ALFREDO MIKAIL MELO MESQUITA

AVALIAÇÃO, POR EXTENSOMETRIA, DA DEFORMAÇÃO SUPERFICIAL NO SUBSTRATO DE RETENÇÃO DOS IMPLANTES GERADA POR PRÓTESES FIXAS IMPLANTO SUPORTADAS EM FUNÇÃO DO *CANTILEVER*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

ALFREDO MIKAIL MELO MESQUITA

AVALIAÇÃO, POR EXTENSOMETRIA, DA DEFORMAÇÃO SUPERFICIAL NO SUBSTRATO DE RETENÇÃO DOS IMPLANTES GERADA POR PRÓTESES FIXAS IMPLANTO SUPORTADAS EM FUNÇÃO DO *CANTILEVER*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara

São José dos Campos 2008 Apresentação gráfica e normatização de acordo com:

Bellini AB. Manual de elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico. São José dos Campos: FOSJC/UNESP; 2006.

M562a Mesquita, Alfredo Mikail Melo Avaliação, por extensometria, da deformação superficial no substrato de retenção dos implantes gerada por próteses fixas implanto suportadas em função do *cantilever /* Alfredo Mikail Melo Mesquita.___ São José dos Campos: [s.n.]; 2008. 90p. ; il.

> Tese (Doutorado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2008.

Orientador: Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara.

1. Osseointegração. 2. Implantes Dentários. 3. Extensometria. 4. *Cantilever*. I. Kimpara, Estevão Tomomitsu II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III. Título.

Black D762

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, / /

Assinatura :

E-mail: alfmikail@yahoo.com.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Mesquita AMM. Avaliação, por extensometria, da deformação superficial no substrato de retenção dos implantes gerada por próteses fixas implanto suportadas em função do *cantilever* [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP; 2008.

São José dos Campos, 30 de maio de 2008

Banca examinadora

- Prof.Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP
- Prof.Dr. Rander Pereira Avelar Departamento de Odontologia Faculdade de Ciências da Saúde - Universidade de Brasília - UNB
- Prof.Dr.Eduardo Miyashita Departamento de Ciências da Saúde Faculdade de Odontologia - Universidade Paulista - UNIP
- Prof.Dr.Rubens Nissie Tango Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP
- 5) Prof.Tit. Marco Antonio Bottino Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - UNESP

DEDICATÓRIA

A **Deus** por me guiar nos mais duros caminhos, me dando força para vencer os desafios durante a minha existência.

Aos meus pais, **Iwanim Mikail e Newton Brasil Mikahil**, que sempre estiveram ao meu lado me incentivando. Minha eterna gratidão pela formação profissional e pessoal que foi me dada, onde aprendi que o trabalho duro é único meio de se atingir os objetivos almejados.

Ao meu amigo, colega e irmão, **Eduardo Miyashita**, conselheiro de minha vida profissional e pessoal, com quem muito aprendi nestes anos de convivência na vida acadêmica.

Ao casal **Valéria Giannini e Renato Oliveira**, que me nortearam quando terminei minha graduação, e até hoje me apóiam nos momentos mais difíceis, seja na vida profissional, seja na pessoal, pessoas que tenho eterno carinho e amizade. A meus primos, em especial, **Renata Giannini Antonucci, Renato Giannini, Daniel Giannini, Ricardo Antonucci, José Marconi Neto**, que acompanharam esta jornada de minha vida fazendo votos de sucesso.

Aos meus **tios e tias**. Pela certeza que a realização deste trabalho representa um momento de satisfação em suas vidas.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara**, meu orientador, que me acolheu no seu grupo na disciplina de prótese total, mestre, amigo, companheiro, transformou-se em exemplo durante a orientação deste trabalho, me fez olhar a vida acadêmica de maneira diferente, transmitindo sabedoria, senso de grupo, sempre à disposição, me apoiando, meus sinceros agradecimentos.

Ao **Prof. Tit. Marco Antonio Bottino**, coordenador da especialidade de Prótese do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, homem exemplo, que me incentivou e me corrigiu como um pai, um dos maiores responsáveis da minha vida acadêmica.

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" – UNESP, através do seu Diretor, **Prof. Dr. José Roberto Rodrigues**, pela oportunidade que me foi concedida. Ao Conselho do Curso de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, coordenado pelo **Prof. Dr. Clovis Pagani**, pela oportunidade concedida.

À Prof^a. Dr^a. Maria Amélia Máximo de Araújo,

com quem muito aprendi durante a realização dos créditos, onde mostrou-se grande professora e pesquisadora.

A todos os **Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**, em especial aos professores, Alexandre Luiz Souto Borges e Lafaiette Nogueira Júnior.

Ao professore, amigo, **Tarcisio J. de Arruda Paes Junior,** que participou de minha qualificação e me ajudou a desenvolver o dispositivo de instalação dos implantes.

Ao professor **Rubens Nissie Tango**, que me ajudou na realização da estatística deste trabalho, com disposição em todos os momentos que precisei.

Ao amigo **Rodrigo Othávio de Assunção e Souza**, pela amizade, companheirismo, onde dividimos as maiores alegrias e frustrações. Aos colegas de pós-graduação que se tornaram amigos e cúmplices, que me deram força nos momentos difíceis desta jornada e compartilharam comigo as melhores alegrias, Gilberto Duarte Filho, Alberto Noriyuki Kojima, Rander Pereira Avelar, Renato Morales Jóias, Vanessa Zulema Ccahuana Vasquez, Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra, Graziela Ávila Prado, Diego Klee de Vasconcelos, pela amizade sincera, pelo companheirismo.

Aos colegas do curso de pós-graduação, Fernanda Pelógia Camargo, Renata Marques de Melo, Renata Faria, Silvia Helena Barbosa, Aleska Dias Vanderlei, Aline Scalone Brentel, Anderson Almeida Castilho, Celina Wanderley de Abreu, Eurípedes Kaizo Ariki, Lucas Villaça Zogheib, Luis Gustavo Oliveira de Vasconcellos, Regina Amaral dos Santos, Sandra Regina Oliveira Costa Zamboni, Sheila Pestana Passos, Silvia Masae de Araujo Michida, Susana María Salazar Marocho.

À **Titanium Fix**, que sem ela seria impossível realizar este trabalho, pois cedeu graciosamente os implantes e componentes protéticos.

Aos professores da Universidade Paulista, UNIP, Humberto Zanneti, Ilda Ribeiro Bondioli, Leonardo Buso, Edimir Coronello, Diana Capeli Barca, Henrique Cerveira Neto pelo incentivo e força me dada durante esta jornada.

Aos amigos Alysson K. Konno, Fabio Eduardo Módolo, Eliane R, Otani, Marco A. F. Buischi, Fabio Augusto Cozzolino, Marco Alexandre Friggi, Gilberto Casanova, pelo apoio ao longo dos anos.

Às secretárias da seção de pós-graduação, Rosemary de Fátima Salgado, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza, Lilian Faria das Graças pelas informações e atenção prestadas.

À secretária **Suzana Cristina de Oliveira,** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária, pela atenção dispensada neste período.

Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pelos ensinamentos e amizade. Ao Sr. **Walter Soares de Lima**, técnico em mecânica do Depto. de Física dos Materiais e Mecânica, do Instituto de Física da Universidade de São Paulo pela ajuda no desenvolvimento do dispositivo para instalação dos implantes.

Ao **Prof. Dr. Inácio Regiane**, do Instituto de Tecnologia da Aeronáutica, Divisão de Engenharia Mecânica, por ter nos ajudado com seu conhecimento em extensometria.

Ao técnico e amigo, **Vagner Ferreira**, responsável pelo laboratório de Prótese Dentária Vagner, pela contribuição na parte experimental.

A Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação, **Ângela de Brito Bellini**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

MEUS SINCEROS AGRADECIMENTOS

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLO	14
RESUMO	15
1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODO	44
4.1 Confecção do modelo experimental em poliureta	ino e instalação
dos implantes	44
4.2 Confecção dos padrões de fundição das	infra-estruturas
metálicas e procedimentos de fundição e acabamento	. 48
4. 3 Extensometria	54
4. 4 Aplicação da carga	56
4. 5 Análise estatística	57
5 RESULTADOS	59
5.1 Análise estatística	59
5.1.1 Análise de Variância	59
5.1.2 Teste de Tukey	59
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÃO	74
8 REFERÊNCIAS	75
APÊNDICE	82
ABSTRACT	90

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Modelo experimental44
FIGURA 2 – A – Parte A do dispositivo; B – Parte B do dispositivo; C - Parte C do dispositivo; D – As partes A, B, C do dispositivo sobrepostas e alinhadas por dois parafusos
FIGURA 3 - Estojo com anéis metálicos de diâmetro progressivo46
FIGURA 4 - A – Parte A do dispositivo fixada no bloco de poliuretano; B – Vista aproximada do anel metálico46
FIGURA 5 – A; B; C – Parte A do dispositivo com os anéis instaladas, sendo realizadas as perfurações47
FIGURA 6 – Conexões protéticas micro-units instaladas48
FIGURA 7 – Parte B do dispositivo aparafusada na parte C49
FIGURA 8 – Parte B, C do dispositivo sendo preenchido pela resina50
FIGURA 9 – Dispositivo preenchido pela resina com excesso50
FIGURA 10 – A – As duas partes do dispositivo separadas; B – Barra pronta em resina acrílica
FIGURA 11 – Cilindros calcináveis sobre os componentes protéticos51

FIGURA 18 – Gráfico que representa a média dos valores do fator extensômetro.......60

FIGURA 19 – Gráfico que representa as médias dos valores do fator *cantilever*......61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	-	Resultados do ANOVA para as condições experimentais testadas
Tabela 2	-	Teste de Tukey (p=0,05) para o fator extensômetro60
Tabela 3	-	Teste de Tukey (p=0,05) para o fator comprimento do cantilever61
Tabela 4	-	Teste de Tukey mostrando a interação entre o fator quantidade de implantes e extensômetro62

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA = Analise de Variância

Bar = unidade de pressão

Co = cobalto

CP = corpo-de-prova

Cr = cromo

GHz = giga-hertz

Kg = Kilograma

N = Newton

Ncm = Newton por centímetro

PSI = Unidade de pressão correspondente a uma libra por polegada quadrada

N = numero de amostras

Hz = Hertz

V = Volt

log = logaritmo

min = minuto

ms = milisegundo (10^{-3} segundos)

cm = centímetro

mm = milímetro

p = valor de probabilidade

p<0,05 = probabilidade menor que 5 por cento

± = mais ou menos

```
µm = micrometro
```

```
% = por cento
```

°C = grau Celsius

 $\mu \epsilon$ = microdeformação (10⁻⁶ ϵ)

 Ω = ohm (resistência elétrica)

 ϵ = deformação

° = graus

Mesquita AMM. Avaliação, por extensometria, da deformação superficial no substrato de retenção dos implantes gerada por próteses fixas implanto suportadas em função do *cantilever* [tese]. São José dos Campos; Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2008.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por extensometria, da deformação superficial ao redor de implantes em função do comprimento do cantilever de próteses implanto-suportadas por 2 ou 3 implantes. Para tanto, foram posicionados, paralelos entre si, implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo, com dimensões de 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento, a uma distância entre eles de 8mm, de centro a centro, em um modelo experimental de poliuretano com dimensões de 10x7x2cm. Pilares protéticos tipo Multi-Unit, com 3.0mm de altura de cinta metálica foram instalados sobre os implantes. Com auxílio de um dispositivo em alumínio, foram confeccionados 16 padrões de fundição em resina acrílica; 8 com 2 implantes; e 8 com 3 implantes sobre cilindros calcináveis. Em seguida os padrões foram fundidos em liga de cobaltocromo pela técnica convencional à maçarico. Três extensômetros lineares (strain gauges) foram colados na superfície superior do bloco experimental de poliuretano tangenciando a plataforma dos implantes. Cargas de 10kg foram exercidas na barra em local equidistante entre os dois implantes mais próximos do cantilever, e no cantilever a uma distância de 5, 10, 15, 20 e 25mm, com auxílio de um dispositivo desenvolvido para esta finalidade. Os extensômetros conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos além de alimentar a corrente elétrica, amplificou e converteu o sinal gerado de analógico para digital. Para cada local de carga foram feitas três medições. Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA) de 3 fatores, e ao teste de Tukey Como conclusão do tratamento (p<0.05). dos dados obtidos em microdeformação (uɛ): não houve diferença da utilização de dois ou três implantes na distribuição de carga no substrato de retenção dos implantes; quanto maior a extensão do cantilever, maiores deformações foram geradas ao redor dos implantes.

PALAVRAS-CHAVE: Osseointegração; implantes dentários; extensometria; cantilever.

1 INTRODUÇÃO

Reabilitar o paciente com perda dos dentes posteriores que possuem extremidades livres é uma das mais difíceis tarefas na clínica odontológica. A prótese parcial removível, nem sempre consegue reabilitar os pacientes estética e funcionalmente, e ainda na maioria dos casos, apresenta no conector maior um desconforto por atravessar o palato ou a região de assoalho lingual.

A osseointegração é o fenômeno no qual o implante apresenta contato direto com o osso, sem presença de ligamento periodontal, portanto nas próteses implanto suportadas as transmissões de cargas ao osso é maior do que nas próteses fixas dento suportadas (Assif et al.²,1996).

A transmissão de carga para o implante e a distribuição das tensões no tecido ósseo representam aspectos determinantes no sucesso ou falha da reabilitação protética (Geng et al.¹⁰, 2001; Rangert et al.³¹, 1989; Dixon et al.⁶, 1995; Rangert et al.³²,1995).

Segundo Skalak³⁶ (1983) os implantes, a prótese e o osso representam uma estrutura unificada, portanto o desenho da prótese é fundamental para que a estrutura óssea não seja submetida às forças além da sua capacidade fisiológica, o que pode levar à perdas ósseas no terço cervical.

Além da perda óssea no terço cervical, a reabilitação bucal com próteses implanto-suportadas pode apresentar como complicação o afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos (Adell et al.¹, 1990). Patterson e Johns²⁸ (1992) demonstraram que a perda do parafuso ocorre somente quando as forças oclusais excedem a resistência do parafuso em manter o componente protético ao implante.

A utilização de *cantilever*, ou seja, elementos suspensos sem suporte em uma das extremidades em uma reabilitação protética é muito utilizada devido as condições sistêmicas e anatômica de alguns pacientes que impossibilitam a colocação de implantes sem a realização de procedimentos de enxertia, principalmente nos seguimentos posteriores da maxila e mandíbula. (Becker; Kaiser³, 2000; Wennström et al. ⁴², 2004).

Lindquist et al.²² (1988) estudaram o efeito do comprimento do *cantilever* na transferência de cargas ao osso nas próteses implantosuportadas. Seus estudos revelaram que o comprimento do *cantilever* pode influenciar a distribuição de forças ao redor dos implantes, podendo afetar diretamente o osso marginal no terço cervical dos implantes. Tashkandi et al.³⁸, (1996) acrescentaram que a distribuição da carga mastigatória aos implantes pode ser afetada pelo comprimento do *cantilever* de uma infra-estrutura de uma prótese implanto-suportada, localização, número, e dimensões dos implantes, forma do arco e contatos oclusais prematuros.

Segundo McGlumphy et al.²³ (1989), a extensão do *cantilever* cria como desvantagem mecânica o aumento da carga aplicada sobre os parafusos protéticos nas próteses sobre implantes, levando à perdas excessivas de parafusos.

Com a finalidade de minimizar as cargas transmitidas pelos implantes ao osso de suporte, alternativas vêem sendo propostas: variações nas disposições dos implantes, na sua forma, tamanho, no desenho das próteses, nos requisitos oclusais, nos componentes protéticos e nos materiais das próteses sobre implantes (Skalak³⁶, 1993; Tashkandi et al.³⁸, 1996).

Rubo e Souza³⁴ (2001) descreveram os métodos computacionais disponíveis para a análise de problemas relacionados às distribuições de cargas nas reabilitações implanto-suportadas, sendo descritos a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria.

Neste a extensometria foi considerada a melhor opção para avaliar as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais.

A extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação de superfícies, que envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros elétricos ou *"strain gauges"*, que são pequenas resistências elétricas que, coladas à superfície de um determinado material, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que os percorre. Com aparelhagem adequada, as variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em micro-deformação, permitindo registros exatos deste fenômeno (Vasconcellos⁴⁰, 2005).

Este estudo *in vitro* foi desenvolvido com o objetivo de investigar, por meio de extensometria, a distribuição de cargas mastigatórias em próteses implanto suportadas com *cantilever* e o seu efeito na superfície circunvizinha ao implante variando o número de implantes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Adell et al.¹ (1981), em um trabalho prospectivo de 15 anos, avaliaram 2.768 implantes sendo 191 próteses em maxilas e 219 próteses em mandíbulas, num total de 371 pacientes. Durante os controles destas próteses, complicações mecânicas como fratura de parafusos, de implantes e das próteses, e complicações biológicas como perda óssea marginal foram observadas. Os autores consideraram concentrações inadvertidas de estresse, como a causa mais provável para as complicações ocorridas.

Em 1983, Skalak³⁶ em um trabalho de avaliação biomecânica de próteses implanto-suportadas, considerou que é fundamental que estas estruturas não sejam submetidas a forças além de sua capacidade de fadiga em longo prazo. De acordo com o autor, a maneira como o estresse mecânico é transferido dos implantes para o osso circunjacente, é um aspecto crítico que pode afetar a longevidade da osseointegração. Em situações onde a prótese é suportada por vários implantes, devido à rigidez e distribuição dos componentes envolvidos, os implantes, a prótese e o osso representam uma estrutura unificada, capaz de distribuir efetivamente as forças aplicadas. A distribuição da carga vertical ou horizontal aplicada depende do número, distribuição dos implantes, adaptação entre implante e pilar protético, adaptação da prótese aos pilares protéticos. O autor relata que cantilevers distais de próteses fixas aumentam a carga no implante mais próximo do cantilever, independente do tipo de liga utilizada na confecção da infra-estrutura e da distância de aplicação de força na extremidade livre.

Rangert et al.³¹, em 1989, utilizando analogias com sistemas de alavanca utilizados em física concluíram que a geometria das próteses tem influência significativa na distribuição de cargas aos implantes. Os autores ressaltaram a importância de se compreender a relação entre o

comprimento do *cantilever* e a distância entre os dois implantes mais próximos do *cantilever* quando da realização de uma prótese do tipo protocolo Branemark. Na situação da aplicação de carga em prótese com *cantilever* sobre dois implantes o parafuso protético do implante e a osseointegração do implante mais distal são os fatores mais vulneráveis deste conjunto, e segundo os autores na situação de próteses com *cantilever* com três implantes há melhor distribuição de cargas mastigatórias sobre os implantes.

Com a finalidade de obter melhor adaptação das próteses sobre implantes, Goll¹² (1991) realizou um estudo que recomendou como protocolo alguns procedimentos:

- a) usar componentes usinados que têm adaptação mais previsível;
- b) conferir a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência na primeira consulta, confirmando assim o seu perfeito assentamento;
- c) cobrir as conexões com capas protetoras, impedindo que resíduos se acumulem na superfície dos mesmos;
- d) conferir a precisão do modelo de gesso, empregando para isto um padrão de resina acrílica para verificação da fidelidade deste modelo em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente;
- e) usar componentes novos nas fases laboratoriais;
- f) antes de incluir a estrutura encerada no revestimento, limpar cuidadosamente a porção interna dos cilindros de ouro com solvente para cera;

- g) realizar a fundição em peça única;
- h) utilizar protetores para os cilindros de ouro durante o acabamento e polimento da peça.

Glantz et al.¹¹ (1993) por meio de quatro extensômetros lineares colados em conexões protéticas registraram a deformação em próteses in vivo e in vitro em uma prótese fixa suportada por cinco implantes. Os sinais elétricos foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital. Um programa de computador foi utilizado para coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes in vitro, experimentos in vivo foram desenvolvidos, com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório. Os resultados demonstram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Salientaram a importância da prevenção de perigosas concentrações de estresse estático no sistema reabilitador, ao serem apertados os parafusos de retenção protética. Para os autores, a técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em implantodontia.

Em uma revisão dos conceitos das adaptações estruturais que ocorrem no osso na aplicação de estímulos mecânicos e da lei de Woolf (toda mudança na forma e função do osso ou apenas função isolada é seguida de modificações definitivas na arquitetura interna e iguais alterações definitivas na conformação externa, de acordo com leis matemáticas), Frost⁹ (1994) afirma que em situações onde o tecido ósseo é submetido à microdeformações em torno de 2.000µɛ, as unidades básicas multicelulares da remodelação óssea podem reparar facilmente os danos ocorridos. Entretanto, com microdeformações iguais ou superiores a 4.000µɛ, os danos não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em destruições

teciduais irreversíveis. Segundo o autor, o desenho estrutural dos implantes ósseos deveria manter a deformação do tecido de suporte abaixo do limite fisiológico de 4.000με. Avaliando os implantes médicos e odontológicos, o pesquisador concluiu que somente os implantes tipo Brånemark obtiveram sucesso neste quesito.

Spiekermann et al.³⁷ (1995) descreveu os principais métodos para investigação e análise biomecânica: análise de elemento finito, fotoelasticidade (análise de birrefringência), extensometria (medidas de carga in vivo e in vitro) e estudos de resistência de união implante/osso. Para o autor, as medidas de carga (extensometria) tornam possível a obtenção de dados precisos em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte. Salientou a possibilidade da aquisição de valiosos resultados em estudos *in vitro*, pelo fato de as forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas com esta tecnologia.

Isa e Hobkirk¹⁴ (1995), estudaram o efeito do aperto do parafuso de ouro na instalação de estrutura metálica fundida em ouro com perfeito assentamento, bem como com diferentes graus de desajuste marginal. Foi utilizado um modelo com cinco implantes do Sistema Brånemark (Nobelpharma), dispostos linearmente em uma base metálica rígida. As mensurações de deformação foram realizadas com o uso de um par de extensômetros lineares elétricos fixados longitudinalmente em cada intermediário. Desajustes de 10, 30, 60 e 110µm foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os resultados demonstraram que o aperto do parafuso de ouro produziu altos valores de estresse estático no sistema, mesmo com a estrutura metálica apresentando desajustes marginais inferiores a 10µm.

Assif et al.² (1996) analisaram a distribuição da carga mastigatória em próteses fixas implanto suportadas com *cantilever* bilateral. Em um modelo de resina fotoelástica foram colocados 5 implantes padrão Branemark. Seis extensômetros lineares foram colados na parte superior da prótese, entre os implantes e nos *cantilevers*. Uma carga vertical de 7,5kg foi aplicada entre os implantes e em diferentes pontos do *cantilever*. Os resultados mostraram que houve uma relação direta entre a distribuição da carga para os componentes e deformação da resina a medida que se aumentava o comprimento do *cantilever*. A maior parte da distribuição da carga ocorre ao redor e no componente do implante mais distal, e quando da aplicação da carga no *cantilever* a carga se distribuía na distal do último implante e entre os dois últimos.

A mesma metodologia foi utilizada por Isa e Hobkirk¹⁵ (1996) para verificar os efeitos de diferentes graus de desadaptação da estrutura metálica na distribuição das forças oclusais. Três condições distintas de transmissão de cargas foram avaliadas:

a) carga de 50N sobre o *cantilever* a
10,5mm do centro do implante terminal;

b) carga de 230N sobre o implante central;

c) carga de 230N aplicada entre o implante central e o implante adjacente a ele.

Desajustes de 10, 30, 60 e 110µm foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os autores concluíram que:

 a) a distribuição de forças nos implantes foi desigual, devido aos contatos assimétricos entre os diversos componentes do sistema;

b) tanto tração como compressão foram observadas nos intermediários, podendo resultar em torque nos implantes em algumas situações;

c) força vertical de 230N sobre os implantes ou entre eles, foi capaz de eliminar desajustes de 30µm; d) força vertical de 50N no *cantilever* foi capaz de eliminar desajustes de 110µm no intermediário distal.

Clelland et al.⁵ (1996) compararam as deformações geradas por estruturas metálicas implanto-suportadas retidas por parafusos, fundidas em monobloco ou separadas para soldagem. Cinco implantes distribuídos em um modelo fotoelástico simularam a reabilitação de uma mandíbula desdentada. Quatro extensômetros lineares elétricos posicionados neste modelo contribuíram para os registros de deformação. Três estruturas metálicas foram confeccionadas em um modelo de gesso feito a partir da moldagem dos implantes e conexões protéticas do modelo fotoelástico. Três registros de deformação foram realizados com as estruturas posicionadas no modelo mestre com cinco parafusos de ouro apertados com 10Ncm. Em seguida as estruturas foram seccionadas e soldadas em duas posições, mesialmente aos implantes terminais. Após a soldagem as estruturas retornaram ao modelo mestre para novas mensurações. Os resultados demonstraram ter ocorrido significante redução na magnitude de deformação nas estruturas soldadas. Os autores concluíram que a separação e soldagem melhoram a precisão de assentamento de próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse transferido ao tecido ósseo perimplantar.

Sertgöz e Guvener³⁵ (1996) analisaram por meio de análise elemento finito tridimensional a distribuição de stress na relação entre osso/implante utilizando três comprimentos diferentes de cantilever e três comprimentos de implantes em próteses fixas implanto suportadas. Os modelos de simulação foram criados como uma prótese parcial fixa de cantilever distal bilateral suportada com seis implantes instalados em um modelo de osso mandibular. Nove modelos diferentes de simulação foram confeccionados, três cantilevers diferentes (7, 14, e 28 milímetros) e comprimentos de implantes (7, 15, e 20 milímetros). Forças verticais de 75 N e forças horizontais de 25 N foram aplicadas no final cantilever. A análise dos stresses de von Mises para as relações do osso/implante revelaram que os stresses máximos ocorreram na relação a mais distal do implante do osso situada no lado carregado e aumentada significativamente com o comprimento do cantilever. Entretanto, não havia nenhuma mudança estatisticamente significante associada com o comprimento dos implantes.

Tashkandi et al.³⁸ (1996) desenvolveram um estudo laboratorial dos efeitos da extensão do cantilever na distribuição de carga aos implantes de uma prótese fixa. Costela bovina fresca foi utilizada para simular uma situação clínica na qual, três implantes suportariam uma prótese fixa implanto-suportada com cantilever. Três implantes padrão Branemark com dimensões: 13mm de comprimento por 4mm de diâmetro foram instalados à uma distancia de 15mm de centro à centro dos implantes para que coubessem os extensômetros. Pilares standard foram parafusados aos implantes com torque de 20N/cm com auxílio de um torquímetro manual. Seis extensômetros lineares elétricos foram fixados ao tecido ósseo em posições estratégicas, onde outras investigações reportaram altas concentrações de estresse. O modelo experimental foi submetido a cargas por meio de máquina de ensaio universal (Instron). As cargas de 5 e 10Kg foram aplicadas a 5, 10, 15, 20 e 25mm de distância do implante terminal, ao longo da extensão do cantilever. Registros dinâmicos da deformação foram realizados em cada sensor, e os resultados revelaram diferenças significantes, com aumento da deformação óssea, à medida que se aumentava o comprimento do cantilever. A maior deformação ocorreu na região do implante terminal.

Morton et al.²⁵ (1998) em um modelo ósseo criado à partir de uma ulna de um cadáver, foram instalados dois implantes IMZ, com o objetivo de avaliar o efeito de um componente resiliente incorporado a um implante de titânio em resposta a cargas dinâmicas variadas e com a finalidade de validar o uso de osso fresco humano para mensurações de deformação óssea *in vitro*. Duas conexões protéticas (IMZ – *Interpore* International) foram usadas: uma totalmente em titânio e outra com elemento resiliente para fixação do transmucoso de titânio. Quatro extensômetros lineares elétricos registraram a deformação na cortical óssea superior, na porção mesial e distal de cada implante. Durante a investigação, uma estrutura metálica protética posicionada sobre os pilares protéticos, foi dinamicamente carregada na região de *cantilever*, 6mm distante do implante terminal. Foi utilizada uma carga de 100N para a realização do carregamento. Os resultados indicaram que o osso humano comportou-se de maneira elástica, representando ser um modelo viável para investigação da deformação óssea. E, concluíram que as duas conexões comportaram-se de maneira semelhante na geração de deformações ao redor dos implantes, comprovando que a alteração de propriedades mecânicas dos componentes protéticos não é um método eficaz na redução da transmissão de estresse ao tecido ósseo.

Kim et al.²⁰ (1999) desenvolveram um estudo para comparar as deformações ocorridas ao redor dos implantes suportando próteses parafusadas e cimentadas submetidas a forças oclusais. Simularam uma situação clínica onde dois implantes suportariam uma prótese fixa com *cantilever* de 8mm de extensão. Para obtenção de assentamento passivo, as dez estruturas metálicas confeccionadas para esta investigação, cinco cimentadas e cinco parafusadas, foram seccionadas e soldadas. Cargas de 110N foram direcionadas axialmente e na região do *cantilever*. Empregando análise fotoelástica e extensometria, os autores verificaram que as deformações ocorridas ao redor dos implantes, em função da aplicação das forças, foram semelhantes para as próteses parciais fixas retidas por parafusos e cimentadas definitivamente.

Wiskott e Belser⁴³ (1999) delimitaram os seguintes grupos, conforme os valores de estimulação, atuando sobre o tecido ósseo, bem como as respostas teciduais a estes valores:

 a) desuso: tecido ósseo submetido a forças extremamente reduzidas que correspondem à

microdeformações 100με. abaixo dos Α substancial queda de estresses funcionais desequilíbro causa um negativo na remodelação óssea, prevalecendo а reabsorção óssea, comumente identificada durante o fenômeno de reabsorção que ocorre no processo alveolar após a extração de um dente;

- b) carga normal: tecido ósseo submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e 2.000με. Teoricamente, nesta faixa de deformações, a massa óssea estabiliza-se em função do equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise;
- c) suave sobrecarga: as forças geradas determinam deformações na faixa que se estende entre 2.000 e 4.000με. Nestes casos, observa-se um desequilíbrio positivo, com maior osteogênese, e conseqüentemente aumento da massa óssea;
- d) sobrecarga patológica: quando a estrutura óssea é submetida a forças que promovem deformações acima de 4.000με, torna-se incapaz de passar por um processo de adaptação e reparo, e os danos passam a ser irreversíveis;
- e) fratura: no tecido ósseo ocorreria com deformações entre 20.000 e 25.000με.

De acordo com os autores, para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação tornam-se, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, deformações acima da faixa descrita como de "desuso" são necessárias. Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico (4000µɛ) que levaria a danos irreparáveis. Os pesquisadores demonstraram preocupação com superfícies lisas na região cervical de implantes, que não permitiriam adequado acoplamento biomecânico com o tecido ósseo circunvizinho, determinando substancial de estresses funcionais queda com desequilíbro negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea da crista marginal.

Becher e Kaiser³ (2000), detalharam indicações clínicas para que o dentista utilize próteses fixas cimentadas implanto suportadas com *cantilever* após a instalação de implantes dentais da ITI. Como conclusão, os autores afirmaram que próteses fixas implanto suportadas com *cantilever* são bem suscedidas em situações clínicas selecionadas.

Jacques¹⁶ (2000) avaliou a distribuição de estresse em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros, em função de duas ligas metálicas. Corpos de prova simulando infra-estruturas para uma situação de prótese total fixa mandibular, foram confeccionadas em liga de cobalto-cromo e paládioprata e posicionados sobre um modelo mestre. Uma carga estática vertical de 100N foi aplicada na extremidade livre, a uma distância de 10,15 e 20mm para distal do centro de intermediário terminal. Os resultados demonstraram que em grandes extensões do cantilever, a liga de cobalto-cromo apresentou um padrão de distribuição de forças semelhante à liga de paládio-prata com cantilever curto. Independente do local de aplicação de força e da liga utilizada na confecção das infraestruturas, o intermediário mais próximo do ponto de aplicação da carga foi o que registrou a maior deformação específica. O emprego de uma liga de cobalto-cromo na confecção de infra-estruturas para prótese sobre implantes pode permitir braço de *cantilever* mais extensos.

Watanabe et al.⁴¹ (2000) em um bloco de poliuretano posicionaram 3 implantes IMZ de 4mm de diâmetro por 13mm de comprimento. Seis extensômetros lineares foram colados no bloco com a finalidade de registrar as deformações sofridas quando próteses parciais fixas retidas por parafusos, confeccionadas por meio de quatro diferentes métodos, eram instaladas, bem como o estresse gerado quando a següência de apertamento dos parafusos era alterada. Moldeiras individuais foram fabricadas, e o bloco de poliuretano moldado com silicone (Exaflex, Gc Industrial, Tokyo, Japan) para obtenção de modelos em gesso pedra, então foram enceradas as estruturas usando coping plásticos para os intermediários. Foram comparadas estruturas fundidas em monobloco, estruturas fundidas em monobloco e em seguida seccionadas e soldadas, estruturas fundidas em segmentos para serem posteriormente soldadas e, finalmente, estruturas confeccionadas pelo método de assentamento passivo descrito pelos autores. Concluíram que, independentemente da estrutura empregada, deformações foram produzidas ao redor dos implantes, quando estas eram parafusadas, e desapareciam quando eram removidas. Não houve diferença estatística entre as estruturas seccionadas após a fundição e soldadas, e pelas peças fundidas em monobloco. A següência de apertamento dos parafusos determinou diferenças significantes na produção de deformações em todas as estruturas testadas, com exceção das confeccionadas pelo método de assentamento passivo.

Em 2000, Pietrabissa et al.²⁹ realizaram estudo laboratorial comparando três modelos de conexões (*Standard*, *Estheticone* e *Ceradapt* - Nobel Biocare) com relação à capacidade de compensarem estresses induzidos por desajustes protéticos. O modelo laboratorial desenvolvido para o estudo consistia em dois implantes suportando as conexões e a estrutura protética na qual foram fixados os extensômetros lineares elétricos. Os autores verificaram que o pilar *Estheticone* determinou as maiores concentrações de estresse na presença de

desadaptações protéticas. Concluíram que a baixa capacidade desta conexão em compensar os desajustes protéticos deve-se a sua grande altura, que determina maiores deslocamentos horizontais. Apesar de o pilar *Ceradapt* ser mais alto que o pilar *Estheticone*, seu comportamento foi superior em função do efeito compensatório da camada de cimento.

Rubo e Souza³⁴ (2001) descreveram os métodos computacionais aplicados em bioengenharia para análise e solução de problemas complexos encontrados nas reabilitações implanto-suportadas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria. De acordo com os autores, a extensometria é a melhor opção para avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Descreveram os extensômetros lineares elétricos como pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Estes pequenos sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados, quando este é submetido à ação de uma força. Concluíram que nenhum dos três métodos apresentados possui total preponderância sobre outro e que as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam.

Nissan et al.²⁷ (2001) avaliaram o efeito de diferentes forças (10 e 20Ncm) e seqüências de aperto de parafusos de retenção de próteses sobre implantes (da esquerda para a direita e vice-versa), conduzidos por três experientes protesistas, na geração de microdeformações em uma estrutura metálica com ótimo assentamento protético. Trinta modelos de trabalho foram confeccionados a partir de um modelo mestre de aço, contendo cinco implantes, com a técnica da moldagem com transferentes quadrados unidos e moldeira aberta. As deformações foram registradas em todos os modelos de gesso, por meio de quatro extensômetros lineares elétricos colados na superfície superior de uma estrutura

protética, construída sobre o modelo mestre. Os resultados do estudo sugeriram que modificações na força e seqüência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como dos operadores que conduziram os apertos, não causaram alterações significantes nas deformações registradas na estrutura metálica. Os autores concluíram que a técnica empregada para moldagem foi a responsável pelo perfeito assentamento da prótese sobre os modelos experimentais de gesso, minimizando o potencial de diferentes operadores, forças e seqüências de aperto gerarem estresses estáticos prejudiciais.

Romeo et al. ³³ (2003) com a finalidade de avaliar o prognóstico à médio e longo prazo de próteses fixas implanto suportadas com cantilever, e estabelecer o grau de influência dos fatores comprimento, tipo de cantilever (mesial ou distal) e dentição oposta contra a prótese de cantilever realizou um estudo clínico prospectivo. Este estudo foi executado com uma amostra de 38 pacientes parcialmente dentados, tratados entre janeiro 1994 e março 2001, com 49 próteses fixas com cantilever suportadas por 100 implantes. A reabsorção marginal do osso foi estudada e utilizada como um parâmetro de referência para definir o sucesso da terapêutica. A medida de reabsorção óssea foi feita por imagens transpondo raio X dos pacientes selecionados, em computador, com auxílio de um programa computacional. A análise estatística foi realizada para a correlação possível entre reabsorção do osso e os parâmetros considerados neste estudo: comprimento e tipo (mesial ou distal) de cantilever e dentição oposta à prótese com cantilever. Sete anos após o carregamento das próteses, a taxa acumulativa total da sobrevivência do implantes era de 97%, e a taxa de sucesso das próteses era de 98%. As próteses de *cantilever* de mesial registraram uma taxa mais baixa de sucesso (97.1%) do que o cantilever distal (100%). Além disso, um prognóstico melhor não foi observado quando a dentição oposta compreendeu dentes naturais, próteses fixas sobre dentes, quando comparado com os casos de próteses fixas implanto suportadas.

Os autores concluíram que o prognóstico a médio e longo prazo das próteses convencionais é comparável às próteses com *cantilever*. Entretanto, uma análise completa dos fatores de risco prévios ao tratamento é importante à serem considerados.

Cehreli et al.⁴ (2004) utilizaram a extensometria e a fotoelasticidade para analisar a distribuição de forças e a intensidade de microdeformação geradas por implantes de hexágono externo e implantes tipo cone-morse. Como implantes de hexágono externo foram utilizados implantes Branemark de formato cônico e cilíndrico, já os implantes cone-morse foram da marca Astra Tech no formato cônico e cilíndrico e os implantes ITI. Para tanto foram aplicadas cargas verticais e oblíquas (20°) de 100 e 150N nos pilares protéticos. Os autores concluíram que os dois formatos de plataforma determinaram características semelhantes na transmissão das forças e que o desenho da região de união com o pilar protético não modificou a intensidade de microdeformação perimplantar em modelos experimentais simulando o tecido ósseo. Para os autores o tipo de conexão protética não é um fator decisivo na distribuição da carga mastigatória ao osso de suporte.

El Charkawi et al.⁷ (2004), investigaram por meio de extensômetria a união dente-implante em próteses de três elementos, tendo o implante como retentor distal. Neste estudo, uma comparação entre conexão rígida e resiliente entre os retentores foi realizada. Com auxílio da extensômetria foi possível registrar a tensão sob um sistema rígido e um resiliente sobre o implante conectado a um limite natural com a mesma prótese sob as mesmas circunstâncias de carregamento. Os resultados deste estudo mostraram que a conexão resiliente foi melhor para o implante. Segundo os autores, este estudo forneceu um método de teste que ajuda os dentistas a escolher o método para reabilitar seus pacientes com resultados previsíveis.

Heckmann et al.¹³ (2004) realizaram uma investigação *in vitro* da microdeformação perimplantar determinada por próteses fixas de três

elementos suportadas por dois implantes, confeccionadas com diferentes recursos clínicos е laboratoriais comumente empregados em implantodontia. Dois implantes foram posicionados em um modelo de resina com propriedades mecânicas semelhantes a do tecido ósseo humano. Os grupos de próteses foram confeccionados (n=10), variandose a técnica de moldagem (transferentes cônicos com moldeira fechada / transferentes quadrados com moldeira aberta), o método de fundição (cilindros plásticos e fundição / cilindros de ouro e sobre-fundição; em monobloco / com solda), mecanismo de retenção protética (parafusada / cimentada). Para os registros de deformação, quatro extensômetros lineares elétricos foram fixados na mesial e distal dos implantes e um extensômetro linear elétrico foi colado no pôntico das estruturas protéticas. Os resultados não revelaram diferenças significantes entre as técnicas de moldagem, os métodos de fundição e os mecanismos de retenção protética.

Pjetursson et al.³⁰ (2004), em uma revisão de literatura avaliaram a sobrevivência de próteses parciais fixas com cantilever e a incidência de complicações biológicas e técnicas. Utilizaram como critério uma busca eletrônica no MEDLINE procurando estudos prospectivos e retrospectivos de próteses parciais fixas com cantilever com acompanhamento de 5 anos, onde os pacientes tinham que ter sido acompanhados em visitas clínicas. A avaliação dos estudos selecionados foi realizada por dois revisores independentes. Os índices de falha e complicações foram analisados usando efeitos aleatórios em uma regressão de Poisson, para obter estimativas sumárias de proporções de uma sobrevivência de 10 anos. Em um rendimento de 3658 títulos e de 211 sumários, 81 artigos foram selecionados para a análise de texto integral, finalmente tendo por resultado 13 estudos que se enquadraram nos critérios determinados de inclusão. A Meta-análise destes demonstrou resultados de taxa estimada de sobrevivência de próteses parciais fixas com cantilever de 81.8%; 78.2% de taxa do sucesso (livre de todas as complicações); e após 10

anos de 63% de taxa de sobrevivência e 54.7-70.2% de taxa de sucesso. A complicação biológica mais comum era perda de vitalidade pulpar (32.6%) seguida pela cárie nos dentes pilares (9.1%). Após um período de 10 anos, 2.6% das próteses foram perdidas em conseqüência de cárie dental e 1% devido à periodontite recorrente. A complicação técnica mais freqüente era perda da retenção (16.1%) seguida pelas fraturas materiais das próteses (5.9%). A fratura dos dentes pilares era em torno de 2.9% após o período de observação de 10 anos. Nesta revisão de literatura os autores concluíram que as taxas de sobrevivência das próteses parciais fixas com *cantilever* eram mais baixas do que das próteses convencionais e as complicações biológicas e técnicas eram freqüentes.

Wennström et al.⁴² (2004), em estudo retrospectivo, com o objetivo de analisar se a inclusão de cantilever aumenta a quantidade de perda marginal do osso em próteses fixas implanto suportadas, realizaram uma comparação entre próteses fixas convencionais e próteses fixas com cantilever após 5 anos de carregamento funcional. Foi utilizada uma amostragem de 45 pacientes tratados periodontalmente com um total de 50 próteses, sendo 24 próteses com cantilever e 26 próteses sem cantilever. Por meio de radiografias periapicais e com auxílio de um programa de computador projetado individualmente para este trabalho, foram registradas a linha de crista óssea após a cirurgia de colocação dos implantes e após 5 em função. A perda marginal do osso entre os implantes após 5 anos em função foi de 0.4 milímetros (SD, 0,76). A mudança do nível do osso na maxila foi significativamente maior do que a registrada na mandíbula (0,6 contra 0,2milímetros; p<0.05). Não houve diferença estatisticamente significante entre às próteses com e sem os cantilevers. A análise multivariada revelou variáveis nos arcos e fumar teve uma influência significativa na mudança do nível do osso. Como conclusão, os autores demonstraram que a presença de extensões cantilever não tiveram efeito na perda do osso.
Yokoyama et al.⁴⁴ (2004), examinaram a influência da posição e do comprimento de implantes na distribuição de carga ao osso em uma prótese fixa implanto suportada com cantilever. Para tanto foi utilizada análise de elemento finito, onde fora construído uma prótese fixa com dois implantes, um mesial e outro distal. O implante distal possuía sempre o comprimento (10mm) e uma posição fixa no arco, já o implante mesial teve variação no seu comprimento (10,12mm) e na sua posição, de maneira a formar diferentes extensões de cantilever (3,5,7,9,11mm). Uma força obliqua de 100N, com inclinação de 30°, foi aplicada na oclusal orientada para lingual. Os maiores valores de tensão foram localizados na região cervical, no osso cortical, junto aos dois implantes. A maior concentração de carga foi observada junto ao implante mesial, quando da utilização de um cantilever de 9mm, obtendo valores ao redor de 73MPa. A variação no comprimento do implante não demonstrou alteração significativa na distribuição de carga para o osso. A posição do implante teve influência significativa na distribuição de carga para o osso.

Eraslan et al.⁸ (2005), com auxílio de análise de elemento finito examinaram a distribuição das cargas mastigatórias em próteses parciais fixas com *cantilever* distal, com morfologias diferentes variando os materiais restauradores. O método de elemento finito foi usado para criar modelos de dois tipos da restauração; metalo-cerâmica e prótese totalmente cerâmica (Sistema Empress 2). Ambos os modelos foram projetados com os *cantilevers* distal que envolvem o primeiro e segundo pré-molares e a extensão de *cantilever* que envolvem um pré-molar ou um molar. A largura do conector entre a restauração *cantilever* e o dente vizinho era de 2,25 milímetros. A análise de elementos finitos dos modelos revelou valores de stress de Von Mises com concentrações máximas observadas nos conectores de *cantilever* distal. Os locais da concentração do Stress foram observados também na área cervico-distal do segundo pré-molar. Modelos que tiveram como *cantilever* pré-molares registraram menor concentração de stress nas próteses totalmente cerâmicas em relação às metalo-cerâmicas, porém nas situações onde o *cantilever* era formado por molares, menor concentrações de stress foram observadas nas próteses metalo-cerâmicas. Se o comprimento *cantilever* distal e o material restaurador forem escolhidos apropriadamente, a freqüência de falha pode ser reduzida. Segundo os autores, coroas totalmente cerâmicas (Sistema Empress 2) podem ser usadas como material restaurador, quando o comprimento dos *cantilever* não é maior do que a dimensão mesiodistal de um dente pré-molar e as restaurações metalo-cerâmicas podem ser usadas em situações mais longas.

Segundo Karl et al.¹⁸ (2005), a adaptação passiva das supraestruturas para restaurações implanto suportadas é afetada por cada etapa do processo de fabricação. Neste contexto os autores questionam se a aplicação do recobrimento cerâmico aumenta o carregamento estático do implante. Com finalidade de guantificar o desenvolvimento de tensão de várias próteses parciais utilizaram de extensometria. Confeccionaram quatro tipos diferentes de próteses de cinco elementos sobre três implantes ITI: próteses cimentadas sobre pilares sólidos; parafusadas confeccionadas com cilindros calcináveis; parafusadas com cilindros de ouro; cimentadas retidas por pilares parafusados, representando os tipos geralmente usados de próteses parciais. Três implantes foram colocados em um modelo de resina epóxi, que simula uma situação de paciente, e extensômetros foram instalados linearmente mesial e distalmente na resina junto aos implantes. O desenvolvimento da tensão foi gravado durante o ajuste do cimento (cimento provisório) e a protéticos. Os dados foram analisados parafusos fixação dos usando os 2 testes multivariados da estatisticamente amostra (alpha=.1).Todas as próteses revelaram quantidades mensuráveis de tensão. Nem o tipo de retenção, nem a modalidade da fabricação das parafuso-retido tiveram influência significativa próteses no desenvolvimento da tensão. A aplicação da cerâmica causou um aumento no desenvolvimento da tensão para as próteses testadas. As tensões mais baixas foram encontradas nas próteses cimentadas. Os autores concluíram que os procedimentos convencionais eram incapazes de produzir supra-estruturas com ajuste absoluto de assentamento passivo. Aplicação da cerâmica pareceu aumentar o desenvolvimento de tensão e, assim, a desadaptação da peça. A técnica de cimentação das supra-estruturas aos componentes pré-fabricados diretamente aos implantes pode compensar os erros dimensionais causados pela moldagem e por fabricação da supra-estrutura.

Dois métodos de esplintagem com resina acrílica de transferentes quadrados, usados para técnica direta de transferência em próteses sobre implantes, foram avaliados por Vasconcellos et al.39 (2005). Dois implantes com pilares protéticos foram posicionados no centro de um bloco de poliuretano. Dezesseis amostras foram fabricadas neste modelo, cada uma empregando dois transferentes guadrados, rigidamente conectados com resina acrílica autopolimerizável. Metade das amostras formaram o grupo monobloco (n=8). Para o grupo seccionado (n=8), a outra metade das amostras foi armazenada durante 24 horas, quando a esplintagem foi dividida e os dois segmentos foram novamente unidos com pequena quantidade de resina acrílica. Quatro extensômetros lineares elétricos posicionados ao redor dos implantes, no bloco de poliuretano, registraram as deformações geradas por cada amostra. Os autores concluíram que a técnica de esplintagem de transferentes com resina acrílica seguida da separação do bloco e nova união após 24 horas foi mais precisa que a técnica na qual a resina foi empregada em monobloco.

Em 2005, Vasconcellos⁴⁰ estudou o efeito dos ciclos térmicos para a aplicação de cerâmica no assentamento protético de estruturas metálicas implanto suportadas, bem como analisou a influência do précondicionamento térmico no controle das alterações dimensionais do metal em altas temperaturas. Em um bloco experimental de poliuretano foram posicionados quatro implantes cilíndricos com hexágono externo, simulando a reabilitação de uma mandíbula sem dentes. Dez estruturas metálicas de próteses implanto suportadas, retidas por parafusos, foram confeccionadas com liga nobre (Pd-Ag) e cilindros protéticos usinados, empregando-se dois procedimentos: grupo controle (n=5): fundição em seguimentos, seguida de soldagem a laser; e grupo teste (n=5); fundição em segmentos, seguida de pre-condicionamento térmico (simulação do ciclo de oxidação) e soldagem a laser. Após soldagem, todos os corpos de prova foram submetidos a ciclos térmicos, simulando a aplicação de cerâmica (oxidação, opaco, cerâmica e vitrificação). Com as estruturas metálicas em posição, oito extensômetros elétricos fixados ao redor dos implantes, registraram a microdeformação provocada pela ausência de passividade, em três momentos: após a soldagem a laser, após a oxidação do metal e após os ciclos térmicos para simulação da aplicação da cerâmica. A análise estatística foi realizada com o teste de Análise de Variância de dois fatores para medidas (*RM ANOVA*), e as comparações individuais foram feitas pelo teste t (Student) para amostras dependentes, aplicando-se correção de Bonferroni para o nível de significância. Todas as estruturas geraram microdeformações ao serem apertados os parafusos de retenção protética. Os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para a aplicação da cerâmica, determinaram alterações dimensionais significantes nas estruturas metálicas, com conseqüente aumento da microdeformação perimplantar. Estas alterações ocorreram principalmente durante os ciclos realizados após a oxidação da liga. O pré-condicionamento térmico das estruturas metálicas controlou a alteração dimensional do metal em altas temperaturas.

Karl et al.¹⁹ (2006), avaliaram *in vivo* por meio de extensômetria, a quantidade de tensão produzida na prótese quando da instalação de próteses fixas implanto suportadas parafusadas e cimentadas, com objetivo de avaliar a distorção que poderia comprometer adaptação passiva. Após a aprovação da pesquisa por um comitê de ética, quatro grupos foram definidos (cinco amostras por o grupo), com quatro tipos

diferentes de próteses de cinco elementos sobre três implantes ITI, confeccionados sobre um modelo de um único paciente: próteses cimentadas sobre pilares sólidos; parafusadas confeccionadas com cilindros calcináveis; parafusadas com cilindros de ouro; cimentadas retidas por pilares parafusados. Dois extensômetros foram colados nas regiões correspondentes aos pônticos (mesial e distal) de cada prótese, com o objetivo de medir as tensões que ocorrem durante a cimentação ou parafusamento da prótese. Os valores finais foram gravados para a análise. Os valores médios e os desvio padrão da tensão em para cada extensômetro foram: Grupo 1: M 32,54±14,78, D: 89,28±172,52; Grupo 2: M 302,38±83,49, D: 197± 139,27; Grupo 3: M 458±258,99, D: 268±131,42; Grupo 4: M 269±269,84, D: 52±52,68. Segundo o autor, embora as próteses fossem clinicamente aceitáveis, nenhumas delas revelaram um ajuste verdadeiramente passivo com microstrain zero. As próteses parafusadas registraram níveis mais altos de tensão quando comparadas às próteses cimentadas.

Nishioka²⁶ (2006), avaliou as microdeformações ao redor de implantes de hexágono externo, interno e cone morse na configuração linear e compensada durante o torque dos parafusos protéticos. Foram fundidas estruturas em monobloco em CoCr, com coifas plásticas e coifas coifas pré-fabricadas (n=5). Foi verificada, porém não mensurada a adaptação das estruturas. Quatro extensômetros lineares foram posicionados tangenciando a superfície dos pilares *microunit*. O aperto dos parafusos obedeceu a seguinte seqüência: central, esuqerda e direita com troque de 10 Ncm. Os registros foram repetidos 5 vezes para cada estrutura Os dados coletados foram submetidos à análise estatística de Variância de três fatores (ANOVA) e o teste de Tukey em nível de 5% de significância. Para o hexágono externo, os valores de microdeformação para a configuração linear foram estatisticamente inferiores aos da configuração compensada, independente para o tipo de coifa. Para o hexágono interno os valores médios de microdeformação para a

configuração linear foram inferiores aos registrados para a configuração compensada apenas para os casos de coifa plástica e plástica retificada. Para o cone morse os valores de microdeformação para a configuração linear foram superiores aos valores médio obtidos para a configuração compensada, independente do tipo de coifa.

Jaime et al.¹⁷ (2007) avaliaram o efeito de retificadores na adaptação marginal de componentes UCLA calcináveis pós fundição em comparação a componentes UCLA com cinta usinada. A influência da fundição e da queima da porcelana também foram analisadas. Dois grupos foram analisados: grupo teste - 10 Uclas calcináveis fundidos e retificados com porcelena aplicada; grupo controle - 10 Uclas com a cinta usinadas, fundidas em liga nobre e submetidas a aplicação de cerâmica. No grupo teste as mensurações forma realizadas antes e após o uso dos retificadores, e após a cerâmica aplicada. No grupo controle as mensurações forma realizadas antes a após a fundição e após a aplicação da cerâmica. Os dados foram submetidos à ANOVA e ao Tukey teste (p=0,5%). O uso de retificadores reduziu a desadaptação marginal (de 25.68µm a 14.83µm; p<0.05). Após a aplicação da cerâmica, os cilindros retificados apresentaram valores de desadaptação similares aos componentes pré-fabricados. A fundição dos componentes pré-fabricados alterou os valores de desadaptação. Não houveram diferenças após a aplicação da cerâmica para todos os grupos.

Kojima et al.²¹ em 2007 estudaram as deformações ocorridas em próteses sobre implantes dispostos linearmente e compensados. Foram confeccionados 2 blocos de poliuretano, onde em cada bloco foram instalados 3 implantes (4x13mm), numerados da esquerda para direita (1,2,3), paralelas e distantes 7mm entre si (de centro a centro); dispostos linearmente e compensado ("off set") com o implante do centro deslocado em 2mm. Foram instalados pilares micro-units com torque de 20Ncm. Sobre os blocos, foram confeccionadas 5 barras que simulavam uma prótese parcial fixa de 3 elementos (n=5). Para as medições foram

utilizados e extensômetros lineares elétricos (Excel sensores), em cada bloco, que foram colados ao lado direito de cada implante. As medições foram realizadas após a aplicação de 100N durante 30s em diferentes posições: A) ao lado da fixação 1, B) entre as fixações 1 e 2, C) ao lado da fixação 2. Os dados obtidos em us (micro deformação) foram submetidos à análise estatística ANOVA e Tukey. Os valores para µɛ das próteses lineares para as posições a, b e c foram respectivamente 192,160; 198,108; 176,371 e para as compensadas foram 91,355; 97,314; 106,710. Verificou-se por meio do teste ANOVA que os efeitos da interação (p=0,069>0,05) е posição (p=0,062>0,05) foram estatisticamente não significantes sendo que o efeito configuração foi significante (p=0,010<0,05). Onde os autores concluíram que a configuração linear superou a compensada em µɛ, porém não houve diferença estatística nas posições de aplicação de carga para as duas configurações.

Mesquita et al.²⁴ em 2007, em um estudo piloto, avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes em função da extensão cantilever da prótese. Para tanto, foram posicionados dois implantes de hexágono externo de 4,0mm de diâmetro por 11,5mmm de comprimento, a uma distância de 10mm entre eles, em modelo de poliuretano com dimensões de 10x4x4cm. Obtido modelo em gesso tipo IV, com moldagem por técnica de moldeira aberta e silicone de polimerização por reação de condensação, foi encerada uma barra utilizando cilindros calcináveis parafusados nos análogos com 4mm no sentido vestíbulolingual e 3mm no sentido ocluso-cervical, estendendo-se 30mm além de um dos cilindros. A barra foi seccionada no ponto equidistante entre os cilindros protéticos fundida em prata-paládio, e soldada a laser. Três extensômetros (strain gauges) foram colados linearmente na superfície superior do bloco experimental de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Cargas foram exercidas na barra em local equidistante entre os dois implantes, e no cantilever a uma distância de 5, 10, 15, 20 e

25mm, por uma máquina de ensaio universal EMIC - Modelo DL 1000 (EMIC Equipamentos e Sistemas, São José dos Pinhais, Paraná - Brasil). Os extensômetros conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos além de alimentar as pontes e amplificou e converteu o sinal gerado de analógico para digital. Para cada local de carga foram feitas cinco medições. Os dados obtidos foram submetidos ao teste de Tukey (p<0,05) com a finalidade de comparar o efeito da extensão do *cantilever* e as cargas em cada comprimento do *cantilever*.

OTD A DI	CLDCL	CENTER O	2	10	1.7	20	0.5
STRAIN	CARGA	CENTRO	5	10	15	20	25
GAUGE							
ONCOL							
1	5kg	33,53 A, a	24,79 A, a	-157,95 AB, a	-274,53 B, a	-1027,13 C, a	0,0
	e			· · ·		· · ·	A b
							А, О
	10kg	-1162,90 B, b	-1460,86 C, b	-1301,51 BC,b	-1821,85 D,b	0,0 A, b	0,0
	U	, ,	, ,	, ,	, ,	, , ,	Á h
							Α, υ
2	5kg	76.88 A.a	-62.07 AB. a	-123.38 AB. a	-182.54 B.a	-254.03 B. a	0.0
-	8	,	,-,-,-	,,			A 1.
							Α, ΰ
	10kg	61594 A h	-82.83 B a	-142 57 B a	-105 10 B a	00 B b	0.0
	TORS	015,91 11,0	02,05 D, u	112,57 B, u	105,10 B,u	0,0 B, 0	0,0
							А, б
3	5kg	-371 52 A a	-439.61 A a	-479 57 A a	-530.03 A a	-579.03 A a	0.0
5	JKg	-571,52 A, a	-+57,01 A, a	- <i>+/),5/A</i> , a	-550,05 A, a	-577,05 A, a	0,0
							A, b
	10ka	30.68 A b	505 14 B a	530.84 B a	57471 B a	00 A b	0.0
	TOKg	-50,00 A, 0	-505,14 D, a	-550,64 D, a	- <i>5</i> / 4 ,/1 D , a	0,0 A, 0	0,0
							A, b

Como conclusão do tratamento dos dados obtidos em microdeformação (με), quanto maior a extensão do *cantilever*, maiores tensões foram geradas ao redor dos implantes.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por extensometria, a deformação superficial no substrato de fixação dos implantes em próteses fixas implanto suportadas em função do *cantilever*.

Tendo como hipóteses nulas:

- A extensão do *cantilever* não afetará a deformação superficial no substrato de fixação dos implantes;
- Não haverá diferenças na deformação superficial gerada por cargas mastigatórias ao substrato de fixação dos implantes entre as próteses suportadas com dois ou três implantes.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confecção do modelo experimental em poliuretano e instalação dos implantes

A partir de um bloco de teflon com dimensões de 10x7x3cm, foi confeccionada uma matriz em poli-vinil-siloxano (Stern Tek - Sterngold Restorative Systems - Attleboro, USA) na qual foi vertido o poliuretano (Poliuretano para vazamento F16 - Axson - Cergy, França), que permitiu a obtenção de 16 modelos em forma de paralelepípedo, com dimensões de 10x7x2cm (Figura 1).



FIGURA 1 – Modelo experimental.

Para inserção dos implantes, paralelos entre si, no bloco de poliuretano e auxílio na confecção das estruturas metálicas foi desenvolvido um dispositivo em alumínio, composto de três partes: A, B, C (Figura 2A-D), e um estojo com anéis metálicos de diâmetro progressivo que serviram como guias para as perfurações na instalação dos implantes (Figura 3).









FIGURA 2 - A – Parte A do dispositivo; B – Parte B do dispositivo; C – Parte C; D – As partes A, B, C do dispositivo sobrepostas e alinhadas por dois parafusos.



FIGURA 3 - estojo com anéis metálicos de diâmetro progressivo

Desprezados os cuidados de assepsia, a parte A do dispositivo foi fixada no poliuretano por meio de adesivo à base de cianocrilato (Figura 4A), permitindo a realização das perfurações paralelas entre si com auxílio de anéis metálicos rosqueados (Figura 4B) para a instalação dos implantes a uma distância de 10mm entre o centro de cada um deles.





FIGURA 4 - A – Parte A do dispositivo fixada no bloco de poliuretano; B – Vista aproximada do anel metálico.

Os anéis possuíam diâmetro de 3,0; 3,2; 3,6mm o que permitiu as perfurações com as brocas cirúrgicas (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil) de diâmetros 2,8; 3,0 e 3,4mm. Foi utilizado um motor de implante (modelo Smart- Driller, São Paulo, Brasil) e um contra-ângulo redutor 20:1 (Anthogyr – Sallanches, França). A profundidade da perfuração foi controlada sabendo-se que a parte A do dispositivo possuía 3mm de espessura e o anel possuía 7mm de altura, assim a perfuração

foi de 21,5 mm tomando como base a parte de cima do anel durante a perfuração, para a instalação de implantes de 3,75x11,5mm, com uma distancia de 8 mm de centro a centro de cada implante. (Figura 5)







FIGURA 5 - A ; B; C – Parte A do dispositivo com os anéis instalados, sendo realizadas as perfurações.

Em 08 modelos de poliuretano foram realizadas três perfurações conforme a figura 4, em outros 08 modelos foram realizadas somente as duas últimas perfurações.

Em seguida, foram instalados implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo com medidas de 3,75 mm de diâmetro por 11,5 mm de comprimento (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil). Nas amostras com três implantes os implantes foram denominados A,B e C da esquerda para direita (C é o implante próximo do *cantilever*). Para as amostras com dois implantes, os implantes foram denominados B e C (C é o implante próximo do *cantilever*).

Conexões protéticas tipo Micro-Unit (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil) com 3mm de altura de cinta metálica foram instaladas sobre os implantes utilizando um torquímetro progressivo (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil) até o torque de 20Ncm, conforme recomendação do fabricante. (Figura 6)



FIGURA 6 - Conexões protéticas micro-units instaladas.

4.2 Confecção dos padrões de fundição das infra-estruturas metálicas e procedimentos de fundição e acabamento

Para a confecção dos 16 padrões de fundição necessários para as fundições das estruturas metálicas utilizou-se a parte B acoplada na parte C do dispositivo. (Figura 7)



FIGURA 7 – Parte B do dispositivo aparafusada na parte C

A parte B do dispositivo forneceu as dimensões da barra, 53x4x8mm, já a parte C forneceu a localização onde foram instalados os implantes e os locais de aplicação de carga, uma vez que nesses locais havia em baixo relevo as marcações nos intervalos de 5, 10, 15, 20, e 25mm à partir da distal do ultimo implante da prótese.

Com auxílio de um pincel marca Tigre, chato (Ref.141-20), ambas as partes foram isoladas com isolante para resina acrílica Cel-Lac (SSWhite – Rio de Janeiro, Brasil), e após 3minutos, utilizando um pincel de pêlo de Marta da marca Hot Spot (Ref. 72001) a parte interna da parte B do dispositivo foi preenchida com resina acrílica (G.C. Pattern Resin -G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão), em pequenos incrementos molhando o pincel no monômero em seguida no polímero sempre iniciando o preenchimento pelas paredes laterais com a finalidade de diminuir o fator de configuração cavitária, deixando um excesso de resina a ser acabado e polido. (Figuras 8,9)





FIGURA 8 – Parte B,C do dispositivo sendo preenchido pela resina.





Após a polimerização as duas partes foram separadas e depois a barra removida da parte B. Em seguida os excessos foram removidos com brocas de tungstênio e o polimento dado em politriz com lixas de granulação 400 e 600 respectivamente. (Figura 10 -A,B)



FIGURA 10 – A- As duas partes do dispositivo separadas; B – Barra pronta em resina acrílica.

Em seguida, cilindros calcináveis (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil) foram posicionados, e apertados com torquímetro progressivo (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil), com torque de 10Ncm sobre os componentes protéticos (Figura 11).



FIGURA 11 - Cilindros calcináveis sobre os componentes protéticos.

As barras em resina foram encaixadas nos cilindros, e unidas por incrementos de resina com o auxílio de um pincel, formando os padrões de fundição. (Figuras 12 A-B; 13 A-B)





FIGURA 12 – A – Padrão de fundição da amostra com dois implantes (Implantes B e C);
B – Padrão de fundição da amostra por oclusal com dois implantes.



FIGURA 13 – A – Padrão de fundição da amostra com três implantes (Implantes A, B e C); B – Padrão de fundição da amostra por oclusal com três implantes.

Para os corpos de prova com dois implantes as barras foram seccionadas com auxílio de um disco de aço denteado com 0,1mm (Microdont, Ref.368.946, São Paulo, Brasil) de espessura em baixa rotação no ponto equidistante entre os dois primeiros implantes.

Os padrões de fundição foram unidos aos canais de alimentação e fixados a uma base formadora de cadinho (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil). Foi aplicado agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa – São Paulo, Brasil), seguido da adaptação de um anel de silicone (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil) à base formadora de cadinho, para verter o revestimento (Bellavest SH – Bego – Bremen, Alemanha), conforme recomendações do fabricante. O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo e o anel de silicone foi preenchido sob intensa vibração.

A base formadora de cadinho e o anel de silicone foram removidos 30 minutos após a inclusão. Os bloco de revestimento com os padrões incluídos foram ao forno para fundição que já se encontrará préaquecido a temperatura de 800° C, após 30 minutos, uma elevação gradual por mais 30 minutos até a temperatura de 900°C, que foi mantida por mais 30 minutos.

Após esse período, foram realizadas as fundições pela técnica de fundição convencional com maçarico, utilizando uma liga de cromo-cobalto, Wironbond SG (BEGO – Alemanha).

Após o resfriamento em temperatura ambiente, as fundições foram removidas do revestimento com auxílio de jatos de óxido de alumínio de 50µm, com pressão de 75PSI, com exceção das interfaces críticas, para não comprometer a adaptação.

Análogos de Micro-Unit (Titanium Fix – São José dos Campos, Brasil) foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface cilindro/conexão, os canais de alimentação removidos com discos de carburundum, com espessura de 0,5mm (Microdont, São Paulo, Brasil) e a usinagem do metal realizada com pedras de óxido de alumínio

não contaminantes e jatos de óxido de alumínio de 50µm. Jatos de vapor de água seguidos de submersão em unidade ultra-sônica, com álcool isopropílico por 10 minutos.

Os cilindros, uma vez fundidos, foram retificados com auxílio de retificadores e pontas para micro-units (Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil), onde cada ponta foi trocada a cada 10 retificas. Em seguida, com o intuito de se verificar possíveis distorções da estrutura metálica fundida foi realizado o teste do parafuso único, que consiste em apertar somente um parafuso protético em uma das extremidades da prótese e verificar o assentamento da prótese nos outros pilares.

4.3 Extensometria

A extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação, que envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros elétricos ou *strain gauges* (Figura 14). São pequenas resistências elétricas que, coladas à superfície de um determinado material, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que os percorre. Com aparelhagem adequada, as variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em micro-deformação, permitindo registros exatos deste fenômeno.



FIGURA 14 – Vista superior do extensômetro elétrico utilizado neste estudo.

Para a realização dos ensaios a superfície de cada bloco foi limpa com álcool isopropílico, três extensômetros uniaxiais (modelo PA-06-062AB-120-L Excel Sensores Ind. Com. e Exp. Ltda., São Paulo, Brasil) foram colados na superfície superior do bloco experimental de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Uma pequena quantidade de adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder - Loctite, São Paulo, Brasil) foi aplicada na superfície de contato dos extensômetros. Após o correto posicionamento, foi exercida uma pressão digital interposta por uma tira de poliéster, por um período de 3 minutos. Cada extensômetro teve seus cabos elétricos soldados a um terminal elétrico, que dava saída a um cabo elétrico blindado.

As estruturas metálicas foram reposicionadas cada uma sobre seu respectivo bloco de poliuretano, e aparafusadas sobre as conexões protéticas com torque de 10Ncm conforme recomendação do fabricante.

Por meio de cabos elétricos blindados, os extensômetros foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (ADS 2000IP - Lynx - São Paulo, Brasil). Cada extensômetro formou uma ligação chamada de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120 Ω , que é um circuito elétrico apropriado para detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação. Estas variações ocorrem em escala milionésima (μ V) e, foram registradas e amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e amplificar o sinal gerado, realizou a conversão de analógico para digital (conversor A/D 16 bits - tempo de conversão: 12,5ms/canal).

As variações elétricas foram transformadas aritmeticamente para unidades de microdeformação pelo *software* de aquisição de dados (AqDados - Lynx - São Paulo, Brasil), responsável também pelo registro das informações. Instalado em microcomputador com processador *Pentium* IV, 1GHz de memória *RAM*, o *software* permitiu a gravação contínua dos dados diretamente no *hard disk* do computador. Cada extensômetro correspondeu a um canal do aparelho condicionador de extensômetros, na seguinte ordem:

- a) Canal 1 mesial do implante B, (Extensômetro 1);
- b) Canal 2 entre o implante B e C, (Extensômetro 2);
- c) Canal 3 distal do implante C, (Extensômetro 3).

4.4 Aplicação da carga

Em seguida o modelo foi levado a um dispositivo, que consiste em um delineador de prótese, adaptado, onde na haste vertical móvel do delineador, na sua parte superior, foi fixado um peso de 10Kg, o que permitiu a aplicação desta carga, com auxílio da ponta analisadora, na barra metálica em local equidistante entre os dois implantes (Implante B e C), e no *cantilever* nos intervalos de 5,10,15,20,25 mm. Para cada local foram feitas três medições. (figuras 15,16, 17)



FIGURA 15 – Sistema montado para aplicação de carga, delineador adaptado com o bloco de poliuretano, extensômetros conectados ao aparelho condicionador de sinais elétricos, conectado ao computador.



FIGURA 16 – A - Delineador adaptado com o bloco de poliuretano, B – Ensaio sendo realizado em uma amostra de dois implantes na distância de 15mm do *cantilever*.



FIGURA 17 – Ensaio sendo realizado em uma amostra de três implantes na distância de 25mm do *cantilever*, onde podemos observar os extensômetros, e os terminais de soldagem dos cabos elétricos.

A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em microdeformação (με). Antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado a ± 10με, sem estresse no modelo experimental.

4.5 Análise estatística

Os dados obtidos, num total de cinqüenta e quatro por amostra (seis locais de aplicação em cada barra/ três medições/ três

extensômetros), e oitocentos e sessenta e quatro ao todo (16 amostras), foram submetidos à análise estatística por meio de programa computacional SANEST – SISTEMA DE ANÁLISE ESTATÍSTICA.

Os dados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) de três fatores e ao teste de Tukey (p=0,05).

5 RESULTADOS

5.1 Análise estatística

A extensometria é uma metodologia que apresenta de maneira inerente um alto valor de coeficiente de variação, o que levou para a realização da análise estatística uma submissão dos dados à transformação de log(x+0), com a finalidade de aproximar os dados de uma curva normal. Após esta transformação o coeficiente de variação geral dos dados obtidos foi de 11,73%.

5.1.1 Análise de Variância

Na realização da Análise da Variância (ANOVA, p=0,05) foram considerados três fatores: quantidade de implantes (A), extensômetro (B), comprimento do cantilever (C). A análise aplicada detectou diferenças estatisticamente significantes nos fatores B e C, assim como, na interação AXB conforme demonstrado na tabela 1.

Fatores	Grau de Liberdade	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Razão	Probabilidade
				F	Р
А	1	0,5454433	0,5454433	0,9437	0,66637
В	2	15,1189656	7,5594282	13,0790	0,0004*
С	5	31,4092441	6,2818488	10,8685	0,0001*
AxB	2	5,0622381	2,5311191	4,3792	0,013337*
AxC	5	0,3588361	0,0717672	0,1242	0,98482
BxC	10	1,8277216	0,182772	0,3162	0,97606
AxBxC	10	5,9179999	0,5918000	1,0239	0,42390
Resíduo	252	145,6524191	0,5779858		
Total	287	205,8928678			

Tabela 1 – Resultados do ANOVA para as condições experimentais testadas

* significante ao nível de 5%.

Uma vez constatados diferenças significantes para os fatores B e C e para a interação AXB, foi aplicado o teste de Tukey com o nível de significância de 5%, para verificar dentro dos fatores e da interação quais os dados que apresentam significância.

5.1.2 Teste de Tukey

A tabela 2 mostra o teste de Tukey para o fator extensômetro, sem levar em consideração o número de implantes, ou o local de aplicação de carga. É possível constatar pela diferença das letras que o extensômetro 1 apresenta diferença estatisticamente significante em relação ao extensômetro 2 e 3. A figura 18 representa graficamente a média dos valores de deformação para o fator extensômetro.

Tabela 2 – Teste de Tuk	y (p=0,05) para	o fator extensômetro
-------------------------	-----------------	----------------------

LOCAL DE CARGA	MÉDIA	
EXTENSÔMETRO 1	6,154 (±0,776) B	
EXTENSÔMETRO 2	6,614 (±0,883) A	
EXTENSÔMETRO 3	6,662 (±0,789) A	

Letra diferente aponta diferença estatisticamente significante.



FIGURA 18 – Gráfico que representa a média dos valores do fator extensômetro.

A tabela 3 mostra o teste de Tukey, com nível de significância de 5% para o fator "comprimento do *cantilever*", isoladamente sem levar em consideração o número de implantes, ou o extensômetro. Pela tabela não se observa diferenças estatisticamente significante nos valores de deformação quando a carga foi aplicada no meio, entre os implantes (B e C), ou 5, 10 e 15mm, assim como não se observa diferenças significantes entre os valores quando a carga foi aplicada com distancia de 10, 15 e 20mm. Entre os valores de deformação com a aplicação da carga na

distancias de 15, 20 e 25mm, também, não mostraram significância. A diferença estatisticamente significante foi observada entre os valores obtidos com a aplicação da carga no meio, 5mm e os que foram obtidos aplicando com 20 e 25mm de distancia. Foi detectado, ainda, diferenças significantes entre o valor de deformação obtido com a aplicação da carga à distancia de 10mm e o de 25mm.

Tabela 3 – Teste de Tukey (p=0,05) para o fator comprimento do *cantilever*

LOCAL DE CARGA	MÉDIA
Meio	6,056(±0,654) C
5mm	6,004(±0,957) C
10mm	6,283(±0,861) BC
15mm	6,501(±0,777) ABC
20mm	6,755(±0,708) AB
25mm	6,999(±0,720) A

Letras diferentes mostram diferenças significantes estatisticamente



FIGURA 19 – Gráfico que representa as médias dos valores do fator *cantilever*.

A tabela 4 mostra o teste de Tukey, com nível de significância de 5%, da interação dos fatores A, "quantidade de implante" e o fator B, "extensômetro". Analisando na linha pela letra maiúscula, quando se considera 2 implantes não se verifica diferenças estatisticamente

significantes, ao passo que ao levar em consideração 3 implantes o extensômetro 1 mostra diferenças significantes.

Porém na mesma tabela, variando a quantidade de implantes dentro do fator extensômetro é possível concluir pelas letras minúsculas nas colunas que não houve diferença nos extensômetros variando o número de implantes.

Tabela 4 – Teste de Tukey mostrando a interação entre o fator quantidade de implantes e extensômetro.

Quantidade	EXTENSÔMETRO 1	EXTENSÔMETRO 2	EXTENSÔMETRO 3
Implantes			
2	6,295(±0,592) Aa	6,508(±0,766) Aa	6,697(±0,857) Aa
3	6,013(±0,910) Ba	6,721(±0,984) Aa	6,826(±0,684) Aa

Letras maiúsculas distintas na linha e minúsculas na coluna para cada extensômetro representam médias estatisticamente distintas pelo teste de Tukey (p=0,05)

A figura 20 demonstra graficamente a interação existente entre o fator quantidade de implantes e extensômetro.



FIGURA 20 – Gráfico que representa a interação entre o fator quantidade de implantes e extensômetro.

6 DISCUSSÃO

A escolha do estudo de próteses em *cantilever* se deve ao fato de ser um tipo de reabilitação protética muito utilizada, clinicamente devida há existência de muitos pacientes com condições sistêmicas e anatômicas que impossibilitam a colocação de implantes sem a realização de procedimentos de enxertia, principalmente, nos seguimentos posteriores da maxila e mandíbula. Encontra indicação também para obter estética na região de incisivos laterais superiores e incisivos inferiores devido ao espaço limitado para a colocação de implantes obtendo-se correto perfil de emergência com presença de papilas (Becker; Kaiser³, 2000; Wennström et al.⁴² 2004).

Existe um grande número de estudos de prótese fixas com cantilever sobre dentes naturais, porém os resultados obtidos nesses estudos não podem ser comparados com os de próteses fixas implanto suportadas com cantilever, uma vez que os tipos de complicações são totalmente diferentes (Becker ; Kaiser³, 2001). Um exemplo é o estudo realizado por Pjetursson et al.³⁰ (2004), que por meio de uma revisão de literatura demonstram que a taxa de sobrevivência das próteses parciais fixas com cantilever eram bem mais baixas do que das próteses convencionais, sendo as complicações mais freqüentes biológicas como perda de vitalidade pulpar, cárie, periodontite recorrente. As Próteses fixas implanto suportadas com cantilever tem complicações biológicas, uma vez que esse tipo de prótese aumenta a carga no implante mais próximo ao cantilever, podendo levar à perda óssea marginal por gerar cargas transmitidas ao osso além do seu limiar fisiológico (Skalak³⁶, 2000), e mecânicas, como soltura ou fraturas de parafusos protéticos em número excessivo (McGlumphy et al.²³, 1989).

A comparação da utilização de dois ou tres implantes se deve ao conceito de rabilitação protética com implantes estar mudando, onde o

conceito atual é que o fenômeno da osseointegração é muito mais forte do que se pensava anteriormente, o que tem levado a uma redução no número de implantes. Segundo Skalak³⁶ (2000), a distribuição da carga horizontal ou vertical aplicada em uma prótese parcial fixa implanto suportada depende do número e distribuição dos implantes, resistência da união entre componente protético e implante, forma e rigidez da própria prótese.

Alguns trabalhos na literatura utilizam o osso humano ou bovino como modelo experimental (Tashkandi et al. ³⁸, 1996; Morton et al. ²⁵, 1998), contudo o osso não é um substrato homogêneo e suas propriedades físicas variam conforme espécie, idade, sexo e tipo de osso, além da forma e dimensões da amostra, o que determina propriedades mecânicas diferentes em vários locais dentro da mesma amostra, comprometendo assim a reprodutibilidade das pesquisas devido a comportamento anisotrópico (Rubo; Souza³⁴, 2001; Vasconcellos⁴⁰, 2005). Outra dificuldade relatada por Morton et al , 1998 em um trabalho que procurou validar a utilização de osso humano para realização de pesquisas com extensometria, da necessidade em manter esse osso hidratado, onde seria necessário congelá-lo logo após a sua retirada em solução salina a -20°C, pois só dessa maneira ele manteria as características fisiológicas de elasticidade.

Desta maneira a utilização do poliuretano se deve ao fato deste substrato ser utilizado em diversos trabalhos de pesquisa com extensometria simulando o osso medular humano (Assif et al. ², 1996; Clelland et al. ⁴,1996; Watanabe et al. ⁴¹, 2000; Heckmann et al. ¹³, 2004; Karl et al. ¹⁸, 2005; Vasconcellos et al. ³⁹, 2005; Nishioka²⁶, 2006; Kojima et al. ²¹, 2007; Mesquita et al. ²⁴, 2007), onde os autores afirmam que o poliuretano apresenta módulo de elasticidade semelhante ao osso humano (Poliuretano:3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5GPa), alem de ser um substrato homogêneo e isotrópico.

A extensometria é uma técnica de medição de deformações que encontra aplicação em uma vasta gama de atividades científicas e tecnológicas, englobando várias áreas da engenharia e das ciências biológicas (Vasconcellos et al. ³⁹, 2005). Essa técnica torna possível a obtenção de dados reais em relação as força exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte (Spiekermann et al. ³⁷, 1995; Clelland et al. ⁵, 1996; Rubo; Souza³⁴, 2001), sendo para Glantz et al. ¹¹ (1993) e Rubo e Souza³⁴, (2001) a metodologia de eleição para análise biomecânica de próteses implanto suportadas.

A extensometria é baseada no fato de que todo o metal ao se deformar por uma força externa sofre alteração de sua resistência elétrica (Clelland et al. ⁵, 1996; Kim et al. ²⁰, 1999; Vasconcellos⁴⁰, 2005). A resistência elétrica de um metal é diretamente proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional à sua secção transversal. Se o metal é alongado, aumenta o comprimento e reduz a secção transversal, aumentando a resistência elétrica. Se o metal é submetido a forças de compressão, aumenta a secção transversal, reduzindo o comprimento e a resistência elétrica (Kim et al. ²⁰, 1999; Vasconcellos⁴⁰, 2005).

Os extensômetros são compostos por fios ou lâminas metálicas de cobre-níquel, fixados a uma base isolante (poliamida) e recobertos por um plástico. O alongamento ou compressão alteram proporcionalmente a resistência elétrica criada à corrente de baixa intensidade que os percorre, permitindo registros da deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados (Clelland et al.⁵, 1996; Vasconcellos⁴⁰, 2005).

Ao aplicar uma força a um determinado material ocorre a deformação de seu arranjo estrutural. A deformação é expressa em " ϵ " (epsilon), e pode ser quantificada por meio da razão entre as dimensões do objeto sob estresse em suas dimensões originais, gerando valores absolutos e sem unidade. Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado neste estudo e que corresponde a

 10^{-6} ε. Mil unidades de microdeformação (1000με) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (Frost⁹, 1994; Wiskott; Belser⁴³, 1999; Vasconcellos⁴⁰, 2005).

O desenvolvimento do dispositivo que utiliza anéis metálicos de diâmetros progressivos para servir de guia para as brocas de perfuração óssea foi baseado nos diversos sistemas de carga imediata, que utilizam deste artifício para instalação de implantes paralelos entre si, podemos citar como exemplo: Sistemas Novum (Nobel Biocare), Speed Master (Conexão Sistema de Prótese), Neopronto (Neodente). A matriz também forneceu a possibilidade de padronização da construção das barras, fornecendo o ponto certo em relação aos implantes fixados no poliuretano.

A utilização de implantes do tipo Branemark neste estudo se deve ao fato do vasto conhecimento científico já relatado deste sistema. Justificativa essa adotada também por Tashakandi et al.³⁸ (1996). Além deste estudo, Cehreli et al.⁴ (2004), avaliando a influência do tipo de conexão protética na distribuição da carga mastigatória ao osso de suporte conclui que esse não é um fator decisivo na distribuição de carga mastigatória ao osso de suporte dos implantes.

A construção do padrão de fundição em resina acrílica ao invés de cera para fundição foi baseada no estudo de Mesquita et al. ²⁴ (2007), onde neste estudo a utilização de cera promoveu uma distorção na região do *cantilever* durante os procedimentos de fundição.

Os componentes calcináveis foram retificados após a fundição baseado no estudo de Jaime et al.¹⁷ (2007), que não encontrou diferença dos níveis de adaptação em relação aos componentes usinados.

A liga de Co-Cr foi à liga de eleição baseado no estudo de Jacques¹⁶ (2000) que avaliou por meio de extensometria próteses em *cantilever* com ligas a base de prata-paládio e cobalto-cromo, e concluiu que quanto mais rígida a infra-estrutura, melhor a distribuição de carga para os pilares, melhorando a transmissão de cargas nos *cantilevers* mais

longos quando se utiliza a liga de cobalto-cromo. Além disso, este tipo de liga vem tendo seu uso aumentado na prótese fixa dento suportada e na implanto suportada, uma vez que, a mesma possui alta resistência à corrosão, o que garante a sua biocompatibilidade, com baixo custo (Nishioka²⁶, 2006).

A obtenção dos padrões de fundição foi realizada no modelo de poliuretano baseado na eliminação de variáveis como material de moldagem, técnicas de moldagem, posicionamento do análogo para obtenção do modelo funcional, expansão do gesso, segundo Assif et al.² (1999), Clelland et al.⁵ (1996), Goll¹² (2001) e Nishioka²⁶ (2006) podem impedir o assentamento passivo da prótese.

No seu estudo Goll¹² (2001) preconiza um protocolo clínico a ser seguido para confecção de próteses sobre implante, uma das recomendações como medida de se evitar a desadaptação das próteses sobre implante é a fundição em monobloco, como utilizado no estudo de Nishioka²⁶ (2006). Watanabe et al.⁴¹ (2000) não obtiveram diferença estatística comparando a tensão de assentamento em fundições realizadas em monobloco e fundições seccionadas e depois soldadas. Heckmann et al.¹³ 2004 não encontraram diferença no assentamento entre próteses em monobloco enceradas sobre o modelo de ensaio de extensometria, e as próteses confeccionadas com técnicas de transferência e soldagem, independente se cimentadas ou aparafusadas.

A limpeza da superfície do bloco com álcool isopropílico e a colagem com cianocrilato seguiu a metodologia de colagem dos extensômetros lineares utilizada por Tashkandi et al.³⁸ (1996), Vasconcelos⁴⁰ (2005), Kojima et al.²¹ (2007), Mesquita et al.²⁴ (2007).

A disposição de colagem dos extensômetros foi realizada estrategicamente para registrar a microdeformação no poliuretano na região adjacente a cervical do implante, seguindo a metodologia de Clelland et al.⁵ (1996), Tashkandi et al.³⁸ (1996), Morton et al.²⁵ (1998), Watanabe et al.⁴¹ (2000), Cehrelli et al.⁴ (2004), Heckmann et al.¹³ (2004),

Karl et al.¹⁸ (2005), Vasconcellos⁴⁰ (2005) e Mesquita et al.²⁴ (2007). Alguns autores como Glantz et al.¹¹ (1993), Isa e Hobkirk¹⁴ (1995); Isa e Hobkirk¹⁵ (1996) e Kim et al.²⁰ (1999) realizam a colagem dos extensômetros na superfície dos pilares protéticos, porém os inconvenientes de se realizar a colagem nesta região são: a forma circular dos pilares dificulta a colagem podendo resultar em erros durante a leitura; o grau de deformação que sofre esta região é muito menor o que pode mascarar a distribuição de cargas geradas ao substrato de retenção dos implantes; e ao fato da região ao redor dos implantes ser a área da maior distribuição da carga mastigatória conforme os trabalhos de Tashkandi et al.³⁸ (1996), Watanabe et al.⁴¹, 2000; Heckmann et al.¹³, 2004; Karl et al.¹⁸, 2005; Mesquita et al.²⁴, 2007

A literatura apresenta trabalhos com diferentes valores de aplicação de carga sobre próteses para verificação da distribuição de tensão em próteses implanto e dento suportadas. Partindo do princípio que 1Kgf equivale a 9,80665N foi utilizada a carga de 10Kgf de aplicação de carga, portanto algo em torno de 100N. A escolha deste valor foi baseada nos trabalhos de Tashkandi et al.³⁸ (1996), Morton et al.²⁵ (1998), Jacques¹⁶ (2000), Cehreli⁴ et al. (2004), Yokoyama et al.⁴⁴ (2004), Eraslan et al.⁸ (2005) e Mesquita et al.²⁴ (2007). Tashkandi et al.³⁸ (1996), Morton et al.²⁵ (1998), Jacques¹⁶ (2000), Yokoyama et al.⁴⁴ (2004) e Mesquita et al.²⁴ (2007), analisaram distribuição de carga mastigatória em próteses implanto suportadas com cantilever. Assif et al.2 (1996), analisando a distribuição de carga de próteses fixas implanto suportadas com cantilever bilateral ao osso de suporte utilizou a carga de 7,5kg. El Charkawi et al.⁷ (1994) utilizaram para verificar o tipo de conexão ideal entre denteimplante cargas de 10, 20, 30, 40, 50N, pois para estes autores são cargas consideradas dentro de um padrão de força mastigatória normal, o que diverge de Cehreli et al.⁴ (2004), que utilizaram 100N de carga para avaliar a influencia do tipo de conexão protética, trabalhando com hexágono externo e interno.

Morton et al.²⁵ (1998) utilizando extensometria com carga 100N em próteses implanto suportada de 6mm de *cantilever*, consideram que o osso utilizado (osso humano) se comportou de maneira elástica, podendo ter como causa uma carga que seja insuficiente para uma deformação plástica, concordando com Yokoyama et al.⁴⁴ (2004), que examinaram a influência da posição e do comprimento de implantes na distribuição de carga ao osso em uma prótese fixa implanto suportada com *cantilever* de até 11mm por meio do método de elemento finito, onde a variação no comprimento do implante não demonstrou alteração significativa na distribuição de carga para o osso, ao contrário da posição do implante.

Quanto ao local de aplicação de carga no *cantilever* a cada 5mm foi baseado no estudo de Tashkandi et al.³⁸ (1996), entre os dois implantes mais distais foi com o objetivo de simular uma prótese fixa de dois elementos unidos, que é uma situação clínica comum. Nas amostras com três implantes não foi realizada a aplicação de carga entre os dois primeiros implantes em função de ser um ponto isolado que não permitiria a análise comparativa com o grupo de dois implantes.

Antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado a \pm 10 $\mu\epsilon$, sem estresse no modelo experimental. Conforme preconizado por Vasconcellos⁴⁰ (2005), Karl et al.¹⁸ (2005).

Nos trabalhos de Nissan et al.²⁷ (2001), Heckmann et al.¹³ (2004), Karl et al.¹⁸ (2005), Karl et al.¹⁹ (2006), Vasconcellos⁴⁰ (2005), Nishioka²⁶ (2006), Mesquita et al.²⁴ (2007), os dados obtidos neste trabalho apresentaram altos valores de coeficiente de variação (83%), o que é inerente da metodologia de extensometria. Concordando com o estudo de Vasconcellos⁴⁰ (2005), que credita esse fato pela elevada sensibilidade dos extensômetros quando comparados com as forças geradas no sistema, e ainda salienta que cada estrutura metálica, apesar da busca da padronização, é um produto que implica em alterações tridimensionais imprevisíveis, acrescentamos que neste trabalho existe o fato de terem sido produzidos outros modelos de poliuretano, ao contrário de Vasconcellos⁴⁰ (2005), confeccionou as próteses sobre um único modelo.

Esse alto índice de coeficiente de variação foi minimizado estatisticamente pela correção de Bonferroni no trabalho de Vasconcellos⁴⁰ (2005). Neste trabalho foi utilizado o recurso de transformação dos dados por log(x+0) com a finalidade de se aproximar os dados de uma curva normal, os dados obtidos tiveram um coeficiente de variação de 11,73%, podendo assim serem utilizados para o teste de Tukey.

Skalak³⁶ (2000) considera a distribuição da carga horizontal ou vertical aplicada em uma prótese parcial fixa implanto suportada depende do número de implantes, o que não foi comprovado neste estudo, pois a Análise de Variância (ANOVA) realizada apresentou significância para os fatores extensômetro e comprimento de *cantilever*, sendo assim a variação da quantidade de implantes (2 ou 3) não afetou o modo pelo qual a carga se distribuiu pelo substrato de retenção dos implantes. Embora não haja estudos fazendo esta análise comparativa direta na utilização de 2 ou 3 implantes para próteses com *cantilever*, Rangert et al.³¹ (1989), Assif et al.² (1996), Tashkandi et al.³⁸ (1996) ponderam que a maior deformação sofrida é ao redor dos dois últimos implantes. Para Rangert et al.³¹ (1989), a aplicação de carga em prótese com *cantilever* sobre dois implantes sobrecarrega o parafuso protético e a osseointegração do implante mais distal.

O teste ANOVA ainda apontou diferença estatisticamente significante dos fatores comprimento do *cantilever* e extensômetro, e da interação entre o número de implantes e extensômetro, o que levou a realização do teste de Tukey (p=5%) para os dois fatores e para a interação.

À medida que se aumentou o comprimento do *cantilever* foi possível observar aumento da deformação obtida em todos os extensômetros. Independente do local de aplicação de força no *cantilever*
a maior parte do stress foi distribuído ao redor do pilar distal corroborando com os estudos de Assif et al.² 1996, Sertgöz e Guvener³⁵ (1996), Tashkandi et al.³⁸ (1996) e Jacques¹⁶ (2000). Esta constatação se dá neste estudo pelos extensômetros 2 e 3 que sempre apresentaram valores mais altos em relação ao extensômetro 1, que comportou de maneira diferente na presença de três implantes apresentando valores significativamente menores na presença de três implantes, estando de acordo com Rangert et al.³² (1989) que considera a situação de próteses com *cantilever* com três implantes com melhor distribuição de cargas mastigatórias.

Para Skalak³⁶ (1993) um aspecto que afeta o sucesso da terapia com implantes é a maneira com que a carga mecânica é transferida ao osso de suporte, sendo essencial que osso e implante não recebam carga mastigatória alem de sua capacidade fisiológica.

A fisiologia do tecido ósseo está em constante ciclo de remodelação óssea, por meio dos processos de osteogênese e osteólise, sendo que o equilíbrio depende, diretamente, da estimulação mecânica permanente (Frost⁹,1994). Estímulos mecânicos devem ser acima da faixa descrita de desuso ($100\mu\epsilon$), pois o estímulo abaixo deste valor gera remodelação óssea por reabsorção. Porém estes valores de estímulo não podem ultrapassar o limite fisiológico ($4000\mu\epsilon$) que também levaria à reabsorção (Wiskott; Belser⁴³, 1999).

Os dados absolutos deste trabalho sob nenhuma das condições experimentais ultrapassaram o limiar fisiológico de 4000με estabelecido por Wiskott e Belser⁴³ (1999) que levaria a reabsorção.

Os dados de microdeformação também permitem a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem o sinal negativo, enquanto os dados de alongamento permanecem positivos. (Assif et al.², 1996; Vasconcellos⁴⁰, 2005). Analisando os valores originais de microdeformação, quando da utilização de dois implantes os extensômetros 2 e 3 apresentavam sinais de compressão e o 1 de

alongamento, quando da utilização de três implantes os três extensômetros apresentavam sinais de compressão.

Existem poucos estudos clínicos com acompanhamento de longo prazo para próteses implanto suportadas com *cantilever*. O estudo de Wennström et al.⁴² (2004) relata perda óssea marginal de 0.4 milímetros após 5 anos. A mudança do nível do osso na maxila foi significativamente maior do que a registrada na mandíbula, porém não houve diferença estatisticamente significante entre às próteses com e sem os *cantilevers*. Romeo et al.³³ (2003) em um acompanhamento de 7 anos, concluíram que o prognóstico a médio e longo prazo das próteses convencionais é comparável às próteses com *cantilever*, entretanto para os autores uma análise completa dos fatores de risco prévios ao tratamento é importante à serem considerados. È importante salientar que esses dois estudos foram realizados com próteses de extensão de *cantilever* pequena.

Frente a revisão de literatura realizada neste trabalho, embora os trabalhos apresentem altos valores porcentuais de sucesso da osseointegração, o mecanismo de distribuição da carga mastigatória ao osso de suporte, assim como os limiares fisiológicos desse osso ainda não são bem conhecidos. Hoje sabemos que a osseointegração é um fenômeno mais forte e complexo do que se imaginava, haja vista que os conceitos de reabilitação estão mudando com o surgimento de implantes mais curtos e menor número de implantes para as reabilitações de arco total. Esses fatores, fazem com que repensemos a utilização de próteses com cantilever, que são muito evitadas na reabilitações dento suportadas, mas que como mostrado nesta discussão não podem ser comparadas as próteses implanto suportadas, devido ao fato das complicações sofridas pelos dois tipo serem totalmente diferentes. Essa mudança nos conceitos, juntamente com os poucos trabalhos clínicos que não apresentam diferenças nos índice de sucesso entre as póteses com e sem cantilever implanto suportadas, servem como estímulo para mais estudos e melhor compreensão deste tipo de prótese, que pode vir a ser uma solução viável a um grande número de pacientes que necessitariam de enxerto para serem reabilitados.

7 CONCLUSÃO

Frente à metodologia utilizada, dentro das limitações deste estudo, foi possível concluir que:

- a) A extensão do *cantilever* afetou a distribuição de cargas mastigatórias no substrato de fixação dos implantes, quanto maior a extensão do *cantilever*, maiores deformações superficiais foram geradas ao redor dos implantes;
- b) Não houve diferença na deformação superficial pela distribuição de cargas mastigatórias no substrato de fixação dos implantes entre as próteses suportadas com dois ou três implantes.

8 REFERÊNCIAS^{*}

- 1 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981 Dec;10(6):387-416.
- 2 Assif D, Marshak B, Horowitz A. A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996 Mar;75(3):285-91.
- 3 Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: where and when. J Prosthet Dent. 2000 Oct;84(4):432-5.
- 4 Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004 Apr;15(2):249-57.
- 5 Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. J Prosthodont. 1996 Sep;5(3):193-200.
- 6 Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent. 1995 Sep;74(3):270-8.

University of Queensland; 2005. [disponibilidade em jun. 2005, citado em 20 mar. 2006]. Disponível em: http://www.library.uq.edu.au/useit/

^{*} Baseado em:

Cybrary. References, bibliography Vancouver by style [home na internet]. Australia:

- 7 El Charkawi HG, Zekry KA, el Wakad MT. Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. J Prosthet Dent. 1994 Dec;72(6):614-22.
- 8 Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. J Oral Rehabil. 2005 Apr;32(4):273-8.
- 9 Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. Angle Orthod. 1994;64(3):175-88. Review.
- 10 Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001 Jun;85(6):585-98.
- 11 Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randow K, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. Clin Oral Implants Res. 1993 Jun;4(2):99-105.
- 12 Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I: clinical procedures. J Prosthet Dent. 1991 Sep;66(3):377-84.
- 13 Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):466-73.

- 14 Isa ZM, Hobkirk JA. 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 Restor Dent. 1995 Dec;3(6):247-53.
- 15 Isa Z.M, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units. Part 2: the effects of loading a superstructure with varying degrees of fit. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1996 Mar;4(1):11-4.
- 16 Jacques LB. Análise do estresse gerado em componentes de prótese fixa implanto-suportada, através do uso de extensômetros. [dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru: Universidade de São Paulo; 2000.
- 17 Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of ucla abutments. J Appl Oral Sci. 2007;15(3):169-74
- 18 Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. J Prosthet Dent. 2005 Apr;93(4):324-30.
- 19 Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. J Prosthodont. 2006 Jan-Feb;15(1):20-4.
- 20 Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent. 1999;8(2):141-51.

- 21 Kojima AN, Balducci I, Lombardo GHL, Mesquita AMM, Andreatta-Filho OD, Castilho AA, at al. Avaliação, com extensometria, da distribuição de tensões em próteses sobre implantes de 3 elementos, dispostos linearmente e compensados. Braz Oral Res 2007;21(Suppl. 1):204. (Proceedings of the 24th SBPqO Annual Meeting)
- 22 Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissueintegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1988 Jan;59(1):59-63.
- 23 McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998 Jan;42(1):71-89.
- 24 Mesquita AMM, Lancellotti ACRA, Tango RN, Costa CB, Souza ROA, Lombardo GHL, Kojima AN, Kimpara ET. Avaliação da distribuição de tensões por meio de extensômetros em próteses fixas implanto-suportadas em função do *cantilever*. Braz Oral Res 2007;21(Suppl.1):205, (Proceedings of the 24th SBPqO Annual Meeting)
- 25 Morton D, Stanford CM, Aquilino SA. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. J Prosthet Dent. 1998 Jul;80(1):46-51.
- 26 Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de sextavado externo. [livre docência]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2006.

- 27 Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. J Prosthet Dent. 2001 Jul;86(1):20-3.
- 28 Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992 Spring;7(1):26-33.
- 29 Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cementretained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res. 2000 Oct;11(5):448-57.
- 30 Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M.A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years..Clin Oral Implants Res. 2004 Dec;15(6):667-76.
- 31 Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Fall;4(3):241-7.
- 32 Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 May-Jun;10(3):326-34.
- 33 Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2003 Jun;14(3):303-11.

- 34 Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applies to bioengeneering: solution of load problems in implant prosthesis. Rev Fac Odontol Bauru. 2001 Jul/dez; 9(3/4):97-103.
- 35 Sertgöz A, Güvener S. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2003 Jun;14(3):303-11.
- 36 Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent. 1983 Jun;49(6):843-8.
- Spiekermann H, Donath K, Jovanovic S, Richter EJ. Biomechanics.
 In: Color atlas of dental medicine implantology. New York: Thieme Medical Publishers; 1995: 81-90.
- 38 Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. J Prosthet Dent. 1996 Aug;76(2):158-64.
- 39 Vasconcellos DK. Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
- 40 Vasconcellos DK, Bottino MA, Leite FPP, Nishioka RS, Jóias RM, Mesquita AMM. Accuracy of two implant impression splinted techniques: strain-gauge analysis. J Dent Res [CD Rom] 2005;(84) (proceedings of the 83rd General Session & Exhibition of the IADR).

- 41 Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.
- 42 Wennström J, Zurdo J, Karlsson S, Ekestubbe A, Gröndahl K, Lindhe J. Bone level change at implant-supported fixed partial dentures with and without cantilever extension after 5 years in function. J Clin Periodontol. 2004 Dec;31(12):1077-83.
- 43 Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. Clin Oral Implants Res. 1999 Dec;10(6):429-44.
- 44 Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 2004 Mar;91(3):234-40.

Apêndice- Valores originais da deformação gerada pela aplicação de carga nos corpos de prova (CP) com dois e três implantes

Quadro 1 - Dados obtidos da deformação para o CP 1 – 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	145	-636	305
MEIO	LEITURA 2	120	-617	305
MEIO	LEITURA 3	63	-676	206
5	LEITURA 1	492	-84	-2117
5	LEITURA 2	420	-170	-2152
5	LEITURA 3	370	-149	-2268
10	LEITURA 1	587	-270	-2605
10	LEITURA 2	592	-165	-2714
10	LEITURA 3	602	-196	-2585
15	LEITURA 1	307	-454	-3252
15	LEITURA 2	396	-471	-3425
15	LEITURA 3	362	-533	-3561
20	LEITURA 1	907	-597	-3858
20	LEITURA 2	893	-542	-3920
20	LEITURA 3	909	-571	-3168
25	LEITURA 1	1122	-621	-3600
25	LEITURA 2	1326	-627	-3712
25	LEITURA 3	1236	-601	-3814

Quadro 2 - Dados obtidos da deformação para o CP 2 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	1263	-772	773
MEIO	LEITURA 2	1264	-757	770
MEIO	LEITURA 3	1261	-732	773
5	LEITURA 1	995	-185	-212
5	LEITURA 2	1134	-165	-206
5	LEITURA 3	1210	-217	-186
10	LEITURA 1	1311	-275	-378
10	LEITURA 2	1356	-273	-318
10	LEITURA 3	1368	-242	-285
15	LEITURA 1	1288	-423	-406
15	LEITURA 2	1261	-477	-394
15	LEITURA 3	1228	-558	-487
20	LEITURA 1	1142	-982	-588
20	LEITURA 2	1175	-1196	-972
20	LEITURA 3	1279	-1330	-784
		•	-	-

25	LEITURA 1	1514	-1963	-1131
25	LEITURA 2	1530	-1983	-1141
25	LEITURA 3	1575	-2231	-1243

Quadro 3 - Dados obtidos da deformação para o CP 3 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	320	-693	720
MEIO	LEITURA 2	333	-723	734
MEIO	LEITURA 3	402	-764	703
5	LEITURA 1	486	-1163	-412
5	LEITURA 2	621	-1090	-397
5	LEITURA 3	540	-1100	-372
10	LEITURA 1	550	-842	-430
10	LEITURA 2	540	-795	-495
10	LEITURA 3	542	-912	-437
15	LEITURA 1	494	-850	-540
15	LEITURA 2	273	-822	-589
15	LEITURA 3	360	-894	-579
20	LEITURA 1	462	-982	-601
20	LEITURA 2	480	-925	-578
20	LEITURA 3	441	-960	-562
25	LEITURA 1	348	-1165	-1091
25	LEITURA 2	332	-1205	-1074
25	LEITURA 3	411	-1214	-1142

Quadro 4 - Dados obtidos da deformação para o CP 4 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	414	282	359
MEIO	LEITURA 2	425	222	363
MEIO	LEITURA 3	472	180	420
5	LEITURA 1	236	-310	-145
5	LEITURA 2	284	-279	-120
5	LEITURA 3	318	-267	-104
10	LEITURA 1	191	-376	-154
10	LEITURA 2	216	-382	-114
10	LEITURA 3	282	-385	-128
15	LEITURA 1	297	-396	-205
15	LEITURA 2	236	-384	-210
15	LEITURA 3	265	-371	-216
20	LEITURA 1	249	-444	-287
20	LEITURA 2	243	-392	-238
20	LEITURA 3	226	-400	-290
25	LEITURA 1	203	-1044	-224

25	LEITURA 2	372	-1248	-308
25	LEITURA 3	253	-1526	-480

Quadro 5 - Dados obtidos da deformação para o CP 5 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	577	-418	505
MEIO	LEITURA 2	542	-309	828
MEIO	LEITURA 3	454	-283	866
5	LEITURA 1	630	-1011	-122
5	LEITURA 2	696	-1045	-136
5	LEITURA 3	677	-1041	-160
10	LEITURA 1	831	-1705	-148
10	LEITURA 2	842	-1875	-284
10	LEITURA 3	866	-1851	-297
15	LEITURA 1	851	-2533	-390
15	LEITURA 2	873	-2576	-397
15	LEITURA 3	868	-2674	-321
20	LEITURA 1	976	-3234	-1046
20	LEITURA 2	978	-3413	-1053
20	LEITURA 3	1014	-3452	-1204
25	LEITURA 1	1048	-3992	-1558
25	LEITURA 2	1032	-4012	-1563
25	LEITURA 3	1192	-4026	-1600

Quadro 6 - Dados obtidos da deformação para o CP 6 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	175	-352	594
MEIO	LEITURA 2	176	-354	628
MEIO	LEITURA 3	222	-369	662
5	LEITURA 1	246	-367	-663
5	LEITURA 2	231	-411	-573
5	LEITURA 3	234	-371	-632
10	LEITURA 1	285	-735	-894
10	LEITURA 2	260	-799	-851
10	LEITURA 3	289	-766	-897
15	LEITURA 1	380	-993	-1238
15	LEITURA 2	386	-980	-1129
15	LEITURA 3	343	-939	-1204
20	LEITURA 1	465	-1028	-1434
20	LEITURA 2	458	-1034	-1367
20	LEITURA 3	414	-1055	-1510
25	LEITURA 1	652	-1143	-1882

25	LEITURA 2	669	-1150	-1853
25	LEITURA 3	687	-1127	-1845

Quadro 7 - Dados obtidos da deformação para o CP 7 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	458	-295	281
MEIO	LEITURA 2	497	-326	391
MEIO	LEITURA 3	498	-290	394
5	LEITURA 1	711	-376	-320
5	LEITURA 2	725	-386	-417
5	LEITURA 3	755	-362	-421
10	LEITURA 1	729	-751	-482
10	LEITURA 2	731	-780	-464
10	LEITURA 3	765	-765	-499
15	LEITURA 1	625	-957	-694
15	LEITURA 2	652	-1032	-674
15	LEITURA 3	674	-1027	-732
20	LEITURA 1	733	-1005	-832
20	LEITURA 2	778	-1013	-880
20	LEITURA 3	761	-1094	-858
25	LEITURA 1	858	-1331	-1076
25	LEITURA 2	874	-1373	-986
25	LEITURA 3	870	-1076	-1044

Quadro 8 - Dados obtidos da deformação para o CP 8 - 2 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	486	-246	279
MEIO	LEITURA 2	513	-262	396
MEIO	LEITURA 3	532	-280	413
5	LEITURA 1	342	-217	-779
5	LEITURA 2	301	-220	-804
5	LEITURA 3	312	-210	-829
10	LEITURA 1	480	-467	-824
10	LEITURA 2	430	-492	-864
10	LEITURA 3	420	-496	-827
15	LEITURA 1	620	-927	-992
15	LEITURA 2	641	-916	-988
15	LEITURA 3	652	-999	-996
20	LEITURA 1	690	-1171	-1148
20	LEITURA 2	666	-1149	-1228
20	LEITURA 3	746	-1146	-1257
25	LEITURA 1	804	-1140	-1285

25	LEITURA 2	813	-1155	-1199
25	LEITURA 3	826	-1156	-1234

 ${\bf Quadro~9}$ - Dados obtidos da deformação para o CP 1 – 3 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	551	-622	514
MEIO	LEITURA 2	544	-629	533
MEIO	LEITURA 3	539	-610	520
5	LEITURA 1	110	-424	-848
5	LEITURA 2	180	-572	-1115
5	LEITURA 3	173	-561	-1060
10	LEITURA 1	39	-508	-1326
10	LEITURA 2	55	-423	-1318
10	LEITURA 3	76	-424	-1324
15	LEITURA 1	202	-439	1629
15	LEITURA 2	239	-448	-1634
15	LEITURA 3	215	-432	-1654
20	LEITURA 1	350	-412	-1928
20	LEITURA 2	346	-430	-2002
20	LEITURA 3	342	-415	-1961
25	LEITURA 1	445	-312	-2104
25	LEITURA 2	530	-292	-2148
25	LEITURA 3	601	-248	-2151

Quadro 10 - Dados obtidos da deformação para o CP 2 - 3 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	276	-83	54
MEIO	LEITURA 2	343	-40	16
MEIO	LEITURA 3	316	-41	27
5	LEITURA 1	57	-668	-370
5	LEITURA 2	34	-634	-538
5	LEITURA 3	34	-608	-591
10	LEITURA 1	257	-1114	-542
10	LEITURA 2	253	-1088	-692
10	LEITURA 3	234	-1044	-754
15	LEITURA 1	417	-1523	-704
15	LEITURA 2	476	-1534	-795
15	LEITURA 3	468	-1538	-823
20	LEITURA 1	553	-1887	-961
20	LEITURA 2	591	-1831	-941
20	LEITURA 3	556	-1773	-950
25	LEITURA 1	703	-2131	-931

25	LEITURA 2	726	-2172	-938
25	LEITURA 3	704	-2150	-856

Quadro 11 - Dados obtidos da deformação para o CP 3 - 3 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	671	-1066	192
MEIO	LEITURA 2	771	-1205	170
MEIO	LEITURA 3	772	-1167	130
5	LEITURA 1	451	-1272	-892
5	LEITURA 2	508	-1281	-927
5	LEITURA 3	534	-1246	-921
10	LEITURA 1	379	-1192	-1052
10	LEITURA 2	389	-1246	-1064
10	LEITURA 3	388	-1252	-1215
15	LEITURA 1	324	-1104	-1709
15	LEITURA 2	332	-1081	-1724
15	LEITURA 3	350	-1022	-1753
20	LEITURA 1	230	-854	-2210
20	LEITURA 2	236	-798	-2285
20	LEITURA 3	254	-782	-2353
25	LEITURA 1	187	-678	-2146
25	LEITURA 2	143	-728	-2756
25	LEITURA 3	153	-708	-2840

Quadro 12 - Dados obtidos da deformação para o CP 4 – 3 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	312	-361	534
MEIO	LEITURA 2	305	-380	594
MEIO	LEITURA 3	318	-316	676
5	LEITURA 1	136	-815	-1030
5	LEITURA 2	128	-267	-1029
5	LEITURA 3	134	-562	-1067
10	LEITURA 1	90	-520	-710
10	LEITURA 2	70	-535	-728
10	LEITURA 3	51	-515	-757
15	LEITURA 1	110	-457	-808
15	LEITURA 2	117	-466	-798
15	LEITURA 3	122	-452	-765
20	LEITURA 1	243	-629	-662
20	LEITURA 2	226	-978	-704
20	LEITURA 3	227	-672	-683
25	LEITURA 1	1013	-2072	-1123
25	LEITURA 2	1560	-2234	-804

25 LEITURA 3 1246 -1885 -1200					
	25	LEITURA 3	1246	-1885	-1200

DISTÂNCIA	SG 01	SG 02	ę
MEIO	245	113	

Quadro 13 - Dados obtidos da deformação para o CP 5 – 3 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	245	-443	913
MEIO	LEITURA 2	291	-425	975
MEIO	LEITURA 3	285	-432	1028
5	LEITURA 1	628	-1752	-2053
5	LEITURA 2	716	-1837	-1996
5	LEITURA 3	708	-1934	-1780
10	LEITURA 1	576	-2021	-1924
10	LEITURA 2	581	-2026	-1828
10	LEITURA 3	604	-2048	-1876
15	LEITURA 1	537	-2118	-1904
15	LEITURA 2	466	-2180	-1828
15	LEITURA 3	542	-2188	-1555
20	LEITURA 1	512	-2290	-1520
20	LEITURA 2	480	-2262	-1611
20	LEITURA 3	517	-2272	-1567
25	LEITURA 1	467	-2295	-1576
25	LEITURA 2	404	-2334	-1699
25	LEITURA 3	511	-2305	-1608

Quadro 14 - Dados obtidos da deformação para o CP 6 - 3 implantes.

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	581	-2190	-1578
MEIO	LEITURA 2	630	-2230	-1538
MEIO	LEITURA 3	650	-2192	-1512
5	LEITURA 1	830	-3238	-1986
5	LEITURA 2	892	-3353	-1925
5	LEITURA 3	865	-3206	-1959
10	LEITURA 1	625	-3175	-1387
10	LEITURA 2	690	-3822	-2413
10	LEITURA 3	934	-2944	-2345
15	LEITURA 1	1273	-4274	-2070
15	LEITURA 2	1226	-4213	-2064
15	LEITURA 3	1168	-4173	-2151
20	LEITURA 1	981	-3965	-2333
20	LEITURA 2	1004	-4136	-2279
20	LEITURA 3	1002	-4157	-2232
25	LEITURA 1	1039	-4540	-2399
25	LEITURA 2	1056	-4477	-2302

25	LEITURA 3	1108	-4558	-2322

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	366	-720	496
MEIO	LEITURA 2	362	-731	501
MEIO	LEITURA 3	353	-727	523
5	LEITURA 1	343	-305	-511
5	LEITURA 2	342	-312	-527
5	LEITURA 3	402	-259	-495
10	LEITURA 1	663	-183	-664
10	LEITURA 2	672	-168	-669
10	LEITURA 3	741	-181	-651
15	LEITURA 1	1158	-96	-707
15	LEITURA 2	1368	-134	-624
15	LEITURA 3	1418	-209	-620
20	LEITURA 1	1962	-474	-833
20	LEITURA 2	2107	-666	-566
20	LEITURA 3	2130	-621	-628
25	LEITURA 1	2762	-777	-672
25	LEITURA 2	2751	-760	-653
25	LEITURA 3	2851	-779	-620

Quadro 15 - Dados obtidos da deformação para o CP 7 – 3 implantes.

Quadro	16 -	Dados	obtidos	da	deformação	para	o CP	8 –	3 implantes.
--------	------	-------	---------	----	------------	------	------	-----	--------------

DISTÂNCIA		SG 01	SG 02	SG03
MEIO	LEITURA 1	434	-555	300
MEIO	LEITURA 2	474	-431	184
MEIO	LEITURA 3	501	-543	244
5	LEITURA 1	45	-115	-373
5	LEITURA 2	48	-89	-296
5	LEITURA 3	53	-106	-330
10	LEITURA 1	346	-240	-451
10	LEITURA 2	365	-318	-378
10	LEITURA 3	334	-254	-441
15	LEITURA 1	561	-600	-516
15	LEITURA 2	559	-662	-484
15	LEITURA 3	550	-607	-507
20	LEITURA 1	705	-992	-413
20	LEITURA 2	740	-1049	-428
20	LEITURA 3	703	-963	-442
25	LEITURA 1	824	-1305	-482

25	LEITURA 2	818	-1304	-516
25	LEITURA 3	795	-1348	-501

Mesquita AMM. Evaluation, for strain-gauge analysis, the superficial deformation in substrate retention of Implants generated by fixed prosthesis implant supported in function of cantilever [thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos. UNESP – São Paulo State University; 2008.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, using strain gauge, the load distribution surround the implants according the cantilever length of implant-supported prosthesis by two or three implants. Sixteen polyurethane models were obtained from an acrylic block (10 x 7 x 2 cm). In half of these models two cylindrical implants with external hexagon were fixed (diameter: 3.75 mm; length: 11.5 mm) and positioned 8 mm between their centers in each model. On the other half, three parallels implants were fixed in the same conditions. The Multi-Unit abutments with 3 mm of metallic neck were connected to the implants. With the assistance of an aluminum device, it was manufacture sixteen acrylic resin patterns over the cast cylinders: eight with two implant and eight three implants. After, patterns were casted in cobalt-chromium alloy, using the casting conventional technique. Three strain gauges were positioned on the upper surface of the experimental polyurethane model around the implants. With an assistance of a device, the metallic bars were loaded with 10 Kg between the two implants near to the cantilever and 5, 10, 15, 2 and 25 mm along the cantilever length. The strain-gauge was connected to a multichannel bridge amplifier to form one leg of the bridge. The computer was interfaced with bridge amplifier to register output signs of polyurethane strain. Each point of loading was measured three times. The data were submitted to ANOVA (three-way) and Tukey test (p<0.05). The cantilever length affected negatively the load distribution around the implants around the implants (p<0.05). Such as conclusion t from the treatment of the data obtained ($\mu\epsilon$): there wasn't difference between the using of two or three implants on the stress distribution on the substrate of implants retention; how longer is the cantilever, higher stress around implants were generated.

KEY-WORDS: Osseointegrated; dental implants; strain-gauge analysis, cantilever.