UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

VALDEY SUEDAM

**Avaliação da deformação gerada na região peri-implantar de
prótese fixa implantossuportada, com a utilização de
extensômetros lineares elétricos**

BAURU
2009

VALDEY SUEDAM

**Avaliação da deformação gerada na região peri-implantar de
prótese fixa implantossuportada, com a utilização de
extensômetros lineares elétricos**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Bauru da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Doutor em Odontologia

Área de Concentração: Reabilitação Oral
Orientador: Prof. Dr. Jose Henrique Rubo

BAURU

2009

Suedam, Valdey
S522a Avaliação da deformação gerada na região peri-
implantar de prótese fixa implantossuportada, com a
utilização de extensômetros lineares elétricos / Valdey
Suedam. – Bauru, 2009.
134 p.: il.; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de
Bauru, Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. José Henrique Rubo

**Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e
científicos, a reprodução total ou parcial desta tese por
processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.**

Assinatura:

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Dedico esta tese

Aos meus pais Calil e Neide (“in memoriam”)

***Ao meu filho Pedro,
que, com sua presença,
trouxe o amor e a paz necessária para a conclusão deste trabalho***

***A minha esposa Ivy,
em quem sempre encontro apoio e carinho.
Pessoa que me proporcionou a alegria de ser pai,
sempre dividindo todos os momentos felizes de nossas vidas.***

***Aos meus irmãos: Vera, Valter, Vânia, Vanderlei e Verônica
E aos meus sobrinhos: Thiago, Vinicius, Guilherme e Laura
Por todo incentivo, suporte, carinho e alegria.***

***Aos avós do Pedro
Prof. Alceu e Profa. Inge
Pelos conselhos, orientações e carinho.***

Os meus sinceros agradecimentos:

Ao meu orientador: Prof. José Henrique Rubo

Pessoa amiga e sempre disponível,

***Seus ensinamentos foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho
e para o meu crescimento profissional.***

Aos Professores do Departamento de Prótese

Pelos ensinamentos e orientações.

Ao Prof. Edson Capello de Souza

***Pela amizade e disponibilidade com a qual sempre nos recebeu durante o
planejamento e execução dos experimentos desta tese***

Aos meus colegas de doutorado: Rafael, Estevan, Patrícia, Kátia e Rodrigo.

Pela amizade e companheirismo.

RESUMO

O comportamento mecânico das próteses parciais fixas implanto-suportadas são foco de vários estudos, onde o entendimento do processo de transmissão de forças mastigatórias e suas reações na estrutura óssea peri-implantar ainda não são totalmente compreendidos. Por isso, o objetivo deste trabalho foi verificar a deformação gerada na região peri-implantar de prótese parcial fixa mandibular. Para isto foi utilizado um modelo de poliuretano em forma de U simulando o osso mandibular com dois implantes hexágono externo de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento, nos quais foram fixados intermediários multi-unit. O trabalho apresentou dois grupos divididos de acordo com o tipo de liga das infraestruturas (CoCr ou PdAg) os quais foram submetidos a quatro situações de aplicação de carga. Foram aplicadas forças de 300N, nos pontos de referência pré-determinados na barra entre os implantes e na extremidade livre (5mm, 10mm e 15mm de cantilever). Foram realizadas leituras das deformações geradas na distal, lingual, mesial e vestibular de cada implante, com o uso de extensômetros lineares elétricos, as quais foram correlacionadas com a teoria de remodelação óssea proposta por Frost. Os resultados do estudo demonstraram que a deformação é influenciada pelo ponto de aplicação de carga e pelo módulo de elasticidade da liga da barra. A deformação é diretamente proporcional ao comprimento do cantilever, onde comprimentos maiores do que 10mm provocam tensões que superam a tensão máxima fisiológica proposta pela teoria de Frost.

Palavras-chave: Prótese dentária fixada por implante. Biomecânica. Implante dentário.

ABSTRACT

Evaluation of peri-implant bone deformation of a mandibular cantilevered implant-supported prosthesis, with the use of strain gages

The mechanical behavior of implant-supported prosthesis is focus of some studies, with the process of bite forces transmissions and its peri-implant bone reactions is not completely understood yet. Therefore, the aim of this study was to verify the deformation in peri-implant region of mandibular fixed partial prosthesis. A “U” shaped polyurethane model was used to simulated the mandibular bone with two external hexagon implants with 3.75mm of diameter an 13mm of length, provided with multi-unit abutments. Two groups were formed according to the type of alloy of the framework (CoCr or PdAg), which were submitted to four load conditions. Loads of 300N were applied, in the predetermined points on the framework between the implants and the cantilever (5mm, 10mm and 15mm distal to the terminal implant). Readings of the deformations generated on the distal, lingual, mesial and bucal aspects of each implant were obtained with the use of strain gages, which were correlated to the theory proposed by Frost on bone remodeling. The results of the study demonstrated that deformation is influenced by the point of load application and by the elastic modulus of the alloy of the framework. The deformation is directly proportional to the cantilever length. Lengths bigger than 10mm generate tensions that exceed the maximum effective strain proposed by Frost.

Key words: Dental implants. Biomechanics. Mechanical stress.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 –	Imagem do corpo de prova.....	70
Figura 4.2 –	Matriz metálica de aço comum usinado.....	71
Figura 4.3 –	Corpo de prova posicionado na máquina universal de ensaios, Kratos.....	72
Figura 4.4 –	Gráfico da curva da tensão gerada X deformação linear do corpo de prova após o teste de tração.....	73
Figura 4.5 –	Gráfico dos valores médios de módulo de elasticidade (MPa) de acordo com a concentração da mistura.....	74
Figura 4.6 –	Vista supero-anterior da matriz metálica com a tampa de acrílico e os dois implantes posicionados.....	76
Figura 4.7 –	Vista interna da tampa com os implantes posicionados.....	76
Figura 4.8 –	Vista superior do modelo de PU, com os implantes.....	77
Figura 4.9 –	Vista anterior do modelo de PU, com os implantes.....	77
Figura 4.10 –	Modelo duplicado em gesso tipo IV, com os análogos de multi-unit.....	79
Figura 4.11 –	Vista lingual da barra de resina acrílica e componente de provisório multi-unit.....	79
Figura 4.12 –	Vista oclusal da barra de resina acrílica e componente de provisório multi-unit.....	80
Figura 4.13 –	Vista da matriz de silicone no modelo de gesso com a barra de resina acrílica.....	80
Figura 4.14 –	Vista da matriz de silicone no modelo de gesso sem a barra de resina acrílica.....	81
Figura 4.15 –	Vista do padrão de cera na matriz de silicone.....	81
Figura 4.16 –	Vista superior do padrão de cera com os componentes de provisório com cinta em CoCr.....	82
Figura 4.17 –	Vista inferior do padrão de cera com os componentes de provisório com cinta em CoCr.....	82
Figura 4.18 –	Vista superior da barra de CoCr com os pontos de aplicação de carga pré-determinados.....	83
Figura 4.19 –	Vista inferior da barra de CoCr.....	83
Figura 4.20 –	Vista superior da barra de PdAg com os pontos de aplicação de carga pré-determinados.....	84
Figura 4.21 –	Vista inferior da barra de PdAg.....	84

Figura 4.22 –	Imagem da base metálica visualizando o local de assentamento do modelo de PU com os três parafusos de retenção e estabilização.....	86
Figura 4.23 –	Imagem da base metálica com o modelo de PU posicionado, notando o perfeito assentamento da superfície lingual do modelo na superfície interna da base metálica.....	86
Figura 4.24 –	Superfícies interna e externa dos extensômetros lineares elétricos.....	87
Figura 4.25–	Modelo de PU com os intermediários e com os extensômetros elétricos lineares colados na superfície oclusal do modelo ao redor dos dois implantes.....	87
Figura 4.26 –	Imagem do dispositivo de aquisição de dados com os canais de extensometria conectados.....	88
Figura 4.27 –	Posicionamento da ponta aplicadora de carga no local pré determinado na barra.....	89
Figura 4.28 –	Desenho representativo da disposição dos extensômetros lineares elétricos (SG) e dos implantes (I) no modelo de PU...	91
Figura 4.29 –	Fases das variações dos valores de deformação.....	93
Figura 5.1 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas quatro situações de aplicação de carga do grupo-CoCr.....	95
Figura 5.2 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas quatro situações de aplicação de carga do grupo-PdAg.....	96
Figura 6.1 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga em 5mm de cantilever dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.....	103
Figura 6.2 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga em 10mm de cantilever dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.....	103
Figura 6.3 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga em 15mm de cantilever dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.....	104
Figura 6.4 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga no centro da barra dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.....	104
Figura 6.5 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas três situações de aplicação de carga no cantilever do grupo-CoCr.....	106
Figura 6.6 –	Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas três situações de aplicação de carga no cantilever do grupo-PdAg.....	106

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 –	Divisão dos grupos de acordo com a proporção de A e B dos líquidos reagentes do poliuretano (PU).....	71
Tabela 4.2 –	Resultado do teste de Tukey ($p \leq 0,05$).....	75
Tabela 4.3–	Especificações das ligas utilizadas, segundo os fabricantes.....	78
Tabela 5.1 –	Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada no centro da barra.....	97
Tabela 5.2 –	Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada em 5mm de cantilever.....	97
Tabela 5.3 –	Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada em 10mm de cantilever....	98
Tabela 5.4 –	Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada em 15mm de cantilever....	98
Tabela 5.5–	Valores do teste de correlação de Pearson para o grupo-CoCr...	98
Tabela 5.6 –	Valores do teste de correlação de Pearson para o grupo-PdAg...	98
Tabela 1 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no centro da barra do grupo-CoCr.....	123
Tabela 2 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no centro da barra do grupo-PdAg.....	124
Tabela 3 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 5,0mm do grupo-CoCr.....	125
Tabela 4 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 5,0mm do grupo-PdAg.....	126
Tabela 5 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 10mm do grupo-CoCr.....	127
Tabela 6 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 10mm do grupo-PdAg.....	128
Tabela 7 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 15mm do grupo-CoCr.....	129

Tabela 8 –	Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 15mm do grupo-PdAg.....	130
Tabela 9 –	Análise de variância a dois critérios para força aplicada no centro da barra.....	131
Tabela 10 –	Análise de variância a dois critérios para força aplicada em 5mm de cantilever.....	131
Tabela 11 –	Análise de variância a dois critérios para força aplicada em 10mm de cantilever.....	131
Tabela 12 –	Análise de variância a dois critérios para força aplicada em 10mm de cantilever.....	131
Tabela 13 –	Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas no centro da barra, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	132
Tabela 14 –	Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas em 5mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	132
Tabela 15 –	Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas em 10mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	132
Tabela 16 –	Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas em 15mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	133
Tabela 17–	Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas no centro da barra, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	133
Tabela 18–	Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas em 5mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	133
Tabela 19–	Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas em 10mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	134
Tabela 20–	Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas em 15mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.....	134

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

PdAg	paládio-prata
CoCr	cobalto-cromo
Ga	gálio
W	tungstênio
SG	canal de extensômetria
PU	poliuretano
I	implante
°C	grau Celsius
g	gramas
T	tensão
P	carga aplicada
S₀	seção transversal
E	módulo de elasticidade
L	comprimento final
L₀	comprimento inicial
ΔL	variação do comprimento
mm	milímetros
cm³	centímetro cúbico
Ncm	Newton centímetro
rpm	rotações por minuto
ε	tensão
με	microstrains
μm	micrometros
MHz	mega hertz
GPa	giga pascal

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
2	REVISÃO DE LITERATURA	29
2.1	ANÁLISE BIOMECÂNICA E AVALIAÇÕES CLÍNICAS	29
2.2	BIOLOGIA ÓSSEA E TENSÕES AO REDOR DOS IMPLANTES	54
3	PROPOSIÇÃO	67
4	MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1	OBTENÇÃO DA AMOSTRA	69
4.2	VALIDAÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL	70
4.2.1	Obtenção dos corpos de prova	70
4.2.2	Divisão dos grupos	71
4.2.3	Aplicação dos testes	71
4.2.4	Análise dos resultados	74
4.3	OBTENÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL	75
4.4	OBTENÇÃO DAS BARRAS METÁLICAS	77
4.4.1	Duplicação do modelo de PU	78
4.4.2	Infraestrutura de CoCr	79
4.4.3	Infraestrutura de PdAg	83
4.5	CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS	84
4.6	FIXAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	85
4.7	COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS LINEARES ELÉTRICOS	87
4.8	REALIZAÇÃO DO TESTE	88
4.9	AQUISIÇÃO DOS DADOS	91
5	RESULTADOS	95
6	DISCUSSÃO	99
7	CONCLUSÕES	111
	REFERÊNCIAS	113
	ANEXOS	123

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes osseointegrados de titânio para suportar próteses dentárias foi primeiramente descrita por Branemark et al. em 1964, em um estudo com cães. A evolução dos estudos em osseointegração levou à utilização dos implantes de titânio em seres humanos, onde o primeiro tratamento se deu na “Branemark Gothenburg Clinic” em 1965. A aplicação inicial dos implantes osseointegrados foi baseada no tratamento de mandíbulas edêntulas com a utilização de uma prótese, denominada de “protocolo”, que recompõe toda a arcada inferior, parafusada a implantes osseointegrados e com extensões em cantilever para distal. A substituição da prótese total convencional pela prótese total implanto suportada foi uma inovação que mudou os princípios básicos da prótese (TAYLOR; AGAR, 2002).

O protocolo tradicional do sistema Brånemark para um paciente edentado mandibular consiste na colocação de 5 implantes entre os forames mentonianos, uma vez que a utilização de seis implantes fica bastante dificultada em algumas situações. O número de implantes colocados é geralmente reduzido para cinco, ou mesmo quatro, sem prejuízo aparente no índice de sucesso a longo prazo da restauração protética. (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988).

Devido ao sucesso deste tipo de prótese os implantes começaram a ser utilizados também para confecção de overdentures, próteses parciais fixas e também próteses unitárias. Porém, com a crescente utilização dos implantes osseointegrados de titânio para confecção destes diversos tipos próteses dentárias, foram surgindo dúvidas sobre o comportamento mecânico desse tipo de prótese e observações sobre possíveis falhas que poderiam ocorrer com o sistema prótese/implante/osso. Há também a necessidade de se compreender a biomecânica da aplicação das forças mastigatórias e parafuncionais por todo este sistema e qual o efeito destas forças nos componentes das próteses e conseqüentemente no osso adjacente aos implantes osseointegrados.

O sucesso ou a falha das próteses sobre implante tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre os implantes e destes para o tecido ósseo adjacente. É essencial que tanto o tecido ósseo como os

implantes sejam submetidos somente a forças às quais estão aptos a suportar (SKALAK,1983).

A sobrecarga mecânica pode acarretar falhas biológicas, ou seja, a falha do implante. Quando uma sobrecarga é aplicada em um implante osseointegrado o osso circunjacente a este sofre uma deformação. Quando uma sobrecarga patológica ocorre o estresse e a tensão gerados excedem o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrem microfraturas na interface implante-osso. A aplicação de repetidas cargas pode levar a falha por fadiga da interface, diminuindo a densidade óssea periimplantar e levando à formação de defeitos ósseos do tipo crateras (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS, 1989).

Resultados de vários estudos clínicos (ADELL et al., 1981; CHAO et al. 1988; CLELLAND; MEADE, 1997; COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, 1985; DAVIS; ZARB; CHAO,1988; DUYCK; NAERT, 2002) indicam que a sobrecarga é a maior responsável por falhas de implantes. Talvez o mais convincente destes estudos seja o de Sanz et al. (1991), que, fazendo observações ao microscópio óptico e eletrônico, encontraram mucosa peri-implantar sadia e sem sinais de inflamação em seis pacientes cujos implantes apresentavam mobilidade e radiolucidez do osso adjacente, dando indicações de que a sobrecarga tenha sido responsável pela falha.

Na tentativa de correlacionar as forças transmitidas pela sobrecarga oclusal com os graus de remodelação óssea sofrida pelos tecidos circunjacentes aos implantes osseointegrados, a teoria “mecanostática”, proposta por Frost, pode ser utilizada para quantificar qual a tensão máxima suportada pelo osso. Frost sugere ainda, que certos hormônios e agentes bioquímicos podem “enganar” o sistema, alterando os limites das janelas fisiológicas, permitindo então, que o uso mecânico normal aumente a densidade e resistência óssea significativamente (DUNCAN; TURNER, 1995).

A teoria proposta por Frost (1994) afirma que a remodelação óssea pode induzir a reabsorção ou conservação do osso, mas não pode acrescentar mais osso à estrutura. Estabeleceu a existência de uma taxa mínima de tensão, a “tensão mínima efetiva” (TME), acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, enquanto abaixo dela o osso permaneceria estável. Onde a deformação óssea permanecer abaixo de 50 μ E (micro strain – unidade de deformação) se observam os efeitos do

desuso. Entre 50 μ E e 1500 μ E ocorre o equilíbrio (remodelação óssea) e se a deformação ultrapassar 1500 μ E, a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 μ E podem gerar reabsorção.

As falhas tardias em implantes, após a instalação das próteses, estão correlacionadas com complicações biomecânicas. Os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos e a literatura a respeito das influências dos vários fatores biomecânicos é inconclusiva (RANGERT; JEMT; JÖRNEUS,1989).

A distribuição de forças entre os componentes do sistema prótese/implante/osso, a reação de cada parte componente deste sistema e a mensuração destas forças transmitidas são de fundamental importância para entendimento de todo o processo biomecânico de distribuição de cargas funcionais e parafuncionais. Sabe-se que o aumento da distância de aplicação da carga em relação ao centro do implante acarreta no aumento do braço de alavanca (SAHIN et al., 2002; JACQUES et al., 2009).

De acordo com Suedam et al. (2009), o aumento da altura do intermediário também leva o aumento do braço de alavanca aumentando deste modo a transmissão de forças para os intermediários, sendo influenciada pelo tipo de liga utilizada para a confecção das infraestruturas de prótese fixa implantossuportada.

Sabe-se também que toda força aplicada sobre a prótese implanto suportada é transmitida diretamente para o tecido ósseo adjacente aos implantes. A magnitude destas forças transmitidas ao tecido ósseo e a sua relação com a teoria de Frost ainda são desconhecidas, sendo de fundamental importância para o planejamento e execução do tratamento com prótese sobre implantes, a mensuração dos valores de tensão gerada no osso adjacente de prótese fixa implantossuportada variando a distância do cantilever.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ANÁLISE BIOMECÂNICA E AVALIAÇÕES CLÍNICAS

Skalak (1983) publicou um artigo que é considerado um dos primeiros trabalhos a focar a importância da biomecânica nas próteses sobre implantes. Afirmando que o sucesso ou a falha desse tipo de prótese tem como fatores críticos a incidência e a transferência de estresses mecânicos sobre os implantes e destes para o tecido ósseo adjacente. Sugerindo que tanto o tecido ósseo como os implantes deveriam ser submetidos somente a forças aos quais estariam aptos a receber. Salientando que a união rígida da prótese com o implante osseointegrado constitui uma unidade e, conseqüentemente, qualquer desalinhamento, entre a prótese fixa e os implantes, resultaria em um estresse interno da prótese, implantes e osso. Enfatizou que muito embora esses estresses possam não ser detectados visual ou clinicamente, podem ocasionar falhas, mesmo sem a presença de forças externas. E também salientou a importância da utilização de materiais que absorvam e distribuam melhor as cargas, como a resina acrílica dos dentes artificiais. Para o autor, esse conjunto permitiria uma infraestrutura rígida com uma proteção externa para a absorção de impactos.

Chao et al. (1988) avaliaram a possibilidade da utilização das ligas de cobalto-cromo na confecção de infraestrutura para próteses fixas implanto suportadas. Para a realização do trabalho utilizaram um modelo-mestre em liga de alumínio com cinco réplicas de intermediários “standard”. Foi necessária a duplicação dos cilindros de ouro em resina acrílica para a confecção das infraestruturas de cobalto-cromo, devido a diferença de temperatura de fundição desta liga, a qual não pôde ser fundida sobre a liga de ouro, enquanto que as infraestruturas de paládio-prata foram confeccionadas sobre os cilindros de ouro. As infraestruturas em cobalto-cromo apresentavam 2,5mm de largura e 4mm de espessura, com cantilever de 22mm de extensão. Para as ligas de paládio-prata, as infra-estruturas apresentaram-se com as mesmas medidas das infraestruturas de cobalto-cromo, diferindo somente na largura, com 6mm. A precisão de adaptação da

infraestrutura ao intermediário foi analisada através de um microscópio óptico. Para verificar o comportamento das infraestruturas ao receberem carga e a tensão gerada na superfície dos cantilevers, foram utilizados extensômetros lineares elétricos e análise de fotoelasticidade. Os extensômetros foram fixados no cantilever a uma distância de 7, 10 e 14 mm para distal do intermediário terminal. A infraestrutura era parafusada no modelo-mestre e uma carga vertical de, no máximo, 20 Kg era aplicada no cantilever, a uma distância de 14 e 20 mm para distal do intermediário terminal. Os dados obtidos com as ligas de cobalto-cromo foram comparados com os apresentados pelas ligas de prata-paládio. Os resultados demonstrados com as ligas de cobalto-cromo foram bastante promissores. A maioria das infraestruturas de cobalto-cromo recebeu algum tipo de ajuste antes de se adaptarem passivamente aos intermediários, o que não foi necessário com as ligas de paládio-prata. A média de abertura marginal, entre infraestrutura e intermediário, para as ligas de cobalto-cromo e prata-paládio foi, respectivamente, 26,4 μ m e 8 μ m. Com relação à adaptação, as infraestruturas em cobalto-cromo foram inferiores às de paládio-prata. Os autores atribuíram a esses resultados a possibilidade de ter ocorrido uma maior contração de fundição da liga de cobalto-cromo e também ao menor grau de adaptação dos cilindros duplicados de resina acrílica em relação aos cilindros de ouro. Observaram que quanto mais próximo do intermediário terminal fosse aplicada a carga, menor a superfície de tensão no cantilever. A tensão gerada foi sempre maior na região mais próxima do intermediário terminal, independente do local de aplicação da carga (14 ou 20mm). Em relação às infraestruturas de cobalto-cromo fundidas em monobloco, concluíram que estas mostraram adaptação aceitável (embora inferior às das infraestruturas de paládio-prata) e por serem mais rígidas apresentaram a maior resistência à deformação do que as ligas de paládio-prata. O que possibilita a confecção de uma infraestrutura com menor volume de metal, mais delicada, sendo essa uma grande vantagem em casos de espaço intra-oral limitado, sem diminuir a capacidade de absorver cargas.

Segundo Rangert; Jemt; Jörneus (1989), o desenho das próteses e o posicionamento dos implantes têm importante influência no estresse que é transmitido para os implantes e para o tecido ósseo. Discutiram sobre os parâmetros biomecânicos que determinam as forças que incidem sobre os implantes e sugeriram princípios clínicos a serem adotados para minimizar problemas.

Consideram que dois tipos principais de forças atuam sobre o implante: *força axial* e *momento de torção*. Sendo a força axial a mais favorável, distribuindo o estresse uniformemente através do implante; já o momento de torção transmite mais estresse ao implante e ao tecido ósseo subjacente. Salientaram que o ponto mais fraco do sistema é o parafuso de ouro, onde convenientemente as fraturas ocorrem, visto que é facilmente repostado. O afrouxamento é, geralmente, a causa mais comum de fratura do parafuso de ouro. Se este fraturar, apesar de estar bem apertado, isso pode indicar imprecisão da infraestrutura protética. Quando a infraestrutura está bem adaptada, com parafusos apertados com torque adequado e mesmo assim ocorrer a fratura, é aconselhável reavaliar a extensão do cantilever, o esquema oclusal e a posição dos implantes, pois o sistema pode estar sendo sobrecarregado.

Através de um estudo de análise bidimensional de elemento finito, Williams et al. (1990) verificaram que uma infraestrutura para prótese fixa implantossuportada em liga de cobalto-cromo permitiu a distribuição mais uniforme de estresse ao longo de sua extensão em relação à liga de ouro. Apesar de ter um alto módulo de elasticidade, proporcionou uma transmissão de carga mais eficaz e duradoura. Os autores sugeriram a possibilidade de utilização da liga de cobalto-cromo em substituição às ligas de ouro em próteses sobre implantes.

Zarb; Schmitt (1990) em um estudo longitudinal sobre a efetividade clínica de implantes osseointegrados descreveram os aspectos clínicos e complicações encontradas em 46 pacientes com próteses implantossuportadas. Em um período de 4 a 9 anos, os problemas e complicações encontrados foram observados e registrados em todas as etapas do tratamento. A fratura do parafuso de ouro foi a falha protética mais freqüente. Os autores sugeriram que esse problema poderia ser consequência de sobrecargas ou ausência de adaptação passiva da infraestrutura. Afirmaram que a maioria dos problemas encontrados foram de natureza iatrogênica, embora alguns fossem inerentes ao próprio método.

Goll (1991) salientou que há uma grande dificuldade de se obter uma infraestrutura com perfeita adaptação, já que todos os passos na confecção de uma prótese sobre implantes são críticos. O autor descreveu os erros e distorções que podem ocorrer durante a confecção da infraestrutura de uma prótese total fixa implantossuportada e ressaltou que, apesar disso, as etapas clínicas podem ser controladas através de procedimentos cuidadosos para se obter uma adaptação

precisa da peça fundida. Recomendou que se utilizem, preferencialmente, componentes usinados, porque a adaptação é mais previsível em relação aos componentes plásticos fundíveis. A adaptação do cilindro de ouro e dos componentes de moldagem deve ser verificada na primeira consulta para assegurar que todos os componentes se adaptam adequadamente. Os intermediários devem ser recobertos com capas de proteção para evitar acúmulo de resíduos em sua superfície. Recomendou a fundição da infraestrutura metálica em monobloco, justificando que a soldagem de 2 ou mais partes da infraestrutura pode alterar as propriedades do metal e, além disso, a peça soldada não pode ser tratada termicamente. Também salientou que os materiais abrasivos utilizados no polimento podem prejudicar a superfície e, conseqüentemente, o assentamento e a adaptação da prótese.

Jemt (1991) apresentou um acompanhamento de 1 ano de 391 próteses parciais fixas sobre implantes, no qual relatou um sucesso de 99,5% com o tratamento protético. Apesar de terem sido relatadas poucas complicações, a maioria ocorreu na maxila. As complicações encontradas com mais frequência foram: problemas com a fala (31,2%), mordida do lábio e bochecha (6,6%), irritação causada pelo cantilever (3,1%), problemas gengivais (fístula, hiperplasia, inflamação – 1,7%), fratura da estrutura metálica (0,8%). Não houve fratura de nenhum dos componentes. 271 próteses (69,3%) apresentaram os parafusos estáveis no primeiro controle (após 1 semana), não havendo necessidade de apertamento. A instabilidade dos parafusos de ouro foi maior na maxila, sendo esta diferença estatisticamente significativa. Salientou que quando o desenho da prótese é adequado, sendo esta rígida e com adaptação passiva, o risco de fratura dos componentes é baixo e a incidência dessa falha é maior no primeiro ano de função. Sugeriu um protocolo para análise de adaptação de próteses sobre implantes. Considerando uma prótese fixa suportada por 5 implantes, numerados de 1 a 5 da direita para a esquerda, a prótese deve ser posicionada e o parafuso 1 apertado totalmente. Através desse procedimento, observa-se a adaptação dos demais componentes. O procedimento deve ser repetido com outro parafuso distal (parafuso 5). Uma vez verificada a adaptação, prossegue-se com o apertamento dos parafusos, um de cada vez, iniciando-se pelo parafuso 2, depois na seqüência os parafusos 4, 3, 1 e, por último, o parafuso 5. Cada parafuso era apertado até sua

primeira resistência, anotando-se a posição da chave e um máximo de $\frac{1}{2}$ volta (180°) deveria ser dado na chave para o aperto final. Outro método utilizado por JEMT, para avaliar a adaptação, foi a quantidade de voltas dadas durante o aperto dos parafusos. A prótese era considerada mal adaptada quando mais de meia volta era necessária para apertar completamente um parafuso, por este motivo, esta deveria ser separada e soldada.

No mesmo ano, Jemt et al (1991). realizaram um estudo piloto *in vivo* comparando as forças desenvolvidas e transmitidas para os implantes, por uma overdenture e uma prótese fixa do tipo protocolo, utilizando um caso clínico com 6 implantes na maxila ocluindo contra dentes naturais, até pré-molares. Confeccionaram 2 próteses, uma fixa do tipo protocolo e uma overdenture com sistema barra-clip (1 anterior e 2 nas extensões posteriores), ambas consideradas clinicamente adaptadas. Para medir as deformações, utilizaram 3 extensômetros fixos no intermediário direito mais distal. As cargas oclusais foram controladas através de um garfo medidor da força de mordida, sendo que o paciente ocluía no garfo em 5 posições diferentes: sobre o intermediário, anterior e posteriormente do mesmo lado e sobre o intermediário contra-lateral. Depois, o paciente mastigava um pedaço de parafina por 20 minutos, enquanto as forças transmitidas eram continuamente registradas. A prótese fixa foi avaliada primeiro e, em seguida, o mesmo procedimento foi realizado com a overdenture. Os resultados indicaram que uma maior força de tensão foi desenvolvida durante a instalação da intra-estrutura da prótese fixa. Apesar das forças de compressão e tensão terem sido menores com a overdenture, quando submetida às forças oclusais, maiores forças laterais eram geradas no intermediário em questão. Mesmo em se tratando de um estudo com um único paciente, os autores consideraram que a força desenvolvida com o apertamento dos parafusos da prótese fixa poderia estar relacionada com a adaptação ou mesmo com a rigidez da barra. As forças tensionais e compressivas foram menores na overdenture, indicando que esta se move contra os implantes, distribuindo as forças também para a mucosa. Os resultados obtidos não podem ser generalizados, em virtude das limitações desse estudo.

Millington e Leung (1992) analisaram a possível relação entre o estresse gerado na superfície das infraestruturas e a discrepância de adaptação em prótese fixa implantossuportada, através de análise de fotoelasticidade. Um modelo

experimental contendo quatro intermediários do Sistema Brånemark foi confeccionado e uma infraestrutura em liga de ouro tipo IV foi fundida. Foram criadas, através de anéis metálicos, desadaptações verticais de 6 a 140 μm em diferentes locais, entre o intermediário e o cilindro de ouro correspondente. Mesmo nas menores discrepâncias, de 6 μm , houve a indução de estresse. As maiores concentrações de estresse foram observadas nos intermediários mais centrais, e não nos terminais, independente do local da desadaptação.

Utilizando diferentes tipos de parafusos Jornéus, Jemt e Carlsson (1992) observaram a sua estabilidade através da aplicação de forças oclusais em coroas unitárias sobre implantes. A partir do cálculo das forças oclusais máximas (140 a 390N) observadas em pacientes com implantes unitários associadas a parâmetros geométricos, tentaram determinar a resistência de 4 tipos de parafuso: (1) de titânio com cabeça cônica com roscas do tipo 1; (2) de titânio com cabeça plana e roscas do tipo 1; (3) de titânio com cabeça plana e roscas do tipo 3 e (4) de ouro com cabeça plana. Os parafusos foram apertados em um implante de 10mm com diferentes torques, entre 20 a 35Ncm, através de um torquímetro. O torque necessário para causar a rotação do intermediário no hexágono do implante foi utilizado como medida da estabilidade da articulação parafusada. Cada tipo de parafuso foi testado antes e imediatamente após o apertamento 5 vezes, sendo que em cada teste novos componentes foram utilizados. O torque necessário para rotacionar o cilindro do intermediário no implante foi medido no sentido horário e anti-horário, sendo observado visualmente e ao se ouvir um estalo produzido pelo cilindro ao mudar de posição. Uma força de 70N foi aplicada perpendicularmente ao longo-eixo do implante por 100 vezes e as amostras também foram submetidas a testes de carga cíclica. O afrouxamento é um problema potencial de todos os tipos de parafuso e o apertamento insuficiente e a geometria do parafuso são as causas principais, pois a força de tensão age a partir da cabeça para as roscas do parafuso. A pré-carga deve ser a maior possível para propiciar uma força de contato entre o intermediário e o implante. Quanto mais rígidos forem os materiais, mais estável é a união. Além disso, todos os materiais têm certo grau de elasticidade e o parafuso sofre um alongamento quando submetido a forças de tensão durante o apertamento. Quanto maior o alongamento, melhor a estabilidade final do parafuso. Os autores enfatizaram a importância do desenho da cabeça do parafuso na transmissão do

torque máximo para a haste e roscas. Observaram a ocorrência de 2 mecanismos de afrouxamento do parafuso: por flexão e pelos efeitos de assentamento. Uma força de flexão acima da resistência do parafuso resulta em sua permanente deformação, causando a redução das forças de contato entre o intermediário e o implante. Conseqüentemente, o parafuso afrouxa com mais facilidade. Um outro mecanismo da perda do parafuso baseia-se no fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Mesmo superfícies cuidadosamente torneadas são rugosas quando vistas microscopicamente. Por isso, não entram em contato completamente. Quando a interface do parafuso é sujeita a cargas externas, ocorrem micromovimentos entre as superfícies, podendo causar um desgaste nas áreas de contato mas, ao mesmo tempo, aproximando mais as duas superfícies. Os autores destacaram que a qualidade do assentamento depende da aspereza inicial da superfície e da rigidez, bem como da magnitude das forças incidentes. Superfícies rugosas e cargas externas mais pesadas aumentam o assentamento. Quando o efeito de assentamento completo é maior que o alongamento elástico do parafuso, o mesmo afrouxa porque não existem forças de contato para segurar o parafuso. Consideraram que os testes de carga utilizados representaram uma situação extrema, raramente ocorrendo em situações clínicas. Portanto, sugeriram que a utilização de parafusos de titânio possibilita uma boa margem de segurança na maioria das situações clínicas.

Shackleton et al. (1992) verificaram a causa e a incidência dos problemas protéticos após a instalação de próteses fixas implantossuportadas em um grupo de 25 pacientes tratados com prótese total fixa mandibular do Sistema Bränemark. A história clínica dos pacientes foi analisada para fossem obtidas informações sobre tratamentos adicionais, num período de acompanhamento de 10 a 70 meses. Os problemas mais freqüentes foram a fratura de componentes protéticos individuais ou da própria prótese (34,2%); em seguida, o afrouxamento dos parafusos de ouro ou do intermediário (25,5%), problemas dos tecidos moles (9,6%), queixas em relação à fonética (8,2%) e queixas estéticas (6,8%). A longo prazo, a análise dos resultados também mostrou que cantilevers de 15mm ou menos são significativamente melhores que os mais extensos. De acordo com os resultados desse estudo, os autores concluíram que mais de 50% dos problemas protéticos são relacionados aos

fatores de estresse que atuam sobre a prótese. E sugeriram que o comprimento do cantilever não deveria exceder 15mm para minimizar os problemas mecânicos.

Weinberg (1993) ressaltou as diferenças entre os aspectos biomecânicos da distribuição de forças em próteses implantossuportadas e dento-suportadas. As diferenças na rigidez relativa das estruturas envolvidas, no meio de sustentação (osseointegração e ligamento periodontal), assim como no relacionamento complexo entre os componentes do sistema, as quais são responsáveis pela absorção e distribuição de forças. A distribuição de forças nas próteses dento-suportadas depende da estrutura rígida do dente e da prótese, contando ainda com a resiliência do ligamento periodontal. Nas próteses sobre implantes, a distribuição das forças depende do grau de deformação dos parafusos de retenção (do intermediário e de ouro), do intermediário, da própria prótese, do implante e do tecido ósseo, uma vez que a osseointegração não conta com a presença do ligamento periodontal. Portanto, nas próteses sobre implantes, a distribuição de forças é consideravelmente restrita. Enquanto o ligamento periodontal tem uma resiliência de aproximadamente 500µm, a parte mais flexível do sistema de implantes, o osso, permite uma deformação máxima de 100µm. Quando não se estabelece uma pré-carga suficiente e/ou uma adaptação adequada entre o intermediário e o cilindro de ouro, o parafuso de ouro pode sofrer deformação ou fratura. O estabelecimento da pré-carga nessa interface, com o apertamento adequado do parafuso, com torque de 10Ncm, pode minimizar a força de cisalhamento que sobre ele ocorre. Entretanto, quando existe uma desadaptação na interface intermediário / cilindro de ouro, a força de cisalhamento gerada no parafuso pode ser maior do que ele é capaz de suportar, podendo causar a fadiga do metal e até sua falha. Em uma prótese unitária, o afrouxamento ou falha do parafuso de ouro é facilmente detectável. Em uma prótese extensa, a falta de adaptação e a subsequente falha do parafuso alteram a distribuição da força oclusal para outros pontos. Consequentemente, os outros implantes podem ser sobrecarregados, principalmente se essa falha ocorrer no implante distal de uma prótese com extensão em cantilever.

Tan et al. (1993) avaliaram a distorção tridimensional em infraestruturas confeccionadas em liga de paládio-prata fundida em monobloco sobre um modelo com cinco implantes. Compararam duas formas de infraestruturas: “L” e “U” (recomendada pelo grupo de Toronto). Consideraram o deslocamento dos cilindros

de ouro das amostras em relação aos intermediários do modelo mestre quanto aos deslocamentos de translação e de rotação. Empregaram medidas de coordenadas com auxílio de uma máquina de medidas de coordenadas acoplada ao programa de microcomputador AVAIL (Advanced Validator Interfacing Language), o qual armazenava e calculava os dados geométricos. Não encontraram diferenças entre as formas das infraestruturas. A localização dos cilindros no arco foi associada a deslocamentos de translação e rotação com direção e magnitude específicas. Pequenas distorções rotacionais promoveram fendas verticais amplas quando realizaram o teste de adaptação inicial com apertamento de um parafuso. Entretanto, tais distorções podem ser camufladas quando o torque de apertamento é dado nos parafusos, fazendo a infraestrutura parecer adaptada, provocando tensões externas de pré-carga no sistema.

Em uma edição especial da "International Journal of Oral Maxillofacial Implants" a respeito de assuntos relacionados à adaptação de próteses sobre implantes, Yanase (1994) discorreu sobre a opinião de vários autores, os quais relataram como realizavam o teste de adaptação da infraestrutura de uma prótese total fixa. Segundo Jemt, a verificação da adaptação da infraestrutura é um dos procedimentos mais críticos durante a confecção de uma prótese implantossuportada, pois nenhuma fundição apresentará uma adaptação completamente passiva micrometricamente. Ele ressaltou que a adaptação deve ser observada em um nível clinicamente aceitável, onde pequenas interfaces ou fendas entre a peça fundida e os implantes, antes do aperto dos parafusos, podem ser aceitas. Gulbransen, por sua vez, ressaltou que as possíveis fontes de imperfeições inerentes aos procedimentos de confecção da prótese devem ser observadas, como os procedimentos de transferência, de inclusão e fundição, as propriedades das ligas e dos materiais de moldagem e, ainda, as características dos componentes de implantes utilizados. Parel salientou que é impossível a obtenção de uma adaptação realmente passiva, apesar de se dispor de vários métodos para melhorar os procedimentos de fundição e da confecção da prótese como um todo. Sugeriu que a inspeção visual e o apertamento do parafuso são as melhores formas de se avaliar a adaptação, ao se apertar o parafuso mais distal de um lado e observar a adaptação do outro lado da peça. Esta técnica é facilmente realizada, tanto no laboratório como clinicamente, embora não seja possível ser observada quando a interface está

localizada subgengivalmente. Neste caso, o autor recomenda observar a quantidade de voltas necessárias para apertar o parafuso e, caso um parafuso exija mais voltas, pode indicar um desajuste vertical. Os autores ressaltaram, ainda, a necessidade de verificação da fidelidade do modelo obtido e consideraram esse procedimento fundamental para a obtenção de uma peça bem adaptada e para permitir a verificação da adaptação já no próprio modelo.

Através de análise fotoelástica, Waskewickz; Ostrowski e Parks (1994) discutiram a respeito da necessidade da obtenção de próteses com adaptação passiva. Compararam os tipos de estresse gerados ao redor de implantes durante o aperto dos parafusos de infraestruturas com adaptação passiva e com desadaptação sobre os intermediários. Utilizaram um modelo fotoelástico simulando a curva da mandíbula, com 5 implantes Nobelpharma (3,75mm x 10mm), numerados de 1 a 5 no sentido horário. Utilizaram intermediários convencionais de 4mm (Nobelpharma), que receberam um torque de 20Ncm através de um torquímetro. Para a confecção da infraestrutura em liga de ouro-paládio, foram utilizados cilindros de ouro de 3mm (Nobelpharma), os quais foram posicionados sobre os intermediários, e seus parafusos receberam um torque de 10Ncm. Em seguida, os cilindros foram unidos entre si com resina autopolimerizável para o enceramento da infraestrutura. Os autores constataram uma adaptação inadequada após a fundição da peça, com ausência de contatos íntimos entre cilindros de ouro e intermediários. Essa peça sem adaptação passiva foi analisada fotoelasticamente ao ser parafusada em posição com um torque de 10Ncm através de três diferentes seqüências de aperto dos parafusos de ouro: (a) 1, 2, 3, 4, 5; (b) 5, 4, 3, 2, 1 e (c) 3, 2, 4, 1, 5. Após todas as análises, a peça foi seccionada entre cada intermediário e em seguida, submetida à soldagem com a finalidade de se obter uma infraestrutura adaptada passivamente. Cada parafuso de ouro foi apertado com um torque de 10Ncm e as partes foram unidas com resina acrílica Duralay. O aperto da infraestrutura sem adaptação passiva promoveu uma concentração de estresse ao redor dos implantes, o que pôde ser observado através da presença de franjas no modelo fotoelástico. Quando a peça adaptada (após a solda) foi parafusada, não houve a produção de estresse nos implantes. A produção de estresse na peça sem adaptação passiva foi indiferente nas 3 seqüências de aperto testadas. Os implantes 1 e 5 (nas extremidades) mostraram uma maior concentração de franjas. A

concentração de estresse foi maior no terço médio de cada implante e menor nos terços cervical e apical dos mesmos. Os autores recomendaram o seccionamento e soldagem das infraestruturas de próteses fixas sobre implantes a fim de se obter uma adaptação o mais passiva possível, baseando-se no fato de que é impossível prever a resposta biológica dos implantes em relação a uma força estática quando uma prótese sem adaptação passiva é parafusada.

Segundo Carlson e Carlson (1994) uma prótese com adaptação passiva significa que esta pode ser parafusada sem causar estresse ou tensão. Porém ressaltaram que não existe uma adaptação absolutamente passiva já que todo aperto de parafuso gera uma certa deformação da prótese e/ou do osso, induzindo algum estresse ao sistema. O estresse e tensão são a consequência de uma prótese mal adaptada e são fatores que afetam a longevidade dos componentes. Sugeriram duas formas de medir o grau de desadaptação de um sistema: medindo as forças introduzidas durante o aperto dos parafusos, ou através da medida de extensão da desadaptação por meio de um microscópio de medição. O autor salientou que devido as características do Sistema Bränemark, uma desadaptação de 50µm não gera tensão ao sistema; já uma desadaptação angular de mesmo tamanho pode gerar um deslocamento angular no ápice do implante para aliviar a tensão gerada. A precisão de adaptação entre o intermediário do implante e o componente protético da infraestrutura tem sido questionada como um fator significativo na transferência do estresse, na biomecânica dos sistemas de implante, na ocorrência de complicações e resposta dos tecidos na interface biológica.

No mesmo ano Hulterström e Nilsson (1994) realizaram um estudo clínico com um acompanhamento de 3 anos, no qual 66 pacientes receberam próteses fixas sobre implantes com infraestruturas confeccionadas em liga de cobalto-cromo. Por motivos econômicos, visaram buscar alternativas que substituíssem o ouro para a confecção de infraestrutura para próteses fixas implantossuportadas. Duas ligas de cobalto-cromo foram utilizadas: (1) Wironit (BEGO) e (2) Formula Super Cast (Williams Dental Service AB). Nas infraestruturas, parte da face lingual, vestibular e proximais foram confeccionadas em cobalto-cromo, enquanto as outras partes foram confeccionadas em resina acrílica. Foram realizados três tipos de conexões entre a infraestrutura e os cilindros de ouro: no grupo 1, os cilindros de ouro foram conectados à infraestrutura através de resina acrílica autopolimerizável; no grupo 2,

os cilindros de ouro foram parcialmente soldados à infraestrutura, combinados com conexões em resina acrílica autopolimerizável e, no grupo 3, os cilindros de ouro foram completamente soldados à infraestrutura. As próteses foram avaliadas clinicamente por um período de 6 meses a 3 anos. Nenhuma complicação em relação aos materiais foi observada, assim como nenhuma reação tecidual. As infraestruturas não apresentaram descoloração ou corrosão. Segundo os autores, das três técnicas apresentadas, a soldagem parcial, usada no Grupo 2, seria o método mais recomendado. Consideraram as ligas de cobalto-cromo um material conveniente para a confecção de infraestruturas de prótese fixa implantossuportada por oferecerem uma combinação favorável de biocompatibilidade, resistência à corrosão, boa fusibilidade, baixo peso específico, alta rigidez e custo reduzido. Indicaram seu emprego principalmente nos casos de mandíbula totalmente edêntula, onde não há problemas estéticos.

Spiekermann (1995) em artigo sobre métodos de investigação e análise biomecânica em prótese sobre implantes, relatou que os principais métodos de estudo são: a análise do elemento finito, análise de birrefringência (fotoelasticidade), a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro* e estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo. Segundo o autor, a análise de elemento finito oferece uma maneira de calcular a distribuição e concentração de estresse e deformações dentro dos implantes e no tecido de suporte circunvizinho, através de uma estrutura bi ou tridimensional computadorizada em forma de grade. Entretanto, a descrição matemática da interface é problemática. A técnica de análise de birrefringência é realizada através de cargas aplicadas em implantes ancorados em modelos plásticos, utilizando uma luz monocromática polarizada. Como os implantes são muito largos em relação à espessura necessária para este procedimento, observa-se fenômenos de sobreposição, tornando esse método raramente aplicado nos dias atuais. Com a mensuração de cargas *in vivo* e *in vitro* pode-se obter dados mais precisos em relação às forças exercidas sobre implantes ou dentes e transferidas às estruturas de suporte. Experimentos *in vivo* são, entretanto, de difícil execução porque é complicado incorporar sensores apropriados (extensômetros) em aparatos intra-orais, tanto do ponto de vista técnico, como biológico. Por outro lado, estudos *in vitro* têm obtido resultados valiosos. Por fim, há ainda os estudos da resistência de união entre implante e tecido ósseo, os quais realizados através de testes de

cisalhamento, tração e compressão. Os resultados desses estudos sofrem uma influência significativa das condições experimentais. Dessa forma, a relevância clínica dos dados acumulados, a partir de casos individuais, deve ser avaliada criticamente.

Benzing; Gall e Weber (1995) compararam o estresse gerado no tecido ósseo utilizando dois tipos de materiais para a confecção da infraestrutura e dois diferentes conceitos de próteses fixas implantossuportadas para a maxila, através de mensuração clínica com extensômetros e análise de elemento finito. Os autores avaliaram um posicionamento “concentrado” de 4 a 6 implantes nas regiões de pré-molar e dentes anteriores associado a uma infraestrutura com extensão em cantilever e um posicionamento “espaçado” de 6 implantes nas regiões de tuberosidades, pré-molares e anterior, associados a uma infraestrutura sem extensão em cantilever. A rigidez da infraestrutura teve influência na concentração de estresse gerado no tecido ósseo. Uma infraestrutura com extensão em cantilever suportada por 6 implantes não reduziu o estresse no tecido ósseo, quando comparada com um suporte promovido por 4 implantes e com o mesmo comprimento da extremidade livre. Concluíram que o emprego de uma liga com baixo módulo de elasticidade, especialmente em próteses com extensão em cantilever, provoca um grande risco em causar sobrecarga mecânica nos implantes mais distais.

Através de um estudo *in vitro*, Patterson et al. (1995) analisaram as forças e momentos de torção transmitidos através dos intermediários, a partir da prótese até os implantes. Compararam os resultados obtidos com análises teóricas. Observaram que os momentos de torção foram maiores nos intermediários adjacentes às extremidades livres, o que poderia levar a falhas do parafuso de ouro. A força máxima de compressão no intermediário adjacente ao da extremidade aumenta proporcionalmente com a extensão do cantilever apresentando, por outro lado, um efeito reduzido na força de tração axial nos intermediários localizados anteriormente. Os autores concluíram que os momentos de torção podem ter uma importância relevante em relação às falhas em próteses sobre implantes.

Isa e Hobkirk (1995) avaliaram *in vitro* os efeitos causados pelo aperto do parafuso de ouro na instalação de uma infraestrutura de 5 elementos com diferentes graus de desajuste marginal. Utilizaram um modelo com 5 réplicas metálicas do

Sistema Brånemark (Nobelpharma), com 10mm, dispostas linearmente em uma base metálica rígida. Dois extensômetros fixados longitudinalmente em cada intermediário foram utilizados para as análises do estresse gerado. Foram produzidos desajustes de 10, 30, 60 e 110 μ m nos implantes 1, 3 e 5, através de arruelas de aço inoxidável entre os intermediários e os cilindros de ouro. O parafuso do intermediário foi apertado com um torque de 20Ncm e o parafuso de ouro, com 10Ncm. Baseando-se nos resultados obtidos, concluíram que o aperto do parafuso de ouro gerou grande estresse de compressão e tração nos intermediários, mesmo com uma infraestrutura com desajustes tão pequenos quanto 10 μ m.

Kano et al. (1995) avaliaram a adaptação de infraestruturas fundidas a partir do componente calcinável da 3I (Implant Innovations) comparada à adaptação obtida com o cilindro de ouro Nobelpharma. Os resultados obtidos foram de 117 μ m para o cilindro de ouro Nobelpharma, 132 μ m para a matriz plástica fundida em liga Pors-On 4 (Degussa Hüls), 135 μ m para a matriz plástica antes da fundição, 156 μ m para a matriz plástica fundida em liga de níquel-cromo e 224 μ m para a fundição com a liga Palliag M (Degussa Hüls).

Millington; Leung (1995) avaliaram a relação existente entre o tamanho e localização das desadaptações e a distribuição de forças na superfície de infraestruturas sobre implantes. Com o uso da fotoelasticidade, observaram a adaptação individual de uma infraestrutura confeccionada em liga de ouro do tipo IV, parafusada em 4 intermediários (A, B, C e D) sobre implantes. Discrepâncias verticais foram introduzidas em um intermediário colocando-se folhas metálicas nos outros 3 intermediários e apertando os parafusos com torque de 10Ncm. Para estabelecer o tamanho da fenda, a altura da superfície superior da infraestrutura sobre o local da fenda foi monitorado com um transdutor, antes e após a instalação das discrepâncias verticais. Os efeitos de 9 alturas de discrepância (6,17, 27, 40, 55, 68, 81 e 104 μ m) foram testados individualmente no intermediário mais distal (D) e no intermediário C. O nível de aumento do estresse com o aumento da fenda não foi proporcionalmente linear. A maior incidência de estresse foi evidenciada sobre os intermediários, indiferente do local da desadaptação. Entretanto, observaram que o nível de estresse mostrou um rápido aumento chegando a um platô com a fenda de 55 μ m. Em fendas maiores que 55 μ m, o parafuso de ouro não desenvolvia força suficiente para aproximar a infraestrutura na união das partes da junção, ou seja, a

pré-carga não era alcançada com o torque utilizado. O intermediário em que a discrepância era criada sofria um efeito significativo quanto à magnitude e direção da transmissão do estresse. Houve uma relação positiva entre o tamanho da desadaptação e a magnitude do estresse na infraestrutura em discrepâncias verticais maiores que 104 μ m no intermediário mais externo e desadaptações maiores que 55 μ m no intermediário central. Os autores chegaram às seguintes conclusões:

- desadaptações mínimas de 6 μ m induziram estresses na infraestrutura;
- para desadaptações localizadas no intermediário central, o maior aumento de estresse ocorreu com 40 μ m; a articulação parafusada não fechou a interface quando a desadaptação chegou em 55 μ m.
- quando a desadaptação ocorria no intermediário mais distal, a superfície continuou a aumentar com até a maior discrepância testada (104 μ m).
- os níveis de estresse foram mais altos quando o erro de adaptação foi instalado no intermediário central, comparado com a mesma desadaptação no implante distal.

Carr; Brunski e Hurle (1996) mediram e compararam a pré-carga gerada com a utilização de cilindros de ouro, cilindros produzidos a partir de cilindro de ouro pré-fabricados, cilindros de plástico fundidos e cilindros de plástico fundidos após acabamento e polimento. Foram utilizados cilindros de ouro e de plástico compatíveis com o intermediário SDCA 004 Nobelbiocare (Nobelbiocare USA, Chicago). Para as fundições, foram utilizadas ligas de alta e baixa fusão para verificar a influência da temperatura na medida da pré-carga. Maior pré-carga foi desenvolvida nos cilindros pré-fabricados quando comparada com os confeccionados a partir de cilindros de plástico. A pré-carga no intermediário, cilindro de ouro e parafuso de ouro pode ser afetada pelos procedimentos de fundição. Os cilindros plásticos fundidos com a liga de baixa fusão produziram uma pré-carga significativamente maior que os fundidos com a liga de alta fusão. Houve um aumento significativo na pré-carga dos cilindros de plástico, em relação aos efeitos do acabamento e polimento, enquanto o mesmo não foi observado nos cilindros

metálicos. A escolha do tipo de cilindro, da liga metálica, do revestimento, das técnicas de acabamento e de polimento podem afetar a pré-carga resultante quando comparados com o cilindro pré-fabricado.

Preocupados com a biocompatibilidade das ligas metálicas utilizadas em próteses dentárias, Kansu e Aydin (1996) realizaram um experimento onde sete categorias de ligas odontológicas foram avaliadas por meio de uma análise histopatológica. O estudo incluiu ligas de alto e baixo conteúdo de ouro, à base de paládio, paládio-prata, níquel-cromo, cobalto-cromo e ouro 22 quilates. Através da técnica de implantação subcutânea, discos fundidos de cada material foram implantados em ratos, por 15, 30 e 60 dias. A resposta tecidual mais severa foi verificada com as amostras em liga de níquel-cromo e a mais leve, com a liga de ouro de 22 quilates. Apesar de estar no grupo das ligas de metais básicos, a liga de cobalto-cromo apresentou respostas teciduais menos severas que a liga de níquel-cromo. Os autores concluíram que o uso de ligas que contenham níquel em sua composição deveria ser evitado.

Através de um estudo de análise tridimensional de elemento finito, Sertgöz (1997) simulou uma situação de prótese total fixa no arco mandibular, suportada por 6 implantes localizados na região anterior e com extensões em cantilever bilaterais de 16mm. A finalidade do trabalho era determinar a melhor combinação de materiais para a confecção da restauração protética quanto à infraestrutura e ao material da superfície oclusal. Para tanto, utilizou resina acrílica, resina composta e porcelana como materiais para a superfície oclusal e ligas de ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio, como materiais para a infraestrutura. Uma carga vertical total de 172N foi empregada, o que correspondia à média de força durante a mastigação em uma prótese fixa implantossuportada mandibular, com duas unidades em cantilever posterior bilaterais, ocluindo contra prótese total superior. Os pontos de aplicação estavam localizados no centro dos implantes terminais, no final das extremidades livres, à meia distância entre o centro dos implantes terminais e o final dos cantilevers e também em 4 pontos distribuídos na região anterior, entre os implantes distais. O estresse gerado no tecido ósseo ao redor dos implantes foi de pequena magnitude. Os estresses máximos foram bem inferiores aos limites de tração e compressão do osso cortical e medular. A utilização de materiais mais resilientes para a confecção da infraestrutura não alterou o prognóstico biológico das próteses

fixas implantossuportadas, não havendo efeito deletério no tecido ósseo. A utilização de um material mais rígido para a confecção da infraestrutura diminuiu o estresse gerado nos parafusos de ouro. Isso, provavelmente, significa que a alta resistência da infraestrutura à torção reduz o risco de sobrecarga mecânica nos parafusos de retenção, especialmente em infraestruturas com extensões em cantilever. Sugeriram que a utilização de materiais mais rígidos poderia prevenir as falhas protéticas. Biomecanicamente, a infraestrutura em liga de cobalto-cromo com a superfície oclusal em porcelana foi a melhor combinação de materiais encontrada.

Clelland e Meade (1997) mediram e compararam, através de extensômetros, a deformação gerada por infraestruturas parafusadas e cimentadas e somente parafusadas. Utilizaram um modelo de resina fotoelástica com 5 implantes. Foram instalados 2 extensômetros do tipo roseta no modelo, posicionados no sentido vertical e paralelos aos implantes das 2 extremidades (direita e esquerda), a 2mm de distância para vestibular, em uma altura correspondente à crista óssea. Foram confeccionadas 6 infraestruturas de paládio-prata fundidas em monobloco, a partir da moldagem de transferência do modelo mestre, divididas em 2 grupos: cimentadas e parafusadas e parafusadas. Apenas uma foi considerada clinicamente desadaptada, sendo então seccionada e soldada para ser incluída no experimento. O critério de aceitação clínica quanto à adaptação foi a avaliação do apertamento de apenas 1 parafuso de ouro em diferentes intermediários, sendo a peça considerada desadaptada quando nos demais intermediários desadaptações eram visualizadas. As infraestruturas cimentadas com cimento resinoso dual, à base de Bis-GMA, foram previamente tratadas com jatos de óxido de alumínio e agente adesivo. Após a aplicação do cimento, os parafusos foram apertados seguindo-se a fotopolimerização. As amostras dos 2 grupos foram parafusadas com 10Ncm, na seguinte ordem de intermediários: 3, 1, 5, 2, 4. A leitura dos extensômetros foi padronizada, sendo os dados armazenados a partir do apertamento inicial de cada infraestrutura. Cada amostra foi submetida ao teste 3 vezes. Os resultados mostraram uma maior consistência no grupo 1, enquanto o grupo 2 mostrou uma maior variação das medidas fornecidas pelos 2 extensômetros. No grupo 2, a deformação foi consideravelmente maior no lado esquerdo, o que os autores atribuíram à seqüência de apertamento dos parafusos. Todos os parafusos foram parcialmente apertados manualmente e depois apertados com o torquímetro.

Possivelmente, a maior pré-carga foi desenvolvida no primeiro parafuso apertado e, conseqüentemente, maior concentração de estresse nessa região do modelo. Os autores concluíram que infraestruturas cimentadas e parafusadas minimizam a transmissão de estresse além de promoverem uma distribuição mais equilibrada.

Hobkirk e Havthoulas (1998) observaram a possibilidade de influência da deflexão mandibular na transmissão de forças ao complexo tecido ósseo / implante / infraestrutura. Utilizaram uma réplica de mandíbula humana edêntula, confeccionada em resina acrílica termopolimerizável, na qual foram posicionados verticalmente seis implantes do Sistema Bränemark (Nobel Biocare), de 3,75mm x 10mm, distribuídos entre os forames mentonianos. Dois extensômetros lineares foram fixados em cada intermediário convencional, de 5mm de altura. Uma infraestrutura padronizada na forma de barra foi fundida em liga de ouro tipo IV, com secção transversal de 6mm x 3,8mm e 13mm de extremidade livre em ambos os lados. Assim, poderia ser fixada em diferentes combinações de implantes e receber uma carga oclusal, de até 90N, em locais distintos, já pré-determinados por esferas metálicas. Os autores afirmaram que a rigidez da mandíbula está relacionada com as dimensões e propriedades do tecido ósseo e que quanto mais fina a cortical, maior a tendência de ocorrer deformação mandibular funcional. A configuração de suporte suspenso (simulando a naturalidade do suporte mandibular) demonstrou uma redução das forças de compressão e aumento das forças de tração, quando comparada com o suporte horizontal (na bancada), provavelmente em decorrência da deflexão mandibular. A utilização de um maior número de implantes contribuiu para um padrão mais amplo de distribuição de forças. No entanto, também produziu forças de tração maiores na região posterior, como resultado da má combinação das características de cisalhamento, da mandíbula e da infraestrutura, e do efeito de alavanca do cantilever distal.

Taylor (1998) ao avaliar na literatura os tipos de problemas encontrados na implantodontia, observou que a desadaptação dos componentes protéticos tem um importante papel nas falhas mecânicas, salientando que a conexão do intermediário com o implante, que é mantida pelo parafuso, é uma região sujeita aos altos níveis de tensão por estar localizada perto da crista alveolar, sendo esta a região na qual são dissipadas as forças mastigatórias.

Tam et al. (1999) propuseram-se a comparar a adaptação marginal e a capacidade de absorção de forças entre infraestruturas fundidas em liga de cobalto-cromo e em liga de paládio-prata, sobre intermediários convencionais e estheticone. O sistema Preci-disc (Ceka) foi utilizado para a infraestrutura cimentada. Um espaço de 0,1mm foi estabelecido para a aplicação do agente cimentante entre os cilindros e a infraestrutura, utilizando ainda o parafuso de ouro para fixar os componentes. Não foram observadas diferenças estatisticamente significante entre as infraestruturas. Consideraram que o emprego de uma infraestrutura em liga de cobalto-cromo cimentada pode obter adaptação tão precisa quanto infraestruturas mais caras, fundidas em paládio-prata.

Rubo et al. (1999) avaliaram a distribuição de estresse entre os implantes através de um programa de análise de elemento finito, simulando uma prótese implantossuportada numa mandíbula humana. Nesse modelo computadorizado, foram simuladas as seguintes variáveis: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do cantilever, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (prata-paládio e cobalto-cromo). Para simular a carga oclusal, empregaram uma carga de 100N. Observaram uma tendência de melhor distribuição do estresse entre os implantes e intermediários localizados em uma mandíbula mais estreita, ou seja, com um arranjo mais curvo, com uma extensão em cantilever menor, implantes longos e infraestrutura mais rígida. A distribuição do estresse não foi influenciada pela densidade do osso trabecular. Quanto menor o número de implantes, maior estresse resultante sobre os intermediários. Os resultados mostraram ainda que a distribuição de estresse sobre a infraestrutura foi independente da curvatura da mandíbula, sendo menor quando os implantes e intermediários eram mais longos e a liga utilizada, mais rígida.

Korioth e Johann (1999) em estudo sobre a transmissão de estresse para o osso adjacente aos implantes variando a forma da infraestrutura, avaliaram a incidência de cargas laterais e oclusais em 5 formas de infraestruturas e o estresse gerado no sistema, com a utilização da análise tridimensional de elemento finito. Em um modelo com 5 implantes simulando uma mandíbula edêntula e 2 materiais oclusais da infraestrutura: metal e resina acrílica. O modelo foi submetido a simulação de cargas oclusais (vertical e lateral, somente vertical e somente lateral)

bilateralmente. Os estresses máximos e mínimos foram calculados para cada intermediário e estes variaram significativamente tanto entre cada intermediário como entre as diferentes infraestruturas. Os intermediários mais distais desenvolveram os maiores níveis de estresse, geralmente compressivos, e forças de tensão ocorreram no intermediário vizinho. Os níveis mais baixos de estresse foram obtidos com a infraestrutura de forma retangular, ao receber carga vertical. No entanto, os resultados mostraram que materiais com menor módulo de elasticidade parecem aumentar de maneira não uniforme a transmissão de cargas nos implantes. Os autores também observaram que uma infraestrutura menos rígida pode reduzir a transmissão de estresse para os implantes mais anteriores, em relação aos demais, quando submetida a cargas oclusais posteriores. Os autores concluíram que os estresses desenvolvidos nos intermediários podem ser significativamente afetados pela forma da infraestrutura, pelas diferentes condições de incidência de carga e, em menor grau, pelas propriedades do material da infraestrutura. Os resultados mostraram que a transmissão de estresse para os implantes anteriores foi menor quando o material com maior módulo de elasticidade foi utilizado.

Hollweg (2000) avaliou a passividade da adaptação de infraestruturas simulando uma prótese total fixa mandibular sobre um modelo mestre com 5 implantes. Corpos de prova de paládio-prata e cobalto-cromo foram confeccionados e posicionados sobre um modelo mestre. Nas faces mesial e distal de cada intermediário foram fixados extensômetros lineares elétricos para capturar a deformação gerada durante o aperto dos parafusos de fixação. Embora tenha verificado a geração de tensões quando da aplicação de torque nos intermediários, observou que houve um nível de passividade semelhante entre as infraestruturas fundidas em cobalto-cromo e prata-paládio. Sugeriu a utilização de ligas em cobalto-cromo para a realização de pesquisas clínicas.

Janson (2001) utilizando-se de extensômetros lineares elétricos, avaliou a deformação sofrida pelas infraestruturas de próteses fixas implantossuportadas com extremidade livre, confeccionadas em ligas de PdAg e CoCr, quando estas foram submetidas a uma carga estática de 100 N aplicada a 10, 15 e 20 mm de distância do implante terminal. Foram colados extensômetros à distal do implante terminal nas superfícies inferior e superior da infraestrutura. Observou-se que infraestruturas confeccionadas em liga de CoCr sofriam menor deformação que as confeccionadas

com liga de PdAg, mesmo quando a força era aplicada a uma distância maior do implante terminal. Baseado nestes dados concluiu-se que as ligas de CoCr têm boa perspectiva de utilização em próteses sobre implantes, visando uma melhor distribuição de forças.

Rubo e Souza (2001) apresentaram uma revisão sobre os métodos computacionais aplicados à bioengenharia disponíveis nos dias atuais. Os avanços ocorridos nos últimos anos, tanto na Odontologia como nas Ciências de Computação, permitiram uma aproximação entre estas duas áreas. Assim, tornou-se possível a análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentição comprometida. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise por fotoelasticidade, o Método de Elemento Finito e a extensometria. São relatadas as aplicações desses procedimentos na resolução de carregamentos em próteses sobre implantes, bem como as potencialidades que esses recursos apresentam para a pesquisa.

Adaptação passiva, segundo Sahin e Çehreli (2001) é sinônimo de uma “adaptação ideal”. Teoricamente, uma infraestrutura deveria proporcionar uma adaptação passiva, o que seria indução de tensão zero nos componentes de implantes e ao osso adjacente na ausência de cargas. Entretanto, uma adaptação realmente passiva é impossível de ser obtida. Os procedimentos clínicos e laboratoriais utilizados na confecção de infraestruturas são inadequados para propiciar tal adaptação. Complicações protéticas como afrouxamento e fratura dos parafusos, fratura do intermediário, da infraestrutura e material de cobertura têm sido documentadas e relacionadas à desadaptação das infraestruturas. Não há estudos clínicos longitudinais comprovando falhas nos implantes atribuídas especificamente à falta de adaptação da infraestrutura. Uma adaptação marginal aceitável entre os componentes não significa a obtenção de uma adaptação passiva. Sugerem que o método ideal para se determinar a passividade de uma infraestrutura seria a análise de tensão gerada em cada intermediário e/ou componente protético antes e após o apertamento dos parafusos e/ou cimentação da mesma. Tal procedimento só seria possível com a utilização de “strain gauges” (extensômetros). Cada passo na confecção de uma infraestrutura influencia a adaptação final e, segundo os autores, os materiais e técnicas utilizadas atualmente não são precisos dimensionalmente, havendo necessidade de futuros desenvolvimentos e estudos.

Duyck et al. (2001) analisaram *in vivo* a pré-carga estabelecida após o apertamento dos parafusos em próteses sobre múltiplos implantes através de extensômetros. No mesmo trabalho, também avaliaram *in vitro* a influência da seqüência de apertamento dos parafusos. A influência da seqüência do torque nos parafusos foi realizada através de um modelo com 6 implantes, sobre o qual foram confeccionadas 4 infraestruturas. As infraestruturas foram testadas 5 vezes nos intermediários, sendo empregadas as seguintes seqüências de apertamento: 1-2-3-4-5-6; 6-5-4-3-2-1; 6-4-2-5-3-1-; 1-3-5-2-4-6; 5-4-3-6-1-2, com torque de 10Ncm. A análise *in vivo* contou com 13 pacientes portadores de próteses fixas do tipo protocolo (9 na mandíbula e 4 na maxila), suportadas por 6 implantes, sendo somente uma com 5 implantes. As próteses testadas estavam instaladas nos pacientes com um tempo médio de 4,9 anos e consideradas adequadas. Realizaram 2 testes em cada paciente. Primeiramente, somente o cilindro de ouro foi apertado separadamente em cada intermediário com torque de 10Ncm a fim de representar uma adaptação passiva. Depois, a pré-carga foi registrada com o apertamento dos parafusos da prótese nos intermediários. Os resultados relativos à seqüência de apertamento dos parafusos não influenciaram o estabelecimento da pré-carga. Entretanto, houve uma grande variação de transmissão de forças de uma mesma prótese nos diferentes intermediários. A justificativa para esses resultados está no fato de que a prótese não estabelece um contato semelhante com todos intermediários. Quando a prótese é apertada, a pré-carga interna é induzida primeiro nos intermediários mais adaptados e que mantêm um contato mais próximo, transmitindo, portanto, maiores valores de estresse nesses intermediários. A pré-carga interna nos demais só é estabelecida quando os espaços de desadaptação entre a prótese e os intermediários são eliminados ou reduzidos. Conseqüentemente, altos valores de pré-carga são gerados em alguns intermediários, enquanto quase nenhuma pré-carga é observada em outros quando a prótese é instalada. Ocorre também uma distorção na prótese durante o apertamento dos parafusos. Quando há desadaptações, podem ser geradas forças de tensão adicionais nos intermediários, impedindo o estabelecimento de uma adequada pré-carga. Concluíram que a seqüência do apertamento dos parafusos não é um fator determinante na pré-carga no caso de próteses clinicamente passivas. A desadaptação de próteses fixas totais sobre vários implantes altera o estabelecimento da pré-carga, geralmente reduzindo a transmissão de forças axiais

e aumentando a pré-carga externa, o que resulta em uma carga constante nos implantes. Entretanto, ressaltaram que a pré-carga externa resultante de adaptações nas próteses avaliadas não causou problemas clínicos relevantes no período de avaliação dos pacientes.

Por meio de uma revisão de literatura, Taylor e Agar (2002) inferiram que muitos princípios e parâmetros considerados foco de atenção das próteses implantossuportadas há vinte anos atrás, foram alterados ao passo que novas idéias e conceitos foram sendo gradativamente estabelecidos. Antes da conferência de Toronto, em 1982, o tratamento com implantes não era aceito como uma alternativa em relação aos procedimentos protéticos tradicionais. Afirmaram que conceitos e princípios empíricos considerados no tratamento de dentes naturais foram extrapolados para as próteses implantossuportadas. Consideraram importante a redução no custo do tratamento com implantes a fim de se permitir que a população em geral tenha acesso a essa modalidade restauradora.

Akça et al. (2002) comparando a análise do estresse por elemento finito tridimensional com leituras de extensômetros lineares elétricos em vitro, nas mesmas situações, obtiveram um aumento estatisticamente significativo ($P < 0,05$) nos valores de tensão quando a avaliação foi realizada com extensômetros lineares elétricos nos diversos tipos de forças. Concluíram que há diferenças relativas à quantificação das tensões entre os dois sistemas, porém há um consenso mútuo na determinação do tipo de tensão (tração e compressão) induzida pela aplicação das forças.

Goodacre et al. (2003) levantaram artigos de 1981 a 2001 os quais relatavam complicações com implantes osseointegráveis e prótese sobre implante. Pelo levantamento realizado, 14 complicações mecânicas foram identificadas na literatura, com uma incidência de 30% para perda de retenção de overdentures a 1% para fratura de implantes, onde 7% relataram afrouxamento do parafuso protético, 6% Afrouxamento do parafuso do intermediário, 4% fratura do parafuso protético, 3% fratura da infraestrutura e 2% fratura do parafuso do intermediário.

Hecker e Ecker (2003) em um estudo laboratorial onde avaliaram a mudança da adaptação de próteses implantossuportadas frente a aplicação de forças cíclicas (200Ncm com 50.000 e 200.000 ciclos), onde simularam a situação de uma prótese fixa mandibular com cinco implantes e cantilever, avaliando a adaptação das próteses antes e após a aplicação de cargas cíclicas na região anterior e também no

cantilever de 18mm. Os resultados demonstraram significativa diminuição da interface de desadaptação quando as forças foram aplicadas na região anterior da infraestrutura, já quando as forças foram aplicadas no cantilever distal, uni ou bilateralmente, não foi observada diminuição significativa na desadaptação dos componentes da prótese. Concluíram que as aplicações de forças cíclicas em infraestruturas de prótese sobre implante causam mudanças na adaptação entre a prótese e o intermediário.

Ishigaki et al. (2003) avaliaram a biomecânica de distribuição de forças ao redor de implante simulando a mastigação na região de primeiro molar inferior, utilizando para tanto um modelo de elemento finito tri-dimensional. O estudo demonstrou que comparativamente ao modelo de dentes naturais, o implante mostrou maior concentração de estresse na região do pescoço do implante, especialmente na região vestibular, onde o tipo de oclusão influenciou na distribuição de forças.

Kreissl et al. (2007) em um estudo prospectivo de 5 anos, avaliou a incidência de problemas técnicos em próteses parciais fixas implanto suportadas e o grau de sucesso deste tipo de prótese. Foram avaliadas 112 PPFs confeccionadas em 205 implantes, obtendo uma média de 94,5% de sobrevivência dos implantes em função. As PPFs tiveram 80% de sucesso, em 5 anos de avaliação, com 6,7% de afrouxamento de parafusos, 3,9% de quebra dos parafusos, 5,7% de fratura de porcelana, e fratura de infraestrutura foi raro, um evento com 1%. Observaram que a maior incidência de falhas ocorreu em PPFs com cantilever com um índice de sucesso de 68,6%, seguido por coroas unitárias (77,8%), e próteses contíguas explantadas (86,1%).

Bonneta et al. (2009) em um estudo biomecânico com modelo de elemento finito avaliou o estresse gerado nos componentes e no osso mandibular de prótese total fixa implanto suportada por quatro implantes ("All-on-four"), utilizando para isto modelos de elemento finito tridimensionais com osso de características isotrópicas e anisotrópicas. Analisaram também a posição do bolo alimentar durante a mastigação e sua relação com as tensões transmitidas. Observaram resultados significativamente diferentes de estresse e tensão entre os modelos isotrópico e anisotrópico (ortotrópico). O bolo alimentar na posição molar (cantilever) foi o mais danoso em relação ao estresse e tensão transmitidas para a prótese, para o

implante e conseqüentemente para o osso peri-implantar. Foi verificado que a inclinação do implante aumentou o estresse gerado no osso. Concluíram que o modelo de elemento finito com osso isotrópico é de fundamental importância para as simulações numéricas, e que o modelo de prótese suportada por quatro implantes (“All-on-four”) deve ser revisado.

Rubo e Souza (2009) em um trabalho utilizando modelo de elemento finito 3D, avaliaram as variáveis clínicas que influenciam na distribuição de forças em prótese total implanto suportada mandibular, tais como: densidade do osso trabecular, comprimento dos intermediários e implantes, extensão do cantilever, número e arranjo dos implantes, grau de curvatura da mandíbula e a liga usada na confecção da infraestrutura (prata-paládio e cobalto-cromo). Para simular a carga oclusal, empregaram uma carga de 100N. Observaram que o estresse aumenta à medida que o implante se aproxima do ponto de aplicação de força. Quanto maior o cantilever, maior o estresse e quanto menor o módulo de elasticidade do osso cortical, maior o estresse gerado. O aumento do comprimento dos intermediários levou à diminuição do estresse gerado nos implantes e na infraestrutura. A diminuição do estresse não foi verificada com implantes maiores do que 13mm. Uma infraestrutura mais rígida permite uma melhor distribuição de forças. Concluíram que as propriedades físicas dos diversos materiais envolvidos afetam a maneira como o estresse é distribuído em uma prótese total implanto suportada mandibular.

Jacques et al. (2009) verificaram a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportada em função de ligas metálicas de cromo-cobalto e prata-paládio, através de um estudo no qual utilizaram corpos de prova simulando infraestruturas de prótese total fixa mandibular com cantilever sobre um modelo-mestre. Aplicaram uma carga estática vertical de 100N na extremidade livre, a uma distância de 10, 15 e 20mm para distal do intermediário terminal e mediram distribuição de forças através do uso de extensômetros. Os resultados demonstraram um padrão de distribuição de forças da liga cromo-cobalto em grandes extensões de cantilever semelhante à liga de prata-paládio com cantilever curto. Além disso, observaram que o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica, independente do local de aplicação de força no cantilever e da liga utilizada. Concluíram que o

emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infraestruturas para prótese sobre implantes pode permitir braços de cantilever mais extensos.

Suedam et al. (2009) verificaram a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implantossuportada em função da altura dos intermediários (4mm, 5,5mm e 7mm de altura) e de ligas metálicas de cromo-cobalto e prata-paládio, através de um estudo no qual utilizaram corpos de prova simulando infraestruturas de prótese total fixa mandibular com cantilever sobre um modelo-mestre. Aplicaram uma carga estática vertical de 100N na extremidade livre, a uma distância de 15mm para distal do intermediário terminal para cada altura de intermediário e para cada tipo de liga, medindo a distribuição de forças através do uso de extensômetros. Os resultados demonstraram que o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica, independente da altura do intermediário e da liga utilizada. Observaram também que o aumento na altura dos intermediários promoveu o aumento da tensão gerada no intermediário próximo à aplicação da carga e que esta deformação é influenciada pelo tipo de liga utilizada na confecção da infraestrutura.

2.2 BIOLOGIA ÓSSEA E TENSÕES AO REDOR DOS IMPLANTES

McDowell e Regli (1961) descreveram um procedimento para analisar a flexão da mandíbula que ocorre da posição de repouso para a de máxima abertura e máxima protrusão. Os vinte pacientes estudados indicaram que houve uma diminuição da distância na região dos molares de 0,4mm e 0,5mm nas duas condições, com um valor máximo registrado de 1,5mm.

Enlow (1968) avaliou os possíveis modos de operação da Lei de Wolff, tentando relacioná-los com as alterações morfológicas geradas. Considerou que não há indícios de uma relação direta entre tensão e aposição óssea progressiva e que a tensão pode estar associada tanto com reabsorção como com deposição. Na região onde ocorrem forças de tensão, estímulos bioelétricos e indução celular, poderia haver crescimento ósseo.

Chamay e Tschantz (1971) compararam a distribuição de tensões na diáfise ulnar de cães com a quantidade de hipertrofia gerada por sobrecarga. Concluíram que, sob tração, o osso atrofia por reabsorção periostal e osteólise intracortical. Sob compressão, o osso hipertrofia por aposição periostal e endostal. Sob compressão estática, a hipertrofia é localizada somente nas áreas contendo lesões plásticas. Sob compressão intermitente, a hipertrofia é maior e aumenta até que o osso se adapte à sobrecarga mecânica.

Pugh e Rose (1973) afirmaram que o tecido ósseo remodela sua estrutura segundo a carga que lhe é imposta. A variação desta carga poderá determinar uma remodelação construtiva ou destrutiva. A ausência de carga no implante poderia resultar em atrofia semelhante à reabsorção alveolar após exodontia. Uma sobrecarga oclusal poderia resultar em necrose e perda do implante. Para efeito de cálculo, o osso pode ser considerado puramente elástico a baixas taxas de deformação.

Carter e Hayes (1977) realizaram testes de compressão em osso humano e bovino com uma larga variação de densidade, com o objetivo de estabelecer relações entre a densidade e resistência à compressão, módulo de elasticidade e taxa de deformação do osso. Tanto a resistência como o módulo de elasticidade foram proporcionais à taxa de deformação. O osso compacto apresenta porosidade de aproximadamente 5 a 30%, enquanto o osso trabecular varia de 30 a 90%.

Roberts et al. (1987) apresentaram uma revisão sobre fisiologia e metabolismo ósseo em que conceituam diversos eventos que ocorrem em nível celular, entre eles: 1) Modelação – atividade superficial específica (aposição ou reabsorção) que produz uma mudança no tamanho e/ou forma de um osso. É um processo não pareado, significando que a ativação celular (A) procede independentemente da formação (F) ou reabsorção (R); 2) Remodelação – definida como renovação ou reestruturação interna de osso pré-existente. É um fenômeno pareado, primariamente em nível tecidual. A ativação (A) de células óseo-precursoras resulta numa sequência de: a) reabsorção ativa (R); b) quiescência ou reversão (Q); e c) formação (F). A remodelação inclui todas as mudanças localizadas em osteons individuais ou trabéculas, renovação, hipertrofia, atrofia ou reorientação.

Rieger; Mayberry e Brose (1990) estudaram a magnitude das tensões no tecido ósseo ao redor de seis implantes endósseos de diferentes formas através do MEF bi-dimensional. Sugeriam que há um valor ótimo de tensão em que ocorre um equilíbrio entre reabsorção e formação. Segundo os estudos com o MEF, a reabsorção em forma de cálice, resultante de sobrecarga é possível em alguns implantes. Recomendaram pesquisas adicionais, utilizando modelos tri-dimensionais, para todos os implantes disponíveis.

Clelland et al. (1993) observaram a influência de intermediários angulados na geração de estresse próximo a um implante através de um estudo associando resina fotoelástica e uso de extensômetros. Implantes do Sistema Steri-Oss (3.8mmx10mm) foram incluídos numa resina fotoelástica, sobre os quais intermediários com 7mm de altura e 0°, 15° e 20° de angulação foram cimentados. Uma carga vertical de 178N foi aplicada em cada intermediário. O estresse compressivo praticamente duplicou no lado do implante oposto à carga aplicada, à medida que a angulação dos intermediários aumentava de 0 a 20 graus. Apesar de haver um aumento estatisticamente significativo do estresse, conforme o aumento da angulação do intermediário, os três ângulos de intermediários produziram estresses aparentemente dentro dos limites de adaptação fisiológica do tecido ósseo.

Em uma revisão de literatura Frost (1994) afirmou que a remodelação óssea pode induzir a reabsorção ou conservação do osso, mas não pode acrescentar mais osso à estrutura. Estabeleceu a existência de uma taxa mínima de tensão, a “tensão mínima efetiva” (TME), acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, enquanto abaixo dela o osso permaneceria estável. Onde a deformação óssea permanecer abaixo de 50 $\mu\epsilon$ (micro strain – unidade de deformação) se observam os efeitos do desuso. Entre 50 $\mu\epsilon$ e 1500 $\mu\epsilon$ ocorre o equilíbrio (remodelação óssea) e se a deformação ultrapassar 1500 $\mu\epsilon$, a modelação óssea pode ocorrer. Deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$ podem gerar reabsorção.

Hoshaw; Brunski e Cochran (1994) conduziram um estudo para investigar a hipótese de que cargas mecânicas nos implantes, e conseqüentemente campos de tensão e deformação, influenciam a modelação e remodelação óssea na interface osso/implante. Instalaram dois implantes Brånemark™ em vinte tíbias de cachorro e os deixaram sem carga por 1 ano. Após a reabertura, os implantes foram submetidos à carga por 12 semanas. Foram feitas análises histológicas e os

resultados foram comparados com simulações em MEF. Encontraram: 1) perda óssea próxima à porção coronária do implante; 2) uma porcentagem menor de tecido mineralizado na córtex; e 3) diminuição da frequência de marcadores fluorocrômicos na córtex adjacente ao implante após a carga. O MEF indicou maior tensão na região da superfície do periósteo adjacente aos implantes submetidos à carga. Concluíram que os resultados dão suporte à premissa de que a perda óssea observada ao redor do pescoço dos implantes era consequência de modelação e remodelação óssea secundárias, causadas por microlesões resultantes da carga.

Segundo Duncan e Turner (1995) a transdução mecânica desempenha um papel crucial na fisiologia de muitos tecidos, inclusive o ósseo. O processo de transdução mecânica pode ser dividido em 4 partes: 1) estimulação mecânica, em que as forças mecânicas provocam deformação celular; 2) estimulação bioquímica, em que enzimas são produzidas; 3) transmissão de sinal, através de osteoblastos, osteócitos e células da linhagem óssea; e 4) resposta celular, dependente da magnitude, duração e taxa da carga aplicada.

Harter; Hruska e Duncan (1995) utilizaram células tumorais de osteosarcoma (que se comportam como osteoblastos) para estudar a resposta destas células a deformação crônica de baixa frequência. Demonstraram que, nos níveis de tensão mecânica aplicados, os níveis de colágeno tipo I e osteopontina aumentaram e houve um aumento coordenado na secreção de colágeno tipo I e osteocalcina, independentemente de estimulação hormonal.

Van Zyl et al. (1995) através de uma análise tridimensional de elemento finito, verificaram a distribuição de estresse no tecido ósseo circundante aos implantes, os quais suportavam uma prótese total fixa com extremidade livre bilateral. Uma força estática vertical de 100N era aplicada ao longo de toda a extensão dos cantilevers, a partir de 7mm do implante terminal, até 25mm, em pontos localizados a cada 2mm. Os resultados deste estudo demonstraram que os estresses distribuídos nas áreas mesiais e distais dos implantes foram, consideravelmente, inferiores aos estresses transmitidos às porções vestibulares e linguais. Os autores concluíram que extensões em cantilever superiores a 15mm, podem propiciar uma maior produção de estresse na cortical lingual e, em menor grau, na cortical vestibular, o que poderia colocar em risco a integridade dos implantes.

Sertgöz e Güvener (1996) investigaram a distribuição de estresse na interface implante / tecido ósseo através de uma análise tridimensional de elemento finito, onde foram utilizados três comprimentos diferentes de cantilevers e implantes. Foram criados modelos de simulação de uma prótese fixa implantossuportada por seis implantes, embutidos em um modelo de osso mandibular (cortical e esponjoso) e com cantilevers posteriores bilaterais. Um total de nove modelos de simulação apresentavam três diferentes comprimentos de cantilevers (7, 14 e 28mm) e três comprimentos de implantes (7, 15 e 20mm). Uma força de 75N era aplicada, em direção perpendicular, na porção central e na região correspondente ao elemento mais posterior da extremidade livre. Uma força horizontal de 25N era aplicada na superfície vestibular do elemento mais posterior do cantilever. As análises revelaram que os estresses máximos concentraram-se na interface tecido ósseo / implante mais distal, localizada no lado de aplicação da carga. O estresse de tração máximo foi observado nas regiões mesial e distal do tecido ósseo, quando uma carga vertical era aplicada, e nas regiões vestibular e lingual, sob carga horizontal. O aumento do comprimento do cantilever resultou na elevação dos valores de estresse na interface implante / tecido ósseo. No entanto, o comprimento do implante não teve efeito significativo na distribuição do estresse nesta interface.

Tamatsu et al. (1996) estudaram o módulo de elasticidade de pequenos espécimes de osso obtidos a partir de quatro mandíbulas secas de homens adultos. Através da realização do teste de três pontos, os autores concluíram que o módulo de elasticidade da mandíbula variou de acordo com local e com a orientação de obtenção dos espécimes. O osso apresentou características anisotrópicas, refletindo a complexidade da estrutura óssea mandibular. Quando os espécimes foram obtidos das regiões paralelas ao plano mandibular, os valores do módulo de elasticidade dos espécimes mais inferiores eram geralmente mais elevados do que aqueles dos obtidos das regiões mais superiores, indicando maior rigidez desta região. Obtiveram valores de módulo de elasticidade, na região de incisivos, de $16,9 \pm 2,7$ GPa, $15,4 \pm 4,9$ GPa e $13,9 \pm 3,4$ GPa nas regiões inferior, média e superior, respectivamente. Para a região de pré-molares foram obtidos valores de $19,4 \pm 2,5$ GPa, $18,8 \pm 3,5$ GPa e $12,6 \pm 4,2$ GPa, respectivamente.

Ivanoff; Sennerby e Lekholm (1996) estudaram a influência da mono ou da bicorticalização de implantes de 10 e de 16 mm de comprimento por 3,75mm de

diâmetro instalados em tíbia de coelho e submetidos a testes de remoção. Os implantes de 10mm não atingiam a cortical oposta, enquanto os de 16mm sim. Concluíram que após seis semanas os implantes bicorticais necessitavam de torque duas vezes maior que os monocorticais, e que após 12 semanas necessitavam de torque três vezes maior. Apresentaram estes resultados para validação da técnica de bicorticalização.

Papavasiliou; Kamposiora e Felton (1997) avaliaram a influência do grau de osseointegração no sucesso do tratamento com implantes. Determinaram, através de análise tridimensional de elemento finito, o nível de estresse na interface de implante com quatro graus de osseointegração (100, 75, 50 e 25%) e cinco padrões de osseointegração (com localização alternada, somente cervical, apical, vestibular e lingual). Simularam uma coroa unitária submetida a carga axial e oblíqua de 10Mpa. Observaram que forças oblíquas oclusais elevaram o estresse na interface entre 5 a 20 vezes e estes foram sempre maiores na região de crista óssea. Menores níveis de estresse foram encontrados com a osseointegração na região cervical (crista óssea) associada à carga axial.

Num estudo histomorfométrico realizado em cães Beagle; Barbier e Schepers (1997) instalaram implantes que, após três meses de cicatrização, receberam próteses fixas com e sem cantilever, simulando cargas axiais e não axiais. Os cães receberam marcadores fluorocrômicos uma semana, três semanas e cinco semanas após a instalação das próteses e então foram sacrificados. A remodelação óssea ao redor dos implantes sob cantilever foi mais intensa em todos os períodos, mas a diferença diminuiu ao final. Além disso, foram observados osteoclastos em determinados locais ao redor destes implantes com próteses em cantilever que poderiam estar relacionados com perda óssea marginal, se o período de acompanhamento do experimento fosse mais longo. Em contraste, quase nenhum osteoclasto, células inflamatórias, ou reabsorção marginal, foram encontrados nos implantes carregados axialmente. Nos implantes que receberam carga axial, o osso se tornou mais denso na cervical, enquanto a atividade de remodelação em direção apical diminuiu, sugerindo que a ancoragem destes implantes se dava primariamente em função do osso cortical. Nos implantes sob carga não axial, essa diminuição era menos pronunciada, indicando uma ancoragem mais importante em osso medular.

Mish; Qu e Bidez (2000) realizaram um trabalho onde tentaram estabelecer uma relação entre a densidade, o módulo de elasticidade e a força compressiva final do osso trabecular de mandíbulas humanas, e determinar a influência que as placas corticais têm nestes valores. Para realização do trabalho foram utilizadas nove mandíbulas humanas frescas, entre as idades de 56 e 90 anos, as quais foram cortadas na região anterior (incisivos e caninos), média (pré-molares), e em secções distais (molares). Foram obtidos 76 espécimes cilíndricos do osso trabecular com medula óssea "*in situ*", que foram preparados e testados com compressão no sentido vertical. Estes testes foram executados a uma taxa constante de tensão de 0.01 s^{-1} com e sem a presença das placas corticais. Obtiveram valor de densidade de 0.85 a 1.53 g/cm^3 , com um valor médio de 1.14 g/cm^3 (DP = 0.15). Os resultados de módulo de elasticidade foram de 24.9 a 240.0 MPa, com um valor médio de 96.2 MPa (DP = 40.6) no osso trabecular com as placas corticais. Sem as placas corticais o módulo de elasticidade variou de 3.5 a 125.6 MPa, com um valor médio de 56.0 MPa (DP = 29.6). A força compressiva final do osso trabecular variou de 0.22 a 10.44 MPa, com um valor médio de 3.9 MPa (DP = 2.7). Concluíram que o osso trabecular na mandíbula humana possui significativamente maior densidade, módulo de elasticidade e força compressiva final na região anterior do que nas regiões médias ou distais da mandíbula, e que a ausência das placas corticais diminui o módulo de elasticidade do osso.

Melsen e Lang (2001) avaliaram as reações teciduais ao redor de implantes após aplicação de forças ortodônticas relacionando-as a deformações do osso trabecular definidas em MEF. Encontraram que a carga influencia significativamente tanto o *turnover* como a densidade do osso ao redor dos implantes. Mesmo implantes não submetidos à força mantiveram as características do processo alveolar. Por outro lado, o grau de osseointegração parece ser independente da carga sobre o implante.

Através de uma revisão de literatura sobre a aplicação da análise de elemento finito em Implantodontia, Geng; Tan; Liu (2001) discutiram sobre os achados encontrados com essa metodologia quanto à interface osso-implante, a conexão prótese-implante e próteses implantossuportadas por vários implantes. Relataram que as propriedades dos materiais simulados influenciam a distribuição e a manutenção dos esforços no modelo de elemento finito e, por isso, resultados de

muitos estudos não podem ser generalizados para situações clínicas. O osso, por exemplo, não é um material isotrópico. Significa que tem diferentes propriedades quando medido em diferentes direções e a maioria dos estudos avaliados considera os materiais homogêneos e com propriedades lineares. Ligas metálicas com baixo módulo de elasticidade promovem esforços mais intensos na interface osso-implante e recomendaram a utilização de ligas metálicas rígidas para uma melhor distribuição dos esforços. A distribuição dos esforços em próteses suportadas por vários implantes é de grande complexidade, incluindo os seguintes fatores mecânicos: inclinação e posição dos implantes, forma e extensão da infraestrutura, material da prótese, comprimento do cantilever, interface entre componentes protéticos e implantes e interface osso-implante.

Ho e col. (2002) avaliaram trabalhos na literatura a respeito das causas de perda precoce de osso peri-implantar, onde encontraram seis possíveis causas descritas na literatura: 1. Trauma cirúrgico, 2. Sobrecarga oclusal, 3. Peri-implantite, 4. Micro-desadaptação do intermediário, 5. Selamento biológico e 6. Características superficiais da porção do implante que fica em contato com a crista óssea. A sobrecarga oclusal é considerada pelos autores como a maior causadora de falhas em implantes. Uma sobrecarga oclusal que ultrapasse o limiar de homeostasia do osso, pode levar a uma progressiva reabsorção óssea marginal, podendo ocorrer até mesmo a falha da osseointegração. Segundo os autores, a reabsorção ocorrida após o primeiro ano em função é resultado da adaptação funcional da musculatura oral, associada ao aumento da densidade óssea, reduzindo a sobrecarga oclusal ou aumentando a resistência óssea à sobrecarga.

Shain (2002) em um artigo de revisão de literatura sobre a influência das forças funcionais sobre os implantes osseointegrados, discorre que a sobrecarga mecânica pode acarretar em falhas biológicas, afirmando que quando uma sobrecarga é aplicada em um implante osseointegrado o osso circunjacente a este implante sofre uma deformação (de 2000 a 3000 “*microstrain*”). Quando uma sobrecarga patológica ocorre (acima de 4000 “*microstrain*”) o estresse e a tensão gerados excedem o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrem microfraturas na interface implante-osso. A aplicação de repetidas cargas podem levar a falha por fadiga da interface, diminuindo a densidade óssea periimplantar e levar a formação de defeitos ósseos tipo crateras. Segundo este autor as falhas tardias em implantes,

após a instalação das próteses, são observadas e estão correlacionadas com complicações biomecânicas e que os mecanismos relacionados com estas falhas ainda não são totalmente entendidos e a literatura a respeito das influências dos vários fatores biomecânicos é inconclusiva.

Wyatt e Zarb (2002) em um estudo onde avaliaram a reabsorção óssea peri-implantar proximal de próteses parciais fixas sobre implantes Branemark no período de um ano após a instalação das prótese e nos anos seguintes. Obtiveram uma média de 0.33mm de perda óssea após o primeiro ano de função e após o primeiro 0,00mm de perda óssea proximal. Puderam observar que homens jovens com prótese com extensão em cantilever tiveram uma maior perda óssea no primeiro ano de função, o que estaria relacionado à maior carga oclusal transmitida ao osso.

Stegaroiu et al. (2004) avaliaram a distribuição de estresse no osso circunjacente, com a utilização de extensômetros lineares elétricos, ao implante restaurado com coroas metálicas recobertas com de três diferentes materiais: compômero, resina acrílica e liga de ouro, com a aplicação de força lateral estática e dinâmica sem impacto de 100 Ncm. O estudo demonstrou que os diversos materiais de cobertura das próteses tiveram a mesma influência no estresse transmitido ao osso circunjacente a uma prótese implanto suportada unitária.

Cehreli et al. (2004) através da fotolelasticidade e da utilização de '*strain gages*', avaliou o estresse gerado no osso ao redor de implantes com diversos tipos de conexões, desde hexágono externo, interno até cone morse. Foram aplicadas forças de 100N a 150N no longo eixo dos implantes e com 20 graus de angulação. De acordo com os resultados observados, concluíram que todos os implantes apresentaram características similares de distribuição de forças, onde o desenho da conexão protética não é um fator decisivo que afeta a magnitude do estresse transmitido ao osso.

Weiner et al. (2004) avaliaram a resposta sensorial do nervo alveolar inferior frente a aplicação de forças em implantes osseointegrados na mandíbula de cães. Relataram que: a aplicação de forças vibratórias nos implantes resultou na geração de potencial de ação no nervo alveolar inferior, o limiar para geração de potenciais de ação é maior nos implantes do que o dos dentes naturais adjacentes e que a latência da resposta é similar tanto no dente como no implante.

Petrie e Williams (2005) em um estudo com modelo de elemento finito, analisaram e compararam sistematicamente a relação e a interatividade do diâmetro, comprimento e o formato das roscas do implante nas tensões geradas na crista óssea, com a aplicação de uma força vertical de 200N e oblíqua de 40N. Ao total obtiveram 16 formatos de implantes. Concluíram que quanto maior o diâmetro do implante e maior o seu comprimento, menor é o estresse gerado na crista óssea circundante ao implante. Consideraram que o travamento do implante aumentou a tensão gerada na crista especialmente em implantes curtos e estreitos. Concluíram que, para a diminuição da tensão gerada na crista óssea peri-implantar, é indicada a utilização de implantes de diâmetros largos e relativamente longos, onde os implantes sem roscas demonstraram ser a escolha mais favorável. Implantes curtos com roscas na região da crista peri-implantar devem ser evitados, especialmente em osso de baixa densidade.

Heckmann et al. (2006) avaliaram o estresse gerado no osso devido à fixação parafusada ou cimentada de próteses parciais fixas implanto suportadas de três elementos, com a utilização de um modelo de elemento finito, associando estudos 'in vitro' e 'in vivo' com extensômetros elétricos lineares. Concluíram que o estresse gerado na crista óssea devido ao tipo de fixação da prótese não constitui um risco devido ao fato de estar dentro do limite fisiológico do osso.

Akça; Uysal e Çehreli (2006) avaliaram a correlação entre a máxima força de mordida e o nível de perda óssea marginal em pacientes com prótese parcial fixa implanto suportada, com o uso de radiografias periapicais digitais, em um acompanhamento de 24 meses. Observaram que a força de mordida máxima para PPF implanto suportadas (média de 356,61N) foi maior do que em região dentada (média de 275,48N), o que não foi influenciado pelo sexo. A perda óssea marginal após o período de acompanhamento das próteses em função foi de 0,28mm na mesial e de 0,097mm na distal. Concluíram que o uso de próteses implanto suportadas aumenta a força de mordida, porém não prejudica a estabilidade da crista óssea e consequentemente do implante.

Isidor (2006) em uma revisão de literatura relacionando forças em implantes osseointegrados e reabsorção óssea peri-implantar encontrou resultados conflitantes, onde os estudos experimentais em animais demonstravam que a força oclusal poderia levar a perda marginal de osso ao redor dos implantes e até mesmo

à perda completa da osseointegração. Nos estudos clínicos, uma associação entre as condições de força e a perda marginal de osso ao redor dos implantes, ou a perda completa da osseointegração tem sido relatadas, porém nenhuma relação causal foi convincentemente demonstrada.

Chung et al. (2007) avaliaram os fatores envolvidos na perda óssea tardia peri-implantar. Para tanto avaliaram 339 implantes colocados em 69 pacientes. Os implantes foram divididos de acordo com: 1.características de superfície, 2.comprimento, diâmetro, 3.quantidade de mucosa queratinizada, 4.localização no arco dental, 5.tipo de prótese, 6. tipo de dentição oposta. Os efeitos clínicos destes fatores foram avaliados radiograficamente e clinicamente, obtendo o índice de placa, quantidade de mucosa queratinizada, sangramento, profundidade a sondagem e média de perda óssea anual. Concluíram que implantes curtos, implantes largos, implantes que suportam próteses parciais fixas, e implantes em fumantes foram associados com grande perda óssea anual, onde o comprimento dos implantes foi o fator mais favorável à sua manutenção na boca.

Kozlovsky et al. (2007) em um estudo em cães beagle, avaliaram o impacto da sobrecarga oclusal na crista óssea peri-implantar em regiões com tecido peri-implantar sadio e inflamado. Observaram que em tecido saudável a sobrecarga oclusal aumentou ligeiramente o grau de reabsorção da crista óssea, porém não no sentido apical da base do implante. Já a sobrecarga agravou a reabsorção da crista óssea peri-implantar nas regiões inflamadas. Concluíram que o controle de placa e da carga recebida pelo implante são fatores fundamentais para a longevidade do tratamento.

Hälg; Schmid e Hämmerle (2008) em uma pesquisa clínica avaliaram a perda óssea peri-implantar e as complicações técnicas de PPFs com e sem cantilever. Foram analisados 54 pacientes com 54 PPFs suportadas por 78 implantes, 27 com cantilever e 27 sem cantilever todas suportadas por dois implantes na região posterior da maxila ou da mandíbula. Depois de um período médio de observação de 5,3 anos avaliaram um nível de perda óssea para próteses com cantilever de 0,23 mm e 0,09 mm para próteses sem cantilever, não obtendo diferença estatisticamente significativa. Cinco complicações técnicas foram encontradas no grupo de próteses com cantilever e nenhuma no grupo sem

cantilever. Concluíram que de acordo com o estudo, PPFs com cantilever não levam a maior perda óssea peri-implantar quando comparadas com PPFs convencionais.

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste trabalho é medir a deformação gerada na região peri-implantar de uma prótese fixa suportada por dois implantes frente a aplicação de uma carga estática de 300N, com a utilização de extensômetros lineares elétricos, a fim de analisar:

1. A influência do ponto de aplicação de carga nas deformações geradas.
2. A influência do tipo de liga utilizada para confecção das infraestruturas.
3. A influência do comprimento do cantilever.
4. Correlacionar as deformações geradas na região peri-implantar com a teoria de Frost .

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 OBTENÇÃO DA AMOSTRA

Foram necessários para a realização deste trabalho os seguintes componentes:

- 2 implantes Brånemark System[®] Mk III Groov de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden);
- 02 intermediários multi-unit de 5mm de altura (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden);
- 2 análogos de intermediário multi-unit para laboratório (Biomet 3i – São Paulo, Brasil);
- 2 transferentes de moldeira aberta para intermediário multi-unit (Biomet 3i – São Paulo, Brasil);
- 2 componentes de provisório multi-uniti (Biomet 3i – São Paulo, Brasil)
- 02 cilindros protéticos calcináveis para micro-unit (Biomet 3i – São Paulo, Brasil);
- 02 cilindros protéticos calcináveis com cinta de CoCr para micro-unit (Biomet 3i – São Paulo, Brasil);
- 4 parafusos de titânio com hexágono para cilindros protéticos micro-unit (Biomet 3i – São Paulo, Brasil);
- 01 infraestruturas para prótese fixa implanto suportada em PdAg;
- 01 infraestruturas para prótese fixa implanto suportada em CoCr;
- 01 modelo mestre confeccionado em poliuretano, com características isotrópicas, simulando o osso mandibular.

4.2 VALIDAÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL

Para confecção de um modelo com características isotrópicas e com módulo de elasticidade semelhante ao do osso mandibular foi necessária a validação do material a ser usado para a confecção do modelo, para isto foi realizada uma pesquisa de iniciação científica (FAPESP - Processo nº 2006/57414-8) na qual foi encontrado um valor de módulo de elasticidade para o poliuretano com a aplicação do teste de tração.

4.2.1 Obtenção dos corpos de prova

Para a realização do experimento foram confeccionados 45 corpos de prova de poliuretano (AXSON – Cergy, França), em forma de alteres, com 18 mm de comprimento e 3,0 mm de diâmetro (figura 4.1).

Figura 4.1 – Imagem do corpo de prova

Para confecção dos corpos de prova foi utilizada uma matriz metálica de aço comum (Aço 1010/20), usinada em duas partes que se encaixam (figura 4.2). O corpo de prova de poliuretano foi obtido através da mistura de dois líquidos reagentes A (Poliol - catalisador) e B (Diisocianato - base) que tiveram suas proporções medidas previamente (A/B) de acordo com cada grupo. Ainda em sua forma viscosa, foi injetado dentro da matriz com o auxílio de uma seringa hipodérmica e, após completar a reação química que leva ao endurecimento do material, a matriz foi aberta para remoção do corpo de prova. A manipulação do material foi realizada de acordo com normas do fabricante.

Figura 4.2 – Matriz metálica de aço comum usinado

4.2.2 Divisão dos grupos

Os corpos de prova foram divididos inicialmente, em três grupos de 15 espécimes cada, de acordo com a proporção (A/B) dos líquidos reagentes do poliuretano (A - poliol e B - diisocianato). Após a aplicação de testes de tração destrutivos, alguns corpos de prova foram excluídos, pois foi verificada a presença de bolhas no interior dos mesmos o que poderia enfraquecê-los, modificando assim o número de espécimes dos grupos PU-1 e PU-2. Com isso obtiveram-se três grupos, de acordo com a tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Divisão dos grupos de acordo com a proporção de A e B dos líquidos reagentes do poliuretano (PU).

Grupos	Nº de espécimes	Proporção da Mistura (A/B)
PU – 1	11	1,0/0,5
PU – 2	14	1,0/1,0
PU – 3	15	1,0/1,5

4.2.3 Aplicação dos testes

Foi aplicado o teste de tração para a obtenção do módulo de elasticidade (Hengsberger et al. 2003) em todos os corpos de prova de cada grupo. Para tanto, cada espécime foi fixado ao dispositivo de tração de uma máquina universal de ensaios Kratos (Model K – 2000 MP - Kratos Equipamentos Industriais Ltda., São

Paulo, Brasil), onde uma célula de carga de 500Kgf tracionou o corpo de prova até sua completa ruptura, a uma velocidade de 1,0 mm/min (figura 3). Os valores do módulo de elasticidade foram calculados com base na tensão gerada e na deformação linear do cada espécime.

Figura 4.3 – Corpo de prova posicionado na máquina universal de ensaios, Kratos.

A tensão gerada foi calculada por:

$$T = \frac{P}{S_o} \quad \text{Equação 1}$$

Onde: T = tensão [Pa];

P = carga aplicada [N];

S_o = seção transversal original [m²].

A deformação foi calculada por:

$$\varepsilon = \frac{(L - L_o)}{L_o} = \frac{\Delta L}{L_o} \quad \text{Equação 2}$$

Para: ε = deformação [adimensional];

L_o = comprimento inicial de referência (carga zero) [m];

L = comprimento de referência para carga P aplicada [m].

Finalmente, o módulo de elasticidade é calculado por:

$$E = \frac{T}{\varepsilon} = \frac{(P \times L_0)}{(S_0 \times \Delta L)} \quad \text{Equação 3}$$

Onde: E = módulo de elasticidade [Pa].

Os valores de P e ΔL foram calculados de acordo com a deformação elástica do espécime de poliuretano, representada na figura 4.4 pela curva de tensão gerada pela deformação linear do corpo de prova durante o teste de tração. Onde I corresponde à acomodação do corpo de prova no dispositivo da célula de carga, II corresponde à deformação elástica, III corresponde à deformação plástica e IV à fratura do corpo de prova.

Figura 4.4 – Gráfico da curva da tensão gerada X deformação linear do corpo de prova após o teste de tração.

Os resultados dos testes foram submetidos a análise de variância (ANOVA) com o intuito de se verificar diferenças estatisticamente significantes entre os grupos, e o teste de Tukey ($p \leq 0,05$) foi utilizado para mostrar entre quais grupos houve diferença significativa.

4.2.4 Análise dos resultados

Os valores médios de módulo de elasticidade e desvio padrão (Figura 4.5) para os grupos PU-1, PU-2 e PU-3 foram de $192,98 \pm 57,20$ MPa, $347,90 \pm 109,54$ MPa e $304,64 \pm 25,48$ MPa), respectivamente. As forças de tração máximas e mínimas ($F_{\text{máx}}/F_{\text{mín}}$) de cada grupo foram de 323,59Mpa/110,97 Mpa para PU-1; 384,77Mpa/233,87MPa para o grupo PU-2 e 384,91Mpa/263,86Mpa para o grupo PU - 3.

Figura 4.5 – Gráfico dos valores médios de módulo de elasticidade (MPa) de acordo com a concentração da mistura.

A análise de variância (ANOVA) demonstrou diferenças significantes entre grupos. Assim, foi aplicado o Teste de Tukey com $p \leq 0,05$ que revelou diferenças entre os grupos 1 e 2 e entre os grupos 1 e 3. Entre os grupos 2 e 3 não houve diferença estatisticamente significativa (Tabela 4.2).

Tabela 4.2 – Resultado do teste de Tukey ($p \leq 0,05$).

Comparação	Diferença	Resultados
PU-1/PU-2	-154,92584	SIGNIFICANTE
PU-1/PU-3	-111,65793	SIGNIFICANTE
PU-2/PU-3	43,2679047	NÃO SIGNIFICANTE

Comparando os resultados do módulo de elasticidade do poliuretano encontrados no presente estudo e comparando com os valores de modulo de elasticidade do osso mandibular descritos na literatura, sabendo-se que há grande variação no módulo de elasticidade do osso mandibular e que os valores médios encontrados neste estudo estão de acordo com os encontrados na literatura (O'MAHONY et al, 2000; MISCH, QU E BIDEZ, 2000), assim, o grupo PU-2 se mostrou o melhor para confecção do modelo experimental por apresentar as características desejadas de isotropicidade, módulo de elasticidade compatível com o descrito na literatura e reprodutibilidade. A proporção dos líquidos reagentes indicada pelo fabricante (1:1) mostrou-se a mais adequada para atingir o módulo de elasticidade pretendido. Portanto, o uso deste material, em simulação `as características elásticas do osso mandibular, para a realização de estudos experimentais foi considerado adequado.

4.3 OBTENÇÃO DO MODELO EXPERIMENTAL

Foi construído um modelo de Poliuretano (Axson – Cergy, França) em forma de U com a utilização de uma matriz metálica (figura 4.6 e 4.7), onde foi vazado o Poliuretano (PU). Dois implantes Brånemark System® Mk III Groov (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden) de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento foram embutidos no modelo na fase líquida do poliuretano, estando deste modo intimamente unidos ao modelo após o endurecimento do mesmo. Obteve-se assim um modelo de PU (figura 4.8 e 4.9) com 13mm de diâmetro interno, 52mm de diâmetro externo, 35mm de comprimento, 13mm de largura e 19mm de altura. Os

dois implantes permaneceram paralelos entre si, posicionados 14,0mm distantes de centro a centro com o centro do implante mesial distante 7,0mm da linha média.

Figura 4.6 – Vista supero-anterior da matriz metálica com a tampa de acrílico e os dois implantes posicionados.

Figura 4.7 – Vista interna da tampa com os implantes posicionados.

Figura 4.8 – Vista superior do modelo de PU, com os implantes.

Figura 4.9 – Vista anterior do modelo de PU, com os implantes.

4.4 OBTENÇÃO DAS BARRAS METÁLICAS

Foram confeccionadas 2 barras metálicas com duas ligas diferentes (tabela 4.3), uma de cobalto-cromo (Rexillium[®] N.B.F. – Jeneric[®]/Pentron[®] Incorporated) e outra de paládio-prata (Pors-on[®] 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil) com as

seguintes características: 55mm de comprimento, 5,5mm de largura e 4,0mm de altura, sendo que a extensão das extremidades livres tomando como partida o centro do implante adjacente, correspondem a 9,0mm na mesial e 27,0mm na distal. Na porção superior das extremidades livres foram preparadas pequenas depressões para permitir a acomodação da ponta aplicadora de carga, uma equidistante dos dois implantes, três a uma distância de 2,5 , 5,0 e 7,5mm do centro do implante mesial e quatro nas distancias de 5 ,10, 15 e 20mm do centro do implante distal.

Tabela 4.3 – Especificações das ligas utilizadas, segundo os fabricantes.

LIGA	CONTEÚDO	INTERVALO DE FUSÃO (°C)	MÓDULO DE ELASTICIDADE (GPa)	PESO ESPECÍFICO (g/cm ³)
Rexillium® N.B.F. (Jeneric®/Pentron®)	Co – 52% Cr – 25% W – 14% Ga – 8%	1232 – 1315	219,80	7,85
Pors-on 4® (Degussa S.A.)	Pd – 57,8% Ag – 30%	1175 – 1275	95 ¹²	11,40

4.4.1 Duplicação do modelo de PU

Sobre os implantes foram parafusados dois intermediários do tipo multi-unit de 5mm de altura (Nobel Biocare - Göteborg, Sweden) e apertados com torque de 20 Ncm, através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia). Para o enceramento das barras metálicas foi feita a transferência dos intermediários do modelo mestre e duplicação do modelo com gesso especial (Durone IV - Dentsply Indústria e Comércio – Petrópolis – Rio de Janeiro – Brasil) com 2 análogos de intermediário multi-unit para laboratório (Biomet 3i – São Paulo, Brasil) (Figuras 4.10).

Figura 4.10 – Modelo duplicado em gesso tipo IV, com os análogos de multi-unit.

4.4.2 Infraestrutura de CoCr

Sobre o modelo de gesso foi construída uma barra em resina acrílica (Durallay - Reliance Dental Mfg. Co., Worth, Ill) e dois componentes de provisório do multi-unit (Biomet 3i – São Paulo, Brasil) com as dimensões adequadas (figuras 4.11 e 4.12). Uma matriz de silicone foi feita a partir desta barra conseguindo assim a padronização das dimensões da infraestrutura (figuras 4.13 e 4.14), para posterior enceramento das barras para fundição.

Figura 4.11 – Vista lingual da barra de resina acrílica e componente de provisório multi-unit.

Figura 4.12 – Vista oclusal da barra de resina acrílica e componente de provisório multi-unit.

Figura 4.13 – Vista da matriz de silicone no modelo de gesso com a barra de resina acrílica.

Figura 4.14 – Vista da matriz de silicone no modelo de gesso sem a barra de resina acrílica.

Para confecção da infraestrutura na liga de cobalto-cromo (Rexillium® N.B.F. – Jeneric®/Pentron® Incorporated), foram utilizados cilindros em Cromo-Cobalto os quais foram posicionados e parafusados nos análogos, sobre a matriz de silicone, utilizando parafusos de titânio com hexágono. Cera para incrustação aquecida e liquefeita foi despejada através da abertura superior da matriz de silicone em pequenas porções a fim de se evitar deformações no padrão devido a contração da cera durante o seu resfriamento. O conjunto foi mantido em repouso até o completo resfriamento e endurecimento da cera. A barra encerada foi removida do conjunto modelo-matriz e pequenos acabamentos foram realizados (figuras 4.15 a 4.17).

Figura 4.15 – Vista do padrão de cera na matriz de silicone.

Figura 4.16 – Vista superior do padrão de cera com os componentes de provisório com cinta em CoCr.

Figura 4.17 – Vista inferior do padrão de cera com os componentes de provisório com cinta em CoCr.

Após a confecção do padrão de cera o mesmo foi incluído em revestimento para fundição e procedeu-se a fundição da barra em monobloco pelo processo de cera perdida. Após a desinclusão foi realizado o acabamento da mesma, obtendo-se assim a barra em CoCr (figura 4.18 e 4.19).

Figura 4.18 – Vista superior da barra de CoCr com os pontos de aplicação de carga pré-determinados.

Figura 4.19 – Vista inferior da barra de CoCr.

4.4.3 Infraestrutura de PdAg

Para confecção da infraestrutura na liga de paládio-prata (Pors-on[®] 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil), cilindros de plástico foram fundidos individualmente e posteriormente posicionados nos análogos de multi-unit do modelo de gesso e parafusados sobre a matriz de silicone, utilizando-se parafusos de titânio com hexágono. A partir deste momento procedeu-se da mesma maneira a qual foi

confeccionada a barra de CoCr até o acabamento da barra. Com isso foi possível manter as mesmas dimensões para a barra de Pd-Ag (figura 4.20 e 4.21).

Figura 4.20 – Vista superior da barra de PdAg com os pontos de aplicação de carga pré-determinados.

Figura 4.21 – Vista inferior da barra de PdAg.

4.5 CONSTITUIÇÃO DOS GRUPOS

Cada corpo de prova foi formado pelo conjunto: modelo de PU com 2 implantes MK III, dois intermediários multi-unit parafusados sobre os implantes e uma barra parafusada sobre os intermediários. Obtendo-se assim dois grupos com

um corpo de prova cada, divididos de acordo com o tipo de liga da infraestrutura, onde cada grupo apresenta quatro situações diferentes de aplicação de força.

Grupo-CoCr - Infraestrutura em liga de cobalto-cromo (Rexillium® N.B.F. – Jeneric®/Pentron® Incorporated):

CoCr-S1: Força aplicada no centro da barra, entre os dois implantes

CoCr-S2: Força aplicada a 5mm do implante distal

CoCr-S3: Força aplicada a 10mm do implante distal

CoCr-S4: Força aplicada a 15mm do implante distal

Grupo PdPg - Infraestrutura em liga de paládio-prata (Pors-on® 4 – Degussa S.A., São Paulo, Brasil):

PdAg-S1: Força aplicada no centro da barra, entre os dois implantes

PdAg-S2: Força aplicada a 5mm do implante distal

PdAg-S3: Força aplicada a 10mm do implante distal

PdAg-S4: Força aplicada a 15mm do implante distal

4.6 FIXAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Uma base metálica (figuras 4.22 e 4.23) foi desenvolvida para fixação e estabilização do corpo de prova (modelo PU com implantes\intermediários\barra) na máquina Kratos para a aplicação das forças, onde o corpo de prova foi encaixado com precisão e estabilizado por três parafusos. A utilização desta base metálica rígida também tem o intuito de não interferir na deformação modelo de PU e de não absorver as forças aplicadas durante os testes.

Figura 4.22 – Imagem da base metálica visualizando o local de assentamento do modelo de PU com os três parafusos de retenção e estabilização.

Figura 4.23 – Imagem da base metálica com o modelo de PU posicionado, notando o perfeito assentamento da superfície lingual do modelo na superfície interna da base metálica.

Os intermediários multi-unit de 5,0mm de altura foram posicionados e parafusados com um torque de 20Ncm, através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocare Torque Controller™, Gotemburgo, Suécia).

4.7 COLAGEM DOS EXTENSÔMETROS LINEARES ELÉTRICOS

A superfície externa do modelo de PU foi limpa com acetona, para remover qualquer resíduo que interfira no processo de fixação dos extensômetros elétricos lineares. Para a realização deste experimento oito extensômetros elétricos lineares (KFG -02-120-C1-11, Strain Gages – Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão) foram fixados na superfície oclusal do modelo de PU com uma cola a base de cianoacrilato (Strain Gage Cement CC – 33 A -Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd., Tóquio, Japão), quatro ao redor de cada implante nas faces mesial, distal, vestibular e lingual (Figuras 4.24 e 4.25).

Figura 4.24 – Superfícies interna e externa dos extensômetros lineares elétricos.

Figura 4.25 – Modelo de PU com os intermediários e com os extensômetros elétricos lineares colados na superfície oclusal do modelo ao redor dos dois implantes.

As terminações dos extensômetros lineares elétricos foram soldadas em uma placa de circuito elétrico que foi afixada sobre a superfície do modelo mestre (figura 4.23). Cada um dos extensômetros lineares elétricos foi conectado a um canal de um dispositivo de aquisição de dados (NlcDAQ-9172, National Instruments Corp., Austin, Texas, USA (figura 4.26) capaz de medir a deformação dos extensômetros e transmiti-las para um computador Intel Celerom M, 512MB por meio de uma conexão USB 2.0, onde os dados são visualizados por meio do programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA). Obtendo-se assim os valores numéricos da deformação sofrida no modelo de PU. Cada infraestrutura foi posicionada sobre os intermediários no modelo de PU. Inicialmente os parafusos de titânio foram apertados manualmente, através de uma chave hexagonal, até oferecerem resistência, para confirmação clínica da adaptação precisa da infraestrutura. A seguir, foi empregado um torque de 10Ncm, através do dispositivo eletrônico de controle de torque.

Figura 4.26 – Imagem do dispositivo de aquisição de dados com os canais de extensometria conectados.

4.8 REALIZAÇÃO DO TESTE

A base juntamente com o corpo de prova foi adaptada à Máquina Universal de Ensaio Kratos (modelo K – 2000 MP – Kratos Equipamentos Industriais Ltda.,

Taboão da Serra, São Paulo, Brasil), através de um dispositivo que permite a sua movimentação em todas as direções no plano horizontal, permitindo o correto posicionamento da ponta aplicadora de carga (SUEDAM et al., 2009; JACQUES et al., 2009).

Uma ponta em aço comum, na forma de lápis, foi fixada à célula de carga e uma força de 300N foi aplicada, a uma velocidade de 0,5mm/min, no ponto de referência pré-determinado no centro das barras e na extremidade livre, a uma distância de 5mm, 10mm e 15mm do centro do implante mais distal, em apenas um lado da barra (figura 4.27). A força escolhida para realização do teste foi de 300N de acordo com os valores de força de mordida encontrados por Akça, Uysal e Çehreli (2006) para próteses implantossuportadas.

Foram realizadas cinco aplicações de carga para cada situação, em cada aplicação de força foi realizada a leitura da microdeformação gerada no modelo de PU ao redor dos dois implantes, captadas pelos extensômetros colados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual.

Figura 4.27 – Posicionamento da ponta aplicadora de carga no local pré determinado na barra.

As leituras da microdeformação do modelo de PU em cada situação foram realizadas com a utilização dos extensômetros lineares elétricos ao redor dos dois implantes. Ao todo, foram empregados 8 extensômetros lineares elétricos colados

no modelo de PU para cada teste, os quais foram conectados a 8 canais do dispositivo de aquisição de dados (figura 4.28).

- Canal 1 (SG1) – superfície do modelo do lado distal do Implante 1 (I1);
- Canal 2 (SG2) – superfície do modelo do lado lingual do Implante 1 (I1);
- Canal 3 (SG3) – superfície do modelo do lado mesial do Implante 1 (I1);
- Canal 4 (SG4) – superfície do modelo do lado vestibular do Implante 1 (I1);
- Canal 5 (SG5) – superfície do modelo do lado distal do Implante 2 (I2);
- Canal 6 (SG6) – superfície do modelo do lado lingual do Implante 2 (I2);
- Canal 7 (SG7) – superfície do modelo do lado mesial do Implante 2 (I2);
- Canal 8 (SG8) – superfície do modelo do lado vestibular do Implante 2 (I2);

Figura 4.28 – Desenho representativo da disposição dos extensômetros lineares elétricos (SG) e dos implantes (I) no modelo de PU.

Através do programa LabVIEW 8.1 os dados foram visualizados no monitor do computador e armazenados, obtendo-se 1 dado numérico de microdeformação ($\mu\epsilon$) com uma frequência de 20 MHz durante todo o tempo necessário para ocorrer a estabilização da deformação em todos os canais.

4.9 AQUISIÇÃO DOS DADOS

O extensômetro linear elétrico ou "strain gauge" é um dispositivo elétrico capaz de medir a tensão sofrida por um objeto. A tensão (ε) representa a quantidade de deformação de um corpo quando submetido a uma determinada força, que pode ser de tração (+) ou de compressão (-) (BOUCHART e ZARO, 1982).

Quando um material é tensionado ele sofre um alongamento, denominado de deformação absoluta (ΔL), que é proporcional à força nele aplicada. A proporção entre a variação do comprimento (ΔL) de um corpo e seu tamanho inicial (L) corresponde à deformação específica (ε), expressa pela fórmula:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \frac{(\text{mm})}{(\text{mm})}$$

Como as unidades de medida de ΔL e L são as mesmas, pode-se entender que a deformação específica é uma medida adimensional, isto é, não representa uma unidade. Indica apenas que o número por ele representado refere-se a um valor de deformação específica, ou a uma porcentagem de deformação. A medida de deformação fornecida pelos extensômetros é representada por "micro strain" ($\mu\varepsilon$), em que o micro (μ) corresponde à potência de 1×10^{-6} ou 0,000001.

Os extensômetros constituem-se resistências elétricas nas quais percorre uma corrente elétrica de baixa intensidade através de um circuito elétrico de ponte de Wheatstone (BOUCHART; ZARO, 1982). Quando sofre qualquer deformação, a resistência elétrica do extensômetro é alterada, gerando uma tensão de saída nos terminais da ponte. Esses sinais elétricos são enviados pelos canais para a placa de aquisição de dados.

Esta, por sua vez, transforma os sinais elétricos em sinais digitais, enviando-os para a placa de leitura instalada no computador. Através do programa LabVIEW 8.1 para Windows (National Instruments Corp., Austin, Texas, USA), os dados são transformados em valores de deformação específica, permitindo a visualização das deformações em tempo real.

Após o aperto dos intermediários com torque de 20 Ncm, a barra foi posicionada e apertada com torque de 10Ncm, os extensômetros realizaram a medida dos valores respectivos à tensão sofrida pelo apertamento dos parafusos da barra. Para que essa deformação não interferisse nos resultados, essa leitura foi zerada antes da realização de nova medida durante a aplicação da carga de 300 Ncm nos pontos pré-determinados nas barras de CoCr e PdAg.

Todos os dados foram gravados no computador como arquivos de extensão TXT. Em seguida, transferidos como arquivos de extensão XLS para o programa EXCEL, a fim de que fosse realizada a análise e seleção dos dados.

Os valores de deformação medidos por cada um dos extensômetros lineares elétricos passam por 3 fases distintas:

- Na fase inicial ocorrem variação de baixa magnitude, que correspondem ao período compreendido entre o momento em que se liga a aparelhagem e a estabilização das leituras; estas variações são da ordem de +16,648 a -16,648 $\mu\epsilon$ e correspondem ao limite de sensibilidade dos extensômetros lineares elétricos.
- Na fase intermediária observam-se as leituras compreendidas entre o momento em que a ponta da máquina de ensaios toca a barra até o momento em que a força atinge 300N; a deformação é crescente em função do tempo.
- Na fase final, os valores de deformação se estabilizam e permanecem num patamar de deformação máxima para a carga aplicada (Figura 4.29).

Figura 4.29 – Fases das variações dos valores de deformação.

Foram realizadas 5 repetições de aplicação de carga para cada corpo de prova. As leituras foram realizadas a uma frequência de 20 MHz por um período de 1 minuto corrido após a estabilização da carga. O programa nos forneceu 30 valores médios de deformação para cada experimento. Para efeito de cálculo da deformação média final, foi feita a média das 150 médias parciais, por corresponderem aos valores máximos e estáveis de deformação.

5 RESULTADOS

Os valores numéricos obtidos são expressos por tração (valores positivos) e compressão (valores negativos). A média final e o desvio padrão dos resultados de cada uma das cinco repetições de aplicação de força (300N) nas quatro situações (Centro, 5.0mm, 10mm e 15mm) do grupo-CoCr e do grupo-PdAg estão nas tabelas 1 a 8 em anexo (ANEXO A).

As figuras 5.1 e 5.2 mostram as ilustrações gráficas dos resultados dos testes realizados com os corpos de prova do grupo-CoCr e do grupo-PdAg, respectivamente. Onde os valores positivos (+) representam forças de deformação por tração, enquanto os valores negativos (-) significam as forças de deformação por compressão. No eixo das abscissas (y), tem-se a deformação, em “microstrains” ($\mu\epsilon$), enquanto no eixo das coordenadas (x) estão representados os canais de extensometria, onde cada quatro canais de extensometria correspondem respectivamente às regiões peri-implantares distal, lingual, mesial e vestibular dos implantes I1 (SG1, SG2, SG3, SG4) e I2 (SG5, SG6, SG7, SG8).

Figura 5.1 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas quatro situações de aplicação de carga do grupo-CoCr.

Figura 5.2 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas quatro situações de aplicação de carga do grupo-PdAg.

A fim de se analisar todos os dados do experimento em relação às possíveis variáveis presentes no estudo foram realizados inicialmente dois testes estatísticos em cada situação de aplicação de carga. Para verificar a presença de diferenças estatisticamente significantes foi aplicada a análise de variância (ANOVA) a dois critérios, onde a primeira variável é o tipo de liga (CoCr e PdAg) e a segunda variável, a região peri-implantar (SG1, SG2, SG3, SG4, SG5, SG6, SG7, SG8). Posteriormente foi aplicado o teste de Tukey para verificação de quais variáveis apresentam diferenças estatisticamente significantes.

Ao final foi aplicado o teste de correlação de Pearson, tendo como objetivo a correlação entre a distância de aplicação de carga no cantilever (5.0mm, 10mm e 15mm) e a deformação gerada nos extensômetros elétricos lineares posicionados na região peri-implantar. Para todos os testes estatísticos os valores de $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa.

Os resultados dos testes estatísticos de análise de variância (ANOVA) a dois critérios para cada situação de aplicação de carga (centro da barra, 5mm, 10mm e 15mm de cantilever), podem ser visualizados nas tabelas 9 a 12 em anexo (ANEXO B), onde foi constatada a presença de diferenças estatisticamente significantes.

O teste de Tukey intra grupos para comparações entre as regiões peri-implantares (ANEXO C) nos mostrou diferenças estatisticamente significantes na quase totalidade dos canais de extensometria, não apresentando diferenças estatisticamente significantes ($p > 0,05$) nas comparações entre os canais do grupo-CoCr, para força no centro da barra: SG2 com SG6, e SG7 com SG8. Para 5 mm de cantilever: SG1 com SG2 e SG6; SG3 com SG4, SG5, SG7 e SG8; SG4 com SG7 e SG8; e SG7 com SG8. Para 10 mm de cantilever: SG1 com SG2 e SG5 com SG8. Já para 15 mm de cantilever todas as comparações apresentaram diferenças significantes. No grupo-PdAg não apresentaram diferenças significantes, para força no centro da barra: SG1 com SG7 e SG8; SG3 com SG6; e SG7 com SG8. Para 5 mm de cantilever: SG3 com SG5 e SG7; e SG5 com SG8. Para 10 mm de cantilever: SG3 com SG5 e SG8; e SG5 com SG7. Para 15 mm de cantilever: SG2 com SG6; e SG5 com SG7 e SG8.

O teste de Tukey entre grupos para comparações do efeito dos dois tipos de liga em cada região peri-implantar (tabelas 5.1 a 5.4) mostrou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$), para força aplicada no centro da barra nos canais SG1, SG2, SG3, SG4, SG6 e SG8. Para 5 mm de cantilever nos canais SG1, SG3, SG4, SG5 e SG8. Para 10 mm de cantilever todos os canais apresentaram diferenças significantes. Para 15 mm nos canais SG1, SG2, SG3, SG4, SG5 e SG6.

Tabela 5.1 – Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada no centro da barra.

CENTRO	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
CoCr	-556,62	382,05	836,23	-1247,65	113,24	492,39	94,59	-14,37
PdAg	4,26	530,04	644,58	-1686,57	162,28	638,18	75,20	59,13
Valor de p	0,000223*	0,000228*	0,005332*	0,000223*	0,133211	0,000580*	0,547301	0,008061*

* $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa

Tabela 5.2 – Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada em 5mm de cantilever.

5mm	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
CoCr	-2181,89	-2004,14	-178,39	398,77	-343,70	-2276,29	1118,65	-17,51
PdAg	-1397,19	-1704,65	56,28	1231,87	-33,97	-1963,47	118,02	-112,62
Valor de p	0,000247*	0,196314	0,000296*	0,000223*	0,000433*	0,190638	0,266985	0,014714*

* $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa

Tabela 5.3 – Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada em 10mm de cantilever.

10mm	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
CoCr	-3113,64	-3160,52	-633,56	547,47	-215,15	-3885,74	90,39	-163,74
PdAg	-2180,87	-2400,27	-102,24	1351,35	11,29	-3364,77	138,38	-183,15
Valor de p	0,000223*	0,000223*	0,000223*	0,000223*	0,000318*	0,003219*	0,000237*	0,445044

* p < 0,05 indicam haver diferença estatisticamente significativa

Tabela 5.4 – Teste de Tukey para comparações entre grupos nas regiões peri-implantares, com força aplicada em 15mm de cantilever.

15mm	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
CoCr	-4302,05	-5538,95	-773,88	1018,86	-43,17	-6003,71	120,29	-252,24
PdAg	-3960,32	-5034,83	419,63	2009,83	25,42	-5019,20	127,31	-249,93
Valor de p	0,000260*	0,004769*	0,000223*	0,000223*	0,000660*	0,000754*	0,441627	0,9187

* p < 0,05 indicam haver diferença estatisticamente significativa

Sabendo da presença de diferenças estatisticamente significantes intra e entre grupos, em relação a deformação gerada nas regiões peri-implantares estudadas, torna-se necessária a correlação do aumento do cantilever e o aumento das deformações de cada um dos grupos estudados. Para isto foi aplicado o teste de correlação de Pearson (tabelas 5.5 e 5.6), que mostrou diferenças significantes nos canais SG1, SG2, SG3, SG4, SG5, SG6 e SG8 dos dois grupos estudados.

Tabela 5.5 – Valores do teste de correlação de Pearson para o grupo-CoCr.

CoCr	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
DISTÂNCIA x DEFORMAÇÃO	-0,9875	-0,967	-0,9232	0,9183	0,8741	-0,9772	-0,3776	-0,8797
Valor de p	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,000*	0,165	0,000*

* p < 0,05 indicam haver diferença estatisticamente significativa

Tabela 5.6 – Valores do teste de correlação de Pearson para o grupo-PdAg.

PdAg	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
DISTÂNCIA x DEFORMAÇÃO	-0,9748	-0,9417	0,674	0,9182	0,767	-0,9887	0,1591	-0,9742
Valor de p	0,000*	0,000*	0,006*	0,000*	0,001*	0,000*	0,571	0,000*

* p < 0,05 indicam haver diferença estatisticamente significativa

6 DISCUSSÃO

Segundo Katz (1995), o osso não é homogêneo, suas propriedades físicas variam muito de acordo com a raça, idade, sexo, tipo de osso (femural, mandibular, cortical, medular), e de acordo com a localização do osso de onde cada espécime é coletado.

A utilização de mandíbulas humanas frescas torna-se inviável para a realização de estudos biomecânicos “in vitro”, por suas características elásticas como a grande variação de módulo de elasticidade e consequentemente da densidade, apresentando características anisotrópicas e devido também à dificuldade de colagem de extensômetros lineares elétricos em razão da umidade e oleosidade. Para uma adequada padronização dos testes, é necessária a utilização de um material com características elásticas isotrópicas e que, ao mesmo tempo, tenha o módulo de elasticidade semelhante ao da região mandibular estudada. De acordo com Bonneta et al. (2009), o uso de modelos isotrópicos, são fundamentais para o estudo biomecânico de simulações numéricas, e como demonstrado neste estudo, o poliuretano possui estas características e foi o material de escolha para confecção do modelo simulando a região mandibular.

Baseado em estudos prévios de Jaques et al. (2009) e Suedam et al. (2009) sabemos que, em uma prótese com cinco implantes as maiores deformações são sofridas pelos dois implantes mais próximos ao ponto de aplicação de carga, enquanto a deformação sofrida pelos implantes do lado oposto é muito reduzida. Por essa razão, optou-se pela confecção de uma barra com cantilever suportada por apenas dois implantes com o intuito de focalizar a avaliação na região próxima à carga.

Podemos observar que o padrão de distribuição das deformações geradas pela aplicação da força estática de 300N variou de acordo com a posição em que os canais de extensometria (SG1, SG2, SG3, SG4, SG5, SG6, SG7, SG8) estavam posicionados na superfície do modelo de PU ao redor dos implantes, de acordo com a posição ocupada pelo implante em relação à aplicação da força (I1 e I2), de acordo com o tipo de liga utilizada para confecção das infraestruturas e também

devido à variação da localização da aplicação da força (centro da barra, 5.0mm, 10mm e 15mm de cantilever).

De acordo com Suedam et al. (2009), não podemos fazer uma somatória das deformações sofridas em cada região peri-implantar de cada implante e considerar esse valor como deformação do conjunto, pois cada componente do sistema prótese/intermediário/implante/osso pode se encontrar sob condições diversas de adaptação e carga. Em vista disso, torna-se necessária uma avaliação qualitativa dos resultados com base nos testes estatísticos realizados, que nos dê uma visão do comportamento biomecânico de todo o sistema envolvido em uma PPF com cantilever, e não de extensômetros ou regiões peri-implantares individualmente.

Como podemos observar nos gráficos 5.1 e 5.2, as tensões geradas não apresentam um padrão uniforme entre as regiões peri-implantares. Porém, ao comparar a posição dos dois implantes, quando foram aplicadas as cargas no cantilever dos dois grupos estudados, podemos evidenciar que forças de compressão estão presentes nos canais de extensometria situados nas regiões linguais (SG2 e SG6) dos dois implantes e na distal do implante I1 (SG1), havendo força de tração na vestibular do implante I1 (SG4). Isto se dá devido ao formato curvo da barra, o qual acompanha a forma do arco mandibular, onde a aplicação da carga no cantilever gera uma força resultante que tende a girar o conjunto barra/intermediário/implante no sentido disto-lingual fazendo com que haja compressão do osso nas regiões lingual e distal, e tração na mesial do implante mais próximo ao ponto de aplicação da carga (I1).

Por outro lado, quando se aplicou a carga no centro da barra equidistante dos dois implantes podemos observar que forças de tração de menor magnitude estão presentes nos canais de extensometria situados nas regiões linguais (SG2 e SG6) dos dois implantes, na mesial do I1 (SG3) e forças de compressão na vestibular do I1 (SG4). Este comportamento se deve ao formato curvo da barra, onde a força resultante tende a girar todo o conjunto para vestibular tensionando o osso nestas regiões.

Quando comparamos os dois pontos de aplicação de carga, no centro e no cantilever, notamos que a aplicação da carga no centro da barra resulta em um padrão de deformação mais uniforme devido a uma melhor distribuição da força ao

longo eixo dos implantes, resultando em valores de deformação menores na região peri-implantar (-556,62 $\mu\epsilon$, 382,05 $\mu\epsilon$, 836,23 $\mu\epsilon$, -1247,65 $\mu\epsilon$, 113,24 $\mu\epsilon$, 492,39 $\mu\epsilon$, 94,59 $\mu\epsilon$ e -14,37 $\mu\epsilon$ para os canais SG1 ao SG8 do grupo-CoCr). O mesmo não acontece no cantilever de 15 mm, onde evidenciamos valores de -4302,05 $\mu\epsilon$, -5538,95 $\mu\epsilon$, -773,88 $\mu\epsilon$, 1018,86 $\mu\epsilon$, -43,17 $\mu\epsilon$, -6003,71 $\mu\epsilon$, 120,29 $\mu\epsilon$ e -252,24 $\mu\epsilon$ para os canais SG1 ao SG8 do grupo-CoCr. Isto se deve ao fato de a força aplicada na barra ser potencializada pelo cantilever e transmitida ao osso.

Outro fator importante a salientar é a adaptação presente nos componentes da prótese, pois segundo Rangert, Jemt e Jörneus (1989); Duyck e Naert (2001) e Wee (2000), a ausência de uma adaptação precisa da infraestrutura faz com que, enquanto alguns implantes recebem a maior carga, outros podem não sofrer carga alguma.

De acordo com os grupos analisados (grupo-CoCr e grupo-PdAg), podemos observar que, em acordo com vários estudos (AKÇA; ÇERELI; IPLIKÇIOGLU, 2002; GOLL, 1991; GOODACRE; KAN; RUNGCHARASSAEN, 1999; MILLINGTON; LEUNG, 1992; SUEDAM et al., 2009; JACQUES et al., 2009), o tipo de liga utilizada na confecção das infraestruturas influenciou no padrão de distribuição de tensões no sistema prótese/intermediário/implante/osso. Os valores numéricos expressos em tração (positivos) e compressão (negativos), são resultados do comportamento da barra frente a aplicação da força, onde o módulo de elasticidade da liga influencia no tipo de deformação sofrida e conseqüentemente nas tensões transmitidas ao tecido ósseo.

Para Jacques et al. (2009) a liga de baixo módulo de elasticidade por apresentar maior deformação e absorção das forças aplicadas, pode estar sujeita a fadiga, sobrecarregando os parafusos de fixação da prótese. Segundo Duyck e Naert (2002); Geng, Tan e Liu (2001); Benzing, Gall e Weber (1995) e Williams et al (1990), um material com menor módulo de elasticidade oferece menor resistência à flexão; uma infraestrutura confeccionada com liga de metal básico, mais rígida, sofre menor deformação, sendo menos sujeita a fadiga e conseqüentemente não sobrecarregando os parafusos.

Segundo Benzing, Gall e Weber (1995) a aplicação de carga em uma infraestrutura para prótese sobre implantes produz uma energia de deformação no

sistema que causa a flexão e deformação da infraestrutura. Se uma grande quantidade de energia de deformação é consumida nos implantes próximos do ponto de aplicação da força, ocorre a redução da energia transmitida e baixa concentração de estresse nos demais implantes.

Dentre as ligas com alto módulo de elasticidade, destaca-se a liga de cobalto-cromo que é utilizada neste estudo, pois apresenta características físicas, químicas e biologicamente favoráveis (CONCIL ON DENTAL MATERIALS, 1984, 1985; GOLL, 1991; ISA; HOBKIRK, 1995; KANSU; AYDIN, 1996; LEINFELDER, 1997). Devido ao menor módulo de elasticidade da liga de paládio-prata, em relação à de cobalto-cromo, e conseqüentemente por apresentar menor resistência à flexão, os resultados expressos nas tabelas 5.2 a 5.4 (teste de Tukey) demonstram que, durante as aplicações de carga no cantilever, o corpo de prova do grupo-PdAg apresentou os menores valores de compressão nos canais de extensometria SG1, SG2 e SG6 em relação ao corpo de prova do grupo-CoCr, onde houveram diferenças estatisticamente significantes entre os canais SG1 e SG2 para as três situações de aplicação de carga e no canal SG6 para 10mm e 15mm de cantilever. Estes valores nos levam a acreditar que a liga de menor módulo de elasticidade se deformou mais, absorvendo a força aplicada na região de cantilever. Por outro lado a liga de maior módulo de elasticidade (Co-Cr) transmitiu mais intensamente a deformação para a região peri-implantar em relação ao grupo-PdAg, como podemos observar nos gráficos 6.1 a 6.3, a seguir.

Figura 6.1 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga em 5mm de cantilever dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.

Figura 6.2 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga em 10mm de cantilever dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.

Figura 6.3 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga em 15mm de cantilever dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.

Já quando foi aplicada a força no centro da barra, como podemos notar no gráfico a seguir (figura 6.4), houve um comportamento diferente. Como grupo-PdAg apresentando os maiores valores de deformação nos canais SG2, SG4, SG5, SG6 e SG8 comparados com os valores do grupo-CoCr, onde a maior deformação foi observada no SG4 (tabela 5.1).

Figura 6.4 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria com aplicação de carga no centro da barra dos grupo-CoCr e grupo-PdAg.

A manutenção dos implantes em função é amplamente questionada na literatura e muitas vezes correlacionada com a sobrecarga oclusal. De acordo com vários estudos clínicos (ADELL, et al., 1981; CHAO, et al., 1988; CLELLAND; MEADE, 1997; CONCIL ON DENTAL MATERIALS, 1985; DAVIS; ZARB; CHAO, 1988; DUYCK; NAERT, 2002), toda força aplicada sobre a prótese implanto suportada é transmitida diretamente para o tecido ósseo adjacente aos implantes e o aumento da magnitude da força pode levar à sobrecarga, e de acordo com Isidor (2006) a sobrecarga pode levar à perda do tecido ósseo ao redor do implante e até mesmo a perda do implante.

Observamos em nosso estudo que a utilização de uma liga de alto módulo de elasticidade pode promover o aumento da força transmitida ao tecido ósseo (tabelas 5.2 a 5.4) quando sofre a aplicação de uma força no cantilever. Com base nisso, a escolha do material envolvido na confecção da prótese com cantilever deve ser analisada criteriosamente em relação à preservação dos componentes mecânicos da prótese, promovida por uma liga de alto módulo de elasticidade, ou a diminuição da tensão gerada na estrutura óssea peri-implantar, com uma liga de baixo módulo de elasticidade. Já em PPF sem cantilever, a liga de escolha para confecção da infraestrutura é a de maior módulo de elasticidade devido a sua rigidez, deforma menos, transmitindo a força aplicada de uma maneira mais equilibrada para o tecido ósseo.

Considerando somente o aumento do comprimento do cantilever (gráficos 6.5 e 6.6), podemos visualizar que o aumento do comprimento do cantilever promoveu o aumento da microdeformação captada pelos extensômetros lineares elétricos posicionados nas regiões peri-implantares dos dois grupos estudados. Corroborando com isso, houve a evidenciação estatística com a aplicação do teste de correlação de Pearson (tabelas 5.5 e 5.6), onde a diferença estatisticamente significativa está presente na quase totalidade dos canais de extensometria de cada grupo estudado. Esse aumento da microdeformação foi promovido pelo aumento da distância entre o ponto de aplicação de força na superfície da infraestrutura ao centro do implante mais distal. Com isso, aumentou o braço de alavanca entre o ponto de aplicação da força e o osso de suporte.

Figura 6.5 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas três situações de aplicação de carga no cantilever do grupo-CoCr.

Figura 6.6 – Gráfico das médias de microdeformação captadas pelos canais de extensometria nas três situações de aplicação de carga no cantilever do grupo-PdAg.

As deformações geradas na região peri-implantar são de fundamental importância para o entendimento do comportamento biomecânico de todo o sistema, o que é item indispensável no planejamento protético do tratamento reabilitador com

implantes osseointegrados, a fim de se manter a longevidade do tratamento com os implantes em função. A transmissão das tensões ao tecido ósseo peri-implantar deve ser estudada levando em consideração aspectos da biologia óssea. Sabe-se que, durante a função, o osso ao redor dos implantes é submetido a um esforço repetitivo. Como outros materiais rígidos, o osso está sujeito à fadiga. A carga repetitiva pode resultar em microfraturas, que se deixadas acumular, podem levar a uma falha estrutural. Como os osteoclastos reabsorvem o osso mais densamente mineralizado, o osso mais velho, e presumivelmente mais fraco, é remodelado. Este mecanismo fisiológico ajudaria a manter a integridade estrutural indefinidamente (ROBERTS et al., 1987). Entretanto, a tensão gerada pelo esforço não deve ultrapassar um determinado limite.

A teoria mecanostática de Frost (FROST,1994) estabeleceu a existência de uma taxa mínima de tensão, a “tensão mínima efetiva” (TME), acima da qual a resposta adaptativa ocorreria, enquanto que abaixo dela o osso permaneceria estável. Frost descreve “janelas” de atividade que podem ser consideradas normais ou fisiológicas. Quando os sinais mecânicos permanecerem abaixo de $50 \mu\epsilon$ (“janela de desuso”) o osso é perdido por aumento da remodelação com balanço negativo entre reabsorção e formação (atrofia). Entre $50 \mu\epsilon$ e $1500 \mu\epsilon$ (“janela fisiológica”) ocorre o equilíbrio (remodelação óssea) e se a deformação ultrapassar $1500 \mu\epsilon$ (“janela de sobreuso”) a modelação óssea pode ocorrer (hipertrofia). Deformações acima de $3000 \mu\epsilon$ a $4000 \mu\epsilon$ (“sobrecarga patológica”) podem gerar reabsorção (DUNCAN;TURNER, 1995).

Ao se comparar as deformações observadas nas regiões peri-implantares dos dois grupos (tabelas 1 a 8 – ANEXO A) com os valores de deformação propostos pela teoria de Frost, podemos verificar que os maiores valores médios de deformação encontrados frente a aplicação das cargas estáticas de 300N no centro da barra foram de $-1247,65 \mu\epsilon$ para o SG4 (vestibular do I1) do grupo-CoCr e $-1686,57 \mu\epsilon$ para o SG4 do grupo-PdAg, os quais se encaixam na “janela fisiológica” e “janela de sobreuso”, respectivamente, deste modo não acarretando nenhum dano a estrutura óssea peri-implantar.

De acordo com os maiores valores médios de deformação frente a aplicação das cargas em 5mm de cantilever, podemos observar que no grupo-CoCr foram

obtidos valores de -2181,89 $\mu\epsilon$ para o SG1, -2004,14 $\mu\epsilon$ para o SG2 e -2276,29 $\mu\epsilon$ para o SG6 dentro da “janela de sobreuso”, e também +1118,65 $\mu\epsilon$ no SG7 na “janela fisiológica”. Já no grupo-PdAg observam-se valores de -1397,19 $\mu\epsilon$ para o SG1 na “janela fisiológica”, -1704,65 $\mu\epsilon$ para o SG2 e -1963,47 $\mu\epsilon$ para o SG6 dentro da “janela de sobreuso”. Podemos verificar que os valores médios de deformação do grupo-CoCr são maiores do que os do grupo-PdAg, onde ambos os grupos estão em situações normais de acordo com a teoria de Frost, não acarretando em danos a estrutura óssea.

Quando se aplicou a carga de 300N em 10 mm de cantilever, foram observados para o grupo-CoCr valores de -3113,64 $\mu\epsilon$ para o SG1 e de -3160,51 $\mu\epsilon$ para o SG2 $\mu\epsilon$ estando no limite entre a “janela de sobreuso” e a “sobrecarga patológica”, já no SG6 (lingual do I2) o valor de microdeformação foi de -3885,74 $\mu\epsilon$ podendo ser considerado “sobrecarga patológica” de acordo com as condições individuais de cada paciente em relação à “tensão mínima efetiva” (TME). No grupo-PdAg os valores foram de -2180,87 $\mu\epsilon$ para o SG1, -2400,27 $\mu\epsilon$ para o SG2 e de -3364,77 $\mu\epsilon$ para o SG6, onde os dois primeiros estão na “janela de sobreuso” e o SG6 está no limite entre “janela de sobreuso” e “sobrecarga patológica”. Assim como observado anteriormente temos valores médios de deformação maiores para o grupo-CoCr fazendo com que este grupo possua deformações acima de 3000 $\mu\epsilon$, bem próximas de 4000 $\mu\epsilon$, o que de acordo com Duncan e Turner (1995) e Frost (1994), podem gerar reabsorção óssea.

Aumentando o comprimento do cantilever para 15mm evidenciamos no grupo-CoCr valores médios de microdeformação de -4302,05 $\mu\epsilon$ para o SG1, -5538,95 $\mu\epsilon$ para o SG2 e -6003,71 $\mu\epsilon$ para o SG6 os quais, de acordo com a teoria de Frost, estão na “sobrecarga patológica”. Não diferente, o grupo-PdAg também apresentou valores na chamada “sobrecarga patológica”, -3960,32 $\mu\epsilon$ para o SG1, -5034,83 $\mu\epsilon$ para o SG2 e -5019,20 $\mu\epsilon$ para SG6.

Com base nestes resultados podemos inferir que durante o planejamento do tratamento protético com PPF com extensão em cantilever suportada por dois implantes na região mandibular de um indivíduo em condições normais, o comprimento do cantilever não deve exceder 10mm, principalmente se a liga utilizada para sua confecção for de alto módulo de elasticidade.

Observamos no presente estudo que, de acordo com os resultados obtidos, as regiões peri-implantares distal e lingual adjacentes ao cantilever (I1) sofreram as maiores deformações por compressão captadas pelos canais de extensometria acompanhadas pela região lingual do implante mais mesial (I2), que o tipo de liga utilizada na confecção das infraestruturas influencia no padrão de deformação sofrido pelas estruturas de suporte, que a variação do comprimento do cantilever promove o aumento da deformação captada pelos canais de extensometria, devido ao aumento do braço de alavanca, e que este comprimento deve ser considerado no planejamento protético tomando como base os resultados deste estudo comparados com a teoria de Frost.

7 CONCLUSÕES

Diante dos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. O ponto de aplicação da carga influenciou o padrão das deformações geradas, comparados no centro da barra e no cantilever.
2. A infraestrutura confeccionada em liga de CoCr, promoveu maior deformação quando a carga foi aplicada no cantilever. Para carga aplicada no centro da barra, maiores deformações foram observadas com a liga de PdAg.
3. O aumento do comprimento do cantilever promoveu o aumento da deformação gerada, devido ao aumento do braço de alavanca.
4. O cantilever de uma prótese parcial fixa suportada por dois implantes na região mandibular maior do que 10 mm provocou tensões que superaram a tensão máxima fisiológica proposta pela teoria de Frost.

REFERÊNCIAS

ADELL, R., et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw **Int. J. oral Surg.**, v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.

AKÇA, K.; ÇERELI, M.C.; IPLIKÇIOĞLU, H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. **Int. J. Prosthodont.**, v.15, n.2, p.115-21, 2002.

AKÇA, K.; UYSAL, S.; ÇEHRELI, M.C. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin. Oral Impl. Res.**, 17, 331–336, 2006.

BARBIER, L.; SCHEPERS, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Carol Stream, v.12, n. 2, p. 215-223, Apr. 1997.

BENZING, U.R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.10, n.5, p.188-98, Sep/Oct 1995.

BONNETA, A.S.; POSTAIREB, M.; LIPINSKIA, P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. **Med Eng Phys**, 2009.

BOUCHART, I.G.; ZARO, M.A. **Extensômetros de resistência elétrica (strain gauges) – princípios de operação e utilização em transdutores**. Porto Alegre, Ed. da Universidade UFRGS, 55p;1982.

CARLSON, B.; CARLSON, G.E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.9, n.1, p.90-4, Jan/Feb. 1994.

CARR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing and polishing on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.11, n.5, Sep/Oct., p.589-9, 1996.

CARTER, D.R.; HAYES, W.C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **J Bone Joint Surg**, Needham, v. 59-A, n. 7, p. 954-962, Oct. 1977.

CEHRELI, M., et al. Implant design and interface force transfer. A photo-elastic and strain-gauge analysis. **Clin. Oral Impl. Res.**, 15, 249–257, 2004.

CHAMAY, A.; TSCHANTZ, P. Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's Law. **J Biomechanics**, Copenhagen, v. 5, p. 173-180, 1972.

CHAO, Y., et al. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. **Clin. Materials**, v. 3, p. 309-15, 1988.

CHUNG, D.M., et al. Factors affecting implant bone loss: A retrospective analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, 22:117-26, 2007.

CLELLAND, N.L. et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for na implant system. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.8, n.5, p.541-8, 1993.

CLELLAND, N.L.; MEADE, C.V.P. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. **Int. J. oral Maxillofac. Implants**, v.12, n.6, p. 793-99, 1997.

CONCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. Report on base metal alloys for crown and bridge application: benefits and risks. **J. Amer. dent. Assoc.**, v. 111, n. 3, p. 479-83, Sept. 1985.

COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. (National Institute of Dental Research) Workshop: biocompatibility of metals in dentistry. **J. Amer. dent. Assoc.**, v.109, n.3, p.469-71, Sept. 1984.

CRAIG, R.G.; O' BRIEN, W.J.; POWERS, J.M. **Dental Materials** – Properties and manipulation. 6 ed. St. Louis, Mosby, 1996. .

DAVIS, D.M.; ZARB, G.A.; CHAO Y. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 3, n. 3, p. 197-201, Fall 1988.

DUNCAN, R.L.; TURNER, C.H. Mechanotransduction and the functional response of bone to mechanical strain. **Calcif Tissue Int**, New York, v. 57, n. 5, p. 344-358, Nov. 1995.

DUYCK et al. Pre-load on oralimplantsafter screw tightening fixed full prostheses: na in vivo study. **J. Oral Rehab.**, v.28, n.3, March, p.226-233, 2001.

DUYCK, J.; NAERT, I. Influence of prothesis fit and effect of a luting system on the prosthetic connection preload: na in vitro study. **Int. J. Prosthodont.** v.15, n.4, p.389-96, 2002.

ENLOW, D.H. Wolff's law and the factor of architectonic circumstance. **American J. Orthodontics**, St. Louis, v. 54, n. 11, Nov. 1968.

FROST, H.M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod**, Appleton, v. 64, n. 3, p. 175-188, June 1994.

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J. prosthet. Dent.**, v.85, n.6, p. 585-98, June 2001.

GIL, F.J. et al. *In vitro* corrosion behaviour and metallic ion release of different prosthodontic alloys. **Int. dent. J.**, v.49, n.6, p.361-67, 1999.

GOLL, G. E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks: part I - clinical proceduures. **J. prosthet. Dent.**, v. 66, n. 3, p. 377-84, Sept. 1991.

GOODACRE, C. J., et al.Clinical complications with implant and implant prostheses. **J prosthet Dent**, v. 90, n. 2, p. 121-32, 2003.

GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAEN, G.K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J. prosthet. Dent.**, v.81, n.5, p.533-52, 1999.

HÄLG, G.A.; SCHMID, J.; HÄMMERLE, C.H.F. Bone level changes at implants supporting crowns or fixed partial dentures with or without cantilevers. **Clinical Oral Implants Research**, 19:10, 983 – 99, 2008.

HARALDSON, T.; CARLSSON, G.E.; INGERVALL, B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. **Acta Odontol Scand**, Oslo, v. 37, n. 4, p. 195-206, Oct. 1979.

HECKER, D M; ECKER, S, E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. **J prosthet Dent**, v. 89, n. 4, p. 346-51, 2003.

HECKMANN, S.M., et al. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements. **Clin. Oral Impl. Res.**, 17, 345–350, 2006.

HOBKIRK, J.A; HANTHOULAS, T.K. The influence of mandibular deformation implant numbers and loading position on detected forces in abutment supporting fixed implant superstructures. **J Prosth Dent.**, v.80, n.2, p.164-74, 1998.

HOSHAW, S.J.; BRUNSKI, J.B.; COCHRAN, G.V.B. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Carol Stream, v. 9, n. 3, p. 345-360, June 1994.

HULTERSTRÖM, M.; NILSSON, U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: A 3-year follow-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 4, p. 449-54, 1994.

ISA, Z. M.; HOBKIRK, J. A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: part I. the effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur J Prosthodont. Restorat Dent**, v. 3, n. 6, p. 247-53, 1995.

ISHIGAKI, S., et al. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. **Clin Oral Implants Res**, 14, 97– 102, 2003.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Impants Res.**, 17 (Suppl. 2), 8–18, 2006.

IVANOFF, C.J.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U. Influence of mono- and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Carol Stream, v. 25, n. 3, p. 229-235, June 1996.

JACQUES, L. B. et al. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. **Clin Oral Implants Res**. Published Online: 27 Mar 2009.

JEMT, T. et al. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. **Int. J Oral Maxillofac. Implants**, v.6, n.4, Winter, 1991, p.413-17.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment form the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.6, n.3, p.270-6, 1991.

JORNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.7, n.3, p.353-9, 1992.

KANO, S.C. Disajustment of prosthetic components using different alloys. **J. dent. Res.**, v.74, n.3, p.806, 1995 / Abstract n.206 /.

KANSU, G.; AYDIN, A.K. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: part 1- toxic potentials. **Europ J Prosthodont Restorat Dent.**, v.4, n.3, Dec., p.155-61, 1996.

KATZ, J.L. Mechanics of hard tissue. In: Brozino, J.D., ed. **The Biomedical Engineering Handbook**, 273–289. Boca Raton: CRC Press, 1995.

KORIOTH, T.W.P.; JOHANN, A.R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. **J Prosthet Dent**, v.89, n.1, p.67-72, 1999.

KOZLOVSKY, A., et al. Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa. **Clin Oral Impl Res**, 18, 601–610, 2007.

KREISSL, M.E., et al. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. **Clin Oral Impl Res**, 18, 720–726, 2007.

HOLLWEG, H. **Análise da passividade de adaptação de infra-estruturas para prótese fixa implantossuportada, através do uso de extensômetros**. Bauru, 2000. 71p, Dissertação (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

LEINFELDER, K.F. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures. **J Amer Dent Assoc**, v.128, Jan 1997.

LINDQUIST, L.W.; CARLSSON, G.E. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, v. 50, n. 2, p. 262-70, Aug. 1983.

LINDQUIST, L.W.; ROCKLER, B.; CARLSSON, G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. **J Prosthet Dent**, Jan;59(1):59-63, 1988.

MCDOWELL, J.A.; REGLI, C.P. A quantitative analysis of the decrease in width of the mandibular arch during forced movements of the mandible. **J Dent Res**, Chicago, v. 40, n.6, p. 1183-1185, Nov./Dez.1961.

MELSEN B.; LANG N.P. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. **Clin Oral Impl Res**, Copenhagen, v. 12, n. 2, p. 144-152, Apr. 2001.

MENDES, E.N.C. **Avaliação da adaptação passiva de infraestruturas sobre implantes, antes e após soldagem, em função da deformação dos intermediários medida com extensômetros lineares elétricos**. Bauru, 2003. 145p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont**, v.8, n.6, p.511-16, 1995.

MILLINGTON, N.D.; LEUNG, T. Stress on an implant superstructure in relation to its accuracy of fit. **J Dent Res**, v.71, p.529, 1992. /Abstract n.108/.

MISCH, C.E.; QU, Z.; BIDEZ, M.W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **J Oral Maxillofac Surg**, Feb;58(2):247-8, 2000.

NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J Prosthet Dent**. Dec;68(6):949-56, 1992.

OH, T.J., et al. The causes of early implant bone loss: myth or science? **J Periodontol**, 322-33, 2002.

O'MAHONY, A.M., et al. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. **Clin Oral Implants Res**, Oct;11(5):415-21, 2000.

PAPAVASILIOU, G.; KAMPOSITORA, P.; FELTON, D.A. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implants-bone interfacial stresses. **J Dent**, v.25, n.6, p.485-91, 1997.

PATTERSON, E.A., et al. Distribution of load in an oral prosthesis system: an *in vitro* study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, n. 5, p. 552-60, Sep./Oct. 1995.

PETRIE, C.S.; WILLIAMS, J.L. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. **Clin Oral Implants Res**, 16, 486–494, 2005

PUGH J.P.; ROSE R.M.; RADIN E.L. elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. **J Biomechanics**, Copenhagen, v. 6, p. 475-485, 1973.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n. 3, p. 241-7, 1989.

RICHTER, E.J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent**, v. 61, n. 5, p. 602-9, 1989.

RIEGER, M.R.; MAYBERRY, M.; BROSE, M.O. Finite element analysis of six endosseous implants. **J Prosthet Dent**, v. 63, n. 6, p. 671-676, 1990.

ROBERTS, W.E., et al. Bone physiology and metabolism. **J Calif Dent Assoc**, Sacramento, v. 15, n. 10, p. 54-61, 1987.

RUBO, J.H.; SOUZA E.A.C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em prótese sobre implantes. **Rev FOB**, Bauru, v. 9, n. 3/4, p. 97-103, 2001.

RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Finite-Element Analysis of Stress on Dental Implant Prosthesis. **Clin Dent Implant Relat Res**, Feb 13, 2009.

SAHIN, S., et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent**, v. 30, p. 271-282, 2002.

SAHIN, S; ÇEHRELI, M.C. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **J Implant Dent**, v.10, n.2, p. 85-90, 2001.

SAHIN, S., et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J.Dent**, v. 30, p. 271-282, 2002.

SANZ, M., et al. Histo-pathologic characteristics of peri-implant soft tissues in Brånemark implants with 2 distinct clinical and radiological patterns. A histometric and ultrastructural study. **Clin Oral Impl Res**, v. 2, n. 3, p. 128-134, 1991.

SERGOZ, A; GUVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prostheses. **J Prosthet Dent**, v. 76, n. 2, p. 165-9, 1996.

SERTGÖZ, A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. **Int J Prosthodont**, v. 10, n. 1, p. 19-27, 1997.

SHACKLETON, J., et al. Prosthodontic complications and problems of fixture-supported prostheses. **J Dent Res**, v. 71, n. 4, p. 1113, Apr. 1992. /Abstract n. 89/.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosth Dent**, v. 49, n. 6, p. 843-8, 1983.

SMITH, D.C. Dental implants: Materials and design considerations. **Int J Prosthodont**, v. 6, n. 2, p. 106-17, 1993.

SPIEKERMANN, H. et al. Biomechanics. In: **Color Atlas of Dental Medicine Implantology**. New York, Thieme Medical Publishers, p. 81-9, 1995.

STEGAROIU, R.; KHRAISAT, A.; NOMURA, S.E.; MIYAKAWA, O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n. 5, p. 735-42, 2004.

SUEDAM, V., et al. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. **Clin Oral Implants Res**, Feb; 20(2):196-200, 2009.

TAM, L.Y. et al. Comparison of marginal fit between cemented and cast implant frameworks. **J Dent Res**, v. 78, p. 328, 1999. /Abstract n. 1781/.

TAMATSU, Y., et al. Properties of the elastic modulus from buccal compact bone of human mandible. **Bull Tokyo Dent Coll**, v. 37, n. 2, p. 93-101, 1996.

TAN, K.B., et al. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. **Int J Prosth**, v.6, n. 4, p.346-63, 1993.

TAYLOR, T.D. Fixed implant rehabilitation for the edentulous maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 6, n.3, p. 329-37, 1991.

TAYLOR, T.D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 1, p. 74-8, 1998.

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosth Dent**, v.88, n.1, p. 89-95, 2002.

VAN ZYL, et al. Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 10, n. 1, p. 51-7, 1995.

WASKERICZ, G.A.; OSTROWSKY, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 4, p. 405-11, 1994.

WEE, A.G. Comparisson of impression materials for direct multi-implant impressions. **J Prosth. Dent**, v.83, n.3, p.323-31, 2000.

WEINBERG, L.A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.8, n.1, p.19-31, 1993.

WEINER, S.; EHRENBERG, D.; LEHRMANN, N.; SIMON, B.; ZOHN, H. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 19, n. 1, p. 44-51, 2004.

WILLIAMS, K.R., et al. Finite element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int.**, v. 21, n.7, p. 563-70, July 1990.

WYATT, C.; ZARB, G. Bone level changes proximal to oral implants supporting fixed partial prostheses. **Clin. Oral Impl Res**, 13, 162–168, 2002.

YANASE, R.T. How do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.170-4, 1994.

ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part II: the prosthetic results. **J Prosth Dent**, v. 64, n. 1, p. 53-61, 1990.

ANEXOS

ANEXO A

Tabela 1 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no centro da barra do grupo-CoCr.

Testes (300N)	CoCr-Centro							
	Deformação ($\mu\epsilon$)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	-536,8	326,3	665,36	-1285,66	3,65	588,2	-25,92	68,08
2º média parcial	-539,6	388,26	873,16	-1216,46	132,63	466,86	118,76	-34,56
3º média parcial	-567,1	387,2	875,33	-1242	138,63	462,53	120,5	-37,99
4º média parcial	-576,23	394,96	876,06	-1246,33	143,23	465,46	122,93	-41,02
5º média parcial	-563,36	413,53	891,2	-1247,8	148,03	478,9	136,66	-26,34
Média Final	-556,62	382,05	836,23	-1247,65	113,24	492,39	94,59	-14,37
Desvio Padrão	17,48	32,91	95,78	24,76	61,52	53,92	67,74	46,42

Tabela 2 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no centro da barra do grupo-PdAg.

Testes (300N)	PdAg-Centro							
	Deformação ($\mu\epsilon$)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1ª média parcial	3,78	514,36	539,83	-1561,36	124,6	613,06	93,63	59,43
2ª média parcial	-0,12	523,46	661,9	-1694,46	159,33	640,33	63,38	50,57
3ª média parcial	2,01	523,8	665,46	-1716,66	169,96	636,5	62,71	60,25
4ª média parcial	5,03	540,96	675,73	-1735,1	174,66	648,53	75,67	59,40
5ª média parcial	10,59	547,6	679,96	-1725,23	182,83	652,46	80,60	66,00
Média Final	4,26	530,04	644,58	-1686,57	162,28	638,18	75,20	59,13
Desvio Padrão	4,04	13,74	59,01	71,58	22,71	15,41	12,89	5,52

Tabela 3 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 5,0mm do grupo-CoCr.

Testes (300N)	CoCr-5mm							
	Deformação (µε)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	-2390,66	-2206,23	-52,75	433,96	-261,7	-2729,13	4403,96	-92,14
2º média parcial	-1817,4	-1183,46	-239,43	221,3	-191,1	-1446,3	67,49	-87,44
3º média parcial	-2260,43	-2256,2	-203,1	434,8	-419,03	-2440,3	944,5	19,54
4º média parcial	-2212,36	-2185,96	-203,13	450,7	-426,36	-2381,56	92,51	38,19
5º média parcial	-2228,6	-2188,83	-193,53	453,06	-420,3	-2384,13	84,78	34,27
Média Final	-2181,89	-2004,14	-178,39	398,77	-343,70	-2276,29	1118,65	-17,51
Desvio Padrão	215,48	459,63	72,39	99,60	109,99	485,69	1874,19	66,37

Tabela 4 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 5,0mm do grupo-PdAg.

Testes (300N)	PdAg-5mm							
	Deformação ($\mu\epsilon$)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	1º média parcial	-1898,6	80,08	1249,46	-42,38	-2056,8	81,79	-138,93
2º média parcial	2º média parcial	-1702,43	55,58	1221,03	-45,56	-1972,2	96,23	-119
3º média parcial	3º média parcial	-1684,43	54,20	1236,03	-38,07	-1948,66	110,2	-96,08
4º média parcial	4º média parcial	-1664,86	42,99	1239,5	-15,87	-1928,1	183,16	-106,23
5º média parcial	5º média parcial	-1572,93	48,51	1213,3	-27,92	-1911,56	118,7	-102,83
Média Final	-1397,19	-1704,65	56,28	1231,87	-33,97	-1963,47	118,02	-112,62
Desvio Padrão	35,68	119,33	14,21	14,56	12,11	56,90	39,03	16,90

Tabela 5 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 10mm do grupo-CoCr.

Testes (300N)	CoCr-10mm							
	Deformação ($\mu\epsilon$)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	-3233,44	-3316,24	-495,48	542,56	-99,68	-4314,6	74,42	-258,28
2º média parcial	-3089,8	-3170,72	-666,76	541,6	-237,2	-3815,08	89,93	-140,4
3º média parcial	-3109,92	-3124,84	-670,53	556,80	-238,26	-3784,07	93,00	-140,5
4º média parcial	-3081,88	-3112,11	-662,653	553,38	-239,46	-3766,11	98,62	-148,11
5º média parcial	-3053,15	-3078,65	-672,38	543	-261,11	-3748,84	95,968	-131,42
Média Final	-3113,64	-3160,51	-633,56	547,47	-215,146	-3885,74	90,39	-163,74
Desvio Padrão	70,00	93,10	77,28	7,08	65,30	240,98	9,50	53,17

Tabela 6 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 10mm do grupo-PdAg.

Testes (300N)	PdAg-10mm							
	Deformação (µε)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	-2141,83	-2577,86	-97,07	1251,96	70,70	-3592,3	138,06	-189
2º média parcial	-2110,9	-2338,93	-107,96	1331,5	-9,43	-3333,53	126,3	-193,13
3º média parcial	-2158,7	-2290,43	-104,05	1409,63	-6,64	-3312,43	138	-182,13
4º média parcial	-2258,46	-2442,3	-83,22	1460,03	5,93	-3370,03	149,86	-168,53
5º média parcial	-2234,46	-2351,83	-118,9	1303,63	-4,13	-3215,53	139,66	-182,93
Média Final	-2180,87	-2400,27	-102,24	1351,35	11,29	-3364,77	138,38	-183,15
Desvio Padrão	62,86	113,45	13,25	83,30	33,72	139,45	8,36	9,34

Tabela 7 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 15mm do grupo-CoCr.

Testes (300N)	CoCr-15mm Deformação ($\mu\epsilon$)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	-4396,96	-5645,3	-907	824,73	-11,87	-6297,13	132,43	-280,93
2º média parcial	-4366,24	-5618,48	-713,44	1073,44	-30,67	-5857,31	113,82	-219,86
3º média parcial	-4293,28	-5544,08	-794,16	1008,36	-81,55	-6252,08	128,6	-318,8
4º média parcial	-4259,35	-5494,41	-730,76	1094,5	-52,92	-5853,47	109,55	-232,55
5º média parcial	-4194,39	-5392,48	-724,03	1093,27	-38,84	-5758,57	117,03	-209,06
Média Final	-4302,05	-5538,95	-773,88	1018,86	-43,17	-6003,71	120,29	-252,24
Desvio Padrão	81,58	101,36	80,82	114,05	26,09	250,94	9,80	46,24

Tabela 8 – Média final e desvio padrão dos resultados de microdeformação da aplicação de força no cantilever de 15mm do grupo-PdAg.

Testes (300N)	PdAg-15mm							
	Deformação ($\mu\epsilon$)							
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
1º média parcial	-4052,53	-5486,1	502,866	1979,43	28,15	-5574,2	151,63	-272,76
2º média parcial	-3937,46	-5037,1	407,3	1943,46	23,29	-4892,86	136,46	-252,13
3º média parcial	-3964,43	-4997,23	401,13	2029,46	18,91	-4887,33	114,3	-253,6
4º média parcial	-3900,2	-4867,13	379,23	2015,33	37,21	-4924,33	111,33	-229,5
5º média parcial	-3946,96	-4786,56	407,6	2081,43	19,50	-4817,26	122,83	-241,66
Média Final	-3960,32	-5034,83	419,63	2009,83	25,42	-5019,20	127,31	-249,93
Desvio Padrão	56,65	271,49	47,96	52,13	7,56	312,71	16,73	16,01

ANEXO B

Tabela 9 – Análise de variância a dois critérios para força aplicada no centro da barra.

Centro da barra						
ANOVA 2 CRITÉRIOS (1-LIGA, 2-REGIÃO PERI-IMPLANTAR)						
	DF	MS	df	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	1	33467,30469	8	1930,753906	17,33380127	0,003150536*
2	7	4746313	56	2179,322266	2177,884766	0,000000000*
12	7	207825,7813	56	2179,322266	95,36257172	0,000000000*

*Valores de $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa**Tabela 10** – Análise de variância a dois critérios para força aplicada em 5mm de cantilever.

5mm de cantilever						
ANOVA 2 CRITÉRIOS (1-LIGA, 2-REGIÃO PERI-IMPLANTAR)						
	df	MS	df	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	1	880713,75	8	181597,3281	4,849816799	0,058789115
2	7	13612410	56	263983,8438	51,56531143	0,000000000*
12	7	823708	56	263983,8438	3,120296717	0,007488783*

*Valores de $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa**Tabela 11** – Análise de variância a dois critérios para força aplicada em 10mm de cantilever.

10mm de cantilever						
ANOVA 2 CRITÉRIOS (1-LIGA, 2-REGIÃO PERI-IMPLANTAR)						
	df	MS	DF	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	1	4522492,5	8	10134,82129	446,2330933	0,000000026*
2	7	28080808	56	7803,834961	3598,334229	0,000000000*
12	7	318900	56	7803,834961	40,86452484	0,000000000*

*Valores de $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa**Tabela 12** – Análise de variância a dois critérios para força aplicada em 10mm de cantilever

15 mm de cantilever						
ANOVA 2 CRITÉRIOS (1-LIGA, 2-REGIÃO PERI-IMPLANTAR)						
	df	MS	df	MS		
	Effect	Effect	Error	Error	F	p-level
1	1	5234593,5	8	44702,44922	117,098587	0,000004695*
2	7	77483160	56	13804,47656	5612,901367	0,000000000*
12	7	591992,3125	56	13804,47656	42,88408279	0,000000000*

*Valores de $p < 0,05$ indicam haver diferença estatisticamente significativa

ANEXO C

Tabela 13 – Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas no centro da barra, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-CoCr : CENTRO								
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG2	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142276	0,06035757*	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG5	0,000142217	0,000142276	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,99933117*	0,019016147
SG6	0,000142217	0,06035757*	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217
SG7	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,99933117*	0,000142217		0,06588387*
SG8	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,019016147	0,000142217	0,06588387*	

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significante

Tabela 14 – Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas em 5mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-CoCr : 5.0mm								
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1		0,99992412*	0,003474116	0,000249147	0,008581758	0,99999898*	0,000142932	0,001464009
SG2	0,99992412*		0,009179533	0,000460804	0,022143543	0,99872511*	0,000144899	0,003809571
SG3	0,003474116	0,009179533		0,90620994*	0,99995350*	0,002084973	0,12795835*	0,99996131*
SG4	0,000249147	0,000460804	0,90620994*		0,735224068	0,000203073	0,76326471*	0,98281323*
SG5	0,008581758	0,022143543	0,99995350*	0,73522406*		0,005124331	0,05994194*	0,99597090*
SG6	0,99999898*	0,99872511*	0,00208497	0,000203073	0,005124331		0,000142455	0,000891745
SG7	0,000142932	0,000144899	0,12795835*	0,76326471*	0,05994194*	0,000142455		0,24558025*
SG8	0,001464009	0,003809571	0,99996131*	0,98281323*	0,99597090*	0,000891745	0,24558025*	

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significante

Tabela 15 – Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas em 10mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-CoCr : 10mm								
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1		0,99518120*	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG2	0,99518120*		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000154018	0,000142217	0,000142217	0,000142574
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000143051	0,000142217
SG5	0,000142217	0,000142217	0,000154018	0,000142217		0,000142217	0,001297235	0,99160957*
SG6	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217
SG7	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000143051	0,001297235	0,000142217		0,009483218
SG8	0,000142217	0,000142217	0,000142574	0,000142217	0,99160957*	0,000142217	0,009483218	

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significante

Tabela 16 – Teste de Tukey aplicado no grupo-CoCr com as forças aplicadas em 15mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-CoCr : 15mm								
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG2	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142276	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG5	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,13163048*	0,023314059
SG6	0,000142217	0,000142276	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217
SG7	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,13163048*	0,000142217		0,000156999
SG8	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,023314059	0,000142217	0,000156999	

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significativa

Tabela 17 – Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas no centro da barra, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-PdAg : CENTRO								
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000145197	0,000142217	0,08273881*	0,30271470*
SG2	0,000142217		0,000936508	0,000142217	0,000142217	0,001804769	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000936508		0,000142217	0,000142217	0,99999278*	0,000142217	0,000142217
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG5	0,000145197	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,016966879	0,003057539
SG6	0,000142217	0,001804769	0,99999278*	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217
SG7	0,08273881*	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,016966879	0,000142217		0,99670416*
SG8	0,302714705*	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,003057539	0,000142217	0,99670416*	

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significativa

Tabela 18 – Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas em 5mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-PdAg : 5.0mm								
	SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG2	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,11501413*	0,000142217	0,51709079*	0,000347674
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG5	0,000142217	0,000142217	0,11501413*	0,000142217		0,000142217	0,001063704	0,23161053*
SG6	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217		0,000142217	0,000142217
SG7	0,000142217	0,000142217	0,51709079*	0,000142217	0,001063704	0,000142217		0,000142455
SG8	0,000142217	0,000142217	0,000347674	0,000142217	0,23161053*	0,000142217	0,000142455	

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significativa

Tabela 19 – Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas em 10mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-PdAg : 10mm							
SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1	0,001401365	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG2	0,001401365	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,25658923*	0,000142217	0,000500798	0,65800976*
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG5	0,000142217	0,000142217	0,25658923*	0,000142217	0,000142217	0,15074586*	0,005324781
SG6	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG7	0,000142217	0,000142217	0,000500798	0,000142217	0,15074586*	0,000142217	0,000143945
SG8	0,000142217	0,000142217	0,65800976*	0,000142217	0,005324781	0,000142217	0,000143945

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significante

Tabela 20 – Teste de Tukey aplicado no grupo-PdAg com as forças aplicadas em 15mm de cantilever, para comparações entre as regiões peri-implantares.

Grupo-PdAg : 15mm							
SG1	SG2	SG3	SG4	SG5	SG6	SG7	SG8
SG1	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG2	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,99999964*	0,000142217	0,000142217
SG3	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,002506673	0,000142217	0,043026567	0,000142276
SG4	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG5	0,000142217	0,000142217	0,002506673	0,000142217	0,000142217	0,93572706*	0,06625384*
SG6	0,000142217	0,99999964*	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217	0,000142217
SG7	0,000142217	0,000142217	0,043026567	0,000142217	0,93572706*	0,000142217	0,004063904
SG8	0,000142217	0,000142217	0,000142276	0,000142217	0,06625384*	0,000142217	0,004063904

*p>0,05 : sem diferença estatisticamente significante