

**CELINA WANDERLEY DE ABREU**

**EXTENSOMETRIA: estudo das deformações ao redor de  
três implantes cone morse, com posicionamento linear,  
sob carga axial**



**CELINA WANDERLEY DE ABREU**

**EXTENSOMETRIA: estudo das deformações ao redor de três implantes cone morse, com posicionamento linear, sob carga axial**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia, Campus de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Julio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo programa de Pós-graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

**Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka**

**São José dos Campos**

**2009**

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia Prático  
para Normalização de Trabalhos Acadêmicos da FOSJC. São José dos  
Campos: FOSJC/UNESP;2008.

A86 e	<p>Abreu, Celina Wanderley de. Extensometria: estudo das deformações ao redor de três implantes cone morse, com posicionamento linear, sob carga axial / Celina Wanderley de Abreu. __ São José dos Campos: [s.n.]; 2009. 107p.</p> <p>Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2009. Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka</p> <p>1.Extensometria. 2. Carga axial. 3.Implante Cone Morse. I Nishioka, Renato Susumu. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Odontologia de São José dos Campos. III.Título.</p>
-------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Black D74

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação  
da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP

## 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: celwanderley@hotmail.com

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka** (orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Adj. José Claudio Martins Segalla**

Faculdade de Odontologia de Araraquara

Universidade Estadual Paulista – UNESP

**Prof. Dr. Eduardo Shigueyuki Uemura**

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos

Universidade Estadual Paulista – UNESP

São José dos Campos, 03 de Fevereiro de 2009.

## DEDICATÓRIA

À **Deus** pelo dom da vida e por sempre me guiar para a concretização dos meus sonhos.

Aos meus pais, **Esdras Maia Nobre de Abreu** e **Glaura Falcão Wanderley de Abreu** pelo amor que sempre dedicaram a mim, exemplos de família e ensinamento dos verdadeiros valores da vida. Por todo apoio e sacrifício que realizaram sem medir esforços para viabilizar meus estudos. Minha eterna gratidão!

Aos meus avós maternos, **Pedro Rubens de Mendonça Wanderley** e **Marlena Falcão de Almeida Wanderley** pelas palavras e gestos de carinho, pela fonte de sabedoria e exemplos de vida que me inspiraram ao longo dessa caminhada.

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À minha irmã **Lêda Wanderley de Abreu** (*Lêdinha*) por estar sempre ao meu lado.

Aos meus tios **Inês Almeida** e **Omar Almeida** por torcerem e comemorarem juntos comigo por cada etapa vencida, pela amizade e carinho.

Aos meus avós paternos, **Ericsson Abreu** e **Lêda Abreu** (*in memoriam*) pela felicidade em cada vitória obtida por mim e pelos bons momentos compartilhados.

Ao meu orientador, **Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka** pelos ensinamentos, dedicação, incentivo e apoio no momento em que mais precisei. A sua orientação foi fundamental para a realização dessa etapa. Muito obrigada!

Aos Profs. **José Cláudio Segalla** (Caco) e **Sergio Nogueira** (Serginho) pelos ensinamentos transmitidos, incentivo para que eu fizesse o mestrado e por terem sempre acreditado na minha capacidade. Meu eterno agradecimento.

Ao Prof. **José Ivo Limeira dos Reis** pelo grande incentivador desde o período da graduação. Meus sinceros agradecimentos!

Às amigas-irmãs **Melissa Pontes, Viviana Pontes, Camila Neves e Vanessa Gonçalves** pela verdadeira amizade, pelos momentos tristes e felizes compartilhados. Obrigada pela força nos momentos que mais precisei.

Às minhas amigas e companheiras de apartamento **Sheila Pestana e Aleska Vanderlei** pela amizade, companheirismo e cumplicidade.

Ao amigo **Gustavo Vasconcelos**, por ser fonte de bondade, pela pessoa amiga e prestativa e por todas as dúvidas esclarecidas e ajuda para a realização dessa pesquisa.

Aos amigos **Rodrigo Othávio, Helga Hadashi, Silvia Massae, Diana Barca, Sandra Zamboni, Priscila Cristoforides, Lucas Zogheibe, Humberto Castro, Alberto Kojima e Alfredo Mesquita** pela amizade e momentos de alegria compartilhados.

Aos amigos de Araraquara, em especial, **Flávia Medeiros, Roberto Barbeiro, Carolina Chaves, Sabrina Castanharo, Maribel Tejada, Silvia Franco e Monique Costa** pelo apoio nas fases difíceis, pelos momentos de alegria que proporcionaram e pela amizade fiel.

Aos amigos da época da graduação Juliana Ataíde, Adeline Pontes, Carolina Figueirôa, Danielle Camerino, Keylla Marinho, Lícia Bezerra e Dario Lopes pelo carinho e alegria compartilhados.

À amiga Tatiana Franco pelo companheirismo, convivência e amizade.



## AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Adjunto **José Roberto Rodrigues** e do vice-diretor Prof Assist. Dr. **Carlos Augusto Pavanelli**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, coordenado pelo Prof. Adjunto **Clóvis Pagani**, pela oportunidade.

Ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária, Prof. Titular **Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade concedida.

Aos **Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora**, pelos ensinamentos transmitidos.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Adjunto **Estevão Tomomitsu Kimpara**.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela paciência e disponibilidade para a realização da estatística desse trabalho.

Aos Eng<sup>o</sup> **Douglas Figueira** e **Fábio Figueira** da empresa Conexão Sistemas de Prótese, pelo apoio e confiança.

Ao Centro Técnico da Aeronáutica (CTA), através da chefe da Divisão de Instrumentação e Ensaios Prof<sup>a</sup>.Adj. **Elisabeth Melo Silva** e ao Eng<sup>o</sup> **Henrique Alexandre Cunha** e ao técnico **Enio Bonette de Carvalho**.

À C.D. **Ângela** e Srta **Fátima** do laboratório de prótese dentária Trevisan, pela contribuição nas fases laboratoriais.

Às secretárias da secção de Pós-Graduação, **Rosemary Pereira**, **Erena Hasegawa**, **Lilian das Graças** e **Maria Aparecida Souza**, pelas informações prestadas.

Às secretárias **Suzana Oliveira** e **Eliane** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese pela atenção dispensada e disponibilidade quando solicitada informações.

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês dos Santos** e **Fernando Fontes** pela boa vontade e apoio nos trabalhos realizados.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação, **Marianna Gonçalves, Anderson Castilho, Kaizo Ariki, Liliana Gressler, Suzana Marocho, Paula Benette, José Renato, Guilherme Saavedra, Guilherme Macedo, Aline Brentel, Regina Amaral, Renata Melo, Renata Faria e Fernanda Pelógia** pelos momentos compartilhados.

À Diretora técnica dos Serviços da Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, **Silvana Alvarez**, pelas correções realizadas deste trabalho.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pelo auxílio na execução das atividades.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)** pelo apoio financeiro concedido (Auxílio Pesquisa Processo n° 08/53071-4 e Bolsa Processo n° 07/57696-6).

**“Nas grandes batalhas da vida, o primeiro passo para a vitória é o desejo de vencer!”.**

**Mahatma Gandhi**

<b>RESUMO.....</b>	<b>12</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>13</b>
<b>LISTA DE QUADROS E TABELAS.....</b>	<b>16</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....</b>	<b>18</b>
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>19</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>24</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>55</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODO.....</b>	<b>56</b>
<b>4.1. Confeção do modelo experimental.....</b>	<b>57</b>
4.1.1. Confeção do bloco de poliuretano.....	57
4.1.2. Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos.....	59
<b>4.2. Obtenção dos corpos-de-prova.....</b>	<b>64</b>
4.2.1. Enceramento da estrutura metálica.....	64
4.2.2. Inclusão e fundição do padrão de cera.....	67
4.2.3. Acabamento da estrutura metálica.....	68
<b>4.3. Extensometria.....</b>	<b>69</b>
<b>4.4. Aplicação do carregamento.....</b>	<b>72</b>
<b>4.5. Delineamento experimental.....</b>	<b>74</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>76</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>83</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>91</b>
<b>8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>92</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>103</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>107</b>

Abreu, CW. Extensometria: estudo das deformações ao redor de três implantes cone Morse com posicionamento linear, sob carga axial [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2009.

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar a aplicação de carga e distribuição das microdeformações ao redor de implantes com conexão protética cone morse. Três implantes foram inseridos num bloco de poliuretano e pilares microunit foram instalados nos implantes com torque de 20 Ncm. Três coifas usinadas foram adaptadas nos pilares para configurar a supra-estrutura protética (n=5) e comparar com as supra-estruturas obtidas com coifas plásticas. Quatro extensômetros foram colados na superfície superior do bloco. Uma carga vertical estática de 30 Kg foi aplicada em cinco pontos das supra-estruturas. Os registros obtidos dos extensômetros foram submetidos ao teste estatístico ANOVA e Tukey ( $\alpha=5\%$ ). As medidas derivadas dessa simulação revelaram que durante a aplicação de carga: (1) existiu uma relação direta do local de aplicação e na distribuição da microdeformação ao redor dos implantes; (2) não existiu diferença na microdeformação entre coifas plásticas e usinadas.

Palavras-chave: Extensometria. Implante. Prótese fixa. Strain gauge. Carga vertical estática

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Partes constituintes da matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de poliuretano.....	57
Figura 2 -	Matriz de alumínio montada para a confecção do bloco de poliuretano.....	59
Figura 3 -	Poliuretano vertido na matriz de alumínio.....	59
Figura 4 -	Componente 1: base retangular caracterizada pela disposição linear dos cilindros.....	61
Figura 5 -	Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central (limitador do enceramento).....	61
Figura 6 -	Componente 3: estrutura caracterizada por apresentar orifícios coincidentes com os cilindros da base ou componente 1.....	62
Figura 7 -	Matriz composta após a sobreposição dos três componentes.....	62
Figura 8 -	Componente 3 conectado à superfície do bloco de poliuretano com as perfurações realizadas.....	63
Figura 9 -	Pilares microunit conectados nas fixações.....	64

Figura 10 -	Aspecto final do enceramento.....	64
Figura 11 -	Coifas usinadas (esquerda) e coifas plásticas (direita).....	65
Figura 12 -	Adaptação do enceramento sobre as coifas usinadas mostrando a marcação para o posterior corte.....	66
Figura 13 -	Coifas usinadas cortadas para adaptação e posterior união ao enceramento.....	66
Figura 14 -	Coifas usinadas adaptadas e unidas ao enceramento.....	66
Figura 15 -	Remoção parcial do revestimento.....	68
Figura 16 -	Aspecto final do corpo de prova.....	69
Figura 17 -	Visualização da estrutura metálica adaptada adequadamente sobre os pilares protéticos.....	69
Figura 18 -	Visualização dos extensômetros e das placas terminais.....	70
Figura 19 -	Corpo de prova durante a aplicação de carga axial, sobre o ponto de aplicação de carga A.....	73
Figura 20 -	Detalhe do carregamento axial, sobre o ponto A de aplicação de carga.....	73



Figura 21 -	Pontos de aplicação de cargas axiais (A, B, C, D e E).....	74
Figura 22 -	Gráfico de médias e desvio padrão de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) para coifas plásticas e usinadas em cada ponto de aplicação de carga.....	80
Figura 23 -	Resultado do teste ANOVA, efeito interação.....	81

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Descrição dos materiais e fabricantes usados para a realização do experimento.....	56
Quadro 2 - Distribuição dos corpos de prova baseado no tipo de coifa e ponto de aplicação de carga.....	75
Tabela 1 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para coifa plástica em cada extensômetro.....	77
Tabela 2 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para coifa usinada em cada extensômetro.....	78
Tabela 3 - Dados de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) referentes a variável coifa, obtidas a partir dos quatros extensômetros.....	79
Tabela 4 - Dados de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) referentes a interação coifa plástica e ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatro extensômetros.....	79
Tabela 5 - Dados de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) referentes a interação coifa usinada e ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros.....	80

Tabela 6 -	Resultados do teste ANOVA de medidas repetidas.....	81
Tabela 7 -	Teste Tukey para as médias de microdeformação nas cinco condições experimentais (ponto de aplicação de carga).....	82
Quadro 3 -	Dados originais de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cada corpo-de-prova com coifas plásticas em cada extensômetro após três leituras.....	103
Quadro 4 -	Dados originais de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cada corpo-de-prova com coifas usinadas em cada extensômetro após três leituras.....	105

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA = análise de Variância

cm = centímetro

Co-Cr = cobalto cromo

cp = corpo-de-prova

°C = grau Celsius

DAC = dispositivo de aplicação de carga

Kg = kilograma

mm = milímetro

n = número de amostra

N = Newton

Ncm = Newton por centímetro

Ni-Cr = níquel cromo

p = valor de probabilidade

PPF = prótese parcial fixa

rpm = rotações por minuto

$\epsilon$  = epsilon, deformação

° = grau

$\sigma$  = sigma, tensão, força aplicada

$\Omega$  = ohm, resistência elétrica

$\mu\text{m}$  = micrometro

$\mu\epsilon$  = microdeformação

# 1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes orais para reabilitação tem se tornado uma rotina clínica. A união pilar protético/implante, sob o ponto de vista biomecânico deve possuir uma junção que reduza o pico de estresse e deformação na interface óssea.

O conceito de desenho básico de implante oral tipo cone morse desenvolvido por Franz Sutter em 1974, primariamente para a utilização em mandíbula edêntula, apresentava um desenho transmucoso, o qual requeria apenas um procedimento cirúrgico para inserção do implante, eliminando a necessidade de cirurgia de reabertura para a conexão do pilar protético (Scacchi, 2000; Sutter et al., 1993). Até 1985, a porção endóssea do implante e o pilar protético não poderiam ser separados. Porém, a partir de 1986, devido ao seu uso ter sido expandido para aplicações parcialmente edêntulas, seu desenho foi modificado para o conceito de dois segmentos (Solnit; Schneider, 1998). Esses implantes de duas partes passaram a ser usados clinicamente por meio da técnica não submersa (Buser et al., 1991; Andersson et al., 1992; Sutter et al., 1988). Esses diferem dos submersos, implantes de dois estágios, devido à eliminação da fenda no nível ósseo. Essa eliminação é devido à presença de um pescoço transmucoso liso de 3 mm de altura, permitindo um perfil de emergência pré-fabricado formado do titânio liso com o desenho desse pescoço (Sutter et al., 1993).

O desenho do sistema cone morse caracteriza-se por apresentar paredes internas do implante e paredes externas do pilar protético fabricadas com um cone idêntico de 8° de conicidade. Durante o rosqueamento do pilar no corpo do implante, existe um íntimo contato entre os dois componentes, criando um travamento friccional (Solnit;

Schneider, 1998). Esse desenho promove uma significativa quantidade de retenção e resistência a forças laterais por adaptação friccional ao componente de ancoragem interna ou corpo do implante, mantendo essa integridade por períodos extensos de tempo e função (Sutter et al., 1988). Deste modo, a conexão tipo cone morse representa um sistema seguro do ponto de vista biomecânico (Glantz et al., 1993; Akça et al., 2003).

O controle prudente da carga biomecânica nos implantes dentais é imperativo para permitir o sucesso em longo prazo (Çehreli et al., 2002), pois falhas de implantes são observadas após a entrega da prótese. Apesar dos mecanismos responsáveis por essas falhas não serem completamente compreendidos (Taylor et al., 2000), existe um consenso de que a localização e magnitude da força oclusal afetam a qualidade e quantidade da deformação induzida em todos os componentes do complexo prótese/osso/implante (Glantz et al., 1993; Ritcher, 1989; Assif et al., 1996).

A aplicação de forças funcionais induz tensões e deformações no complexo osso/implante e afeta o processo de remodelação em torno dos implantes (Bidez; Misch, 1992; Branemark et al., 1987). A fração dessa força transmitida aos implantes e tensões induzidas é dependente particularmente onde a carga é aplicada na prótese (Assif et al., 1996; Brunski; Hipp, 1984). Porém, durante a aplicação da carga mastigatória, a direção da força quase nunca coincide no longo eixo da prótese ou implante para promover absoluta carga axial. Ao contrário, a força oclusal é aplicada comumente numa direção que cria um braço de alavanca, causando reação de forças e momento no osso (Smedberg et al., 1996; Ritcher, 1998).

A carga excessiva na interface osso/implante é uma das grandes responsáveis da perda óssea marginal, motivando o estudo das microdeformações, através do qual, podemos definir parâmetros que constatem níveis considerados prejudiciais a esta interface (Hekimoglu, 2004). A transferência de carga oclusal também pode ser influenciada por

fatores relacionados à precisão das interfaces implante/pilar protético e pilar protético/prótese (Heckmann et al., 2004; May et al., 1997; Ranger et al., 1997), de modo que diversos autores têm analisado as tensões causadas pela confecção da prótese implanto-suportada, variando o tipo de coifa, plásticas ou usinadas (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2005; Karl et al., 2006; Nishioka, 2006). A precisão das estruturas a partir de coifas usinadas demonstrou ser superior àquela obtida a partir de cilindros plásticos (Carr et al., 1996; Kano et al., 2004).

A extensometria é considerada uma mensuração indireta que realiza o registro da deformação, envolvendo a utilização de sensores chamados de extensômetros lineares elétricos, *strain gauges* ou ainda *strain gages*. Estes são pequenas resistências elétricas que, coladas à superfície do material que se deseja analisar, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que os percorre. As variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em microdeformação ( $\mu\epsilon$ ). Ao aplicar uma força (tensão) a um determinado material, ocorre a deformação de seu arranjo estrutural. A deformação, expressa em “ $\epsilon$ ” (epsilon), pode ser quantificada por meio da razão entre as dimensões do objeto sob tensão e suas dimensões originais, gerando valores absolutos e sem unidade (Vasconcellos, 2005). Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em  $\mu\epsilon$ .

Este tipo de análise é baseado no uso da resistência elétrica de extensômetros e equipamentos associados, promovendo tanto *in vivo* (Duyck et al., 2000 ; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006) quanto *in vitro* (Assif et al., 1996; Çehreli et al., 2004; Clelland et al., 1993; Karl et al., 2006, Nishioka, 2006; Kojima, 2008; Vasconcellos, 2008) medidas de deformações induzidas sob cargas estáticas e dinâmicas. Com uma força aplicada, o strain gauge mensura a média da mudança dimensional quando ele é colado ao objeto em estudo (Assif et al., 1996;

Glantz et al., 1993; Çehreli et al., 2002). O princípio de funcionamento do extensômetro se baseia na utilização experimental de aparelhos para avaliar tensões ocorridas num determinado ponto e numa determinada direção de um material. Comumente os materiais têm a propriedade de se alongar quando tracionados e de encolher quando comprimidos. Este tipo de análise é bastante utilizado para mensurar microdeformações em torno dos implantes devido à precisão de medidas e facilidade de manipulação quando bem conhecida a técnica.

Existem inúmeros fatores dentro do estudo da biomecânica que influenciam a interpretação dos resultados afetando o complexo prótese/osso/implante (Patterson et al., 1995; Duyck et al., 2000; Cehreli et al., 2002; Alkan et al., 1996; Eskitascioglu et al., 2004; Karl et al., 2005), principalmente a sobrecarga oclusal que pode levar à falha do implante, pois quando esta é imposta, maiores deformações (acima de 2000 a 3000  $\mu\epsilon$ ) ocorrem no osso circundante (Stanford; Brand, 1999).

Algumas falhas de implantes reportadas podem ser relatadas para magnitudes de tensão desfavoráveis (Sahin et al., 2002). Ao ocorrer a sobrecarga patológica, acima de 4000  $\mu\epsilon$  (Wiskott; Belser, 1999), gradientes de tensão e deformação excedem a tolerância fisiológica do osso e causam micro-fraturas na interface osso-implante (Ranger et al., 1997; Roberts, 1993).

A sobrecarga oclusal resulta no aumento da reabsorção óssea em torno do colar do implante e redução da porcentagem de tecido ósseo mineralizado (Hoshaw, 1994), mostrando que há um processo de remodelação óssea quando este é submetido à tensão (Frost, 1994; Wiskott; Belser, 1999).

O objetivo desse estudo é avaliar através da extensometria as deformações que ocorrem ao redor de implantes com a conexão protética cone Morse, sob aplicação de cargas axiais estáticas,



nas supra-estruturas fundidas em monobloco, comparando também o nível dessas deformações quando utilizadas coifas plásticas ou usinadas.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

A elaboração desta revisão de literatura, sem a pretensão de esgotar o assunto, teve por objetivo abordar algumas das mais relevantes pesquisas que precederam esse estudo.

O propósito do estudo realizado por Clelland et al em 1993 foi determinar o efeito da angulação do pilar protético no campo do estresse próximo ao implante dental específico. Para isso, resina fotoelástica foi vertida diretamente em cinco implantes (Steri-Oss) 3.8 x 10 mm nos moldes 50 x 70 x 13 mm. Um modelo adicional foi fabricado com um *strain gauge* embutido na resina para permitir precisa determinação da tensão normal. Pilares 0°, 15° e 20° foram utilizados em cada dos seis implantes, sujeitos a carga de 178N. Margens padrão observadas foram fotografadas para todos os seis modelos, e indicadores de leitura de deformação foram registrados para o modelo *strain gauge*. No entanto, *strain gauges* mensuraram deformações em apenas uma direção. Para mensurar a magnitude e direção da tensão principal, uma combinação de três *gauges* é requerida e chamada roseta. Dados numéricos dos *strain gauges* produziram resultados que concordaram com a interpretação visual das margens isoromáticas. Dados dos *strain gauges* foram também usados para calcular a tensão principal e deformações. Embora um aumento estatisticamente significativo na tensão e deformação tenha sido encontrado para cada aumento na angulação do pilar, todos os três pilares produziram deformação principal que parece ser dentro da zona fisiológica do osso. Todos os valores de tensão e deformação foram determinados na

localização da roseta, aproximadamente 4 mm do implante. Maiores tensões e deformações existiram nas regiões próximas ao implante.

A lei de Wolff e as adaptações estruturais do osso frente aos estímulos mecânicos foram conceitos revisados por Frost em 1994. A remodelação óssea baseada na unidade multicelular básica pode levar a perda ou conservação, porém não pode adicioná-lo. O estímulo mecânico diminuído ou severo desuso resulta em perda de osso, por outro lado o estímulo mecânico normal ou hiper-vigoroso resulta em conservação óssea. A remodelação óssea por reabsorção e alteração na formação pode adicionar osso e reformular as trabéculas e o córtex, reforçando-os, porém não retiram osso coletivamente. O estímulo mecânico ativa a remodelação e assim seu efeito arquitetural será abaixar o pico da deformação óssea causado por futuros carregamentos da mesma natureza até a faixa de limiar, enquanto que o estímulo mecânico deformação óssea permanece abaixo de  $50\mu\epsilon$ , os maiores efeitos do desuso ocorrem, levando a reabsorção óssea. Deformações maiores de  $50\mu\epsilon$  cessam este processo e mantêm o osso existente ( $50$  a  $1500\mu\epsilon$ ). Deformações maiores de  $1500\mu\epsilon$  tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, reformulando e reforçando osso. Deformações acima de  $3000\mu\epsilon$ , tornam o processo de remodelação óssea desorganizado, causando microdanos irreversíveis ao osso. Deformações acima de  $25000\mu\epsilon$  causam fratura do osso.

Mericke-Stern et al em 1995 registraram a sensibilidade táctil oral e a máxima força oclusal em: (1) um grupo de pacientes parcialmente edêntulos restaurados com implantes ITI suportando prótese fixa ou coroas unitárias e (2) um grupo controle consistindo de indivíduos totalmente dentados com dentes naturais saudáveis. Máxima força oclusal foi mensurada com uma miniatura de um transdutor de força colocada entre os pares antagonistas dente/implante no grupo teste e dentes antagonistas no grupo controle. O limiar de detecção de mínima pressão (ex. sensibilidade táctil passiva) foi registrado com dinamômetros

e espessura mínima percebida (sensibilidade táctil ativa) foi avaliada usando folhas de aço com uma espessura de 100 a 10  $\mu\text{m}$ . Maior força oclusal máxima foi mensurada em indivíduos totalmente dentados nos segundos pré-molares (média 450N). Uma significativa redução nos primeiros pré-molares (300N) foi observada. Com próteses fixas suportadas por implantes, o valor médio da máxima força oclusal foi distintamente menor, cerca de 200N para primeiros pré-molares e para molares, e 300N para segundos molares. A força máxima foi novamente encontrada nos segundos pré-molares. O limiar de detecção de mínima pressão foi significativamente maior em implantes que em dentes naturais. A média do número de erros de avaliação quando feito o teste com folhas de aço foi 3.2 para pares antagonistas dente/implante e 2.6 para dentes naturais. A comparação dos lados do teste (com implante) e lado controle (sem implantes) em pacientes do grupo teste não revelou diferenças significantes de medidas. Isso mostra que a tendência da função oral depende primariamente do estado da dentição, tipo de restaurações protéticas e nos aspectos psicológicos e secundariamente na presença de implantes.

O estudo realizado por Weinberg e Kruger em 1996 comparou matematicamente a alteração de torque nos parafusos de fixação, de retenção e a 3 mm de distância apical da plataforma de implantes em disposição *off-set*, lingual e/ou vestibular, tanto no arco maxilar quanto no mandibular, implantes em disposição linear de prótese parcial fixa implanto-suportada de três elementos posterior. Os resultados demonstraram que, no arco maxilar, a disposição *off-set* vestibular diminuiu o torque, enquanto que a lingual aumentou. Além disso, a disposição *off-set* produziu um total de torque maior quando comparada a disposição linear e no arco mandibular as disposições *off-set* obtiveram proporcionalmente menor torque que no arco maxilar. Deste modo, os autores concluíram que o conceito de disposição *off-set* lingual e

vestibular para prótese implanto-suportada pode ser utilizado na mandíbula, porém não é recomendado para a maxila.

A transferência da carga e distribuição da tensão numa prótese parcial fixa implanto-suportada foi examinada por Assif et al em 1996. Para isso, uma mandíbula foi representada por um modelo fotoelástico e cinco perfurações foram feitas nesse modelo nas localizações determinadas dos mensuramentos de 46 pacientes tratados. Cinco réplicas de implantes com pilares adaptados foram colocadas, mas não fixadas nas perfurações preparadas. Uma estrutura mandibular representativa com *cantilever* distal foi então encerada nos pilares protéticos e fundida na liga paládio-prata. As réplicas dos implantes e pilares foram conectadas na supra-estrutura. As réplicas dos implantes foram colocadas nas perfurações pré-realizadas no modelo mandibular fotoelástico com um cimento. As supra-estruturas e réplicas dos implantes conectados e pilares foram adaptados passivamente no local até a presa final do cimento. Seis *strain gauges* foram colocados na superfície superior da estrutura e um *gauge* foi colocado entre cada acesso da perfuração aos pilares e em cada *cantilever* imediatamente adjacente à perfuração de acesso distal. Um sétimo *strain gauge* foi colocado no pilar 4 com os pilares numerados de 1 a 5 da esquerda para a direita. Carga estática vertical de 7,5 kg foi aplicada em sete pontos na estrutura. As medidas derivadas dessa simulação revelaram que (1) existe uma proporção direta entre a distribuição da tensão na estrutura do metal e tensões criadas na estrutura de suporte em torno dos implantes; (2) o modo de transferência da carga e distribuição das tensões foi diretamente proporcional à distância dos componentes do ponto de carga, e (3) quando o *cantilever* foi carregado, a maior parte da tensão foi distribuída através do *cantilever* na conexão ao pilar distal. Nessa simulação, tensão foi distribuída sobre dois, ou máximo três implantes mais próximos com o implante distal mais estressado.

A avaliação *in vivo* do colapso ao redor de implantes dentais submetidos à sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa foi realizada por Isidor em 1996. Deste modo, cinco fixações foram inseridas em mandíbulas de quatro macacos, sendo dois implantes em cada segmento posterior e um implante na região anterior. Passado um período de 6 meses, as fixações foram expostas, e em um lado foi construída uma prótese parcial fixa em supra-oclusão, visando a aplicação de excessivas cargas oclusais. No lado contra-lateral e na região anterior foram instalados pilares protéticos sem supra-estruturas, porém um fio de algodão foi inserido nas margens peri-implantares, visando promover o acúmulo de placa. Exames clínicos e radiográficos foram realizados durante 18 meses. Os resultados demonstraram que 5 dos 8 implantes submetidos à sobrecarga oclusal perderam a osseointegração, enquanto que não houve perda de implantes quando submetidos ao acúmulo de placa. Concluiu-se que a sobrecarga oclusal pode ser o principal fator de perda de implantes osseointegrados e o acúmulo de placa em implantes dentais pode resultar em perda de altura do osso marginal.

Barbier et al em 1998 avaliaram a influência de cargas oclusal axial e não-axial no processo de remodelação óssea em torno dos implantes orais no experimento com animal simulado na análise de elemento finito. As condições de carga axial e não-axial foram introduzidas por inserção de uma prótese parcial fixa suportada bilateralmente e uma prótese parcial fixa em cantilever em dois implantes IMZ na mandíbula de cães. Análises histológicas prévias quantitativas e qualitativas revelaram uma diferença estatisticamente significativa remodelando a resposta entre ambas as condições de carga. Modelos bi- e tri-dimensionais foram construídos para analisar e comparar tensões equivalentes Von Mises, tensão máxima principal, deformação principal máxima e distribuições de densidade de energia de deformação, primeiro em torno de um implante isolado e subseqüentemente em torno de implantes de dois desenhos de próteses sob a respectiva resultante de

cargas *in vivo*. Fortes correlações entre distribuições de tensões calculadas no tecido ósseo circundando e o processo remodelando no modelo animal comparativo são observados. Concluiu-se que o maior evento de remodelação óssea coincidiu com as regiões de maiores tensões equivalentes e que a maior diferença de remodelação entre carga axial e não axial foi largamente determinada por componentes de tensão horizontal gerado.

Kan et al em 1999 revisaram os diversos métodos clínicos sugeridos para a análise da adaptação da infra-estrutura de prótese implanto-suportada. Concluiu-se que há várias técnicas para avaliar a interface prótese-implante, mas nenhuma fornece individualmente resultados objetivos, entretanto os componentes do implante e osso parecem tolerar certo grau de desadaptação, sem causar problemas biomecânicos adversos. Os autores sugerem que o uso de materiais de impressão rígidos, moldeiras individuais, estrutura metálica cimentada e a combinação dos métodos de avaliação podem otimizar a adaptação ou minimizar a desadaptação.

Com o objetivo de avaliar a transferência de tensões através de próteses cimentadas provisoriamente e definitivamente e próteses parafusadas, Kim et al em 1999 realizaram um estudo por meio de análises fotoelásticas e de extensometria. Foi construído um bloco de resina fotoelástica (Measurements Group Inc, Raleigh, NC) com dois implantes de 13 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro. Sobre este foram confeccionadas:

- a) coroas unitárias cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada;
- b) PPFs de dois elementos cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada;
- c) PPFs de três elementos com *cantilever* distal cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada.

Posteriormente, o bloco de resina foi duplicado em resina epóxica para análise de extensometria. Uma carga vertical de 110 N foi aplicada em pontos pré-determinados em ambos os modelos. Os resultados demonstraram que nos testes para coroas unitárias, aquelas cimentadas provisoriamente demonstraram menores tensões que as demais coroas unitárias, sendo que estas foram similares. Nos testes para prótese parcial fixa de 2 elementos, não houve diferença estatisticamente significativa entre as três diferentes próteses. Nos testes para PPF foi de três elementos com “cantilever” distal, as próteses cimentadas definitivamente e parafusadas desenvolveram mais tensões ao redor dos ápices dos implantes. Os autores concluíram que próteses cimentadas definitivamente comportaram de forma semelhante às próteses parafusadas.

Wiskott e Belser em 1999 discutiram a relação entre a força aplicada e a homeostasia óssea. Quando uma força é aplicada ao osso (tensão), ocorre uma deformação (*strain*) em seu arranjo estrutural, sendo que a força é abstrata e somente pode ser quantificada pela determinação das alterações ocorridas na geometria do espécime. A tensão é definida como a força dividida pela unidade de área, dada em MPa, enquanto que a deformação resultante ( $\epsilon$ ) é a razão entre o comprimento de um objeto sob a aplicação de uma força e sua dimensão inicial. Devido às mínimas alterações observadas, a biomecânica quantifica as referidas alterações em microdeformações (*microstrains* -  $\mu\epsilon$ ), numa escala em que  $10^6\mu\epsilon$  seria igual a deformação teórica de 100%. Assim, 1000  $\mu\epsilon$  em compressão é igual ao encurtamento de 0,1%, ou seja, 99,9% do comprimento original e 20000  $\mu\epsilon$  em tensão é igual ao estiramento de 2%, ou seja, estiramento de 100 a 102% do comprimento original. Uma regra de conversão geral é a equação que relata a tensão e a deformação ( $\epsilon = \sigma/E$ ), ou seja, a resultante de deformação ( $\epsilon$ ) é igual a força aplicada ( $\sigma$ ) dividida pelo módulo de elasticidade do material (E). Evidências clínicas e experimentais indicam que a fração  $\rho$  (diferença



entre o volume de osso que é depositado e reabsorvido) é a função dos níveis de deformação que atuam no osso, sendo dividida em cinco faixas:

- a) desuso ou reabsorção óssea - de 0 a 100  $\mu\epsilon$ ;
- b) carga normal ou homeostasia óssea – de 100 a 2000  $\mu\epsilon$ ;
- c) sobrecarga moderada ou aumento de massa óssea – de 2000 a 4000  $\mu\epsilon$ ;
- d) sobrecarga patológica ou dano ósseo irreversível - de 4000 a 20000  $\mu\epsilon$ ;
- e) fratura óssea – acima de 20000  $\mu\epsilon$ .

Os autores concluíram que durante a fase de remodelação óssea, os osteoblastos são mais estimulados por sinais biomecânicos de amplitude adequada.

Com o intuito de obter a percepção na distribuição e magnitude da força oclusal em implantes orais carregando uma prótese fixa Duyck et al em 2000 realizaram um estudo. Isso foi feito pela qualificação e quantificação dessas forças, que sugeriu que não apenas a magnitude da carga, mas também o seu tipo (força axial ou “efeito flexão”) foi registrado. Um total de 13 pacientes com implantes suportados por uma prótese total fixa foi selecionado. Forças oclusais nos implantes suporte foram quantificadas e qualificadas durante aplicação de carga controlada de 50N nas várias posições ao longo da superfície oclusal das próteses e durante a máxima mordida na máxima oclusão pelo uso de pilares protéticos com *strain gauges*. Pilares protéticos padronizados de 5.5 e 7 mm foram equipados com *strain gauges*, os quais foram adaptados à superfície do pilar para registrar deformações destes. Cada *strain gauge* foi instalado separadamente numa ponte de wheatstone e quando suficientemente balanceado, a potência da voltagem da ponte é proporcional à mudança de resistência do *strain gauge* o qual é proporcional à deformação do pilar. Um programa de computador foi desenvolvido para processar os dados e transformá-los numa

representação numérica da força axial e dois momentos de torção em torno do eixo perpendicular. O teste foi conduzido quando as próteses foram suportadas por todos cinco ou seis implantes e foi repetido quando as próteses foram suportadas por quatro e três implantes apenas. Apesar da variação considerável inter-individual, diferenças claras nas cargas dos implantes entre essas condições de teste foram vistas. Carga na parte extensa da prótese causou um efeito de dobradiça que induziu forças compressivas consideráveis em implantes mais próximos aos locais de aplicação de carga e menores forças compressivas ou de tensão nos outros implantes. Em média, maiores forças foram observadas com um número reduzido de implantes suporte. “Efeito de flexão” foi maior quando apenas três implantes foram usados.

Sato et al em 2000 avaliaram a efetividade do posicionamento não-axial de três implantes e um posicionamento de implante largo na região mais posterior. Três implantes na região mandibular esquerda (34, 35 e 36) foram geometricamente modelados numa situação clínica simulada. Implantes e pilares foram simulados e, em seguida, carga oclusal de 100N foi aplicada e dividida em força horizontal (34 N) e vertical (94 N). Análise geométrica tridimensional foi usada para calcular a força de tensão aplicada nos parafusos de ouro em situações clínicas com carga vestibular ou lingual perpendicular à inclinação da cúspide (10° ou 20°). Quatro variações do posicionamento de três implantes (3,75 mm) são: (1) reto; (2) vestibular não-axial do segundo implante; (3) lingual não-axial do segundo implante; (4) implante largo (5mm) posicionado na região mais posterior. O posicionamento offset não reduziu a força de tensão no parafuso de ouro, mas o posicionamento de implante largo e a redução da inclinação da cúspide reduziram.

Através de um estudo *in vivo*, Duyck et al em 2001 quantificaram e qualificaram a pré-carga nos implantes suportando uma prótese total fixa. Isso foi realizado quando as próteses foram suportadas

por todos cinco ou seis implantes e foi repetida quando as próteses foram suportadas por apenas quatro ou três implantes. Um total de 13 pacientes com uma prótese total fixa implanto-suportada na mandíbula (9) ou maxila (4) foram selecionados. Após o aperto dos parafusos com um torque de 10 Ncm as condições de pré-carga foram registradas. A média da força axial e “efeito de curvatura” no caso de cinco ou seis, quatro ou três implantes suportando foram 323N (43N), 346N (59N), 307N (60N), 21 Ncm (3Ncm) e 21 Ncm (2Ncm), 23 Ncm (5Ncm), respectivamente. Em adição, a pré-carga foi registrada após fixação de um cilindro fabricado de ouro, como entregue pelo fabricante, em cada implante, observando uma situação de ótima adaptação. A média correspondente de força axial e “efeito de flexão” no caso de cinco ou seis, quatro ou três implantes suportando foram 426N (36N), 405N (40N), 413N (46N) e 8Ncm (1Ncm), 8Ncm (1Ncm), respectivamente. Forças axiais induzidas após o aperto da prótese foram significativamente menores que após o aperto do cilindro de ouro no caso de cinco ou seis implantes suportando ( $P < 0.02$ ). O “efeito de flexão” induzido após o aperto das próteses foi estatisticamente maior que após o aperto do cilindro de ouro em todas as condições testadas (cinco ou seis, três ou quatro implantes de suporte).

O efeito do posicionamento linear de implantes de diâmetro largo e regular e o posicionamento de *off-set* de implantes de diâmetro regular foi comparado por Akça e Iplikçioğlu em 2001 através da análise de elemento finito. Os resultados demonstraram que os menores valores de tensão foram observados nas configurações com implantes de diâmetro largo inseridos em posição linear. Em contrapartida, as outras configurações, incluindo o posicionamento *off-set*, exibiram valores de tensões similares, não sendo observada diminuição nas tensões. Os autores concluíram que mesmo quando a espessura vestibulo-lingual do rebordo alveolar residual for suficiente para o posicionamento *off-set*, a colocação de implantes largos e dispostos linearmente pode ser mais fácil e mais funcional para distribuição de tensões.

Khraisat et al em 2002 avaliaram o efeito do desenho de união na força de fadiga e modo de falha de dois sistemas de implantes para dentes unitários: Branemark e ITI. Os diâmetros e comprimentos foram aqueles mais comumente usados para colocação de implante posterior com menos falhas. Blocos de resina acrílica transparente de 25,4 mm de diâmetro por 17 mm de comprimento foram preparados e cada bloco foi montado num torno de engenharia e perfurado no centro usando uma broca correspondente para cada tipo de implante. A profundidade embebida foi de 7 mm para simular reabsorção óssea de 3 mm. Sete implantes de 10 mm de cada sistema de implantes foram embebidos e pilares ceraOne e sólido foram instalados nos implantes Branemark e ITI, respectivamente. As unidades instaladas foram montadas numa máquina de teste que foi equipada com um aparelho de medidor automático e sensores permitindo o registro do número de falha dos ciclos. Uma carga cíclica de 100N foi aplicada perpendicular ao longo eixo do conjunto numa média de 75 ciclos/minuto. Para investigar a resistência do espécime à fadiga durante seis anos de função simulada, uma meta de 1800000 ciclos foi definida. Preparação do espécime e teste foi realizado pelo mesmo operador. A associação do desenho de união com a ocorrência da falha foi verificada pelo teste de probabilidade exato de Fisher ( $P < 0.05$ ). Para o grupo Branemark, o parafuso de liga de ouro do pilar protético fraturou em todos os espécimes entre 1178023 e 1733526 ciclos com um desvio padrão de 224,477 ciclos. Para o grupo ITI, todos os espécimes não tinham falhado até 1800000 ciclos. Análises estatísticas mostraram uma diferença altamente significativa entre os dois grupos ( $P = 0.000582$ ). Dentro das limitações desse estudo *in vitro*, o efeito do desenho de união na força da fadiga e modo de falha do sistema de implante dental ITI foi significativamente melhor ( $P > 0.001$ ) que o sistema Branemark testado.

O estudo *in vitro* realizado por Çehreli e Iplikçioğlu em 2002 comparou as deformações nos implantes dentais suportando uma

prótese parcial fixa cimento-retida sob condições de carga axial. Implantes enumerados de 1 a 10 incorporando *strain gauges* foram colocados numa certa configuração para simular diferentes situações clínicas e foram embutidos num modelo experimental. Os *strain gauges* foram montados paralelos ao longo eixo dos implantes e a deformação axial mensurada. Foram divididos quatro grupos, cada um contendo dois implantes, os quais receberam três unidades de prótese parcial fixa e cada grupo consistiu de sete restaurações. As próteses parciais fixas foram fundidas com a liga de Ni-Cr (Remanium CS; Dentauro, Pforzheim, Germany) e cimentadas com um cimento temporário (Temp Bond; Kerr, Saleno, Italy). Carga vertical de 50N foi aplicada nas posições pré-determinadas de carga axial e não-axial nas próteses. Os indicadores de leitura do *strain gauge* foram registrados num tempo padrão seguindo cada seqüência de carga. O ponto de transferência da carga afetou a deformação nos implantes. Para todos os desenhos protéticos, carga não-axial gerou mais deformações que a carga axial nos implantes ( $P < 0.05$ ). Em comparação com carga axial, carga não axial causa alavanca nos implantes que pode afetar a perda óssea em torno do colar do implante. Carga axial de implante poderá ser proporcionada pelo uso de implantes de largo diâmetro, mesas oclusais estreitas, e contatos oclusais apropriados nas restaurações do implante.

Çehrelli et al em 2002 avaliaram a deformação cervical em implantes dentais suportando próteses parciais fixas cimentadas de quatro elementos sob 50N de condições de carga estática axial e offset. Para isso, terço cervical de 10 implantes de 3.75 x 10 mm foram ligeiramente usinados para obter superfície adequada para colocação do *strain gauge*. Cada implante recebeu um *strain gauge* colocado diametralmente unido com um adesivo. Para determinar várias configurações, os implantes foram numerados de 1 a 10. Todos os implantes exceto 6 e 9 foram planejados para serem colocados numa linha reta onde 6 e 9 teriam uma posição offset de 3 mm. Para simular

angulação mesial e distal, implantes 1 e 7 foram colocados numa angulação de 15°. Um recipiente retangular com uma secção interna parcialmente ovóide foi usinado para embeber os implantes. Impressão de uma barra de aço inoxidável foi feita com material de moldagem de silicóna de condensação para fabricar um molde para produzir padrão para os pânticos de uma prótese fixa. Por meio do uso de uma coroa de resina temporária, 10 coroas foram fabricadas. A altura dos pilares foi reduzida para 6 mm e estes foram conectados aos implantes. Uma coroa de resina foi colocada em cada pilar. Para estabelecer alinhamento adequado dos implantes no modelo experimental, duas barras de resina acrílica foram conectadas em coroas e ajustadas no recipiente de metal. Os implantes foram retidos usando resina acrílica autopolimerizável e a montagem foi colocada sob pressão por 15 minutos. Os padrões foram fabricados usando resina pattern e cera. Os componentes foram conectados no modelo experimental para eliminar mudanças dimensionais originárias da fabricação de procedimentos convencionais. Para carregar os implantes em localizações padronizadas, um orifício de marcação adicional cujo centro foi aproximadamente 2 mm à parte do orifício central foi preparado para carga *offset*. O orifício foi também preparado no meio do pântico (vestibular e no meio de dois orifícios centrais de cada retentor). Finalmente, a superfície interior e externa das pontes foram jateadas com óxido de alumínio de 50 µm. Carga estática de 50N foi usada para carregar os implantes verticalmente. Os resultados revelaram que cargas *offset* de implantes geraram maiores deformações que a carga axial, contudo, não foi significativa para todas as configurações ( $p < 0.05$ ). Esses achados enfatizam o efeito do acompanhamento da localização do implante, angulação e macrogeometria das próteses e que a avaliação biomecânica dos fatores que afetam é um fenômeno diferenciado.

Através do método de análise de elemento finito, Watanabe et al em 2003 analisaram a distribuição do estresse causado

variando o grau de inclinação de um corpo do implante e variando a posição de carga e direção. Modelos de simulação bi-dimensional vestibular e lingual de um implante cilíndrico, embebido no primeiro molar edêntulo de uma mandíbula seccionada foram preparados e a distribuição do estresse e o estresse máximo principal foram recordados. Apesar do ponto e direção da carga, estresses compressivos foram relativamente melhores quando o implante foi inclinado. Essa tendência torna-se mais pronunciada quando uma direção de carga a 45° e carga excêntrica foi testada. Para o modelo inclinado, com uma direção de carga a 45°, o estresse compressivo foi observado no osso cortical adjacente para a direção da inclinação, enquanto estresse de tensão foi observado no lado oposto.

Outro estudo por meio da análise tridimensional de elementos finitos foi realizado por Tada et al em 2003 e avaliaram a influência do tipo e do comprimento do implante, bem como da qualidade óssea na distribuição de tensões e deformações no osso e no implante, quando submetidos às forças axial (100 N) e vestibulo-lingual (50 N). Os resultados demonstraram que independente da direção da carga, o máximo de tensão/deformação equivalente no osso aumentou com a diminuição da densidade do osso esponjoso. Sob carga axial, especialmente nos modelos de densidade baixa, a máxima deformação equivalente no osso esponjoso foi menor no implante rosqueado do que no implante cilíndrico e também menor para os implantes longos do que para os implantes curtos. Sob carga vestibulo-lingual, o equivalente estresse/deformação foi influenciado principalmente pela densidade óssea. Concluiu-se que o osso esponjoso de densidade elevada pode garantir o melhor meio biomecânico para implantes dentais, sendo que os implantes rosqueados e longos podem ser a melhor escolha em maxilas com osso esponjoso de baixa densidade.

Akça et al em 2003 avaliaram as características mecânicas de uma conexão pilar/implante de um implante dental de

diâmetro reduzido ITI. Um modelo de elemento finito de um implante de parafuso sólido ITI (3.3 mm x 10 mm) e um pilar sólido de 6° de 4 mm de altura foi construído, e o complexo pilar/implante foi embutido verticalmente no centro de um cilindro acrílico de 1.5 cm x 1.5 cm. Cargas estáticas verticais e oblíquas de 300N foram aplicadas em casos separados de carga. A área de contato foi definida entre a conexão pilar/implante e a análise do estresse não linear de elemento finito foi realizada. A magnitude e distribuição de estresses Von Mises e características de deslocamento foram avaliados. Na carga vertical, estresses Von Mises concentraram em torno da conexão pilar/implante na haste do parafuso e em torno do colar do implante. Carga oblíqua resultou no aumento de duas roscas no estresse do colar do implante que foi próximo à força de rendimento do titânio. Valores de deslocamento sob ambas as condições de carga foram desprezíveis. Foi concluído que, num implante dental de diâmetro reduzido ITI, carga vertical e oblíqua resistiram principalmente pela junção pilar/implante no nível do parafuso e no colar do implante. O pescoço desse implante é a zona potencial para fratura quando sujeito a elevadas forças de alavanca.

O comportamento de implantes orais tipo cone morse na transmissão de força foi comparado por Çehreli et al em 2004. Um modelo tridimensional de elemento finito de implante oral tipo cone morse e um pilar sólido foi construído separadamente. O complexo pilar/implante foi embebido em um cilindro de resina acrílica de 1,5 cm x 1,5 cm. Força vertical e oblíqua de 50N foi aplicada no pilar e encaminhada para duas análises diferentes. Primeiro, análise de contato foi realizada no complexo pilar/implante para avaliar o implante de dois passos. Então, os componentes foram unidos com força de separação de  $10^{20}$  N para analisar implante de um passo. Estresses Von Mises no implante, estresse principal e deslocamentos na resina foram o mesmo para ambos desenhos sob carga vertical. Sob carga oblíqua, estresse principal e valores de deslocamentos na resina foi o mesmo, mas a magnitude de



estresses Von Mises foi maior que o implante de dois passos. As principais distribuições de estresse acerca de ambos os implantes no osso acrílico foram similares sob ambas as condições de carga. Implantes de dois passos experimentaram maior estresse mecânico sob carga oblíqua. Contudo, a natureza de implantes tipo cone morse de 1 ou 2 passos não é um fator decisivo para a magnitude e distribuição de estresses e deslocamento no tecido de suporte.

O propósito do estudo realizado por Çehreli et al em 2004 foi comparar magnitudes de estresse e deformação de implantes orais Branemark, ITI e Astra Tech. Para isso, cada complexo pilar/implante foi colocado verticalmente no alvéolo preparado no topo do bloco 5 x 5 x 0.9 cm. Para simular o relacionamento ideal entre implante e osso marginal, o colar do implante foi localizado no nível da superfície superior dos blocos. Modelos fotoelásticos e com *strain gauges* foram obtidos. A fotoelasticidade demonstra a qualidade, quantidade e distribuição da força no objeto por franjas que aparecem como uma série de sucessivas e contíguas bandas coloridas diferentes. Forças de 100N e 150N vertical e oblíqua de 20° foram aplicadas nos pilares nos casos de carga separados. Análises com *strain gauges* foram realizadas separadamente e seguinte a análise fotoelástica. Os *gauges* foram unidos na superfície do bloco de resina próximo aos implantes. Isso permitiu qualificação e quantificação de deformações em cada lado dos implantes resultando no “efeito flexão” e carga axial. Medidas do *strain gauge* foram realizadas e deformações principais induzidas em torno dos implantes foram calculadas. Margens isocromáticas de todos os desenhos foram similares sob ambas as condições de carga ( $P > 0.05$ ). Deformações em torno dos implantes Branemark foram menores que em torno de implantes Astra Tech e ITI, particularmente sob cargas verticais. Os últimos implantes tinham similar magnitude de deformação ( $P > 0.05$ ), contudo, deformações em torno do implante cônico Astra Tech foram menores sob carga vertical.

O desenho do encaixe pilar/implante não é um fator decisivo que afeta a magnitude do estresse e deformação na simulação óssea.

Yokoyama et al em 2004 examinaram a influência da posição e comprimento dos implantes na distribuição do estresse numa prótese parcial fixa (PPF) posterior de três elementos. Um software de pré-processamento gráfico, criando configurações geométricas do modelo, nodos e elementos para um programa de elemento finito foi usado para construir modelos matemáticos consistindo de osso, dois implantes osseointegrados e uma PPF. Cada modelo 3-D de elemento finito incluiu uma PPF, implantes mesial e distal e osso suporte. Um implante mesial com um comprimento de 10 mm ou 12 mm foi colocado em posições onde seu longo eixo axial foi 3 mm a 11 mm posterior ao 1º pré-molar remanescente. O implante distal com um comprimento de 10 mm foi fixado na mesma distância do pré-molar em cada modelo. Uma carga de 100N foi aplicada no modelo num ângulo de 30°, *offset* do eixo vertical e direcionada no centro da superfície oclusal em 1 de cada das 3 coroas. As cargas aplicadas na simulação foram: (1) carga unitária na coroa do segundo pré-molar; (2) carga unitária na coroa do primeiro molar; (3) carga unitária na coroa do segundo molar; (4) carga simultânea nas três coroas. Os estresses equivalentes máximos foram mostrados na região cervical no osso cortical adjacente para implantes mesial ou distal. Estresses relativamente altos de 73 MPa foram mostrados adjacentes ao implante mesial localizado 9 mm ou mais posterior ao 1º pré-molar. O uso do implante mesial de 12 mm de comprimento demonstrou uma influência relativamente fraca na redução do estresse. A posição do implante na PPF em relação à força aplicada no cantilever foi um fator significativo influenciando o estresse criado no osso.

Um estudo foi realizado por Hekimoglu et al em 2004 para obter a percepção das características da transmissão de força de implantes ocluindo em dentes naturais ou implantes, comparando deformações sob cargas estáticas e dinâmicas. Regiões do primeiro molar

maxilar e mandibular de uma dentadura plástica dentiforme de ambas as arcadas foram cortadas. Pilares cimento-retidos para restaurações de implantes unitários foram conectados a implantes com 45 Ncm de torque como recomendado pelo fabricante. Simulação do ligamento periodontal foi fornecida em torno do dente natural recentemente extraído. Implantes e dentes foram alinhados verticalmente nas cavidades preparadas na dentadura plástica dentiforme de ambas as arcadas. Então, impressões transferidas de silicone de condensação foram feitas dos implantes e dentes naturais de ambas as arcadas. Uma mistura de resina acrílica de metil-metacrilato autopolimerizável foi vertida nas impressões dos espaços ocupados previamente por dentes artificiais e diretamente em torno dos implantes e o dente natural foi coberto com polivinilsiloxano para obter modelos experimentais. Essa aplicação resultou numa rígida ancoragem de implantes em resina acrílica ao passo que o dente foi integrado no modelo com um ligamento periodontal simulado. Uma coroa metalocerâmica foi fabricada no dente e em cada implante e foi cimentada com um cimento provisório. Três *strain gauges* lineares foram unidos no lado vestibular de cada implante e do dente natural na resina acrílica e mensurados sob 75 N e 100 N de carga axial estática e lateral dinâmica em situações de carga separadas usando o sistema de aquisição de dados numa média de amostra de 100 Hz. Os dados do dente natural e implantes foram comparados para cada carga pelo teste (Kruskal-wallis) seguido pelo teste de comparação múltipla ( $\alpha = 0.05$ ). Deformações compressivas foram induzidas em torno do dente natural e implantes como um resultado de carga axial estática, ao passo que combinações de deformações compressivas e tensão foram observadas durante a carga dinâmica lateral. Deformações em torno do dente natural foram significativamente menores que o implante antagonista e implantes ocluindo do lado contralateral para a maioria das regiões sob condições de carga ( $P < 0.05$ ). Existiu uma tendência geral para o aumento das

deformações em torno do implante opondo ao dente natural sob cargas maiores e particularmente sob carga dinâmica lateral.

Eskitascioglu et al em 2004 investigaram o efeito da carga de 1 a 3 diferentes posições na superfície oclusal do dente nas distribuições do estresse de uma prótese parcial fixa mandibular implanto-suportada e osso circundante, usando análise 3-dimensional de elemento finito de uma secção óssea mandibular com perda de 2º pré-molar e suas superestruturas foram usadas nesse estudo. Um bloco ósseo 24.2mm de altura e 16.3mm de largura, representando a secção da mandíbula foi modelado. Isso consistiu de um centro esponjoso circundado por 2mm de osso cortical. Um sistema de implante dental (implante sólido) 4.1 x 10 mm (ITI; Instut Strauman AG, Waldenburg, Switzerland) foi selecionado para esse estudo. Cobalto-cromo (wiron 99; Bego, Bremen, Germany) foi usado como material de estrutura da coroa e porcelana foi usada para a superfície oclusal. O implante e sua superestrutura foram simulados usando um programa de elemento finito (Pro/Engineer 2000i; Parametric Technology Corp, Needham, Mass). Cargas totais de 300N foram aplicadas em três pontos de cargas verticais nas seguintes localizações: 1) ponta da cúspide vestibular (300 N); 2) ponta da cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150N); ou 3) ponta de cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N) e fossa mesial (100 N). Os resultados demonstraram que a carga vertical na posição 1 resultou em valores de alto estresse no osso e implante. Níveis péssimos de estresse foram observados no osso para carga nas posições 2 e 3; o primeiro criou o mais extremo estresse e o último o mais equilibrado estresse no osso. Com carga em duas ou três posições, estresses foram concentrados na estrutura e superfície oclusal da PPF mandibular implanto-suportada, e pequenos estresses foram distribuídos ao osso. Para as condições de carga investigadas, a combinação ótima de carga vertical foi encontrada para a carga em 2 ou 3 posições com redução do estresse no osso. Nessa situação, estresses

Von Mises foram concentrados na estrutura e superfície oclusal da PPF implanto-suportada.

Alkan et al em 2004 investigaram a distribuição do estresse de parafusos de implantes dentais pré-carregados em três sistemas de união de implantes com pilar sob forças oclusais simuladas. Três sistemas de união pilar/implante foram simulados usando um método de análise tri-dimensional de elemento finito: (1) Branemark hexágono externo com pilar de parafuso retido; (2) ITI cone Morse de 8° com pilar cimentado; (3) ITI cone morse de 8° octagonal interno com pilar retido pelo parafuso. Uma carga térmica e método de análise de contato foram usados para simular a pré-carga resultando do torque recomendado pelo fabricante no conjunto de união parafuso/implante. Os implantes simulados com pré-carga foram então carregados com três cargas simuladas estáticas oclusais (10 N horizontal; 35 N vertical; 70 N oblíqua) na posição da coroa sobre o complexo implante. Resultados numéricos e gráficos demonstraram que o estresse aumentou em ambos o pilar e os parafusos protéticos nos modelos de elemento finito após carga horizontal simulada. Contudo, quando cargas estáticas vertical e oblíqua foram aplicadas, estresses reduziram nos parafusos protéticos e pilares do hexágono externo e octagonal interno cone morse de 8° com exceção do parafuso protético do pilar ITI após 70 N de carga oclusal. Estresses aumentaram no pilar cimentado do cone morse ITI de 8° após ambas as cargas vertical e oblíqua. Com isso, um aumento ou redução foi demonstrado para os valores de estresse máximos calculados em parafusos de pré-carga após cargas oclusais, esses valores de estresse máximos foram bem abaixo do estresse produzido de ambos pilares e parafusos protéticos de dois sistemas de implantes testados. Os resultados sugeriram que os três sistemas de união implante/pilar testados podem não falhar sob forças oclusais simuladas.

A influência da reabsorção óssea marginal e forma do osso no estresse e no implante foi investigado por Kitamura et al em 2004

sob análise do método 3-dimensional de elemento finito. Um total de nove modelos de osso com um implante foi criado: um modelo (base) sem reabsorção e oito variações, em que três diferentes comprimentos de reabsorção foram combinados com reabsorção vertical pura ou cônica (vertical e horizontal). Forças axiais e vestibulo-lingual foram aplicadas independentemente do nó oclusal no centro da superestrutura. Os resultados demonstraram que nos modelos com reabsorção vertical pura, as tensões no osso cortical e esponjoso aumentaram com a profundidade da reabsorção. Entretanto, nos modelos de reabsorções cônicas, o estresse no osso cortical foi menor que no modelo inicial e nos modelos com reabsorção vertical para todas as profundidades de reabsorção. Concluiu-se que leve reabsorção cônica pode ser o resultado da adaptação biomecânica do osso às cargas oclusais dos implantes osseointegrados, porém quando a reabsorção óssea progride, o aumento de estresse no osso esponjoso e no implante sob carga lateral pode elevar o risco de fratura

Por meios da técnica de *strain gauge*, Heckmann et al em 2004 avaliaram o desenvolvimento da deformação de uma PPF de três elementos no osso circundando o implante e na supra-estrutura. Seis grupos de PPF de três elementos representando técnicas comumente usadas de fabricação de prótese foram investigados com 10 amostras cada, para quantificar a influência da técnica de impressão, modo da fabricação e mecanismo de retenção na adaptação da superestrutura. Dois implantes ITI foram ancorados num modelo mensurado de acordo com uma situação real do paciente e *strain gauges* foram fixados mesialmente e distalmente adjacentes aos implantes e no pântico da prótese. As deformações avaliadas foram registradas durante a presa do cimento e fixação do parafuso. Nenhuma das próteses investigadas revelou realmente adaptação passiva sem ocorrência de deformação. Cerca de 50% das deformações mensuradas foram encontradas na tomada de impressão e fabricação do modelo, ao passo que os 50%

remanescentes foram relatados para desadaptações laboratoriais. As duas técnicas de impressão usadas não revelaram qualquer diferença significativa em termos de precisão. Ambos os modos de fixação (ex. retenção cimentada ou parafusada) provocou níveis de estresse igualmente elevados. Na fabricação de PPF parafusada resultados similares foram obtidos para o uso de coopings de plástico e a técnica de fundição de cera para componentes pré-fabricados. A união de estruturas da prótese em cilindros de ouro diretamente nos implantes reduz significativamente a deformação.

A adaptação marginal de cilindros protéticos pré-fabricados e cilindros protéticos plásticos fundidos com dois tipos de ligas metálicas básicas foi comparada por Kano et al em 2004. Para isso, os materiais foram divididos em três grupos: G1- cinco cilindros plásticos para pilares padrão foram fundidos em ligas de Co-Cr; G2- cinco cilindros plásticos para pilares padrão foram fundidos em ligas de Ni-Cr; G3- cinco cilindros pré-fabricados fundidos em liga Ag-Pd foram usados como grupo controle. Cada componente foi fundido individualmente. Um implante hexágono externo foi embebido em modelo de resina acrílica e pilares padrão foram apertados em 20 Ncm. A interface cilindro/pilar de cada espécime estudado foi analisada em oito diferentes localizações em torno da interface, de acordo com o design do modelo de resina, usando um Microscópio óptico Mitutoyo TM 505 com aumento de 150x. Três análises foram feitas para todos os grupos: (A) desajuste vertical, (B) desajuste horizontal e (C) profundidade de desajuste horizontal. Valores médios de cada análise foram obtidos e submetidos à ANOVA 1-fator ( $p < 0.05$ ) e teste T-Student. Diferenças significantes foram encontradas para todas as análises. O grupo controle apresentou significativamente melhor adaptação que ambos os grupos testados para todas as análises. Diferenças significantes não foram encontradas entre os grupos fundidos (G1 e G2), mas uma adaptação marginal significativamente superior foi observada com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos

cilindros plásticos fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo para todas as análises.

Kitamura et al em 2005 avaliaram a influência da reabsorção óssea marginal nas tensões ao redor de implantes, por meio da análise tri-dimensional de elementos finitos. Os resultados demonstraram que as principais tendências de tensões ósseas foram as mesmas nos modelos com e sem reabsorção óssea, e que as distribuições de tensões ósseas foram similares nos modelos sem reabsorção e com reabsorções horizontais, porém diferiram daqueles com defeitos angulares. Além disso, as alterações dos valores de tensões ósseas com a profundidade de reabsorção foram diferentes para os dois tipos de reabsorção. Concluiu-se que na análise de elementos finitos, a simulação acurada da forma do osso marginal na região de pescoço do implante é aconselhável.

Por meio de um estudo Lin et al em 2005 avaliaram a influência do comprimento do implante e qualidade óssea nos aspectos biomecânicos no osso alveolar e implante dental usando uma análise de elemento finito não linear. Dois implantes de comprimento 8 e 13mm foram sepultados em quatro tipos de osso modelados com variação do módulo elástico para o osso esponjoso. Elementos de contato foram usados para simular a interface realística da fixação dentro do sistema de implante. Cargas axiais e laterais (vestíbulo-lingual) foram aplicadas no topo do pilar para simular forças oclusais. Os resultados simulados indicaram que valores máximos de deformação do osso cortical e trabecular aumentaram com a menor densidade óssea. Em adição, as variações de deformação do osso cortical entre implantes de 13mm e 8mm de comprimento não foram significativamente como um resultado da mesma área de contato entre fixação do implante e osso cortical foram encontrados para diferentes comprimentos de implante. Força oclusal lateral significativamente aumentou os valores de deformação óssea quando comparado com força oclusal axial apesar dos comprimentos dos



implantes e qualidades ósseas. Condições de carga foram encontradas como o fator mais importante que qualidades ósseas e comprimentos dos implantes, afetando os aspectos biomecânicos para osso alveolar e sistemas de implantes. Os resultados simulados sugeriram que o entendimento da regra de ajuste oclusal influenciando as direções de carga é preciso e pode afetar o sucesso em longo prazo de um sistema de implante.

Petrie e Williams em 2005 compararam e analisaram sistematicamente os efeitos relativos e interativos do diâmetro do implante, comprimento e conicidade em deformações calculadas na crista óssea. Modelos de elemento finito 3-dimensional foram criados de uma secção pré-molar de 20 mm da mandíbula com um implante unitário endósseo embebido num osso trabecular de maior ou menor densidade. Carga oclusal oblíqua (200N vertical e 40N horizontal) foi aplicada. Osso cortical e trabecular foram modelados como isotrópico transversalmente e elásticos linearmente. União perfeita foi adquirida para todas as interfaces. Um desenho estatístico fatorial nível dois foi usado para determinar os efeitos principais e interativos de quatro desenhos variáveis de implantes na máxima deformação de cisalhamento na crista óssea alveolar: diâmetro, segmento do comprimento cônico, comprimento do segmento não-cônico e conicidade. O diâmetro do implante variou de 3.5 a 6mm, comprimento do implante total de 5.75 a 23.5 mm, e conicidade de 0° a 14°, resultando em 16 desenhos de implantes. Aumentando o diâmetro do implante resultou numa redução de 3.5 vezes na deformação da crista causada, aumentando o comprimento causado na redução de 1.65 vezes, enquanto que a conicidade aumentou a deformação da crista, especialmente em implantes estreitos e curtos, onde isso aumentou 1.65 vezes. Diâmetro, comprimento e conicidade têm que ser considerados juntos por causa dos seus efeitos interativos na deformação da crista óssea. Concluiu-se que implantes largos, relativamente longos e paralelos parece ser a escolha mais favorável, enquanto que implantes estreitos,

curtos e cônicos devem ser evitados especialmente em osso de baixa densidade.

Por meio de um estudo Karl et al em 2005 quantificaram o desenvolvimento da deformação em várias PPF em condições de fundição e após a cobertura de cerâmica. Para simular situação clínica, três implantes maxilares de mesial a distal: A, B e C foram dispostos em um modelo de mensuração consistindo de um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas similares àquelas do osso trabecular. *Strain gauges* foram posicionados no material do modelo mesialmente e distalmente aos implantes com os sensores na direção mesio-distal e um amplificador foi usado junto com um software para analisar as deformações que ocorreram. Quatro grupos (n=10) de PPF de cinco elementos (cimentada, parafusada com cilindro plástico, parafusada com cilindro de ouro e cimentada com parafuso retido) representando comumente tipos usados de PPF foram investigados antes e após a cobertura da cerâmica. Impressões com poliéter foram feitas para o modelo mensurado e fundições definitivas foram feitas para cada espécime. O desenvolvimento da deformação foi registrado durante a presa do cimento (cimento provisório) e após fixação do parafuso. O tipo de retenção e o modo de fabricação para PPF parafusadas convencionais não tiveram uma significativa influência no desenvolvimento da deformação. Coberturas de cerâmicas causaram um aumento na deformação para PPF testadas. As menores deformações foram encontradas em PPF cimentadas com cilindros de ouro no modelo para estruturas de metal e PPF cobertas com cerâmica. Procedimentos convencionais foram incapazes para produzir estruturas com absoluta adaptação passiva. Coberturas de cerâmica pareceram aumentar o desenvolvimento da deformação e assim imprecisa adaptação. A técnica de cimentação de estruturas para componentes pré-fabricados diretamente em implantes pode compensar para erros dimensionais causados pela impressão e fabricação da superestrutura.

Karl et al em 2005 realizaram um estudo onde quantificaram a deformação desenvolvida em várias próteses parciais fixas (PPF) ambas em condições de fundição e após a cobertura de cerâmica. Cinco tipos diferentes de PPF de três elementos com dez amostras cada, representando comumente os tipos de próteses usados foram investigados antes e após a cobertura da cerâmica. Dois implantes ITI foram ancorados em um modelo, consistindo em um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas similares àquelas do osso trabecular, simulando a situação real em um paciente e *strain gauges* foram montados na superfície do modelo, mesialmente e distalmente aos implantes. A deformação desenvolvida foi registrada durante a presa do cimento e fixação do parafuso. Para análise estatística, testes *t* multivariados de duas amostras foram realizados com nível de significância  $P= 0.1$ . Todas as PPF revelaram quantidades mensuráveis de deformação. A técnica de impressão e o modo de fabricação para PPF parafusada não apresentaram uma significativa influência no desenvolvimento da deformação. A cobertura de cerâmica causou um aumento no desenvolvimento da deformação para tipos de próteses convencionais. Além disso, cimentação parece ser capaz de compensar desadaptações melhor que aquelas retidas por parafuso. As menores deformações foram encontradas em PPF unidas a cilindros de ouro no modelo mensurado para estruturas de metal e PPF cobertas com cerâmicas. Procedimentos convencionais são incapazes de produzir estruturas com uma absoluta adaptação passiva. A técnica de união de componentes pré-fabricados na cavidade oral parece compensar várias falhas na fabricação da estrutura.

O efeito da qualidade óssea na distribuição de tensões em coroa implanto-suportada foi avaliado por Sevimay et al em 2005 através da análise tridimensional de elementos finitos. Os autores concluíram que a qualidade óssea afeta a distribuição e os valores de tensões para a coroa implanto-suportada, osso tipo D3 e D4

apresentaram maiores valores de tensão de Von Mises, e os grupos D1 e D2 exibiram distribuição de tensões similares e além de mais homogênea ao longo do osso.

Simsek et al em 2006 investigaram os efeitos de três distâncias entre implantes regulares na distribuição de tensões em mandíbula posterior, sob cargas vertical, horizontal e oblíqua, por meio da análise tridimensional de elementos finitos. Os resultados demonstraram que os valores de tensão de tração aumentaram, sob carga vertical e oblíqua, na região cervical da face vestibular com o aumento da distância entre implantes. Entretanto, os valores de tensão compressiva aumentaram com a diminuição da distância entre implantes, sendo mais pronunciada na região cervical da face lingual. Os autores concluíram que a distância de 1 cm é a distância ideal entre duas fixações.

O estudo de Huang et al em 2006 investigou através de um modelo de elemento finito o efeito biomecânico da colocação de implantes *in-line* e *offset* numa prótese parcial implanto-suportada. Três posições de implantes de modelos de elemento finito foram criadas: *in-line*, vestibular *offset* e lingual *offset*. Os modelos de um segmento mandibular de um cadáver e três coroas unitárias contendo o 2º pré-molar, 1º molar e 2º molar foram construídos por imagens topográficas de um computador. As propriedades do material da mandíbula foram aplicadas como transversalmente isotrópica e linearmente elástica. Dois modos de carga (100N), vertical (força vertical no centro da fossa) e oblíqua (45° da força vestibular na cúspide vestibular funcional), foram avaliados em todos os modelos. Diferença insignificante foi observada nos estresses do implante entre as posições *in-line* e *offset* sob carga vertical. Contudo, sob carga oblíqua, a posição *offset* reduziu o estresse do implante para o máximo de 17%. O máximo de estresse no osso cortical e trabecular em torno de cada implante não mostrou visível diferença entre posições *in-line* e *offset*. Esse estudo demonstrou o mecanismo de como os estresses foram distribuídos entre posições *in-line*

e *offset*. Mesmo que as posições *offset* tenham mostrado o benefício da redução do estresse do implante, justificado pelo estresse ósseo a posição *offset* não proporciona vantagem para a redução do estresse sobre a posição *in-line*.

Heckmann et al em 2006 quantificaram *in vivo* através da análise de elemento finito o grau de estresse que ocorre no osso em torno de implantes como um resultado da fixação da PPF parafusada ou cimentada. Baseado em situação simulada de pacientes com dois implantes, seis grupos de supra-estruturas implanto-suportadas contendo dez amostras cada foram fabricadas. *Strain gauges* que foram montados nos pânticos das restaurações foram subseqüentemente usados para registrar medidas *in vivo*. Registrando os valores obtidos como base, os estresses equivalentes Von Mises foram escolhidos para ilustrar a carga óssea em modelos de elemento finito tri-dimensional. A fixação da superestrutura causou estresse residual na interface tão alto como 30 MPa. Magnitudes de estresse similar podem ser observadas para carga de implante axial de 200 N. Assumindo que a carga axial de um implante unitário com 200 N está dentro da média fisiológica do osso, isso pode ser concluído que o grau de estresse resultando da fixação de superestruturas isoladas não constitui um risco.

Karl et al em 2008 mensuraram o desenvolvimento da deformação de próteses parciais fixas (PPF) parafusadas e cimentadas de três e cinco elementos. Adicionalmente, a influência do mecanismo de retenção e a extensão da PPF foram avaliadas. Uma situação real de paciente com três implantes de parafuso sólido na região maxilar direita referido como implantes A, B e C da mesial para distal serviu como base para a presente investigação *in vitro*. Para fabricar o modelo de mensuração, um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas similares aquelas do osso trabecular foi usado. *Strain gauges* foram fixados mesialmente e distalmente adjacentes aos implantes e nos pânticos das infra-estruturas. Durante a presa do cimento e fixação do

parafuso de 40 PPF implanto-suportadas (10 amostras de cada grupo: cimentada de três elementos; cimentada de cinco elementos; parafusada de três elementos; parafusada de cinco elementos), deformação desenvolvida foi registrada. A média dos valores de deformação para quatro grupos de PPF em diferentes locais de *strain gauges* variou entre 26.0 a 637.6 um/m. Quando comparado os quatro grupos, não houve diferença estatisticamente significativa na magnitude da deformação. Similarmente uma comparação da extensão das duas próteses não revelou diferença significativa. Uma comparação dos dois modos de fixação também não mostrou significativa diferença. A extensão da PPF e mecanismo de retenção parecem ter uma influência mínima no desenvolvimento da deformação em PPF implanto-suportadas. Como restaurações implanto-suportadas têm demonstrado sucesso ao longo do tempo a questão surge como se uma absoluta adaptação passiva é o pré-requisito para o sucesso de restaurações sobre implantes.

Um dispositivo de aplicação de carga (DAC) foi desenvolvido por Vasconcellos e Nishioka em 2008, visando substituir a máquina de ensaios universal Emic (DL 1000). Para isso, a extensometria foi a técnica selecionada para a análise comparativa. Inicialmente foi construído um bloco de poliuretano com dimensões de 95 mm x 45 mm x 30 mm. No centro deste foi inserido um implante hexágono externo com 13 mm x 3,75 mm e conectado um pilar protético esteticone com cinta metálica de 1 mm. Sobre o pilar protético foi parafusada uma coifa plástica que foi modelada em formato cônico com 4.1 mm de base, 8 mm na plataforma superior e 8 mm de altura. A modelagem inicial em resina foi moldada e do molde foram obtidos dez modelagens iguais que foram fundidos em níquel cromo, conforme proposto por Binon (1996). Posteriormente, quatro extensômetros (L2A-06-062LW-120 – Vishay Micro-Measurements & SR4, USA) foram diametralmente distribuídos ao redor do implante e colados na superfície do bloco de poliuretano. Cada corpo de prova foi retido ao pilar protético com o torque de 10 Ncm. Em

seguida, foram aplicadas cargas axiais e não-axiais estáticas de 30 kg, em ambos os aparelhos, DAC e Emic, formando quatros grupos:

- a) DAC/carga axial (G1);
- b) DAC/carga não-axial (G2);
- c) Emic/carga axial (G3);
- d) Emic/não-axial (G4).

Os valores foram registrados em microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) e submetidos aos testes estatísticos ANOVA e de Tukey ( $p < 0,05$ ). Os grupos obtiveram as seguintes médias e desvio-padrão: G1=307,6 $\pm$ 144,8; G2=691,0 $\pm$ 105,9; G3=309,5 $\pm$ 71,9; G4=725,0 $\pm$ 59,7. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a Emic e o DAC, independente do tipo de carga. Constatou-se que a aplicação de carga não-axial determinou um aumento significativo de tensões ao redor do implante. Os autores concluíram que com a utilização da extensometria, o DAC e a Emic produziram magnitudes semelhantes de microdeformação, tornando o DAC uma opção viável para aplicação de cargas axiais e não axiais.

Akça e Cehereli em 2008 compararam as transmissões de força na região óssea peri-implantar de implantes com vários desenhos de união pilar/implante cônico. Modelos fotoelásticos de implantes solitários Bicon, Astra Tech e SynOcta e implantes ITI em monobloco foram fabricados. Carga vertical estática e oblíqua de 20° foi aplicada nos implantes em casos de carga separados. Três *strain gauges* foram unidos nos modelos em alta proximidade dos implantes. Sob o mesmo protocolo de carga, sinais de *strain gauges* foram digitalizados num computador usando software correspondente numa média de 10Hz e deformações principais foram calculadas. Franjas isocromáticas ordenadas em torno de implantes ITI e Astra Tech foram similares na região do colar e ligeiramente maiores em torno de implantes Bicon sob ambas as condições de carga. Deformações em torno de implantes Bicon foram menores que aquelas em torno de todos os implantes testados sob carga

vertical ( $P < 0.05$ ), ao passo que deformações em torno de ambos implantes ITI foram similares e menores que aquelas em torno de implante AstraTech ( $P < 0.05$ ). Sob carga oblíqua, deformações em torno de ambos os implantes ITI foram maiores que aquelas em torno dos outros implantes testados ( $P < 0.05$ ). Contudo, essas diferenças não mostraram ter qualquer relevância clínica. Implantes de cone interno têm similares características na transferência da força da interface que parece um implante de uma parte. Para reduzir estresses na região Peri-implantar, diâmetro do implante pode ser mais efetivo que o tipo do implante.



### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar por meio da extensometria as deformações que ocorrem ao redor de implantes com a conexão protética cone morse, posicionados linearmente, sob aplicação de cargas axiais estáticas em cinco diferentes localizações pré-determinadas, nas supra-estruturas fundidas em monobloco, comparando também o nível dessas deformações quando utilizadas coifas plásticas ou usinadas.

## 4 MATERIAL E MÉTODO

Para a execução do experimento, foram utilizados os materiais como segue no Quadro 1.

Quadro 1 – Descrição dos materiais usados e fabricantes para a realização do experimento.

<b>MATERIAIS</b>	<b>FABRICANTE</b>
Poliuretano	Poliuretano F16 Axson, Cercy – France
Implante cone morse	Conexão Sistemas de prótese, São Paulo - Brasil
Pilar microunit	Conexão Sistemas de prótese, São Paulo - Brasil
Cilindro (coifa) acrílico	Conexão Sistemas de prótese, São Paulo - Brasil
Cilindro (coifa) Cr-Co	Conexão Sistemas de prótese, São Paulo - Brasil
Cera Babinete	Babinete Ind. E Com. De ceras Ltda, Maringá - Brasil
Revestimento	Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha
Liga Co-Cr	Wironit, Bremen - Alemanha
Extensômetros	Kyowa Eletronic Instruments Co. Ltd – Tokyo - Japan
Fresas	Conexão Sistemas de prótese, São Paulo - Brasil
Terminais Elétricos	Excel Sensor, São Paulo - Brasil
Chave Catraca	Conexão Sistemas de prótese, São Paulo - Brasil
Motor Elétrico	MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil
Contra-ângulo	Koncept, Kavo Ind.Com Ltda, Brasi

## 4.1. Confeção do modelo experimental

### 4.1.1. Confeção do bloco de poliuretano

Para realização desse estudo experimental foi desenvolvida uma matriz de alumínio (Vasconcellos, 2008) a fim de obter o bloco de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France). Essa matriz foi constituída por uma placa horizontal, duas placas verticais maiores, duas placas verticais menores e oito parafusos que possibilitam a fixação das placas (Figura 1).

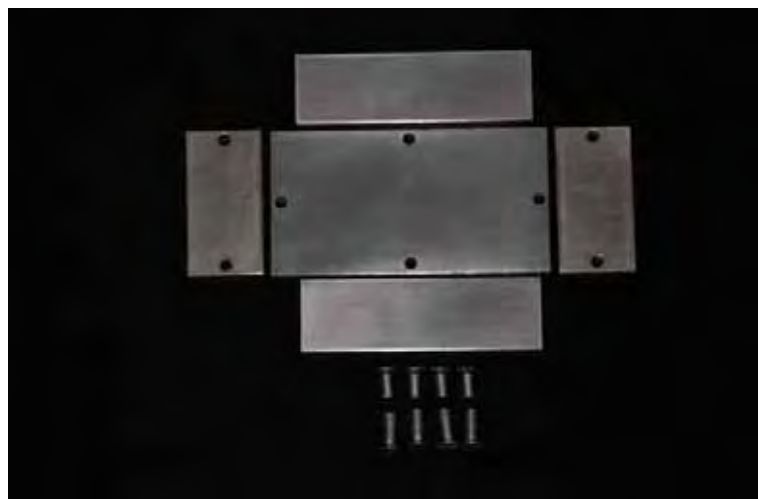


Figura 1 – Partes constituintes da matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de poliuretano.

- Placa horizontal: constituída por uma base retangular com 111 mm de comprimento por 61 mm de largura e 6 mm de espessura. Possui quatro perfurações centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas, com 5 mm de diâmetro, permitindo a passagem de parafusos visando uni-la às placas verticais;

- Placa vertical maior: apresenta formato retangular com dimensões de 95 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Possui no centro da base maior uma perfuração com roscas internas, permitindo a união da placa horizontal à placa vertical maior e duas centrais diametralmente opostas localizadas na base menor também com roscas internas, as quais promovem a união entre a placa vertical maior e a placa vertical menor;
- Placa vertical menor: possui estrutura retangular apresentando 61 mm de comprimento, por 30 mm de largura e 8 mm de espessura. Apresenta duas perfurações na base menor, que se encontram centralizadas e diametralmente opostas e uma perfuração central com roscas internas na base maior, responsável pela fixação da placa horizontal à placa vertical menor.

Essa matriz de alumínio foi montada parafusando-se a placa horizontal às placas verticais, formando um recipiente retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 2). Nessa matriz de alumínio foi vertido o poliuretano com propriedades elásticas uniformes (Poliuretano: 3,6 Gpa) e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (Osso medular: 4.0 a 4.5 Gpa). Essa resina é composta por uma base e um catalisador o qual foram proporcionados com medidas idênticas e misturados manualmente com grau e espátula até a total homogeneização e vertido na matriz de alumínio (Figura 3). Ocorrida a polimerização da resina, a matriz de alumínio foi desmontada, o bloco de poliuretano destacado e as superfícies deste trabalhadas com lixas d'água com granulação de 220 a 600, visando obter superfícies planas e livres de irregularidades.



Figura 2 – Matriz de alumínio montada para a confecção do bloco de poliuretano.



Figura 3 – Poliuretano vertido na matriz de alumínio.

#### 4.1.2. Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos

Uma matriz metálica em alumínio foi idealizada por Nishioka em 2006 para posicionar os implantes no bloco de poliuretano,

simulando uma situação clínica de posicionamento linear de três implantes. A matriz é composta por três componentes:

- *Componente 1:* é uma base retangular possuindo 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 5 mm de espessura. Possui na parte central três cilindros eqüidistantes a 3 mm. Cada cilindro possui 4 mm de altura x 4 mm de diâmetro. Três milímetros a partir da convexidade dos cilindros laterais existem três marcações verticais bilaterais em baixo relevo. Margeando os cilindros existem 5 marcações horizontais bilaterais. A distância entre cada marcação é de 1 mm. Existem quatro perfurações centralizadas, bilaterais e diametralmente localizadas possuindo 2 mm de diâmetro e que permitem rosquear parafusos específicos para promover uma união com os demais componentes da matriz (figura 4);
- *Componente 2:* é o limitador do enceramento, caracterizado por possuir uma estrutura retangular com 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 4 mm de espessura, possuindo como detalhe uma abertura central que é limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. É fixada à base por dois parafusos verticais (figura 5);
- *Componente 3:* representa o index de perfuração, com um formato retangular com 75 mm de comprimento x 10 mm de largura x 3 mm de espessura. Desta maneira é diferenciado dos outros componentes por conter três orifícios centrais com 4 mm de diâmetro e que coincidem com a localização dos cilindros posicionados na base (componente 1). Este componente é posicionado e parafusado no bloco de poliuretano para realizar as perfurações dos implantes. Em cada extremidade horizontal existe uma perfuração transversal, que possui como objetivo a fixação do conjunto (figura 6).



Figura 4 – Componente 1: base retangular caracterizada pela disposição linear dos cilindros.



Figura 5 – Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central (limitador do enceramento).

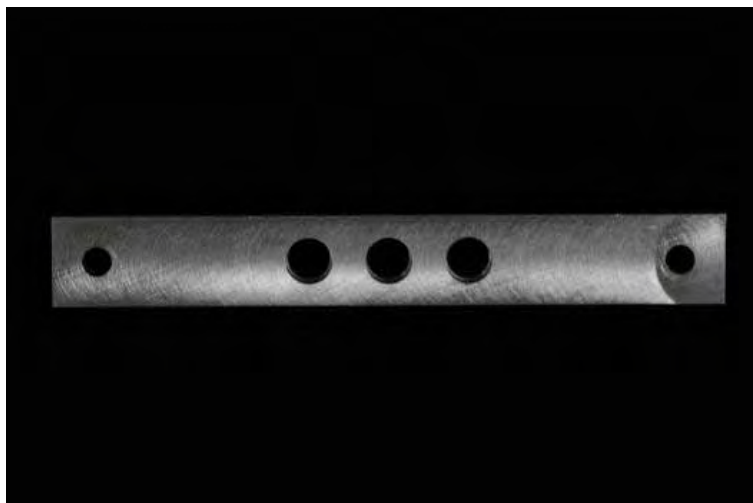


Figura 6 – Componente 3: estrutura caracterizada por apresentar orifícios coincidentes com os cilindros da base ou componente 1.

A sobreposição dos três componentes constitui o conjunto da matriz (Figura 7).



Figura 7 – Matriz composta após a sobreposição dos três componentes.

A distância e os locais para inserção das três fixações do tipo cone morse (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil) no bloco de poliuretano foi padronizada a partir da fixação do componente 3 no bloco (Figura 8). Para a realização das perfurações foi utilizado um conjunto de fresas: ponta de lança e helicoidais de 2, 3 e 3,15 mm de



diâmetro (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo – Brasil, códigos 934000; 933200; 933300; 933315, respectivamente), com velocidade média de 1800 rotações por minuto acopladas ao contra-ângulo (Koncept, Kavo Ind.Com Ltda, Brasil. FAPESP proc: 08/53507-0-) com redução 20:1, conectado ao motor elétrico (MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil. FAPESP proc: 08/53507-0). A velocidade média para inserção dos implantes foi de 14 rotações por minuto e ajustado para torque de 40 Ncm, sendo que a finalização da inserção do implante foi manual com auxílio da chave catraca cirúrgica. Adaptadores identificados por cores e padronizados em relação ao diâmetro compatível com o das fresas permitiram realizar as perfurações com a mesma axialidade.



Figura 8 – Componente 3 conectado à superfície do bloco de poliuretano com as perfurações realizadas.

Sobre a plataforma de assentamento dos implantes foi instalado o pilar protético microunit (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil), padronizados com cinta metálica de 3 mm, parafusado com torque de 20Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil) (Figura 9).



Figura 9 – Pilares microunit conectados nas fixações.

## 4.2. Obtenção dos corpos de prova

### 4.2.1. Enceramento da estrutura metálica

Para obtenção das padronizações do enceramento da supra-estrutura (Figura 10) foi utilizada a base (componente 1) com a sobreposição do componente 2, que quando fixado pelos parafusos verticais determinou um compartimento retangular que permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova com as mesmas dimensões. Esse enceramento obtido foi recortado ao nível da terceira linha horizontal bilateral.



Figura 10 – Aspecto final do enceramento.

Coifas plásticas e usinadas (Figuras 11 e 12) foram parafusadas com parafusos de retenção de prótese (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil) nos pilares microunit, utilizando uma chave hexagonal de 1,17 mm (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo - Brasil). Previamente à adaptação das padronizações do enceramento, as coifas foram reduzidas com auxílio do disco de carborundum (Dentrium, New York - USA) a uma altura de 10 mm a fim de facilitar e nivelar a inserção do enceramento (Figuras 13 e 14). Para promover o selamento da periferia de todas as coifas foi utilizado o instrumental aquecido do tipo gotejador (Conjunto para enceramento do tipo PK Thomas: SS White - Brasil). A amostra foi constituída por cinco enceramentos para a coifa plástica (n=5) e cinco para a coifa usinada (n=5).



Figura 11 – Coifas usinadas (esquerda) e coifas plásticas (direita).



Figura 12 – Adaptação do enceramento sobre as coifas usinadas mostrando a marcação para o posterior corte.



Figura 13 – Coifas usinadas cortados para adaptação e posterior união ao enceramento.



Figura 14 – Coifas usinadas adaptadas e unidas ao enceramento.

#### 4.2.2. Inclusão e fundição do padrão de cera

Os padrões de cera foram unidos a um conduto de alimentação fixado na base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo - Brasil) e recebeu aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo - Brasil). Em seguida, o conjunto foi incluído em anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo - Brasil) com capacidade máxima de 180 g. Foi utilizado jato de ar comprimido para a secagem do conjunto.

O revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha) foi vertido nos anéis de silicone, conforme as recomendações do fabricante. Para cada anel foi adaptado apenas um único conjunto de três fixações. Após 20 minutos, observou-se a cristalização do revestimento e os enceramentos foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado a um forno (EDG 1800 EDG-Brasil) para aquecimento, seguido da volatilização da cera e do plástico.

A fundição foi realizada com a liga de Cr-Co (Wirobond SG Bremen - Alemanha), com auxílio da mistura gás acetileno e a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma centrífuga convencional. O resfriamento dos blocos das fundições ocorreu sobre a mesa de trabalho até atingir a temperatura ambiente.

#### 4.2.3. Acabamento da estrutura metálica



Figura 15 – Remoção parcial do revestimento.

Após o resfriamento, os canais de alimentação foram removidos com auxílio de discos de carborundum, com espessura de 0,5 mm (Dentorium – New York, USA). O revestimento foi removido parcialmente com martelo pneumático (Figura 15). A usinagem foi realizada com pedras de óxido de alumínio e o procedimento final foi realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50  $\mu\text{m}$  (Easyblast – Bego – Bremen, Alemanha) (Figura 16).

As estruturas foram adaptadas, individualmente, no bloco de poliuretano, onde se aferiu a estabilidade do conjunto, em realização do aperto dos parafusos (Figura 17). A presença de indícios de instabilidade determinou a exclusão da estrutura.



Figura 16 – Aspecto final do corpo de prova.

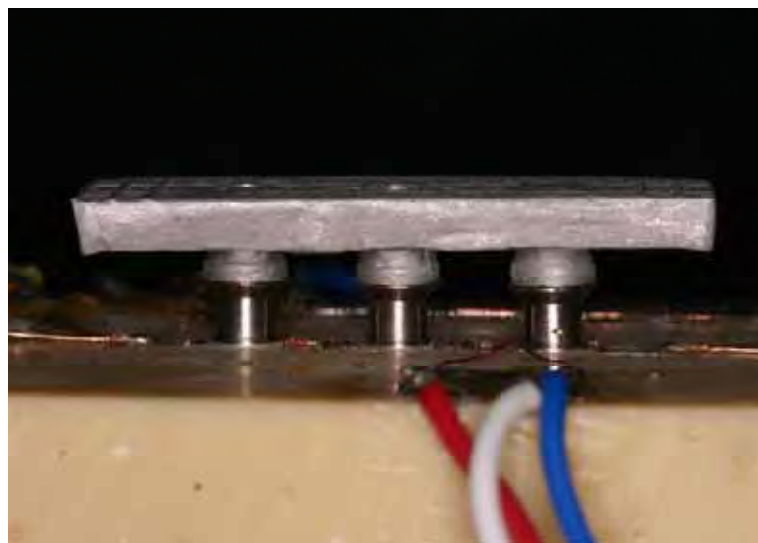


Figura 17 – Visualização da estrutura metálica adaptada adequadamente sobre os pilares protéticos.

#### 4.3. Extensometria

Quatro extensômetros lineares elétricos (Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd – Tokyo - Japan) foram colados com adesivo

cianoacrilato (Super Bonder, São Paulo - Brasil) na superfície superior do bloco de poliuretano, tangenciando os pilares protéticos. Previamente à colagem dos strain gauges, a superfície do bloco foi limpa com álcool isopropílico. Após a colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro,  $120\Omega$ , utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo - Brasil). Na superfície superior do bloco de poliuretano foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas.

Por meio de cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm – Multicabo – São Paulo, Brasil), os extensômetros lineares elétricos foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (ADS 2000IP – LYnx – São Paulo, Brasil), formando uma ligação chamada de  $\frac{1}{4}$  de ponte de *wheatstone* de  $120\Omega$ , que é um circuito elétrico apropriado para detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação (figura 18).

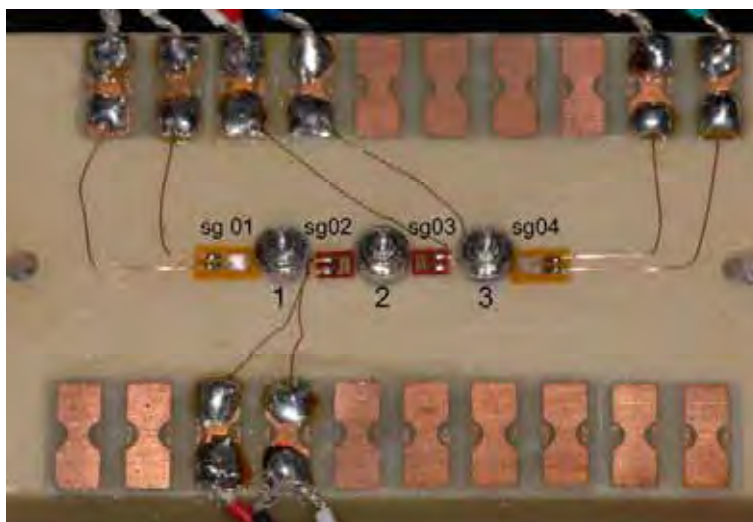


Figura 18 – Visualização dos extensômetros e das placas terminais.

Essas variações de resistência elétrica foram transformadas para unidades de microdeformação através de um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner – System 5000 - Instruments



Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA, FAPESP proc: 07/53293-4) além deste ser também responsável pelo registro das informações. O software *strain-smart* instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256MB de memória RAM permitiu a gravação dos dados.

Os extensômetros foram conectados ao aparelho de aquisição de dados por meio de cabos elétricos, onde estes são encaixados em canais. Cada extensômetro correspondia a um canal do aparelho, de modo que:

- Canal 1 (C1) – esquerda do implante 1
- Canal 2 (C2) – esquerda do implante 2
- Canal 3 (C3) – direita do implante 2
- Canal 4 (C4) – direita do implante 3

O grau de deformação em cada extensômetro foi mensurado em microdeformação ( $\mu\epsilon$ ).

Para mensurar as medidas de microdeformação, as supra-estruturas fundidas foram posicionadas individualmente sobre os pilares protéticos do bloco experimental e os parafusos de encaixe hexagonal (157004 – Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) foram apertados inicialmente com chave manual (60600 – Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) até que se encontrasse uma resistência. O aperto foi então concluído com a utilização do torquímetro mecânico (chave catraca 400000 – Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) com torque de 10Ncm.

A seqüência de aperto de parafusos foi padronizada do centro para as margens da peça, iniciando pelo implante central 2, seguido dos implantes laterais 1 e 3 (Millington; Leung, 1995; Uludamar; Leung, 1996).

#### **4.4. Aplicação do carregamento**

Um dispositivo de aplicação de carga idealizado por Vasconcellos; Nishioka, 2008 (FAPESP proc: 08/53509-0) foi conectado ao aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner – System 5000 - North Carolina – USA) para que a carga fosse aplicada.

Deste modo, o modelo experimental foi instalado no aparelho de aplicação de cargas (Figuras 19 e 20) com a supra-estrutura em posição, onde foram aplicadas cargas axiais de 30 Kg (Mericske-Stern et al, 1995) durante 10 segundos no centro de cada implante e no ponto médio entre eles, totalizando cinco pontos de aplicação de cargas. Os referidos pontos foram designados como: A (centro do parafuso de retenção do implante 1), B (ponto médio entre os orifícios dos parafusos dos implantes 1 e 2), C (centro do parafuso de retenção do implante 2), D (ponto médio entre os orifícios dos parafusos dos implantes 2 e 3) e E (centro do parafuso de retenção do implante 3) (Figura 21). A medida dos pontos centrais (B e D) entre dois implantes foi aferida por meio de uma régua. As microdeformações determinadas nos cinco pontos foram registradas pelos quatro extensômetros e o mesmo procedimento foi realizado para todas as supra-estruturas repetindo três carregamentos por ponto de aplicação de carga.

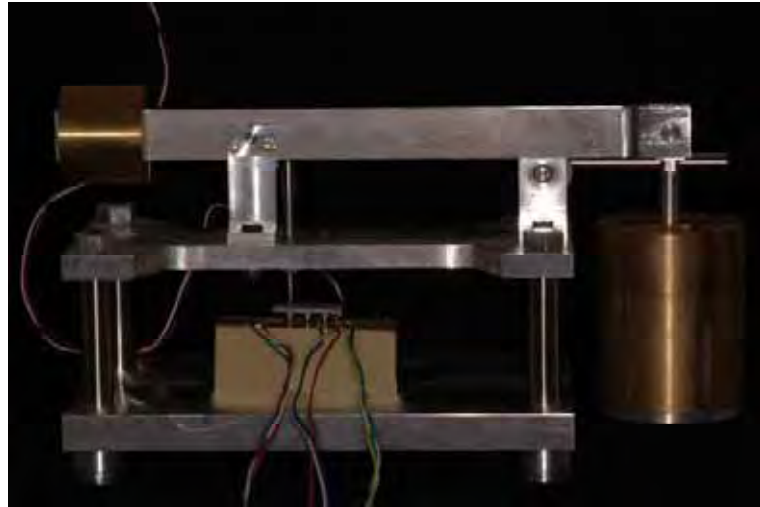


Figura 19 - Corpo de prova durante a aplicação de carga axial, sobre o ponto de aplicação de carga A.



Figura 20 – Detalhe do carregamento axial, sobre o ponto A de aplicação de carga.

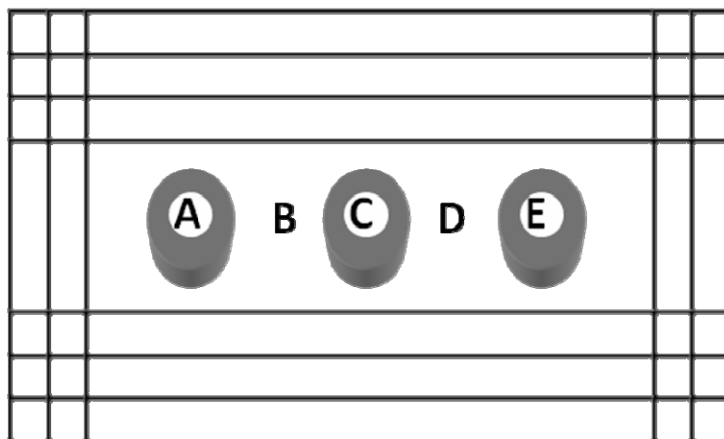


Figura 21- Pontos de aplicação de cargas axiais (A, B, C, D e E)

#### 4.5. Delineamento Experimental

Os fatores de estudo foram o local de aplicação de carga (A, B, C, D e E) e o tipo de coifa utilizado (plástica ou usinada), seguindo um esquema fatorial de 5 x 2. (Quadro 2).

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica fundida em liga de cobalto-cromo, com capacidade para fixar três coifas de plástico ou três coifas usinadas. Essa estrutura metálica foi denominada corpo-de-prova.

Assim, os dados obtidos na extensometria foram submetidos à análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) de dois fatores (coifa e ponto de aplicação). Após o teste ANOVA, aplicou-se o teste de comparação múltipla de Tukey para os fatores que mostraram diferença estatisticamente significativa, adotando-se nível de significância de 5%.

Quadro 2 – Distribuição dos corpos de prova baseado no tipo de coifa e ponto de aplicação de carga.

	<b>Coifa</b>	<b>Ponto de aplicação de Carga</b>
<b>SUPRA-ESTRUTURAS FUNDIDAS EM MONOBLOCO</b>	Plástica (n=5)	A B C D E
	Usinada (n=5)	A B C D E

As análises estatísticas foram realizadas por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 4.0, 2003); MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004); STATISTIX (Analytical Software INC., version 9.0, 2008).

## **5 RESULTADOS**

Os dados obtidos em microdeformação por meio da extensometria foram utilizados na análise estatística para comparar a magnitude de microdeformação mensurada com o tipo de coifa e os pontos de aplicação da carga.

Os valores registrados em cada extensômetro para coifas plásticas e usinadas em cada ponto de aplicação de carga estão demonstrados nas tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para coifa plástica em cada extensômetro.

Ponto de aplicação	Coifa Plástica	n*	Média	Desvio Padrão	Coef. de variação**
A	SG 01	5	318.0	$\pm 108.1$	34.01
	SG 02	5	482.0	$\pm 302$	62.77
	SG 03	5	404.1	$\pm 151.5$	37.50
	SG 04	5	88.9	$\pm 80.9$	91.07
B	SG 01	5	309.0	$\pm 40.6$	13.15
	SG 02	5	654	$\pm 252$	38.59
	SG 03	5	331.2	$\pm 72.4$	21.84
	SG 04	5	304.2	$\pm 186.0$	61.14
C	SG 01	5	58.56	$\pm 9.21$	15.73
	SG 02	5	421.2	$\pm 107.5$	25.53
	SG 03	5	80.3	$\pm 83.1$	103.58
	SG 04	5	559.6	$\pm 222.8$	39.81
D	SG 01	5	168.1	$\pm 85.0$	50.56
	SG 02	5	144.5	$\pm 47.3$	32.74
	SG 03	5	275.0	$\pm 166.2$	60.42
	SG 04	5	848	$\pm 232$	27.34
E	SG 01	5	216.2	$\pm 80.4$	37.18
	SG 02	5	75.5	$\pm 44.6$	59.13
	SG 03	5	228.3	$\pm 165.4$	72.44
	SG 04	5	959	$\pm 233$	24.27

\* número de corpos de prova

\*\* coeficiente de variação

Tabela 2 – Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para coifa usinada em cada extensômetro.

Ponto de aplicação	Coifa usinada	n*	Média	Desvio Padrão	Coef. de variação**
A	SG 01	5	414.3	$\pm 175.4$	42.33
	SG 02	5	647	$\pm 282$	43.59
	SG 03	5	539	$\pm 283$	52.50
	SG 04	5	317.4	$\pm 126.2$	39.77
B	SG 01	5	389.3	$\pm 194.8$	50.04
	SG 02	5	630	$\pm 224$	35.50
	SG 03	5	211.0	$\pm 100.4$	47.59
	SG 04	5	387	$\pm 265$	68.42
C	SG 01	5	227.9	$\pm 176.9$	77.62
	SG 02	5	414.5	$\pm 104.8$	25.28
	SG 03	5	100.3	$\pm 81.5$	81.21
	SG 04	5	603	$\pm 283$	46.90
D	SG 01	5	90.0	$\pm 31.0$	34.45
	SG 02	5	177.5	$\pm 167.7$	94.48
	SG 03	5	296.3	$\pm 150.9$	50.92
	SG 04	5	734	$\pm 342$	46.55
E	SG 01	5	224.0	$\pm 70.3$	31.40
	SG 02	5	174.4	$\pm 143.6$	82.36
	SG 03	5	297.6	$\pm 169.3$	56.87
	SG 04	5	948.5	$\pm 196.1$	20.67

\* número de corpos de prova

\*\* coeficiente de variação



A estatística descritiva para a variável coifa está representada na tabelas 3.

Tabela 3 - Dados de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) referentes à variável coifa, obtidos a partir dos quatros extensômetros.

Coifa	n*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
Plástica	25	346.3	$\pm 94.3$	27.24
Usinada	25	391.2	$\pm 100.6$	25.70

\* pontos de aplicação x número de corpos de prova

As médias de microdeformação para fator interação entre coifa e ponto de aplicação estão representadas nas tabelas 4 e 5 e demonstradas na figura 22.

Tabela 4 - Dados de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) referentes a interação coifa plástica e ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros.

Ponto de aplicação	n*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
A	5	323.2	$\pm 131.7$	40.75
B	5	399.6	$\pm 122.8$	30.72
C	5	279.9	$\pm 66.5$	23.75
D	5	359.0	$\pm 53.3$	14.86
E	5	369.7	$\pm 55.5$	15.01

\* número de corpos de prova

Tabela 5 - Dados de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) referentes a interação coifa usinada e ponto de aplicação de carga, obtidas a partir dos quatros extensômetros.

Ponto de aplicação	n*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
A	5	479.3	$\pm 141.2$	29.46
B	5	404.5	$\pm 109.5$	27.08
C	5	336.5	$\pm 66.9$	19.89
D	5	324.6	$\pm 40.6$	12.50
E	5	411.1	$\pm 53.9$	13.11

\* número de corpos de prova

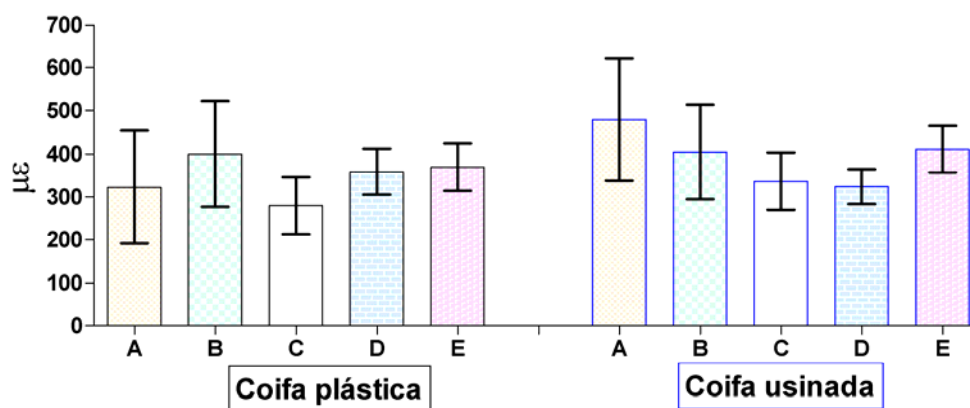


Figura 22- Gráfico de médias e desvio padrão de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) para coifas plásticas e usinadas em cada ponto de aplicação de carga.

Os dados obtidos em microdeformação para as variáveis coifa e ponto de aplicação foram submetidos ao teste estatístico ANOVA de medidas repetidas e os resultados estão apresentados na tabela 6 e figura 23.

Tabela 6 - Resultados do teste ANOVA de medidas repetidas.

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Coifa	1	25222	25222.2	1.22	0.3014
Resíduo I	8	165304	20663.0		
Ponto de aplicação (PA)	4	<b>70280</b>	<b>17570.0</b>	<b>3.32</b>	<b>0.0222*</b>
Interação (cilindro/ PA)	4	51013	12753.1	2.41	0.0699
Resíduo II	32	169575	5299.2		
Total	49	481394			

\*p&lt;0,05.

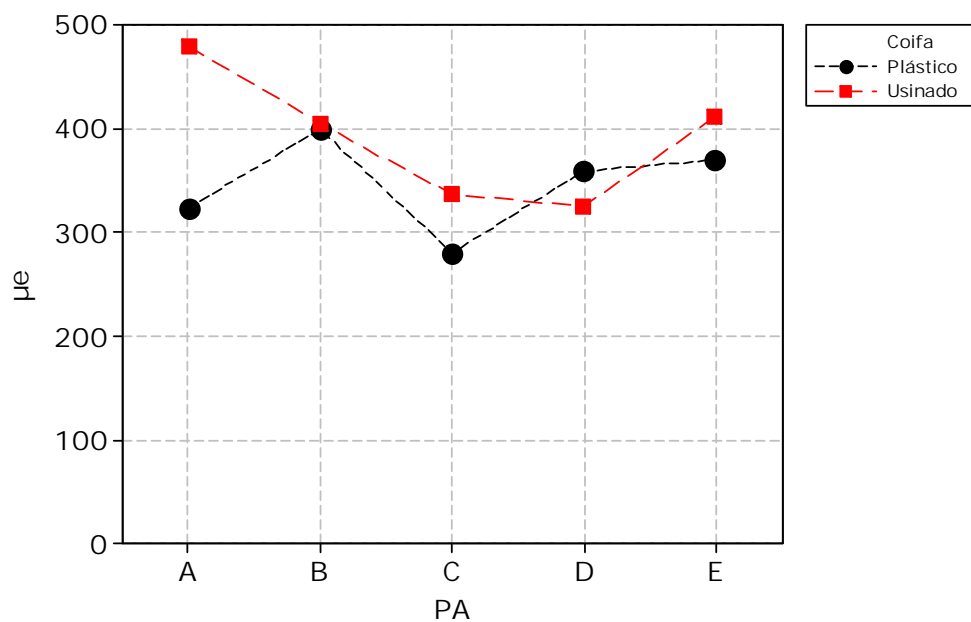


Figura 23 – Resultado do teste ANOVA, efeito interação.

Por meio do teste ANOVA foi observado na tabela 6 que o efeito ponto de aplicação de carga foi estatisticamente significativo ( $p=0,0222$ ). Em seguida, aplicou-se o teste de comparação múltipla de Tukey, sendo os dados representados na tabela 7.

Tabela 7 - Teste de Tukey para as médias de microdeformação nas cinco condições experimentais (ponto de aplicação de carga).

Ponto de aplicação	Média	Grupos Homogêneos
B	402.04	A
A	401.21	A
E	390.44	AB
D	341.76	AB
C	308.19	B

\* médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

## 6 DISCUSSÃO

Desde o início da osseointegração implantes dentais têm sido extensivamente usados para a reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos (Branemark et al., 1969), demonstrando o sucesso da implantodontia como tratamento protético restaurador (Smedberg et al., 1996). Apesar disso, falhas de implantes foram observadas após a entrega da prótese e relatadas principalmente para complicações biomecânicas (Taylor et al., 2000).

A sobrecarga oclusal tem sido identificada como a causa primária da perda óssea peri-implantar, perda de implantes e da própria prótese implanto-suportada (Hekimoglu et al., 2004; Adell et al., 1981; Naert et al., 1992; Isidor, 1996; Zarb; Schmitt, 1990). Diante disso, diversas técnicas têm sido utilizadas para avaliar cargas biomecânicas sobre os implantes como, análise fotoelástica (Assif et al., 1996; Cehreli et al., 2004; Clelland et al., 1993), análise bi- (Barbier et al., 1998) e tri-dimensional (Kitamura et al., 2005; Sevimay et al., 2005) de elementos finitos e a extensometria (Assif et al., 1996; Cehreli et al., 2004; Clelland et al., 1993; Nishioka, 2006; Vasconcellos, 2005; Vasconcellos, 2008; Kojima, 2008).

A análise fotoelástica foi uma das primeiras técnicas utilizadas para se avaliar as tensões em estruturas mecânicas complexas. Neste processo, observam-se por meio de franjas de diferentes colorações a localização das tensões dentro de um modelo experimental (Clelland et al., 1993; Rubo; Souza, 2001). A quantidade total de franjas isocromáticas é diretamente proporcional ao estresse encontrado no modelo de resina fotoelástica (Clelland et al., 1993). No entanto, modelos

mais complexos com diferenças de densidade na estrutura da resina fotoelástica ou em outros elementos do modelo são difíceis de obter (Rubo; Souza, 2001).

O método de elementos finitos é uma técnica de simulação numérica através da reprodução em desenho do objeto a ser analisado, calculando a distribuição e concentração de estresse e deformações nos componentes do sistema, através de uma análise bi- ou tri-dimensional computadorizada (Spiekermann et al., 1995). Para este tipo de análise é comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos. Este fato pode influenciar significativamente os resultados, uma vez que o osso não é um substrato homogêneo, apresentando propriedades físicas anisotrópicas (Vasconcellos, 2005).

Diferentes métodos de inspeção para medidas de tensões têm sido explorados e desenvolvidos, mas nenhum outro dispositivo tem uma utilização mais ampla que os extensômetros com relação à sua aplicabilidade.

Os extensômetros utilizados na implantodontia são baseados no uso da resistência elétrica e associação de equipamentos, promovendo tanto *in vivo* (Duyck et al., 2000; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006) quanto *in vitro* (Assif et al., 1996; Çehreli et al., 2004; Clelland et al., 1993; Karl et al., 2006) medidas de deformações induzidas sob cargas estáticas e dinâmicas. Sob uma força aplicada, o *strain gauge* mensura a média da mudança dimensional (Assif et al., 1996; Glantz et al., 1993; Cehreli et al., 2002). Circuitos elétricos especiais são empregados para mensurar a microdeformação com extensômetros montados em corpos de prova. Esse circuito é chamado de *Ponte de Wheatstone*. A função de um circuito de ponte é de converter uma mudança na resistência em uma voltagem elétrica, podendo ser mensuradas com grande precisão no local onde o extensômetro está posicionado (Clelland et al., 1993; Kim et al., 1999). A aplicação da

análise pelo método tri-dimensional de elemento finito e análise de extensometria *in vitro* e *in vivo* tem fornecido compatibilidade mútua e concordância entre os resultados obtidos (Baiaomonte, et al., 1996; Keyak et al., 1993). Porém, nesses estudos, *strain gauges* foram unidos nas superfícies de estruturas sólidas, e modelo de elemento finito detalhado não foi incluído. Assim, pode ser estimado que comparação de deformação de ambas as técnicas pode fornecer concordância. Estudos *in vitro* demonstraram que houve similaridade também entre os resultados obtidos na análise fotoelástica e na extensometria (Çehreli et al., 2004; Clelland et al., 1993), porém o último forneceu resultados mais quantitativos.

Os extensômetros, por sua vez, medem a deformação (  $\epsilon$  ) representada pela relação da quantidade de alongamento ou encurtamento sobre o comprimento original do material tracionado ou comprimido, respectivamente. Esses valores, por sua vez, são extremamente pequenos e expressos em microdeformação ( $\mu$  ) (Vasconcellos, 2005; Vasconcellos, 2008).

A qualidade óssea é um dos fatores que influencia no resultado do tratamento com implantes. O osso que os circunda não constitui um substrato homogêneo, de modo que suas propriedades físicas variam conforme a idade, estado funcional e fatores sistêmicos do paciente (Sahin et al., 2002). Diante disso, estudos *in vitro* têm empregado materiais considerados homogêneos e isotrópicos (Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2004; Kim et al., 1999). Associado a esses fatores, foi utilizado neste estudo um modelo homogêneo com propriedades elásticas uniformes preconizado em estudos que visam simular o osso humano (Clelland et al., 1993; Kim et al., 1999; Heckmann et al., 2004; Vasconcellos, 2005; Nishioka, 2006). Para isso, foi utilizado um bloco à base de poliuretano que possui módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5Gpa) (Wiskott; Belser, 1999).

Muitos estudos de extensometria utilizaram dispositivos especiais para aplicação de carga sobre implantes (Assif et al., 1996; Çehreli; Iplikçioğlu; 2002; Vasconcellos, 2008; Kojima, 2008), porém outros aplicam por meio de máquinas de ensaio universal (Kim et al., 1999; Seong et al., 2000). O dispositivo de aplicação de carga (DAC) empregado no presente estudo apresentou compatibilidade de resultados quando comparado à máquina de ensaios universal (EMIC) por meio do trabalho realizado por Vasconcellos e Nishioka em 2008. A leitura da deformação realizada com o DAC era feita por apenas um computador o que tornava os ensaios mais simples e rápidos, enquanto que aquela realizada através da EMIC era feita nos dois computadores dos dois aparelhos, máquina de ensaio universal e máquina de extensometria, sendo necessário mais tempo e atenção do operador. Diante disso, o DAC foi o aparelho de escolha para aplicação de cargas axiais no presente estudo. A quantidade de carga empregada neste experimento, 30kg ( $\pm 294\text{N}$ ), baseou-se no estudo de Merick-Stern et al. em 1995 que investigaram a força oclusal em pacientes portadores de prótese parcial fixa sobre implante e encontraram o valor médio de 30,6Kg (300N) para a máxima força na região de segundos molares.

O posicionamento dos extensômetros na superfície do bloco de poliuretano adjacente à região cervical do implante é justificado por esta ser a região onde ocorrem maiores concentrações de estresse após aplicação de carga (Çehreli et al., 2004; Kim et al., 2005). Outros estudos optam pela colagem dos extensômetros sobre implantes (Akça et al., 2002) e sobre estruturas metálicas da prótese (Heckmann et al., 2006), porém a colagem sobre a superfície torna o procedimento mais simples.

A metodologia empregada nesse estudo visou eliminar etapas que promoveriam alterações dimensionais, como resultantes da moldagem de transferência dos implantes e obtenção do modelo de gesso. As coifas, plásticas e usinadas, foram adaptadas diretamente aos



implantes e unidas aos enceramentos padronizados. Esse método empregado foi semelhante ao utilizado nos trabalhos de Nishioka, 2006, Vasconcellos, 2008 e Kojima, 2008, baseando-se no estudo de Heckmann et al., 2004 que registraram que estruturas metálicas fabricadas sobre o modelo de gesso produziram maiores deformações ao serem comparadas àquelas realizadas sem os procedimentos de moldagem.

A comparação entre os tipos de coifas utilizadas, plástica ou usinada, não demonstrou diferença estatisticamente significativa, apresentando concordância com os estudos realizados por Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2005, Nishioka, 2006, Vasconcellos, 2008 e Kojima, 2008. Porém, o estudo realizado por Nishioka, 2006 verificou a microdeformação sem aplicação de carga, enquanto Vasconcellos, 2008 utilizou aplicação de carga, porém com próteses parciais fixas sobre implantes de conexão hexágono interno, ao passo em que Kojima, 2008 sobre implantes de hexágono externo. Os resultados obtidos no presente estudo de acordo com a tabela 3 demonstraram que a média de microdeformação após aplicação de carga foi de 346,3  $\mu\epsilon$  para as coifas plásticas e 391,2  $\mu\epsilon$  para as coifas usinadas, sugerindo que o tipo de coifa, plástica ou usinada, não apresentou influência no grau de microdeformação após aplicação de carga axial sobre uma prótese fixa implanto-suportada.

Ao se analisar as médias de microdeformação referentes à interação cilindro e ponto de aplicação de carga observadas nas tabelas 4 e 5 e figura 22, verificou-se que para todos os pontos de aplicação de carga, os cilindros apresentaram um mesmo padrão de microdeformação, não demonstrando diferença estatisticamente significativa. Esses resultados vão de acordo com estudos prévios de extensometria (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2005; Vasconcellos, 2008), onde próteses parciais fixas implanto-suportadas, confeccionadas a partir de cilindros plásticos e usinados produziram a

mesma magnitude de microdeformação durante o aperto dos parafusos de retenção, antes da aplicação de cerâmica (Heckmann et al, 2004; Heckmann et al, 2006; Nishioka, 2006).

Baseado no equilíbrio fisiológico, estudos clínicos e laboratoriais indicaram que é necessária uma estimulação mecânica permanente (Frost, 1994). Intensidades de deformações acima de  $100\mu\epsilon$  são necessárias para evitar reabsorções ósseas. Porém, os valores de estimulação não devem ultrapassar o limiar fisiológico de  $4000\mu\epsilon$  (Frost, 1994; Wiskott; Belser, 1999).

O controle prudente da carga biomecânica nos implantes dentais é imperativo para permitir o sucesso em longo prazo (Çehreli et al., 2002), pois sobrecarga oclusal pode gerar reabsorção óssea em torno do colar do implante e redução da porcentagem de tecido ósseo mineralizado (Hoshaw, 1994).

A razão da fundição da estrutura em monobloco está baseada no estudo de Watanabe et al., 2003 que verificaram que as fundições em monobloco não diferiram daquelas realizadas em segmentos e soldadas posteriormente com relação a distribuição das tensões em próteses sobre implantes parafusadas. A estrutura do presente estudo foi confeccionada de forma plana devido à necessidade de se avaliar cargas axiais, pois a inclinação de cúspides geraria uma força horizontal e a magnitude do carregamento axial seria alterada (Cehreli et al., 2002).

De acordo com os resultados obtidos nas tabelas 1 e 2 observou-se que o local de aplicação de carga afetou quantitativamente as tensões. Os valores gerados pelas amostras quando da realização do carregamento nos pontos A, B, D e E, os quais se encontram sobre e próximos aos implantes das extremidades, demonstraram que, as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros mais próximos ao ponto de aplicação de carga. Esses achados foram de acordo com os resultados de Vasconcellos, 2008 e Kojima, 2008. Enquanto na realização

do carregamento sobre o ponto de aplicação C, que se posiciona sobre o implante central, as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros simétricos (SG1 e SG3/ SG2 e SG4), demonstrando uma melhor distribuição da carga aplicada. Diante disso, fica sugerido que tensões geradas por contatos oclusais sobre o implante central de uma prótese parcial fixa parafusada sobre três implantes são distribuídas de forma simétrica promovendo uma boa dissipação da microdeformação, enquanto que as tensões geradas por contatos próximos aos implantes das extremidades ficaram concentradas nos implantes das extremidades, demonstrando que a quantidade de carga transmitida e as tensões geradas no osso são dependentes do local onde a carga é aplicada.

Verificando os valores obtidos na tabela 6 referente ao teste ANOVA, foi observado que houve diferença estatisticamente significativa ( $p=0.0222$ ) para o efeito ponto de aplicação de carga. Diante disso, o teste de comparação múltipla de Tukey foi realizado obtendo: ponto de aplicação B 402,04 $\mu\epsilon$ , ponto A 401,21 $\mu\epsilon$ , ponto E 390,44 $\mu\epsilon$ , ponto D 341,76 $\mu\epsilon$  e ponto C 309,19 $\mu\epsilon$ . Por meio desses resultados, verificou-se que não houve uma distribuição homogênea da microdeformação entre todos os grupos, provavelmente devido ao fato da ausência de assentamento passivo absoluto (Huang et al., 2006; Jemt et al., 1996; Karl et al., 2005; Karl et al., 2006; Karl et al., 2008), sugerindo que a avaliação clínica para verificação do assentamento passivo permitiu pequenas distorções não percebidas pelo método visual (Kan et al., 1999). A fundição da estrutura metálica é uma etapa determinante na influência da passividade determinando um assentamento não homogêneo da estrutura, pois o assentamento obtido no implante 2 pode ter sido diferente daquele alcançado no implante 1 bem como daquele visto no implante 3, justificando, com isso, a geração de tensões e produzindo uma distribuição de microdeformação diferente para os vários pontos de aplicação de carga.

A razão para os parâmetros dessa investigação considerando o tipo de cilindro e local de aplicação de carga é baseada na idéia da escolha da melhor opção quando da realização de um tratamento com prótese parcial fixa de três elementos sobre implantes para permitir o sucesso clínico em longo prazo. De acordo com a literatura relevante, a determinação da melhor opção ainda permanece como uma questão vital por meio de estudos clínicos retrospectivos e prospectivos suportados por estudos biomecânicos *in vivo* e *in vitro*.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com as limitações desse estudo, podemos concluir que:

1. O tipo de coifa utilizado, plástica ou usinada, não interferiu no nível de microdeformação no momento da aplicação da carga axial;
2. O local de aplicação de carga axial influenciou o grau de microdeformação;
3. Cargas axiais aplicadas em diferentes pontos de aplicação produziram uma magnitude de microdeformação óssea dentro do limiar fisiológico.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark 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.

Akça K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008 Aug;28(4):391-9.

Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter Morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2003;14(4): 444-54.

Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-21.

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

Alkan I, Sertgöz A, Bülent E. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004; 91:319-25.

---

\*Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements of Manuscripts. Submitted to Biomedical Journals: Sample References [Homepage na internet]. Bethesda: US NLM: c2003 [disponibilidade em 2008 ago: citado em 25 ago]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/uniform_requirements.html)

Andersson B, Odman P, Carlsson L, Branemark PI. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7:105-11.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *Journal of Prosthet Dent*. 1996;75:285-91.

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

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil*. 1998 Nov;25(11):847-58.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principals. *Journal of Oral Implantol*. 1992;23:264-74.

Binon P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*. 1995;8(2):162-78.

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1987.129p.

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Olsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.

Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants: a measurement system and biomechanical considerations. *J Prosthet Dent*. 1984;51(1):82-90.

Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage ITI Implants: 3-year results of a longitudinal study with hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):405-12.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;1(5):589-98.

Çehreli M C, Iplikçioğlu H, Bilir Ö G. The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. *J Rehabil.* 2002;29(4):394-400.

Çehreli 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.

Çehreli MC, Iplikçioğlu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002;11:286-92.

Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2004;15(4):481-89.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(5):541-8.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Stolen J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11(5):465-75.



Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Stolen J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil.* 2001(3);28:226-33.

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

Frost H M. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994; 64(3):175-88.

Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stanford GD, Arnvidarson B, Randow K. et al. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993 4(2):99-105.

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.

Heckmann SM, Karl M, Winter W, Graef F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite elements analysis based on *in vitro* and *in vivo* strain measurements. *Clin Oral Implants Res* 2006 Jun;17(3):345-50.

Hekimoglu C, Anil N, Cehreli M. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(5):441-6.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1994;9:345-60.

Huang HL, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *J Oral Rehabil.* 2006 Jul;33(7):501-8.

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Implants Res.* 1996;8(1):1-9.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):620-5.

Kan JYK, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical Methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81(1):7-13.

Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4):337-43.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Heckmann S. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent.* 2005;93(4):324-30.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006;15(1):20-4.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent* 2005;14(2):157-65.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor T, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont.* 2008;17(1):3-8.

Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, Skinner HB. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modeling of bone. *J Biomed Eng.* 1993;15:505-9.

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

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

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16(1):26-35.

Kitamura E, Stegariou R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004. Aug;15(4):401-12.

Kitamura E, Stegariou R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2005 Apr;32(4):279-86.

Kojima AN. Extensometria: avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada (offset), sob carregamento axial [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

Lin CL, Kuo YC, Lin TS. Effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-D non-linear finite element analysis. *Biomed Eng Appl Basis Comm,* 2005 Feb;17:44-49.

May KB, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997. 77(5):497-502.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Ing WB. Oclusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):345-54.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1. Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont*. 1995;8(6):511-6.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. *J Prosthetic Dent*. 1992. Dec;68(6):949-56.

Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de hexágono externo, interno e cone Morse na configuração linear e compensada (offset). [Livre Docência] São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista – UNESP; 2006.

Patterson E A, Burguete RL, Thoi MH, Jonhs R B. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):552-60.

Petrie CS, Willians JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length and taper on strains in the alveolar crest: a three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005 Aug;16(4):486-94.

Portela A, Silva A. Mecânica dos materiais. In: Extensometria. Lisboa: Ed Plátano; 1996. Cap.14.p.61-5.

Rangert B, Sullivan R. Biomechanical principals. Preventing overload induced by bending. *Nobelpharma News*. 1993;7:4-5.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):360-70.

Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13(2):232-44.

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*. 1989 61(5):602-609.

Roberts WE. Fundamental principles of bone physiology, metabolism and loading. In: Naert I, van Steenberghe D, Worthington P, editors. *Osseointegration in oral rehabilitation. An introductory textbook*. London: Quintessence; 1993. p.163-4.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamentos em prótese sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru*. 2001;9(3/4):97-103.

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

Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil*. 2000;27(1):15-21.

Scacchi M. The development of the ITI Dental implant system. Part 1: a review of the literature. *Clin Oral Impl Res*. 2000; 11 Suppl: 8-21.

Seong WJ, Koriath TWP, Hodges JS. Experimentally induced abutment strains in three types of single molar restorations. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):318-26.

Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. *J Prosthet Dent.* 2005;93(3):227-34.

Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2006; 28(3):199-213.

Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1996; 7(1):55-63.

Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. *Journal of Prosthodontics* 1998; 7 (2): 114-119.

Spiekermann H, Jansen VK, Ritcher EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Mar-Apr;10(2):231-43.

Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modelling and remodeling. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):553-61.

Sutter F, Schroeder A, Buser D. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 1. Engineering and design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988;3(3):161-72.

Sutter F, Weber H P, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Period and Rest Dent.* 1993;13: 409-31.

Tada S, Stegaroui R, Kitamura E, Miyakawa O, Husakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3 dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Impants*. 2003;18(3):357-68.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant Prosthodontics: current perspective future directions. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 2000; 15(1):66-75.

Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II. Efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont*. 1996;9(1):16–20.

Vasconcellos DK. Efeito dos ciclos térmicos para aplicação de cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2005.

Vasconcellos LGO. Avaliação in vitro da influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono interno, por meio da extensometria [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista - UNESP; 2008.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. In: *Anais da 25ª Reunião Científica da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas*. Águas de Lindóia; 2008.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence implant location, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003. 91(1):31-36.

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;15(2):209-18.

Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1996 Jun;16(3):252-65.

Wiskott H W, Belser U C. Lack of integration smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10:4429-44.

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.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990; 64(2):185-94.



## APÊNDICE A

Quadro 3 - Dados originais de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cada corpo-de-prova com cilindros plásticos em cada extensômetro após três leituras. (continua)

<b>CORPO DE PROVA (CP)</b>	<b>LEITURAS</b>	<b>SG01</b>	<b>SG02</b>	<b>SG03</b>	<b>SG04</b>
CP 01 PONTO A	1	29,56	236,54	126,66	4,54
	2	28,06	197,3	123,2	24,24
	3	369,2	447,38	469,87	97,97
CP 01 PONTO B	1	333,08	618,52	319,98	25,25
	2	306,91	622,4	318,4	20,5
	3	318,06	620,57	318,98	30,8
CP 01 PONTO C	1	47,1	381,87	28,19	186,31
	2	56,63	419,67	58,36	207
	3	72,66	416,19	49,46	203,46
CP 01 PONTO D	1	220,1	174,97	257,59	450,76
	2	266,26	183,42	324,29	531,98
	3	220,64	193,86	232,34	469,41
CP 01 PONTO E	1	238,77	83,49	277,58	624,65
	2	224,74	81	236,57	599,88
	3	213,71	60,63	217,3	587,25
CP 02 PONTO A	1	261,09	686,96	345,91	22,19
	2	293,09	705,37	371,24	25,72
	3	326,05	724,74	394,04	36,31
CP 02 PONTO B	1	339,39	855,75	421,34	444,3
	2	357	807,98	389,87	428,99
	3	357,71	803,99	368,52	407,83
CP 02 PONTO C	1	55,54	479,87	88,36	701,94
	2	85,57	492,79	8,93	685,79
	3	78,57	508,68	22,33	704,39
CP 02 PONTO D	1	57,09	48,23	93,28	1075,08
	2	27,55	70,61	181,55	1044,22
	3	24,04	82,54	214,28	1017,53
CP 02 PONTO E	1	150,29	137,22	79,83	1227,54
	2	133,26	134,23	31,73	1180,69
	3	153,31	143,68	83,29	1226,93
CP 03 PONTO A	1	355,39	97,79	287,37	88,46
	2	426,1	64,03	307,63	76,83
	3	325,2	72,96	264,58	87,94
CP 03 PONTO B	1	226,8	263,06	228,9	230,89
	2	234,8	257,58	200,2	214,7
	3	263,38	232,2	205,13	216,71
CP 03 PONTO C	1	64,25	282,35	251,45	597,38
	2	44,67	273,41	221,78	578,13
	3	38,65	272,4	189,67	560,46

Quadro 3 - Dados originais de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cada corpo-de-prova com cilindros plásticos em cada extensômetro após três leituras.(conclusão)

<b>CORPO DE PROVA (CP)</b>	<b>LEITURAS</b>	<b>SG01</b>	<b>SG02</b>	<b>SG03</b>	<b>SG04</b>
CP 03 PONTO D	1	206,32	169,67	468,04	778,92
	2	191,26	174,13	413,13	764,67
	3	151,09	153,28	302,02	716,67
CP 03 PONTO E	1	114,49	73,95	314,94	816,55
	2	122,52	88,34	369,63	879,94
	3	138,58	114,14	412,95	927,18
CP 04 PONTO A	1	327,97	853,38	619,26	281,9
	2	347,79	800,7	541,21	229,59
	3	417,82	816,13	548,57	174,31
CP 04 PONTO B	1	324,25	909,67	378,3	495,06
	2	307,33	907,64	365,37	490,5
	3	333,15	894,61	380,73	498,47
CP 04 PONTO C	1	40,78	573,66	10,92	809,35
	2	48,74	543,21	6,45	771,16
	3	68,12	545,18	11,91	761
CP 04 PONTO D	1	148,22	144,93	488,43	996,54
	2	131,31	123,52	477,01	982,86
	3	141,75	129,49	467,55	999,88
CP 04 PONTO E	1	342,48	9,47	371,18	1076,44
	2	315,11	18,43	429,61	1031,51
	3	283,64	27,4	433,96	949,23
CP 05 PONTO A	1	413,43	519,14	560,54	68,51
	2	417,84	496,78	551,49	62,46
	3	430,77	506,17	550,42	51,88
CP 05 PONTO B	1	289,4	668,92	344,26	371,04
	2	309,35	682,71	353,62	346,83
	3	333,83	663,42	374,91	341,7
CP 05 PONTO C	1	45,51	372,35	106,99	555,04
	2	62,01	374,31	77,27	530,35
	3	69,51	381,75	71,82	541,92
CP 05 PONTO D	1	268,25	165,52	39,61	981,55
	2	235,73	165,99	65,84	977,89
	3	231,73	187,29	100,48	935,57
CP 05 PONTO E	1	265,82	60,43	49,47	1068,36
	2	275,32	47,54	54,9	1091,37
	3	271,31	52,5	61,33	1095,83

## APÊNDICE B

Quadro 4 - Dados originais de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cada corpo-de-prova com cilindros usinados em cada extensômetro após três leituras. (continua)

<b>CORPO DE PROVA (CP)</b>	<b>LEITURAS</b>	<b>SG01</b>	<b>SG02</b>	<b>SG03</b>	<b>SG04</b>
CP 01 PONTO A	1	472,99	481,02	882,84	524,7
	2	467,5	475,55	884,28	532,77
	3	391,98	484,97	803,14	476,33
CP 01 PONTO B	1	372,68	322,59	114,87	131,6
	2	337,71	333,03	125,22	142,18
	3	344,18	331,04	115,35	132,6
CP 01 PONTO C	1	188,36	461,12	212,37	192,6
	2	190,86	430,22	166,55	147,23
	3	191,36	406,82	176,9	166,39
CP 01 PONTO D	1	58,99	437,03	469,6	195,17
	2	42,5	417,62	377,53	187,1
	3	61	439,58	464,73	211,32
CP 01 PONTO E	1	101,02	437,07	316,48	653,38
	2	166,04	407,31	250,28	748,52
	3	156,55	360,5	242,85	670,85
CP 02 PONTO A	1	612,92	607,09	639,31	189,29
	2	609,7	570,36	685,74	223,01
	3	622,05	590,55	698,99	244,12
CP 02 PONTO B	1	675,11	473,2	86,61	96,64
	2	683,98	495,5	96,51	113,24
	3	774,66	570,75	129,16	151,49
CP 02 PONTO C	1	544,46	311,54	20,29	430,12
	2	533,51	328,86	8,91	471,33
	3	543,48	362,5	11,38	505,99
CP 02 PONTO D	1	147,31	67,32	131,11	1037,43
	2	112,87	78,21	187	1005,12
	3	78,91	89,1	244,88	927,78
CP 02 PONTO E	1	285,03	107,52	190,37	910,7
	2	288,05	118,43	187,89	930,78
	3	236,56	113,47	209,65	853,86
CP 03 PONTO A	1	602,27	971,64	681,78	170,03
	2	485,16	1184,85	645,27	206,22
	3	524,86	1250,6	696,31	212,74
CP 03 PONTO B	1	362,55	826,25	252,24	357,53
	2	446,15	1014,54	350,02	419,32
	3	418,77	939,32	321,72	388,65

Quadro 4 - Dados originais de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos em cada ponto de aplicação de carga para cada corpo-de-prova com cilindros usinados em cada extensômetro após três leituras. (conclusão)

<b>CORPO DE PROVA (CP)</b>	<b>LEITURAS</b>	<b>SG01</b>	<b>SG02</b>	<b>SG03</b>	<b>SG04</b>
CP 03 PONTO C	1	137,48	517,2	170,88	763,46
	2	149,44	516,27	177,85	741,83
	3	158,4	531,2	186,79	742,43
CP 03 PONTO D	1	61,77	107,39	459,68	733,88
	2	93,66	79,55	466,15	677,17
	3	103,62	78,56	475,62	605,3
CP 03 PONTO E	1	199,01	180,07	471,22	894,94
	2	210,5	147,24	477,14	860,64
	3	199,04	173,61	504	881,24
CP 04 PONTO A	1	178,32	593,04	336,15	306,44
	2	197,2	574,54	276,52	303,98
	3	199,18	614,24	300,32	300,12
CP 04 PONTO B	1	222,56	706,2	367,58	594,61
	2	217,07	655,01	291,31	563,92
	3	252,88	670,42	287,81	547,26
CP 04 PONTO C	1	87,64	284,58	36,24	797,5
	2	96,6	291,51	36,73	805,42
	3	156,34	266,65	1,99	730,59
CP 04 PONTO D	1	155,02	23,82	243,2	744,52
	2	112,52	24,32	264,52	769,59
	3	119,49	30,27	282,36	722,37
CP 04 PONTO E	1	196,44	180,75	91,74	1092,84
	2	197,44	181,24	60	1105,75
	3	167,52	179,24	106,1	1012,87
CP 05 PONTO A	1	289,01	415,05	185,9	374,7
	2	281,44	427,87	182,42	350,44
	3	279,9	460,02	179,43	346,36
CP 05 PONTO B	1	246,39	699,93	222,87	752,12
	2	233,37	700,85	202,59	715,25
	3	251,33	713,66	201,58	705,66
CP 05 PONTO C	1	154,95	508,1	99,83	872,31
	2	131,46	476,33	90,93	813,48
	3	153,44	524,85	106,74	868,67
CP 05 PONTO D	1	80,99	264,82	138,34	1115,13
	2	67,49	253,42	126,97	1064,36
	3	54,49	271,73	112,14	1019,63
CP 05 PONTO E	1	315,48	11,88	463,8	1225,83
	2	323,47	8,91	434,16	1183,11
	3	317,96	8,91	458,84	1202,65

Abreu CW. Strain gauge analysis: strain study around three implants morse taper in line under axial load [dissertation]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP - São Paulo State University; 2009.

### **ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the load transfer and strain distribution by an implant-supported fixed partial prosthesis. Three implants Morse Taper were inserted in a polyurethane block and abutments microunit were installed on the implants with a torque of 20 Ncm. Plastic cylinders and prefabricated cylinders were adapted on abutments to fabricate the framework (n=5). Four strain gauges were attached on the superior surface of the block and then each framework was tight on the abutments with a torque of 10 Ncm and vertical load of 30Kg was applied to five points on the framework. The data obtained in the strain gauge analysis were submitted to the statistical tests ANOVA and Tukey ( $\alpha=5\%$ ). The measurements derived from this simulation revealed that: (1) there was a direct proportion between the strain distribution in the metal framework and stresses created in the supporting structure around the implants; (2) there was not a strain difference between plastic and prefabricated cylinders during the load transfer.

*Keywords:* Strain gauge. Dental implant. Fixed prosthesis. Static axial load.