoshi Mori**.

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, 21 de setembro de 2004.

Profa. Dra. **ROSA HELENA MIRANDA GRANDE**

Coordenadora do CEP-FOUSP