

LUIS GUSTAVO OLIVEIRA DE VASCONCELLOS

**ESTUDO *IN VITRO* DAS MICRO DEFORMAÇÕES AO
REDOR DE IMPLANTES SUPORTES DE PRÓTESES
PARCIAIS FIXAS SUBMETIDOS À CARGAS AXIAIS E NÃO
AXIAIS**



2011

LUIS GUSTAVO OLIVEIRA DE VASCONCELLOS

**ESTUDO *IN VITRO* DAS MICRO DEFORMAÇÕES AO REDOR DE
IMPLANTES SUPORTES DE PRÓTESES PARCIAIS FIXAS
SUBMETIDOS À CARGAS AXIAIS E NÃO AXIAIS**

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

Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2011

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
dosCampos: FOSJC/UNESP; 2010.

V441e Vasconcellos, Luis Gustavo Oliveira de
Estudo in vitro das micro deformações ao redor de implantes suportes de
próteses parciais fixas submetidos à cargas axiais e não axiais / Luis Gustavo
Oliveira de Vasconcellos. - São José dos Campos : [s.n.], 2011.
107. f : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) – Faculdade de Odontologia de
São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2011.
Orientador: Prof. Renato Sussumu Nishioka

1. Extensometria. 2. Implantes dentários. 3. Prótese dentária. 4. Prótese dentária
fixada por implante. I. Nishioka, Renato Sussumu. II. Faculdade de Odontologia de
São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual
Paulista "Julio de Mesquita Filho". IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD3

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, 06 de Janeiro de 2012.

Assinatura:

E-mail: lgovasconcellos11@terra.com.br

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Tit. Ricardo Faria Ribeiro
Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto
Universidade de São Paulo – USP

Prof. Tit. Marcelo Ferraz Mesquita
Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Universidade de Campinas – UNICAMP

Prof. Dr. Alberto Noriyuki Kojima
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP – Univ Estadual Paulista

São José dos Campos, 30 de novembro de 2011.

DEDICATÓRIA

A minha esposa **Luana**, grande companheira, incentivadora e amiga de todos os momentos, pelo apoio, paciência e amor.

Obrigado por tudo.

Ao meu filho **Luis Eduardo** pelas recentes e futuras alegrias.

Aos meus pais **Luis Carlos** (*in memorian*) e **Maria Regina**, obrigado por todos os ensinamentos, amor e carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Adj. **Renato Sussumu Nishioka**, um grande amigo, obrigado pelo apoio nos momentos difíceis, pelos ensinamentos e conselhos desde dos tempos da Especialização. Muito Obrigado por tudo!

A toda minha família em especial à minha irmã **Daniela**, aos meus sogros **José Everaldo e Luzia Paula**, aos meus cunhados **Janaina e Marcelo, Tarsila e Sandro** e aos meus sobrinhos **Davi, Natália, Murilo e Beatriz**, por toda preocupação e carinho durante estes anos.

Aos grandes amigos Prof. Dr. **Oswaldo Daniel Andreatta Filho**, Prof. Dr. **Alberto Noriyuki Kojima**, Prof. Dr. **Cláudio A. Talge Carvalho**, Prof^a. Dr^a. **Luciane Dias de Oliveira**, pelo apoio e incentivo em todos os momentos.

Ao Prof. **Ivan Balducci**, pela atenção e disponibilidade na realização da parte estatística deste trabalho.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Dr. **Carlos Augusto Pavanelli**.

Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora coordenado pela Profa. Titular **Marcia Caneiro Valera Garakis** e 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**, pela contribuição na minha formação acadêmica e científica.

Ao chefe do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, Prof. Adjunto **Lafayette Nogueira Junior**.

Aos **professores** do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP pelos ensinamentos transmitidos.

Aos amigos **Humberto Lago, Lucas Villaça Zogueib e Eurípedes A. Kaizo** pela atenção, disposição e amizade durante o curso.

Aos amigos de turma de Mestrado e Doutorado, Especialidade Prótese Dentária, **Aleska, Aline, Regina, Susana, Anderson, Flávia, José Renato e Vanessa** pela disponibilidade e companheirismo.

Aos colegas do Programa de Pós-Graduação, **Alecsandro de Moura, Caroline Martinelli, Gabriel Portela, Lilian Anami, Lucas Hian, Luis Guilherme, Marina Amaral, Mayra Cardoso, Paula Benetti, Pedro Corozza, Priscilla Cristoforides e Sabrina Feitosa** pelos momentos compartilhados.

Às secretárias da seção de Pós-Graduação, **Rosemary de Fátima Salgado Pereira, Erena Michie Hasegawa e Maria Aparecida Consiglio de Souza**, pelas informações e atenção prestadas.

Às secretárias **Clélia Aparecida de Paiva Martins, Suzana Cristina de Oliveira e Eliane Wenzel Barcellos Silveira**, do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção dispensada neste período.

Aos técnicos de laboratório, **Maria Inês Moreira dos Santos e Fernando Carlos Fontes** pelo suporte nos trabalhos realizados.

À Diretora Técnica dos Serviços de Biblioteca e Documentação, **Silvana Alvarez**, da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, por realizar as correções com competência e muita dedicação.

Aos **funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese** pela ajuda na execução de todas as tarefas.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE TABELAS.....	14
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	15
RESUMO.....	17
ABSTRACT.....	18
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	23
2.1 Estudos clínicos.....	23
2.2 Estudos <i>in vivo</i>.....	27
2.3 Estudos matemáticos.....	30
2.4 Estudos de fotoelasticidade.....	31
2.5 Estudos de elementos finitos.....	32
2.6 Estudos de extensometria.....	36
2.7 Estudos associados.....	45
3 PROPOSIÇÃO.....	48
4 MATERIAL E MÉTODO.....	49
4.1 Confecção do bloco de poliuretano.....	49
4.2 Realização das perfurações, inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos.....	50
4.3 Obtenção dos corpos de prova.....	58
4.3.1 Enceramento dos corpos de prova.....	58
4.3.2 Inclusão e fundição.....	60
4.4 Extensometria.....	63
4.5 Aplicação de carga.....	66
4.6 Planejamento experimental.....	69

5 RESULTADOS.....	71
6 DISCUSSÃO.....	78
7 CONCLUSÃO.....	89
8 REFERÊNCIAS.....	90
APÊNDICES.....	98

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de poliuretano desmontada e montada, respectivamente.....	49
Figura 2- Característica final do bloco de poliuretano.....	50
Figura 3- Componente 1: base com a configuração linear. Posicionamento centralizado dos cilindros.....	52
Figura 4- Componente 1: base com a configuração compensada. Cilindro central deslocado em 2 mm.....	52
Figura 5- Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central.....	53
Figura 6- Componente 3: barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração linear.....	53
Figura 7- Componente 3: barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração compensada.....	54
Figura 8- Conjunto de matrizes linear.....	54
Figura 9- Conjunto de matrizes compensada, caracterizada pelo deslocamento de cilindro central.....	55

Figura 10- Componente 3 fixado por parafusos verticais no bloco de poliuretano e associado aos anéis rosqueáveis, posicionamento linear.....	56
Figura 11- Componente 3 fixado por parafusos verticais no bloco de poliuretano e associado aos anéis rosqueáveis, posicionamento compensado.....	56
Figura 12- Posicionamento das fixações de hexágono interno, evidenciando a equidistância e o posicionamento linear.....	57
Figura 13- Posicionamento das fixações de hexágono interno, evidenciando a equidistância e o posicionamento compensado.....	58
Figura 14- União do componente 1 e 2, criando as dimensões do enceramento, configuração linear e compensada.....	59
Figura 15- Aspecto final do enceramento linear e compensado.....	59
Figura 16- Enceramento posicionado sobre os cilindros de plástico.	60
Figura 17- Verificação da adequada adaptação da estrutura metálica sobre os pilares protéticos.....	62
Figura 18- Aspecto final do corpo de prova com posicionamento linear e compensado.....	63
Figura 19- Posicionamento dos extensômetros e das placas terminais para o modelo linear.....	64
Figura 20- Posicionamento dos extensômetros e das placas	

terminais para o modelo compensado.....	65
Figura 21- Dispositivo de aplicação de carga (DAC).....	66
Figura 22- Pontos de aplicação de carga axiais (A, B e C) e não-axiais (D e E).....	68
Figura 23- Corpo de prova durante o carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A.....	68
Figura 24- Detalhe do carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A, no modelo experimental linear.....	69
Figura 25- Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto A.....	71
Figura 26- Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto B.....	72
Figura 27- Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto C.....	72
Figura 28- Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto D.....	73
Figura 29- Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatros extensômetros para a configuração linear e	

a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto E..... 73

Figura 30- Gráfico de interação das médias de micro deformação ($\mu\epsilon$) para configurações, linear e compensada, em cada ponto de aplicação de carga..... 76

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) referentes a variável configuração, obtidas a partir da média dos quatros extensômetros.....	74
Tabela 2 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) referentes a variável ponto de aplicação de carga, obtidas a partir da média dos quatros extensômetros, para as configurações linear e compensada.....	75
Tabela 3 - Resultados do teste RM ANOVA de 2 fatores.....	76
Tabela 4 - Teste de Tukey para as médias de micro deformação nas cinco condições experimentais (ponto de aplicação de carga).....	77

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm = centímetro

Co-Cr = cobalto cromo

cp = corpo-de-prova

°C = grau Celsius

DAC = dispositivo de aplicação de carga

E = módulo de elasticidade

ϵ = epsilon, deformação

g = grama

° = grau

Khz = kilohertz

Kg = kilograma

Kgf=kilogramas força

mm = milímetro

MPa = mega Pascal

n = número de amostra

n° = número

N = Newton

Ncm = Newton por centímetro

Ni-Cr = níquel cromo

p = valor de probabilidade

% = porcentagem

PPF = prótese parcial fixa

psi = unidade de pressão correspondente a uma libra por polegada quadrada

rpm = rotações por minuto

RM ANOVA = análise de Variância de medidas repetidas

σ = sigma, tensão, força aplicada

ρ = rho

Ω = ohm, resistência elétrica

μm = micrometro

$\mu\epsilon$ = micro deformação

Vasconcellos LGO. Estudo *in vitro* das micro deformações ao redor de implantes suportes de próteses parciais fixas submetidos à cargas axiais e não axiais [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2011.

RESUMO

O objetivo neste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais e não-axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos implanto-suportadas, variando o posicionamento dos implantes e os pontos de aplicação de carga. Dois blocos de poliuretano receberam três implantes com conexão hexágono interno, no posicionamento linear e compensado. Em seguida, pilares protéticos microunit foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm. Coifas plásticas foram parafusadas sobre os pilares, que receberam enceramentos padronizados, os quais foram fundidos em liga de Co-Cr (n=10). Quatro extensômetros (SG) foram colados na superfície do bloco, SG 01 mesialmente ao implante 1, SG 02 e SG03 mesialmente e distalmente ao implante 2, respectivamente, e SG 04 distalmente ao implante 3, tangenciando os implantes visando mensurar a micro deformação peri-implantar no momento da aplicação das cargas. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10 Ncm e a seguir foi realizada a aplicação de carga axial de 30 kgf em 5 pontos pré-determinados. Os dados obtidos na extensometria foram submetidos aos testes estatísticos RM ANOVA e Tukey ($\alpha=5\%$). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa para o ponto de aplicação de carga (p=0,0001), sendo que o ponto de aplicação de carga E (não-axial) gerou a maior micro deformação (327,67 $\mu\epsilon$) e o ponto de aplicação de carga A (axial) a menor micro deformação (208,93 $\mu\epsilon$). Com relação ao posicionamento dos implantes não foi observada diferença estatisticamente significativa (p=0,856). Concluiu-se que o posicionamento compensado dos implantes não reduziu a magnitude de micro deformação peri-implantar durante a aplicação de cargas axiais e não-axiais e que a localização da aplicação de carga influenciou a magnitude desta micro deformação.

Palavras-chave: Extensometria. Implantes dentários. Prótese dentária. Prótese dentária fixada por implante.

Vasconcellos LGO. *Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and non-axial loading conditions, in vitro strain gauge analysis [doctorate thesis]. São José dos Campos: School of Dentistry of São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2011.*

ABSTRACT

The present study used strain gauge analysis to perform an *in vitro* evaluation of the effect of axial and non-axial loading of implant-supported fixed partial prostheses, varying implant placement configurations and the loading points. Material and methods: Three internal hexagon implants were embedded in the center of each polyurethane block in straight and off-set placement. Microunit abutments were connected to the implants applying a torque of 20 Ncm, and plastic prosthetic cylinders were screwed onto the abutments, which received standard patterns cast in Co-Cr alloy (n=10). Four strain gauges (SG) were bonded onto the surface of the block tangentially to the implants, SG 01 mesially to implant 1, SG 02 and SG 03 mesially and distally to implant 2, respectively, and SG 04 distally to implant 3. Each metallic structure was screwed onto the abutments with a 10 Ncm torque and axial and non-axial load of 30 kgf was applied at five predetermined points. The data obtained from the strain gauge analyses were analyzed statistically by RM ANOVA and Tukey's test, with a conventional level of significance of $p < 0.05$. The results showed a statistically significant difference for the loading point ($p = 0.0001$), with point E (non-axial) generating the highest microdeformation ($327.67 \mu\epsilon$) and point A (axial) the smallest ($208.93 \mu\epsilon$). No statistically significant difference was found for implant placement configuration ($p = 0.856$). It was concluded that offset implant placement did not reduce the magnitude of microstrain around implants under axial and non axial loading conditions and loading location influenced this magnitude.

Keywords: Strain gauge analysis. Dental implants. Dental prosthesis. Implant-supported.

1 INTRODUÇÃO

O protocolo original de Branemark foi inicialmente introduzido para a reabilitação de maxilares totalmente edêntulos (Branemark, 1983). À medida em que relatos foram publicados confirmando o sucesso deste procedimento (Adell et al., 1981; Zarb e Schmitt, 1990; Naert et al., 1992), os implantes passaram a ser utilizados para a reabilitação de pacientes parcialmente desdentados (Jemt et al., 1992; Jemt e Lekholm, 1993; Lekholm et al., 1994; Lekholm et al., 1999; Lekholm et al., 2006). Atualmente, os indivíduos parcialmente edêntulos tornaram-se o principal grupo de pacientes a ser reabilitado com implantes (Lekholm et al., 2006), sendo que diversos estudos vêm confirmando a segurança e a previsibilidade deste tratamento (Jemt et al., 1992; Jemt e Lekholm, 1993; Lekholm et al., 1994; Lekholm et al., 1999; Lekholm et al., 2006).

Durante o tratamento de maxilares parcialmente desdentados, especialmente nas regiões posteriores, algumas limitações podem ser encontradas tais como menor qualidade e volume ósseo, além da presença do seio maxilar ou do nervo mandibular (Mish, 1999). Portanto, as dimensões dos implantes tendem a ser menores. Adicionalmente, as forças oclusais aumentam à medida que o implante inserido, se aproxima da articulação tempomandibular (Mish, 1999). Com poucos implantes, a situação biomecânica da prótese parcial fixa implanto-suportada torna-se mais desfavorável, pois não possui o benefício da estabilização cruzada das próteses totais implanto-suportada, tornando-se assim mais susceptível ao momento gerado pelas cargas oclusais (Rangert et al., 1989; Rangert et al., 1997).

A carga oclusal aplicada sobre o implante e distribuída para o osso de suporte pode ser influenciada por diversos fatores, especialmente os geométricos - posição e número de implantes (Çehreli et al., 2002a, Rangert et al., 1997; Stegaroiu et al.,1998; Duyck et al., 2001) e os oclusais – contatos oclusais (Babier e Schepers, 1997; Barbier et al., 1998; Çehreli et al., 2002a; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Stegaroiu et al., 1998). Estes fatores fazem parte do plano de tratamento e conseqüentemente estão sob o controle do profissional.

Baseado no sucesso clínico da prótese total suportada por implantes dispostos em curva, o posicionamento compensado (off-set) de implantes, vestibular ou lingual, foi proposto como uma manobra segura e efetiva para reduzir o potencial risco de sobrecarga oclusal em próteses parciais fixas implanto-suportadas (Rangert et al.,1995; Rangert et al.,1997). Assim, a mesma prótese com a mesma carga oclusal pode exercer diferentes níveis de tensões nos implantes e no osso de suporte, dependendo do número e da disposição dos implantes (Rangert et al., 1995; Rangert et al.,1997).

As cargas oclusais durante a mastigação, dependendo do contato oclusal, produzem principalmente dois tipos de carga: a axial e a não-axial (momento). A carga axial é mais favorável, uma vez que distribui a tensão de forma mais uniforme ao longo do implante, enquanto o momento exerce elevados gradientes de tensão e deformação no implante, bem como no osso (Rangert et al.,1989; Rangert et al.,1997; Sahin et al., 2002; Isidor, 2006).

De acordo com as teorias fisiológicas do tecido ósseo, os níveis de tensão e deformação induzidos no osso influenciam significativamente sua homeostasia, ou seja, podem determinar a aposição e a reabsorção do osso. Os níveis de deformação são divididos em cinco faixas, segundo Frost (1994) e Wiskott e Belser (1999), respectivamente: a) disuso ou reabsorção óssea – abaixo de 50 $\mu\epsilon$ ou de 0 a 100 $\mu\epsilon$; b) carga normal ou homeostasia óssea – 50 a 1500 $\mu\epsilon$ ou de

100 a 2000 $\mu\epsilon$; c) sobrecarga moderada ou aumento de massa óssea – 1500 a 3000 $\mu\epsilon$ ou de 2000 a 4000 $\mu\epsilon$; d) sobrecarga patológica ou dano ósseo irreversível - de 3000 a 25000 $\mu\epsilon$ ou de 4000 a 20000 $\mu\epsilon$; e) fratura óssea – acima de 25000 $\mu\epsilon$ ou acima de 20000 $\mu\epsilon$.

Diversas técnicas têm sido empregadas visando compreender os aspectos biomecânicos dos implantes e das próteses implanto-suportadas tais como: a análise fotoelástica (Itoh et al., 2004), as análises bi (Barbier et al., 1998) e tridimensional (Akça e Iplikçioğlu, 2001; Huang et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007; Rubo e Sousa, 2010) de elementos finitos, as análises matemáticas (Sato et al., 2000) e a extensometria (Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009, Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011).

A extensometria é uma técnica de medição e registro da micro deformação, que envolve a utilização de extensômetros ou “strain gauges” e equipamentos específicos, criando circuito elétrico denominado de “Ponte de Wheatstone” (Kim et al., 1999; Assunção et al., 2009). Dependendo do local de avaliação escolhido, os extensômetros podem ser colados próximos aos implantes (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006; Akça et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011), sobre os implantes (Çehreli et al., 2002a; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Hekimoglu et al., 2004), sobre os pilares protéticos (Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009; Kim et al., 2009) e sobre a estrutura metálica da prótese (Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2006; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2008b).

Estudos experimentais em animais (Isidor, 1996; Isidor, 1997) bem como estudos clínicos (Adell et al., 1981; Zarb e Schmitt, 1990; Naert et al., 1992) têm demonstrado que a sobrecarga oclusal pode resultar no aumento da perda óssea marginal e da osseointegração dos implantes. Estudos prévios (Sato et al., 2000; Akça e Iplikçioğlu, 2001;

Çehreli et al., 2002a; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Itoh et al., 2004; Huang et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2011) sobre o uso da configuração linear e compensada em prótese parcial fixa implanto-suportada vem demonstrando resultados conflitantes, sendo que nenhum destes estudos utilizaram a extensometria como método de avaliação da distribuição de tensões em próteses parciais fixas quando submetidas à cargas axiais e não-axiais.

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a influência da aplicação de cargas axiais e não-axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por três implantes, dispostos em configuração linear e compensada, por meio da extensometria.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Considerando as variáveis abordadas no presente estudo, configuração dos implantes e ponto de aplicação de carga, bem como as diversas técnicas existentes para avaliar a biomecânica da prótese parcial fixa implanto-suportada, a revisão da literatura foi dividida nos seguintes tópicos:

- a) estudos clínicos;
- b) estudos *in vivo*;
- c) estudos matemáticos;
- d) estudos de fotoelasticidade;
- e) estudos de elementos finitos;
- f) estudos de extensometria;
- g) estudos associados.

2.1 Estudos clínicos

Jemt et al. em 1992 descreveram as falhas e complicações de 127 próteses parciais fixas suportadas por implantes Branemark, após um ano do término do tratamento protético. A taxa de sucesso foi de 98,6% para os implantes examinados. Nenhuma das próteses realizadas foi perdida durante o período de observação. Os problemas mais comuns foram desaperto dos parafusos de fixação e retenção e queixas estéticas. Os autores concluíram que os implantes podem ser utilizados para reabilitação de pacientes parcialmente

desdentados, sendo que a quantidade de complicações foram poucas e menos complexas quando comparada a quantidade de complicações para reabilitações de pacientes totalmente desdentados.

Jemt e Lekholm em 1993 reportaram o resultado do tratamento com implantes em pacientes parcialmente edêntulos posterior após o acompanhamento de 5 anos. Um total de 70 maxilares foi reabilitado por meio de 94 próteses parciais fixas suportadas por 259 implantes. A taxa cumulativa de sobrevivência foi de 97,2% e 100% para implantes e próteses, respectivamente. A média de perda óssea ao redor dos implantes foi de 0,8 mm na maxila e 0,6 mm na mandíbula. O principal problema clínico relatado fratura do material de cobertura (resina) e afrouxamento dos parafusos de fixação e/ou retenção. Os autores concluíram que as regiões posteriores parcialmente edêntulas em ambos os maxilares podem ser tratadas favoravelmente com o procedimento de osseointegração *ad modum* Branemark após o período de acompanhamento de 5 anos.

Lekholm et al. em 1994 relataram um estudo prospectivo multi-cêntrico de 5 anos sobre tratamento de maxilares parcialmente desdentados posterior com sistema de implante Branemark. Cento e cinquenta e nove pacientes parcialmente desdentados foram tratados, com idade entre 17 a 70 anos. Os critérios avaliados foram: estabilidade do implante e da prótese, índices de placa e gengival, profundidade de sondagem dos implantes e dentes adjacentes e nível ósseo ao redor dos implantes. A taxa cumulativa de sucesso dos implantes foi de 92% e 94% para maxila e mandíbula, respectivamente e estabilidade da prótese foi de 94%. Os índices de placa e gengival demonstraram um padrão similar de boa saúde tanto em dentes quanto nos implantes. A média de perda de óssea marginal não excedeu 1 mm para todos os implantes analisados durante os 5 anos de acompanhamento. Poucas complicações foram reportadas, sendo as mais freqüentes a fratura da resina e o afrouxamento dos parafusos de fixação. Concluiu-se que a reabilitação de

pacientes parcialmente desdentados por meio de implantes foi um tratamento seguro e confiável após o período de avaliação de 5 anos.

Rangert et al. em 1995 realizaram uma análise clínica retrospectiva sobre a relação entre a fratura de implantes e a sobrecarga oclusal. A maioria das fraturas ocorreu em próteses instaladas no segmento posterior, suportadas por um ou dois implantes, em associação com cantilever, bruxismo ou elevadas cargas oclusais. Também constaram que as fraturas de implantes foram precedidas por problemas mecânicos e reabsorção óssea excessiva, os quais devem ser vistos como indicadores de sobrecarga oclusal. Diante destes indicadores, condutas clínicas tais como, redução do cantilever, estreitamento das dimensões buco-lingual e mesio-distal da prótese, diminuição da inclinação das cúspides, centralização dos contatos oclusais, inserção de novos implantes e nova confecção da restauração podem minimizar a sobrecarga oclusal de próteses implanto-suportadas.

Rangert et al. em 1997 descreveram os fatores de sobrecarga, bem como os sinais de alerta relacionados a sobrecarga oclusal em próteses parciais fixas implanto-suportada no segmento posterior durante sua confecção e preservação. Os seguintes fatores de sobrecarga foram considerados:

- a) fatores de carga geométricos;
- b) fatores oclusais;
- c) capacidade de suporte do osso adjacente ao implante;
- d) fatores tecnológicos.

Baseado nas consultas de preservação concluiu-se que afrouxamento dos parafusos de fixação e de retenção, fraturas do material de cobertura, fratura dos parafusos de fixação e de retenção e perda contínua do osso adjacente podem indicar sobrecarga oclusal e necessidade de reavaliação do tratamento protético restaurador.

Eckert e Wollan em 1998 realizaram um estudo retrospectivo de 1170 implantes colocados em maxilares parcialmente desdentados durante 10 anos. Foram confeccionadas 351 próteses na mandíbula e 280 na maxila, as quais foram suportadas por 651 e 519 implantes, respectivamente. No entanto, 19 (3,7%) e 30 (4,6%) implantes foram perdidos na maxila e mandíbula, respectivamente. Concluiu-se que a localização dos implantes não demonstrou ter efeito na sobrevivência dos implantes, na taxa de fratura de implante, no desaperto ou fratura dos parafusos. Contudo, a perda de implantes nas regiões de maxila e de mandíbula anterior ocorreu antes da cirurgia de reabertura, enquanto que a perda de implantes das regiões de maxila e de mandíbula posterior ocorreu ao longo de todo período do estudo, com a maioria de falhas tardias causadas pela fratura do implante.

Lekholm et al. em 1999 reportaram um estudo prospectivo multi-cêntrico de 10 anos sobre a taxa de sobrevivência de implantes Branemark utilizados em pacientes parcialmente edêntulos. Os autores concluíram que o sistema de implantes Branemark usado para o tratamento do edentulismo parcial apresentou excelente taxa de sobrevivência após o período de 10 anos, sendo 90,2% e 93,7% para maxila e mandíbula, respectivamente. Além disso, foram observadas boa saúde da peri-implantar, pequena perda de osso marginal e nenhuma complicação severa.

Naert et al. em 2001 avaliaram os fatores que influenciam a estabilidade óssea marginal ao redor de implantes no tratamento do edentulismo parcial. Os seguintes fatores foram analisados: arco maxilar e mandibular, material da prótese, comprimento do pilar protético, diâmetro e comprimento do implante. Duzentos e quarenta e seis pacientes com 263 próteses parciais fixas suportadas por 668 implantes foram acompanhados durante 15 anos. Para a avaliação do nível ósseo, radiografias periapicais foram realizadas sucessivamente no momento da instalação do pilar protético, após 3 a 6 meses, após 12 meses e a cada 3

anos. Os autores concluíram que o nível ósseo permaneceu estável, sendo que a maior média de perda de nível ósseo foi de 2,2 mm, após 15 anos de observação, confirmando a longevidade da reabilitação por meio de implantes em pacientes parcialmente desdentados.

Lekholm et al. em 2006 apresentaram os resultados da reabilitação de pacientes parcialmente desdentados tratados com implantes após 20 anos de função clínica. A taxa de sobrevivência cumulativa foi de 91% para os 27 pacientes acompanhados durante o período. Dos 69 implantes avaliados, seis foram perdidos, sendo 4 e 2 durante a primeira e segunda década, respectivamente. No total, dez das próteses fixas originais permaneceram em função durante o período inteiro do estudo e doze foram refeitas após período médio de 7 anos. A perda média de osso marginal foi de 0,7 mm e 1,0 mm para dentes e implantes, respectivamente. A principal complicação observada durante a segunda década foi a fratura do material de cobertura. Em seguida, os problemas mais observados foram desaperto e fratura dos parafusos de fixação e retenção, indicando fadiga do componente/material. Os autores concluíram que o tratamento de pacientes parcialmente desdentados com implantes funcionou bem após 20 anos e forneceu bom suporte para construção de próteses parciais fixas de pequenas extensão sem grandes complicações.

2.2 Estudos *in vivo*

O colapso ósseo ao redor de implantes dentais submetidos à sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa foi avaliado *in vivo* por Isidor (1996). Cinco fixações foram inseridas em mandíbulas de quatro macacos, sendo dois implantes em cada segmento posterior e um implante na região anterior. Após 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.

Dando continuidade ao estudo acima descrito, Isidor (1997), realizou a avaliação histológica do osso peri-implantar de implantes submetidos à sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa. Os resultados demonstraram que todos os implantes com acúmulo de placa estavam osseointegrados, apresentando infiltrado inflamatório denso no tecido conjuntivo supracrestal dos implantes e média histológica de perda óssea marginal de 2,4 mm. Contudo, dos 6 implantes com sobrecarga oclusal disponíveis para a análise histológica, dois implantes tinham perdido completamente a osseointegração, dois estavam osseointegrados somente na região apical e dois ainda estavam osseointegrados, exibindo perda óssea de 1,8-1,9 mm. Concluiu-se que a sobrecarga oclusal pode resultar em perda completa ou parcial da osseointegração e o acúmulo de placa provoca sinais histológicos de peri-implantite com perda óssea marginal.

Barbier e Schepers em 1997 analisaram a influência do carregamento axial e não axial na remodelação óssea ao redor de implantes dentais, instalados em mandíbula de cachorros. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa em relação à quantidade de tecido ósseo e atividade de remodelação na

interface osso-implante e no osso imediatamente adjacente para o carregamento axial e não-axial. Somente diferentes tendências de remodelação óssea puderam ser distinguidas para ambas as condições de carga. A aplicação da carga não-axial induziu maior resposta celular com forte ancoragem de osso trabecular, entretanto a presença de osteoclastos e de células inflamatórias em alguns locais sugeriu que o carregamento não-axial deveria ser evitado sempre que possível. Por outro lado, a aplicação de carga axial provocou histologicamente remodelação óssea mais uniforme e quiescente a qual diminuiu gradualmente do terço coronal em direção ao ápice do implante.

Dando continuidade ao estudo acima Barbier et al. em 1998 estudaram, por meio de análises de elementos finitos bi e tridimensional, a influência de carregamentos axiais e não-axiais, no tecido ósseo ao redor de implantes. O remodelamento ósseo foi analisado qualitativamente e quantitativamente utilizando camadas fluorescentes no interior do tecido em microscópio de luz. Os resultados demonstraram fortes correlações entre as distribuições de tensões calculadas no tecido ósseo adjacente e o fenômeno de remodelamento ósseo no modelo animal comparativo. Concluiu-se que os maiores eventos de remodelação óssea coincidiram com as regiões de maiores estresses equivalentes e a principal diferença de remodelação entre o carregamento axial e não axial foi amplamente determinada pelo componente de estresse horizontal.

Duyck et al. em 2001 avaliou em tíbias de coelho a reação do osso marginal ao redor de implantes sob a aplicação de cargas estáticas e dinâmicas. Os resultados mostraram que o quadro histológico foi semelhante para os implantes estaticamente carregados e os implante do grupo controle, sendo que o osso cortical denso lamelar permaneceu ao redor da região de pescoço e apical dos implantes, sem sinais de perda óssea. A área do osso marginal ao redor dos implantes carregados dinamicamente apresentaram defeitos ósseos em forma de cratera e lacunas Howship, indicando sinais explícitos de reabsorção óssea. Apesar desses

defeitos ósseos, ilhas ósseas mantiveram-se em contacto com a superfície do implante nesta área marginal. Portanto, em relação a área de contato osso-implante, não houve diferença significativa entre os grupos. No entanto, quando comparado a quantidade de osso nas imediações do pescoço dos implantes, os implantes carregados dinamicamente apresentaram volume ósseo significativamente menor que os implantes carregados estaticamente e os implantes não carregados. Os autores concluíram que o excesso de cargas dinâmicas causou defeitos ósseos laterais em forma de cratera nos implantes osseointegrados.

2.3 Estudos matemáticos

Weinberg e Kruger em 1996 compararam matematicamente a alteração de torque (momento) nos parafusos de fixação, de retenção e a 3 mm de distância apical da plataforma de implantes em disposição compensada, lingual e/ou bucal, tanto no arco maxilar quanto no mandibular à implantes em disposição linear de prótese parcial fixa implanto-suportada de três elementos posterior. Os resultados demonstraram que, no arco maxilar, a disposição compensada bucal diminuiu o torque, enquanto que a lingual aumentou. Além disso, a disposição compensada produziu um total de torque maior quando comparada a disposição linear e no arco mandibular as disposições compensadas obtiveram proporcionalmente menor torque que no arco maxilar. Os autores concluíram que o conceito de disposição compensada lingual e bucal para prótese implanto-suportada pode ser utilizado na mandíbula, porém não é recomendado para a maxila.

Sato et al. em 2000 avaliaram, por meio de análise geométrica tridimensional, a efetividade do posicionamento compensado de três implantes em região posterior parcialmente desdentada, bem

como a colocação de implante de diâmetro largo no sítio mais distal. As seguintes configurações com três implantes foram estudadas:

- a) linear;
- b) compensado com o segundo implante posicionado vestibularmente;
- c) compensado com o segundo implante posicionado lingualmente;
- d) linear com implante de diâmetro largo na fixação mais distal.

Os resultados demonstraram que o posicionamento compensado nem sempre compensou o torque empregado pelas forças laterais, enquanto que o posicionamento de implante de diâmetro largo no sítio mais distal ou a diminuição da inclinação das cúspides contribuiu para a diminuição do torque promovido pelas forças laterais. Concluiu-se que para prevenir desaperto ou fratura dos parafusos de retenção de ouro, o uso de implante de diâmetro largo no sítio mais distal e a diminuição da inclinação das cúspides podem ser mais efetivos que o posicionamento compensado.

2.4 Estudos de fotoelasticidade

Ueda et al. em 2004 compararam a dissipação de tensões de prótese parcial fixa de 3 elementos suportada por três implantes, variando a angulação do implante central, paralelo ou inclinado em relação aos implantes terminais. Os autores concluíram que houve indução de tensões (pré-tensões) nos modelos após o aperto dos parafusos, sendo que estas foram agravadas com a aplicação de carga

axiais. No modelo com implantes paralelos, a dissipação de tensões seguiu os longos eixos dos implantes. No modelo com implante central inclinado, houve menor concentração de franjas no implante central e concentração de tensões principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Itoh et al. em 2004 compararam o efeito do posicionamento linear e compensado de três implantes utilizados como suporte de prótese parcial fixa de 3 elementos, por meio da análise fotoelástica. Foram fabricados dois modelos fotoelásticos de uma mandíbula humana com região posterior ao canino edêntula. Na região edêntula de um modelo foram posicionados linearmente três implantes, enquanto que, no outro modelo foram posicionados três implantes sendo que o implante central foi deslocado 1,5 mm em direção bucal e os implantes terminais foram deslocados 1,5 mm em direção lingual. Cargas verticais e laterais foram aplicadas sobre prótese em 11 locais pré-determinados. Os autores concluíram que o posicionamento compensado alterou a distribuição de tensões, contudo não demonstrou vantagem clara em relação ao posicionamento linear dos implantes. A localização e a direção do carregamento tiveram grande influência nas características de transferência de tensões de ambos.

2.5 Estudos de elementos finitos

Stegaroiu et al. em 1998 analisaram por meio da análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões no segmento posterior mandibular restaurado com três configurações de próteses de três elementos suportadas por implantes e submetidas à cargas axial, buco-lingual e mesio-distal. As seguintes configurações foram testadas:

- a) M1 - três implantes suportando três coroas unidas;
- b) M2 – dois implantes suportando uma prótese com extensão mesial;
- c) M3 – dois implantes suportando uma prótese fixa convencional de três elementos.

Os resultados indicaram que independente do modelo e da direção da carga, houve maior concentração de tensões ao redor do pescoço do implante. A configuração M2 exibiu os maiores níveis de tensão, enquanto que as menores tensões foram encontradas na configuração M1. Quando a carga buco-lingual foi aplicada sobre a configuração M3, as tensões no osso cortical foram altas, comparáveis àquelas encontradas na configuração M2 sob a mesma carga. Quando as cargas axial e mesio-distal foram aplicadas sobre a configuração M3 as tensões no osso cortical foram baixas, similares àquelas encontradas na configuração M1. Os autores concluíram que em oclusões com grande componente de força buco-lingual, somente coroas unidas suportadas por três implantes podem minimizar o nocivo efeito dessas cargas.

Akça e Iplikçioğlu em 2001 compararam, por meio da análise tridimensional de elementos finitos, o efeito do posicionamento (linear e compensado) e das dimensões de 3 implantes utilizados como suporte de prótese parcial fixa posterior. Os resultados demonstraram que os menores valores de estresse 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 quando a espessura 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.

Iplikçioğlu e Akça em 2002 compararam, por meio de análise tridimensional de elementos finitos, o efeito do diâmetro, comprimento e quantidade de implantes na distribuição de tensões ao redor de implantes suportando uma prótese parcial fixa de três elementos em região posterior mandibular. As seguintes configurações protéticas foram testadas sob carga oblíqua de 400 N, vertical de 200 N e horizontal de 57N:

- a) três implantes de diâmetro regular e 8 mm de comprimento,
- b) três implantes de diâmetro regular com 10 mm de comprimento,
- c) dois implantes terminais com diâmetro 4.1 mm e 10 mm de comprimento,
- d) dois implantes terminais com diâmetro 4.1 mm e 8 mm de comprimento,
- e) dois implantes terminais com diâmetro regular e 10 mm de comprimento,
- f) dois implantes terminais com diâmetro regular e 8 mm de comprimento.

Os resultados demonstraram que a alteração no comprimento dos implantes não diminuiu os níveis de tensões, as configurações de implantes largos apresentaram os menores valores de tensões de compressão e tração no osso, sendo que foram observados distribuição e níveis de tensões similares para o desenho com dois implantes largos quando comparado com o de três implantes regulares para prótese implanto-suportada de 3 elementos. Os autores concluíram que a magnitude e a distribuição de tensões no osso cortical ao redor do colar do implante esteve dentro dos limites fisiológicos normais para o uso

de dois implantes de 4.1X10 mm como suportes terminais para prótese de fixa de 3 elementos.

Yokoyama et al. em 2004 avaliaram a influência da localização e do comprimento do implante mesial na distribuição de tensões em prótese parcial fixa posterior de três elementos, cantilever, suportada por dois implantes, por meio de análise de elementos finitos tridimensional. Os resultados demonstraram que o máximo de estresse equivalente ocorreu na região cervical do osso cortical adjacente aos implantes mesial e distal, grandes estresses foram encontrados quando o implante mesial estava localizado a 9 e 11 mm de distância do primeiro pré-molar e o aumento do comprimento do implante mesial influenciou pouco a redução de estresse. Concluiu-se que para uma prótese parcial fixa cantilever suportada por um implante mesial localizado a 7 mm ou menos do pré-molar remanescente pode gerar baixos níveis de tensões.

Huang et al. em 2006 investigaram os efeitos biomecânicos do posicionamento linear, bucal-compensado e lingual-compensado, de três implantes utilizados como pilares de prótese parcial fixa posterior de três elementos, por meio da análise de elementos finitos tri-dimensional. Os resultados demonstraram que sob carregamento vertical não houve diferença significativa entre o posicionamento linear e o compensado, entretanto sob cargas oblíquas o posicionamento compensado diminui os estresses no implante em até 17%. O estresse máximo no osso cortical e trabecular ao redor de cada implante não exibiram diferença significativa entre os posicionamentos. Os autores concluíram que o uso da disposição compensada pode diminuir o pico de estresse do implante, porém sob carga unitária, a qual pode ocorrer na mastigação de alimentos duros, a vantagem de diminuir os estresses no implante não pode ser garantida para todos os implantes. Em relação ao estresse ósseo, a disposição compensada não apresenta vantagens óbvias de redução de tensão em relação à linear, podendo provocar alto

estresse no osso adjacente de alguns implantes e conseqüentemente aumentar o risco de falha do implante.

Abu-Hammad et al. em 2007 investigaram, por meio da análise de tri-dimensional de elementos, a distribuição de tensões ao redor do pescoço de três implantes suportes de uma prótese parcial fixa de 3 elementos, variando o posicionamento do implante central ou do periférico (linear e compensado), a direção de aplicação de carga (vertical, bucal e mesial) e a quantidade de malha (rugosa, fina e extra fina). Os resultados mostraram que os menores valores de tensão compressiva foram registrados sob as condições de cargas verticais e os maiores valores foram observados sob as condições de cargas horizontais no sentido bucal. Em cada modelo e sob diferentes carregamentos, o implante diretamente carregado sempre obteve o maior valor de estresse compressivo. Sob cargas verticais, o modelo 1 (linear) demonstrou menores valores de tensão no osso quando comparado aos outros modelos. Sob cargas horizontais no sentido bucal, o modelo 3 (implante periférico offset) apresentou menores valores de tensão no osso. Sob cargas horizontais no sentido mesial, os valores de tensão no osso foram mais irregulares do que as condições de carga acima mencionadas. Os autores concluíram que o posicionamento compensado do implante central não produziu clara vantagem biomecânica, o posicionamento linear dos implantes produziu valores de tensão mais seguros sob cargas verticais e o posicionamento compensado do implante periférico poderia gerar valores mais seguros de tensão compressiva no osso sob carregamento bucolingual.

2.6 Estudos de extensometria

Tashkandi et al. em 1996 avaliaram *in vitro* o efeito da extensão do cantilever na distribuição de tensões em próteses parciais fixas. Uma costela bovina fresca foi usada para criar um situação clínica com 3 implantes posicionados (A, B e C) em linha reta a uma distância de 15 mm entre os centros. A extensão da extremidade livre foi de 30 mm, sendo que a partir do orifício do parafuso de retenção do implante terminal foram realizadas marcações a 5, 10, 15, 20 e 25 mm de distância, as quais receberam uma carga axial de 10 e 20 libras. Seis extensômetros lineares (SG) foram posicionados no osso da seguinte forma: SG1 mais próximo do implante C, sob a estrutura metálica, o SG2 entre o implante C e B, o SG3 entre o implante B e A, o SG4 posicionado apicalmente ao implante C, o SG5 apicalmente ao implante B e o SG6 apicalmente ao implante A. Os resultados revelaram aumento significativo da deformação óssea, à medida que se aumentou o comprimento do *cantilever*, aumento significativo da magnitude das tensões com aumento do valor da carga de 10 para 20 libras, sendo que as maiores deformações ocorreram na região apical do implante mais próximo da extremidade livre.

Duyck et al. em 2000 investigou *in vivo*, por meio da extensometria, a influência do material de prótese, metal e de resina acrílica, na distribuição e magnitude de carga oclusal em próteses parciais fixas implanto-suportadas. Participaram deste estudo oito pacientes com um total de nove próteses parciais fixas de 3 elementos suportadas por três implantes e três pacientes com um total quatro próteses parciais fixas de 2 elementos suportadas por dois implantes. Teste adicionais foram conduzidos sobre as próteses parciais fixas de 3 elementos quando apoiadas sobre somente dois implantes, criando uma prótese de extremo livre. Observou-se que houve significativo melhor distribuição das cargas oclusais nas próteses confeccionadas com metal quando comparado àquelas confeccionadas com resina acrílica no caso de próteses parciais fixas de 3 elementos suportadas por dois implantes. Os autores

concluíram que houve um aumento do risco de sobrecarga oclusal dos implantes próximos ao ponto de aplicação de carga somente nos casos de próteses extensas e de extremo livre confeccionadas com resina acrílica.

Çehreli e Iplikçioğlu em 2002b compararam, por meio da extensometria, as tensões *in vitro* em implantes de hexágono interno de diâmetro regular com 10mm de comprimento. Tais implantes foram utilizados como suporte de próteses parciais fixas cimentadas de três elementos, sob condições de carga de 50 N axial e não-axial. Foram testadas quatro configurações:

- a) dois implantes terminais, sendo o mesial com angulação de 15°;
- b) dois implantes terminais, sendo o distal com posicionamento não linear;
- c) dois implantes terminais, sendo o mesial com angulação de 15° e o distal com posicionamento não linear;
- d) dois implantes terminais linearmente posicionados e sem angulação.

Os resultados demonstraram que para todos os desenhos protéticos o carregamento não-axial gerou mais tensões que o carregamento axial. O desenho C foi o menos afetado pelos carregamentos não-axiais, seguido pelos desenhos B, A e D, sendo observado aumento de duas a três vezes de tensões para os desenhos A e D sob carga não-axial. Concluiu-se que o ponto de transferência de carga afetou as tensões nos implantes, já que em comparação com carregamento axial, o carregamento não-axial aumentou tensões compressivas na área adjacente à aplicação da carga. Tais tensões

causam dobramento dos implantes, podendo induzir a perda óssea ao redor do colar do implante.

Çehreli et al. em 2002a avaliaram *in vitro*, por meio da extensometria, as tensões ao redor de implantes com hexágono interno utilizados como suporte de próteses fixas cimentadas de quatro elementos, variando o posicionamento e a inclinação dos implantes, as condições de carregamento, axial e não-axial, e os locais de aplicação de carga. Cinco alinhamentos de implantes foram testados com pântico na região do terceiro implante:

- a) primeiro implante alinhado e com angulação de 15°, segundo e quarto implantes alinhados e sem angulação;
- b) primeiro, segundo e quarto implantes alinhados e sem angulação;
- c) primeiro e segundo implante alinhados e sem angulação, quarto implante desalinhado e sem angulação;
- d) primeiro e segundo implantes alinhados e sem angulação, quarto implante com angulação de 15°;
- e) primeiro e quarto implantes alinhados e sem angulação, segundo implante desalinhado e com angulação de 15°.

Os resultados revelaram que o carregamento não-axial dos implantes gerou mais tensões que o axial, porém a diferença não foi significativa para todos os grupos. Os autores concluíram que tais resultados enfatizam o efeito combinado da localização do implante, angulação e macro-geometria da prótese e que a avaliação biomecânica dos fatores estudados é um fenômeno multifacetado.

Devido a pequenos valores de carregamento comumente utilizados na odontologia, Vasconcellos e Nishioka em 2008 desenvolveram um dispositivo de aplicação de carga (DAC), visando substituir a máquina de ensaios universal Emic (DL 1000). 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, EUA) 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 kgf, em ambos os aparelhos, DAC e Emic, formando quatros grupos:

- G1) DAC/carga axial;
- G2) DAC/carga não-axial;
- G3) Emic/carga axial;
- G4) Emic/não-axial.

Os valores foram registrados em micro deformação ($\mu\epsilon$) e submetidos aos testes estatístico 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 micro deformação, tornando o DAC uma opção viável para aplicação de cargas axiais e não axiais.

Kim et al. em 2009 comparou *in vivo* o efeito do material oclusal no desenvolvimento de forças em prótese parciais fixas de 3 elementos suportadas por dois implantes, por meio da extensometria. Três pacientes participaram do estudo, sendo que dois pacientes possuíam dois implantes em um hemi-arco mandibular e um paciente dois implantes em cada hemi-arco mandibular. As próteses parciais fixas foram confeccionadas em ouro, metalo-cerâmica e metalo-plástica (TesceraTM ATLTM - grupo experimental). As cargas axiais e os momentos foram mensurados durante a mordida, sendo utilizado um dispositivo de medição da força oclusal durante este procedimento. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa nas deformações geradas entre os três materiais utilizados. Concluiu-se que o material TesceraTM ATLTM pode ser usado como opção para material de cobertura em próteses parciais fixas sobre implante.

Akça et al. em 2009 avaliaram, *in ex-vivo*, o efeito do desenho da prótese (cimentada ou parafusada) e da técnica de moldagem no nível de deformação óssea ao redor de implantes utilizados como suporte de prótese parciais fixas. Os autores concluíram que as tensões geradas ao redor dos dois implantes suportes da prótese parcial fixa de 3 elementos cimentada ou parafusada e fabricada pela técnica de moldeira aberta ou fechada são similares sob carga estática de 150 N.

Nishioka et al., 2009 quantificaram as deformações geradas em PPFs suportadas por três implantes durante o aperto do parafuso de retenção, variando o posicionamento (linear e compensado) e a conexão protética (hexágono interno e externo) dos implantes, por meio da extensometria. Foram testados quatro grupos:

- G1) três implantes, hexágono externo, dispostos em linha;
- G2) três implantes, hexágono interno, dispostos em linha;
- G3) três implantes, hexágono externo, dispostos em curva (implante central deslocado 1,5 mm em direção bucal);
- G4) três implantes, hexágono interno, dispostos em curva.

Os resultados demonstraram que diferença estatisticamente significativa para fator conexão protética. Concluiu-se que a conexão hexágono interno produziu maiores valores de micro deformação e que não houve evidência que o posicionamento compensado dos implantes reduziu a micro deformação ao redor dos implantes.

Nishioka et al. 2010 avaliaram as microdeformações ao redor de implantes durante o aperto de próteses parciais fixas de 3 elementos implanto-suportada, variando o tipo de conexão protética e cilindro. Três implantes com conexão hexágono externo (HE) e três com interno (HI) foram inseridos em dois blocos de poliuretano. Pilares protéticos microunit foram conectados aos respectivos implantes com torque de 20 Ncm. Cilindros pré-fabricados de Co-Cr (M) e cilindros plásticos (P) foram parafusados ao pilares protéticos, as quais receberam enceramentos padronizados que foram fundidos em liga de Co-Cr (n=5), formando quatro grupos, sendo HE/M, HE/P, HI/M e HI/P. Quatro extensômetros (SG) foram colados na superfície do bloco, tangenciando os implantes. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10 Ncm e magnitudes de micro deformação foram registradas em cada extensômetro. Os dados obtidos foram

submetidos aos testes estatísticos ANOVA de 2 fatores e Tukey ($p < 0,05$). Os valores de micro deformação de cada grupo foram: G1= $338,1 \pm 223,0 \mu\epsilon$; G2= $363,9 \pm 190,9 \mu\epsilon$; G3= $415,1 \pm 53,5 \mu\epsilon$; G4= $363,9 \pm 190,9 \mu\epsilon$. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre hexágono externo e interno, independente do tipo de cilindro. Concluiu-se que o tipo de conexão protética e cilindro apresentaram comportamento mecânico similar durante o aperto do parafuso de retenção.

Abreu et al. em 2010 verificaram, por meio da extensometria, as micro deformações geradas ao redor de três implantes cone morse utilizados como suporte de PPFs de 3 elementos, variando tipo de cilindro e o ponto de aplicação de carga. Três implantes foram inseridos linearmente em um bloco de poliuretano. Pilares microunit foram instalados com torque de 20 Ncm, sobre estes foram parafusados cilindros plásticos e usinados. Em seguida, enceramentos foram adaptados sobre os cilindros e fundidos em monobloco ($n=5$). Quatro extensômetros foram colados sobre a superfície do bloco. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos e cargas verticais estáticas de 30 kg foram aplicadas em cinco pontos pré-determinados. Os dados obtidos foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA e de Tukey. Os resultados demonstraram que houve diferença estatisticamente significativa para o fator ponto de aplicação de carga. Os autores concluíram que o tipo de cilindro não interferiu no nível de micro deformação durante o carregamento, que o local da aplicação da carga axial influenciou diretamente a magnitude da micro deformação ao redor dos implantes, porém permanecendo dentro dos limites fisiológicos do osso.

Nishioka et al. em 2011 compararam *in vitro* as deformações geradas durante o aperto de próteses parciais fixas de 3 elementos, variando o tipo de conexão protética e a disposição dos implantes. Três implantes, hexágono externo, interno e cone morse, foram inseridos em posicionamento linear ou deslocado (*off-set*) em seis blocos

de poliuretano. Sobre os implantes foram parafusados pilares microunit com torque de 20 Ncm, sobre os quais foram confeccionados enceramentos padronizados e fundidos em liga de cobalto-cromo (n=60). Quatro extensômetros foram estrategicamente colados na superfície de cada bloco, ao redor dos implantes. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10 Ncm e as microdeformações geradas foram registradas. Os dados obtidos foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA de 2 fatores de medidas repetidas e Tukey ($p < 0,05$). Os resultados mostraram que houve diferença para o fator conexão protética. Os autores concluíram que o posicionamento desalinhado dos implantes não reduziu as tensões ao redor dos implantes quando comparado ao posicionamento linear e que a conexão protética com hexágono interno e cone morse não diminuiu a micro deformação ao redor dos implantes.

Vasconcellos et al. em 2011 avaliaram, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos suportadas por 3 implantes, variando o tipo de cilindro e o ponto de aplicação de carga. Foram inseridos, em disposição linear, três implantes de hexágono interno em um bloco de poliuretano. Em seguida, pilares protéticos microunit foram conectados aos implantes com torque de 20 Ncm, e sobre estes foram parafusados cilindros usinados de Co-Cr e cilindros plásticos, as quais receberam enceramentos padronizados que foram posteriormente fundidos em liga de Co-Cr (n=5). Quatro extensômetros (SG) foram colados na superfície do bloco, tangenciando os implantes visando mensurar a micro deformação peri-implantar no momento da aplicação das cargas. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10 Ncm e foi realizada a aplicação de carga axial de 30 kgf em 5 pontos pré-determinados. Os dados obtidos foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA e Tukey ($\alpha = 5\%$). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa para o ponto de aplicação de carga. Com

relação ao tipo de cilindro, não foi observada diferença estatisticamente significativa. Concluiu-se que o tipo de cilindro não interferiu na magnitude da micro deformação peri-implantar durante a aplicação de cargas axiais e que a localização da aplicação de carga axial influenciou a magnitude desta micro deformação.

2.7 Estudos associados

Akça et al. em 2002 avaliaram a compatibilidade das análises tridimensional de elementos finitos e a extensometria *in vitro* na mensuração de deformações em implantes dentais. Dois implantes foram verticalmente embebidos em resina autopolimerizável, um extensômetro foi colado em cada implante, paralelo ao seu longo eixo. Sete próteses de três elementos implanto-suportadas foram obtidas em liga de Ni-Cr, e cimentadas com cimento temporário. Cada prótese foi verticalmente carregada com 50 N em 3 pontos centrais (CL) e 3 pontos laterais (LL). Um modelo tridimensional de elementos finitos do modelo da extensometria (M1) e um modelo adicional (M2), no qual foi simulado o osso humano, foram construídos por meio do programa computacional Marc K7.2- Metat 3.2 (Marc Analysis Research). Os resultados demonstraram que no modelo de extensometria, deformações compressivas ocorreram em todos os implantes e as cargas laterais geraram maiores deformações que as cargas centrais e as áreas de deformações compressivas obtidas no modelo de extensometria ocorreram em áreas correspondentes nos modelos de elementos finitos. No entanto, maiores deformações foram obtidas no modelo de extensometria quando comparado aos dois modelos de elementos finitos e a magnitude de deformações nos implantes foram maiores no modelo M1 que o modelo M2 de elementos finitos para as condições de cargas

laterais. Concluiu-se que houve diferença na quantificação das deformações entre a análise de tridimensional de elementos finitos e a extensometria, porém houve compatibilidade qualitativa entre as duas análises das deformações induzidas sob aplicação de carga.

Çehreli e Akça em 2004 examinaram a transmissão de forças de implantes estreitos, quando utilizados como suporte terminal de prótese fixa implanto suportada de três elementos, por meio de fotoelasticidade e de extensometria. Modelos fotoelásticos e de extensometria com as seguintes configurações foram construídos:

- a) prótese fixa de 3 elementos suportada por dois implantes terminais regulares de 4,1 mm de diâmetro (controle);
- b) prótese fixa de 3 elementos suportada por um implante terminal estreito de 3,3 mm de diâmetro e um regular de 4,1 mm;
- c) prótese fixa de 3 elementos suportada por um implante estreito com pescoço estreito e um regular de 4,1 mm.

Uma carga estática de 100 N foi aplicada separadamente, em três locais, ou seja, sobre o pântico e sobre os implantes mesial e distal das próteses, em ambos os modelos. Os resultados demonstraram que o uso de implantes com diâmetro e pescoço reduzidos aumentou as magnitudes de tensão e deformação ao redor dos implantes, quando comparado com ao grupo controle, os gradientes de tensão na análise fotoelástica foram levemente menores do que aqueles obtidos na extensometria. Concluiu-se que implantes de diâmetro estreito podem ser utilizados como suporte de prótese parcial fixa em pacientes com pequena força de mordida. Além disso, em situações envolvendo

implantes estreitos, o aumento de fixações é crucial para a melhora do resultado biomecânico do tratamento.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo foi avaliar *in vitro* a influência da aplicação de cargas axiais e não-axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por três implantes de conexão hexágono interno, dispostos em configuração linear e compensada, por meio da extensometria. As seguintes hipóteses foram formuladas:

- a) a configuração compensada dos implantes reduz a magnitude de micro deformação ao redor dos implantes;
- b) os pontos de aplicação de carga produzem diferentes magnitudes de micro deformação ao redor dos implantes;
- c) as cargas não-axiais geram magnitude de micro deformação ao redor dos implantes maior que as cargas axiais.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Confeção do bloco de poliuretano

Uma matriz fabricada em alumínio foi utilizada para a obtenção de dois blocos semelhantes de resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France). A resina de poliuretano possui propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano – 3,6GPa e osso medular – 4,0 a 4,5 GPa). A matriz de alumínio é constituída por uma placa horizontal, duas placas verticais maiores, duas placas verticais menores e oito parafusos que possibilitam a união das placas.

A matriz de alumínio montada forma um recipiente retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 1).

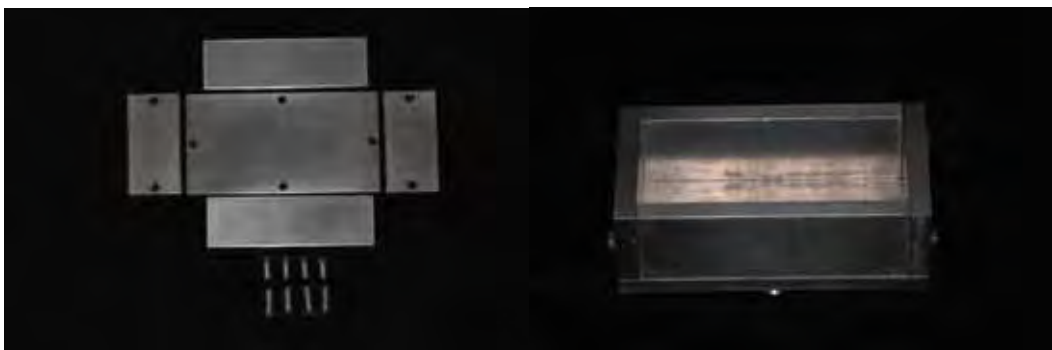


Figura 1- Matriz de alumínio utilizada para a confecção dos blocos de poliuretano desmontada e montada.

A resina de poliuretano é constituída por dois líquidos, uma base e um catalisador, os quais foram proporcionados com medidas semelhantes e misturados com o auxílio de uma espátula no interior de um gral de borracha. Após a homogeneização total dos líquidos, a mistura

foi vertida na matriz de alumínio, preenchendo-a completamente. Após o tempo de polimerização do poliuretano, 20 minutos, a matriz de alumínio foi desmontada e o bloco de poliuretano destacado.

As superfícies do bloco de poliuretano foram desgastadas com lixas d'água com granulações progressivas e seriadas (220 a 600), visando obter superfícies planas e livres de irregularidades. Ao final do processo, o bloco de poliuretano apresentou dimensões de 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 30 mm de altura (Figura 2).



Figura 2 - Característica final do bloco de poliuretano.

4.2 Realização das perfurações, inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos

Dois conjuntos de matrizes de alumínio foram confeccionados para padronizar o posicionamento dos implantes nos blocos de poliuretano. O primeiro conjunto denominado de linear (L), o qual permite o posicionamento linear dos implantes. O segundo conjunto denominado de compensado (C ou *off-set*) o qual permite o

posicionamento compensado dos implantes, ou seja, o cilindro central deslocado em 2 mm quando comparado com o cilindro central do posicionamento linear.

- a) componente 1: base retangular exibindo 75 mm de comprimento por 40 mm de largura e 5 mm de espessura. A porção central possui três cilindros equidistantes a 3 mm, sendo que cada cilindro apresenta 4 mm de altura por 4 mm de diâmetro. Marcações bilaterais em baixo relevo foram realizadas a 3 mm da convexidade dos cilindros, sendo 3 verticais e 5 horizontais, com distância de 2 mm entre as mesmas. Esta base ainda exhibe 4 perfurações, com 2 mm de diâmetro, centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas (Figura 3 e 4), que permitem rosquear parafusos específicos para promover a união entre os componentes 2 e 3;
- b) componente 2: estrutura retangular apresentando 75 mm de comprimento por 40 mm de largura e 4 mm de espessura, que apresenta uma abertura central, limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. Esta estrutura é fixada à base por dois parafusos verticais (Figura 5);
- c) componente 3: placa com formato retangular, com 75 mm de comprimento por 10 mm de largura e 3 mm de espessura, que apresenta três orifícios centrais com 4 mm de diâmetro, os quais exibem roscas na parte interna para a colocação de anéis de diferentes diâmetros. Os anéis permitem

padronizar o direcionamento das perfurações. Estes orifícios coincidem com a localização dos três cilindros existentes na base (componente 1). Em cada extremidade horizontal há uma perfuração transversal, com o objetivo de fixar o conjunto (Figura 6 e 7).

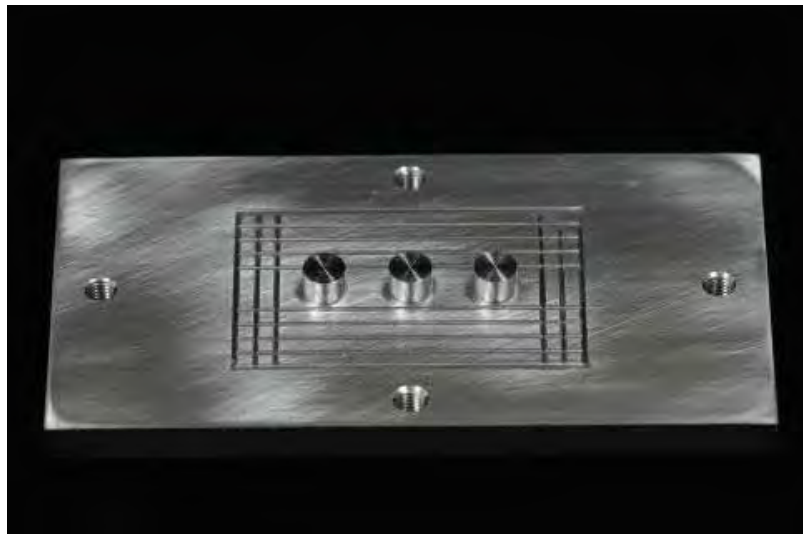


Figura 3 - Componente 1: base com a configuração linear. Posicionamento centralizado dos cilindros.

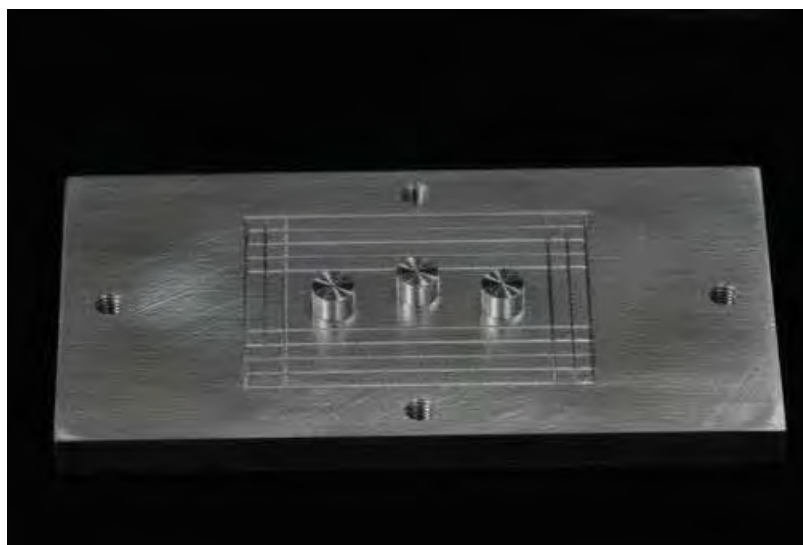


Figura 4 - Componente 1: base com a configuração compensada. Cilindro central deslocado em 2 mm.



Figura 5 - Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central.

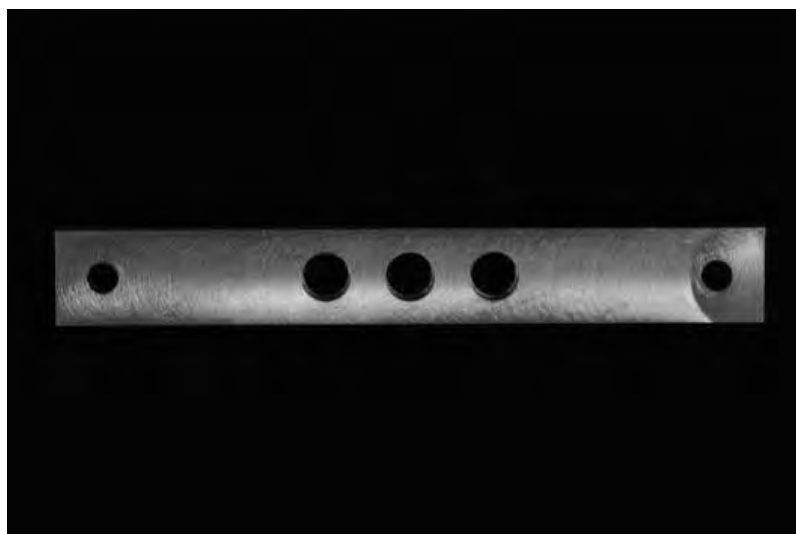


Figura 6 - Componente 3: barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração linear.

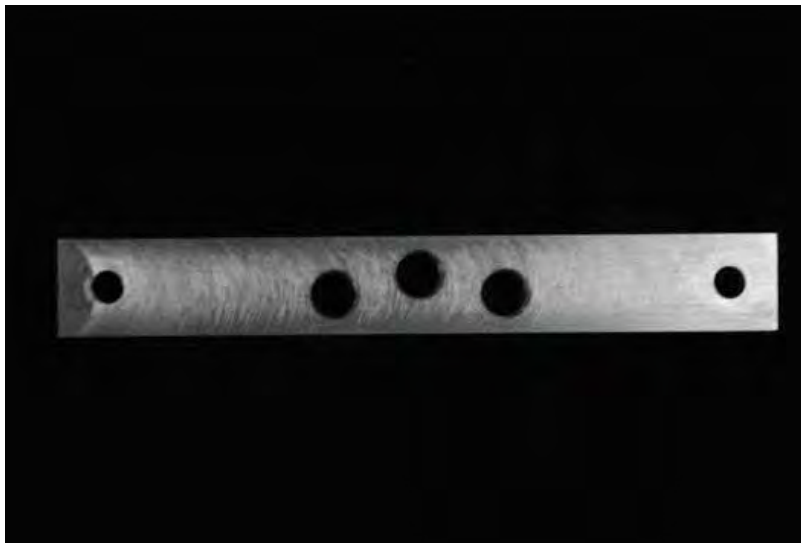


Figura 7 - Componente 3: barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração compensada.

Os dois conjuntos de matrizes montados podem ser observados nas Figuras 8 e 9.



Figura 8 - Conjunto de matrizes linear.



Figura 9 - Conjunto de matrizes compensada, caracterizada pelo deslocamento de cilindro central.

Para padronizar a distância e os locais para a inserção das três fixações no bloco, o componente 3 foi fixado ao bloco de poliuretano, por parafusos verticais. Em um dos blocos foi fixada a barra com os três orifícios dispostos linearmente e no outro bloco a barra com o orifício central deslocado em 2 mm.

Para a realização das perfurações foi utilizado um conjunto de fresas padronizadas e convencionais para cirurgias, acopladas ao contra-ângulo (KavoDental GmbH Biberach – Alemanha) com redução 16:1, conectado ao motor elétrico BLM 600 (Driller, Jaraguá – Brasil). As perfurações foram iniciadas pela ponta de lança, seguida das brocas helicoidais de 2, 3 e 3,15 mm de diâmetro (ASTechnology – Titanium Fix – São José dos Campos - SP – Brasil), com velocidade média de 1800 rotações por minuto.

Para auxiliar a padronização da axialidade das perfurações, foram utilizados anéis com diâmetros internos progressivamente maiores (ASTechnology – Titanium Fix – São José dos Campos - SP – Brasil) e compatíveis com os diâmetros das fresas utilizadas. Tais anéis são identificados por cores e rosqueados, alternadamente, aos três orifícios existentes no componente 3, sendo que

o anel branco corresponde a fresa de 2 mm, o amarelo a fresa de 3 mm e o azul a fresa de 3.15 mm (Figura 10 e 11).

O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões convencionais, excluindo os cuidados de assepsia.



Figura 10 - Componente 3 fixado por parafusos verticais no bloco de poliuretano e associado aos anéis rosqueáveis, posicionamento linear.



Figura 11 - Componente 3 fixado por parafusos verticais no bloco de poliuretano e associado aos anéis rosqueáveis, posicionamento compensado.

As três fixações com 3.75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento e plataforma de assentamento de 4.1 mm (I-fix - ASTechnology – Titanium Fix ,São José dos Campos - SP – Brasil) foram

inseridas no bloco, paralelamente entre si, utilizando velocidade média de 14 rotações por minuto, com torque de 40 Ncm. Previamente, as fixações foram numeradas de um a três, da esquerda para direita (Figura 12 e 13). Para finalizar a inserção de cada fixação, foi utilizada uma chave de catraca cirúrgica manual (ASTechnology – Titanium Fix , São José dos Campos - SP – Brasil). Durante todas as etapas foi realizada a refrigeração dos procedimentos utilizando bomba de irrigação acoplada no motor elétrico.

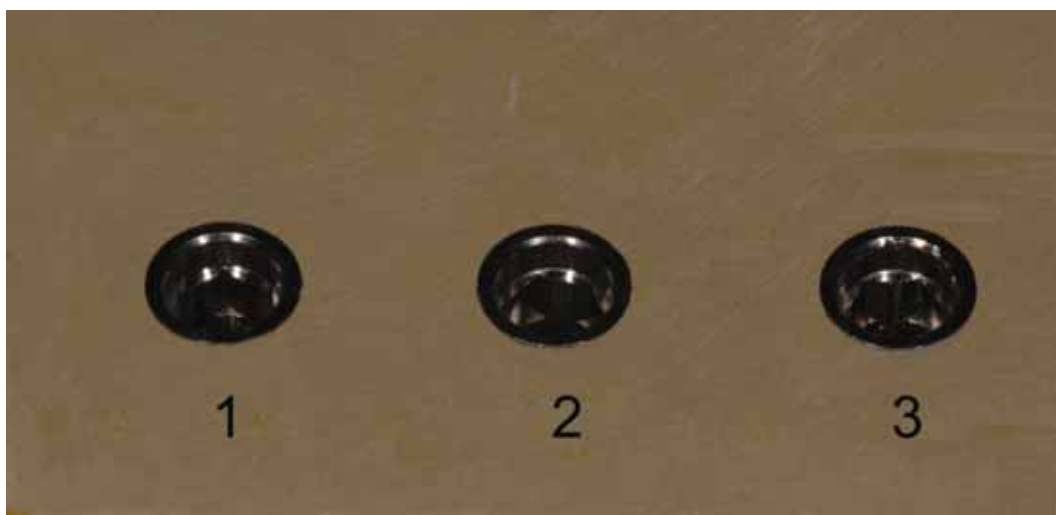


Figura 12 – Posicionamento das fixações de hexágono interno, evidenciando a equidistância e o posicionamento linear.

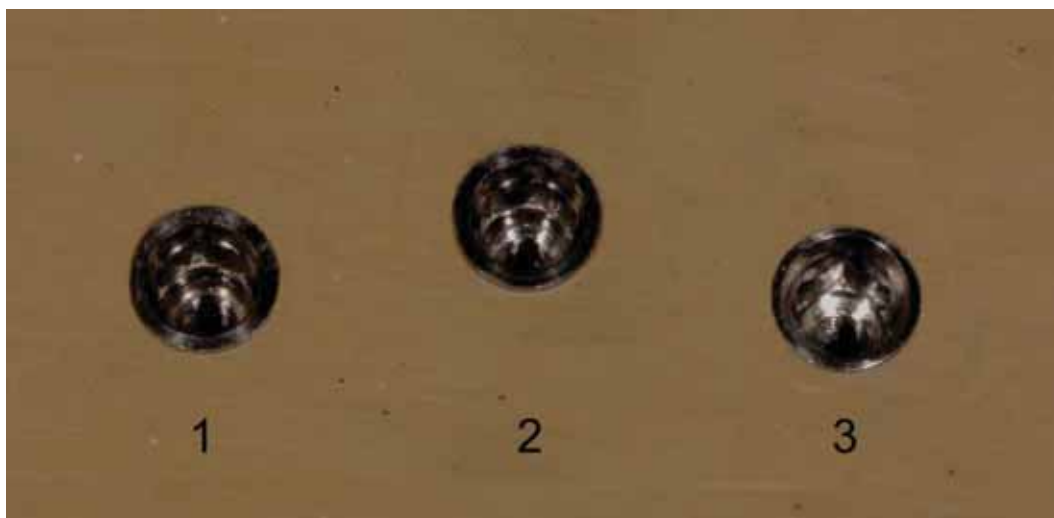


Figura 13 – Posicionamento das fixações de hexágono interno, evidenciando a equidistância e o posicionamento compensado.

A seguir, conexões protéticas tipo Microunit (ASTechnology – Titanium Fix , São José dos Campos - SP – Brasil), com cinta metálica de 3 mm, foram instaladas sobre as fixações utilizando torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico progressivo (ASTechnology – Titanium Fix , São José dos Campos - SP – Brasil), conforme recomendação do fabricante.

4.3 Obtenção dos corpos de prova

4.3.1. Enceramento dos corpos de prova

A padronização do enceramento foi obtida a partir da fixação da base (componente 1) com o componente 2 (Figura 14), criando um recipiente retangular com 35 mm de comprimento por 25 mm de largura e 4 mm de altura, contendo na porção central três cilindros com diâmetro de 4mm. Após a liquefação da cera (Ceras Barbinete, DCL

CampinenseLtda, São Paulo – Brasil), o recipiente serviu para o acondicionamento da cera liquefeita.



Figura 14 – União do componente 1 e 2, criando as dimensões do enceramento, configuração linear e compensada.

Em seguida, aguardou-se o resfriamento do padrão de cera sobre a bancada. Após a remoção das matrizes, as duas marcações horizontais das margens, superior e inferior, foram removidas com auxílio de uma lâmina de bisturi. Este procedimento permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova, sendo 10 enceramentos para o posicionamento linear e 10 para o compensado (Figura 15).

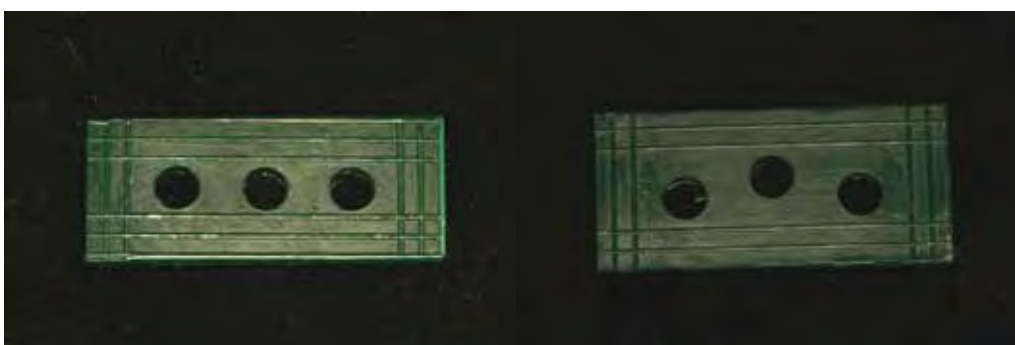


Figura 15 – Aspecto final do enceramento linear e compensado.

Três coifas plásticas para cada enceramento ($n=10$) (ASTechnology – Titanium Fix , São José dos Campos - SP – Brasil) foram parafusadas sobre os pilares protéticos com parafuso de retenção de titânio (ASTechnology – Titanium Fix , São José dos Campos - SP –

Brasil), utilizando uma chave hexagonal de 1.17 mm (ASTechnology – Titanium Fix , São José dos Campos - SP – Brasil). Em seguida, o enceramento foi posicionado sob ligeira pressão sobre as coifas (Figura 16). Para selar a união das coifas ao enceramento foi utilizado o instrumental aquecido do tipo gotejador (Conjunto para enceramento do tipo PK Thomas: SS White – Brasil).

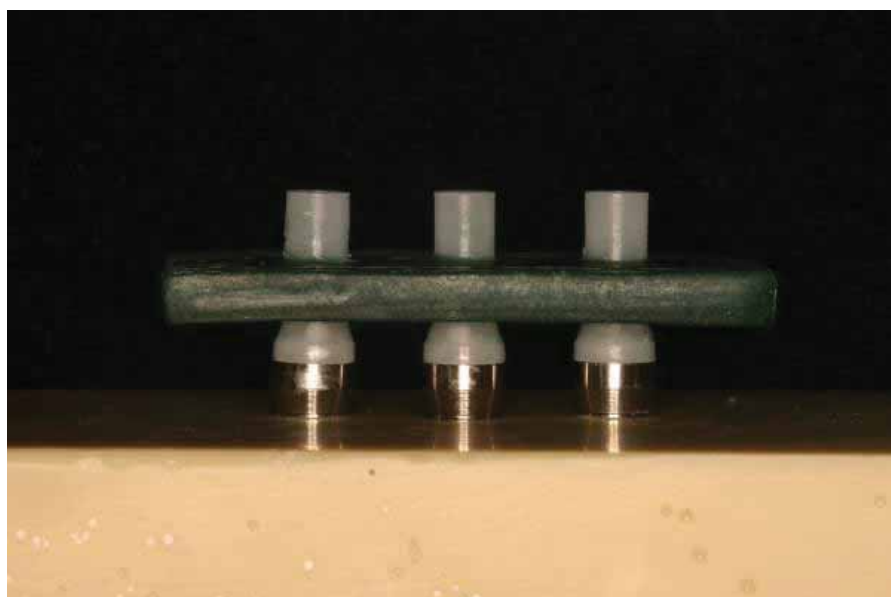


Figura 16 – Enceramento posicionado sobre os cilindros de plástico.

4.3.2 Inclusão e fundição

Cada enceramento foi unido a um conduto de alimentação, fixado na base formadora do cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) e recebeu aplicação do agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo – Brasil). Em seguida, todo o conjunto foi colocado, individualmente, no interior de anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) com capacidade máxima de 180 g, para verter o revestimento. Foi utilizado

jato de ar comprimido para a secagem do conjunto após aplicação do agente redutor.

O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo, com 20 psi (Polidental modelo A300 Ind. e Com. Ltda. – Brasil), durante 30 segundos com velocidade de 425 rpm, e vertido nos anéis de silicone. Após 20 minutos, observou-se a presa final do revestimento e os enceramentos foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado ao forno (EDG 1800 EDG - Brasil) para aquecimento e volatilização da cera e do plástico. O ciclo utilizado foi o pré-aquecimento a temperatura de 800°C com patamar de 30 minutos, seguida da elevação da temperatura a 900°C com patamar de 30 minutos.

Para cada anel de silicone foram utilizados 26 gramas de liga de Co-Cr (Wirobond SG, Bremen - Alemanha). A fundição foi realizada com gás de acetileno-oxigênio e a injeção do metal ocorreu em uma centrífuga convencional. O resfriamento dos blocos das fundições, até atingir a temperatura ambiente, ocorreu sobre a mesa de trabalho.

Para a desinclusão foi utilizado um martetele de pneumático, sendo que o excesso de revestimento foi removido com uma tesoura reta para ouro (SS White – Brasil). Posteriormente, foi realizado jateamento (Easyblast Bego, Bremen – Alemanha), com partículas de 110 µm pó de óxido de alumínio, sob pressão de 60 psi, para a remoção do restante do revestimento. Os canais de alimentação foram removidos com discos de carborundum (Dentorium, New York – EUA).

As estruturas metálicas foram assentadas sobre os pilares protéticos (Figura 17) e a estabilidade do conjunto foi aferida sem realização do aperto dos parafusos. Cada estrutura metálica ou corpo de prova foi numerado e codificado com o grupo correspondente.

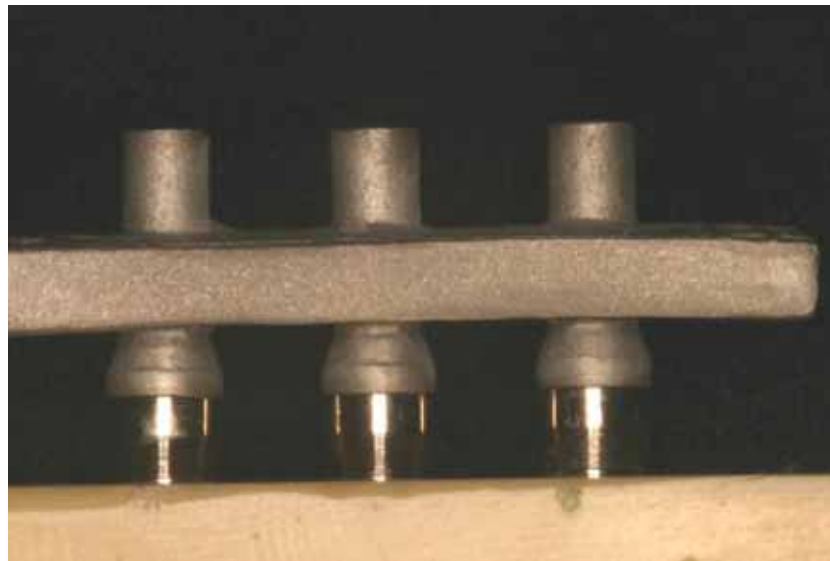


Figura 17 – Verificação da adequada adaptação da estrutura metálica sobre os pilares protéticos.

A porção de metal excedente superior, localizado no orifício de entrada do parafuso de retenção, foi desgastada com auxílio de disco de carborundum (Dentorium, New York – EUA) acoplado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil) para uso laboratorial, em seguida, foi realizado novo jateamento (Easyblast Bego, Bremen – Alemanha), com partículas de 110 μm pó de óxido de alumínio, sob pressão de 60 psi, obtendo estruturas metálicas com a superfície superior plana. Ao final do processo, as estruturas metálicas apresentaram dimensões de 35 mm de comprimento por 15 mm de largura e 4 mm de espessura (Figura 18).



Figura 18 – Aspecto final do corpo de prova com posicionamento linear e compensado.

4.4 Extensometria

Quatro extensômetros lineares elétricos (KFG-02-120-c1-11N30C2 Kyowa Eletronic Instruments Co, Tokyo – Japão) foram colados na superfície superior do bloco de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Previamente, nestes locais, a superfície do bloco foi trabalhada com lixa d'água de granulação 220, seguida da limpeza das superfícies com álcool isopropílico.

A colagem dos extensômetros foi realizada individualmente, utilizando pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Previamente aos procedimentos de colagem, foi realizada a aferição de cada extensômetro, 120Ω , utilizando aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida, São Paulo – Brasil). Após o posicionamento, cada extensômetro foi mantido sobre pressão digital durante três minutos.

Na superfície superior do bloco de poliuretano também foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. A superfície de cobre das placas terminais e os dois fios originários de cada extensômetro foram levemente lixados e soldados com estanho (Soldering unit: Mark VII Strain Gage Line accessories, Measurements Group Inc., Raleigh, North Carolina – EUA; Solder

connection: 44 rosin core solder, Kester Anaheim, CA – EUA). Posteriormente, sobre a outra extremidade de cada terminal, foram pinceladas duas camadas de fluxo para solda (Soldering flux: M – line accessories, Measurements Group Inc., Raleigh, North Carolina – EUA), soldando o três cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14 mm multicabo, São Paulo – Brasil), os quais foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100 Scanner – System 5000 - Instruments Division Measurements Group, Inc., Raleigh, North Carolina – EUA, FAPESP proc: 07/53293-4), formando uma ligação denominada $\frac{1}{4}$ de ponte de Wheatstone de 120Ω , que é um circuito elétrico capaz de detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação (Figura 19 e 20).

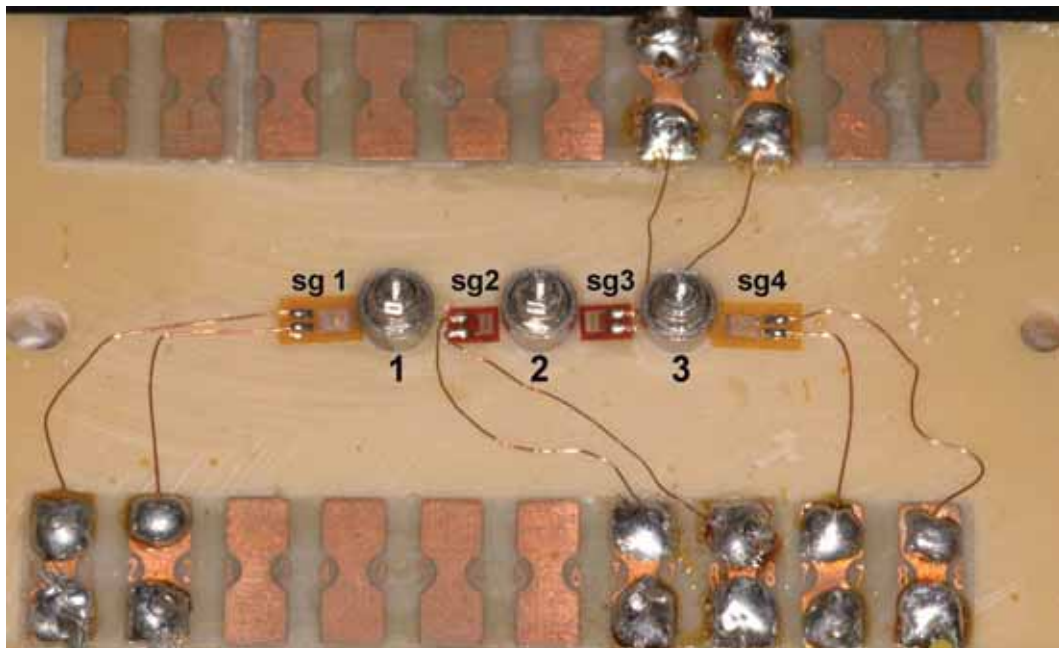


Figura 19 – Posicionamento dos extensômetros e das placas terminais para o modelo linear.

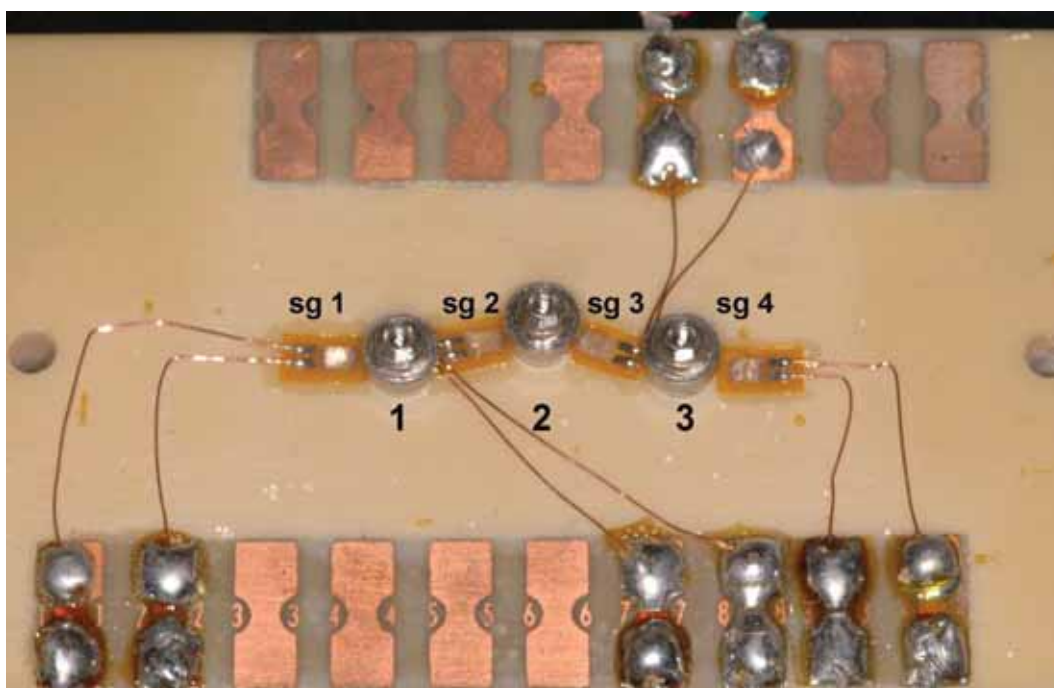


Figura 20 – Posicionamento dos extensômetros e das placas terminais para o modelo compensado.

Após a finalização da conexão, tanto nos fios dos extensômetros como nos três cabos elétricos blindados foram pinceladas duas camadas de neutralizador do fluxo de solda (Solvent rosin: Line accessories, Measurements Group, Inc., Raleigh, North Carolina – EUA) em toda superfície.

Para registrar adequadamente as variações ocorridas no circuito elétrico, estas foram amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de Wheatstone e amplificar o sinal gerado, realizou sua conversão de analógico para digital.

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação ($\mu\epsilon$) pelo *software Strain-Smart* de aquisição de dados, responsável pelo registro das informações, tais como interpretações, modificações e processamentos dos sinais. Este software foi instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB de memória RAM.

Cada extensômetro linear elétrico correspondia a um canal do aparelho condicionador, na seguinte ordem:

- a) canal 1 (C1) – mesial do implante 1;
- b) canal 2 (C2) – mesial do implante 2;
- c) canal 3 (C3) – distal do implante 2;
- d) canal 4 (C4) – distal do implante 3.

4.5 Aplicação de carga

Para o carregamento estático dos corpos de prova foi utilizado um dispositivo de aplicação de carga (DAC) (Vasconcellos e Nishioka, 2008), que permite carregamentos estáticos verticais de diversas magnitudes sobre os corpos de prova. Os carregamentos podem ser modificados conforme a quantidade de peso e a localização do pino de pressão, variando 5 a 40 kg, com intervalos de 5 kg (Figura 21).

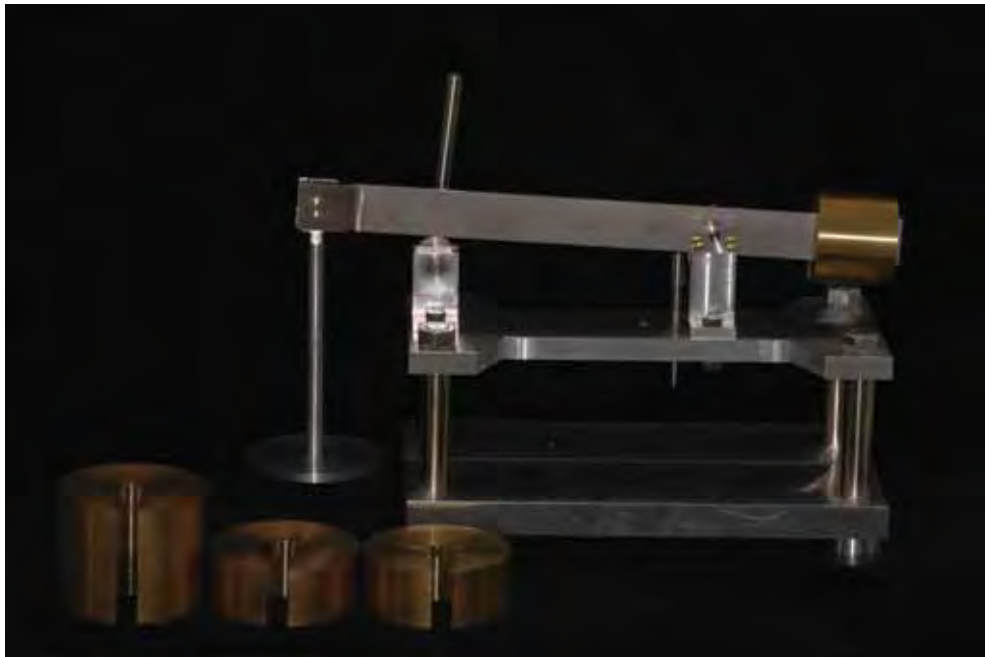


Figura 21 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

Após o posicionamento de cada corpo de prova sobre os pilares protéticos, foram realizados os apertos dos parafusos de retenção com auxílio de uma chave de ponta hexagonal de 1.17 mm até obter a primeira resistência. A seqüência de aperto iniciou-se com o parafuso central, depois o da esquerda e finalizando com o da direita. A ponta hexagonal de mesmo diâmetro foi adaptada num torquímetro progressivo para finalizar o aperto dos parafusos de retenção com torque aproximado de 10 Ncm.

Para aplicação de carga sobre os corpos de prova foram inicialmente selecionados cinco pontos de aplicação de carga, sendo 3 axiais (A, B e C) e dois não-axiais (D e E). O primeiro ponto, denominado ponto A, localizado sobre orifício do parafuso de retenção do implante 1. O segundo ponto, denominado ponto B, localizado sobre o orifício do parafuso de retenção do implante 2, o terceiro ponto, denominado ponto C, localizado sobre o orifício do parafuso de retenção do implante 3, o quarto ponto, denominado ponto D, distante 6mm do centro do orifício do parafuso de retenção do implante 3, o quinto ponto, denominado ponto E, distante 8mm do centro do orifício do parafuso de retenção do implante 3, conforme Figura 22.

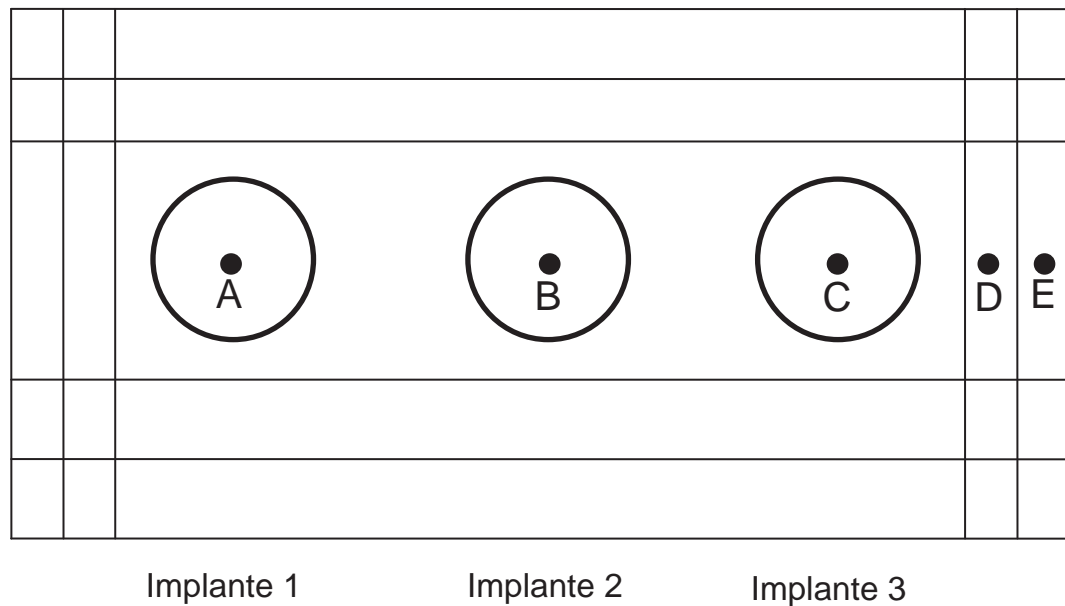


Figura 22 – Pontos de aplicação de carga axiais (A, B e C) e não-axiais (D e E).

A carga vertical estática utilizada foi de 30 kg (Mericske-Stern et al., 1995) durante 10 segundos, com o auxílio do dispositivo de aplicação de carga (Figuras 23 e 24).

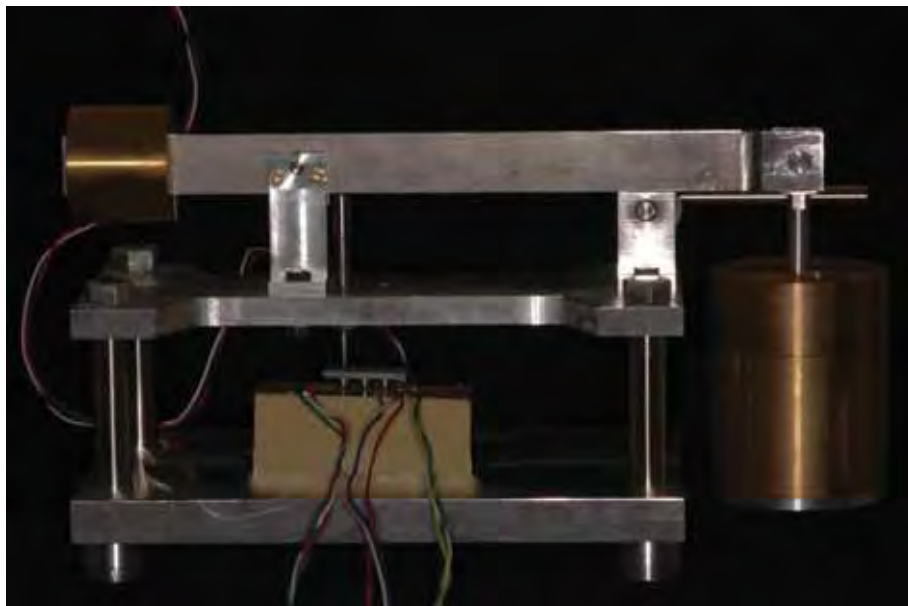


Figura 23- Corpo de prova durante o carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A.



Figura 24 – Detalhe do carregamento vertical estático, sobre o ponto de aplicação de carga A, no modelo experimental linear.

A magnitude de deformação em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em microdeformação ($\mu\epsilon$). Antes de cada leitura, o aparato foi zerado, balanceado e calibrado a $\pm 10 \mu\epsilon$, sem estresse no modelo experimental. Estes procedimentos foram repetidos por mais duas vezes, totalizando 3 carregamentos por ponto de aplicação.

4.6 Planejamento experimental

O delineamento deste estudo seguiu o esquema fatorial tipo 2 x 5, sendo que as variáveis dependentes estudadas foram: o posicionamento (2: linear e compensado) e o ponto de aplicação de carga (5: A, B, C, D, E). A variável resposta foi a microdeformação ($\mu\epsilon$) obtida na extensometria durante a aplicação de carga. A unidade experimental foi a estrutura metálica, denominada corpo-de-prova. Os corpos-de-prova

foram aleatoriamente designados para as condições de aplicação de carga.

Para comparar a magnitude de micro deformação resultante do posicionamento dos implantes e do ponto de aplicação de carga, a natureza das microdeformações obtidas na extensometria, positivas e negativas, foram transformadas em valores absolutos (em módulo), os quais foram utilizados para calcular os valores médios de microdeformação em cada extensômetro.

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios padrão e representação gráfica (gráfico de pontos e de colunas). Os dados obtidos na extensometria foram submetidos à análise de variância de medidas repetidas (ANOVA) de dois fatores, no qual a variável ponto de aplicação de carga foi considerado como fator repetido. 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%.

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 8.0, 2003) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 9.0, 2008).

5 RESULTADOS

Os valores de micro deformação originais registrados pelos quatro extensômetros após a aplicação de carga vertical estática de 30kg nos cinco pontos pré-determinados sobre as estruturas metálicas estão demonstrados no apêndice.

Para a análise estatística foram utilizados os valores de micro deformação em módulo, permitindo comparações entre a magnitude de deformação resultante do tipo de configuração e do ponto de aplicação de carga.

Inicialmente, foram obtidas as médias de micro deformação nos quatro extensômetros (SG), para configuração linear e compensada nos cinco pontos de aplicação de carga estão demonstradas nas figuras 25, 26, 27, 28 e 29, respectivamente.

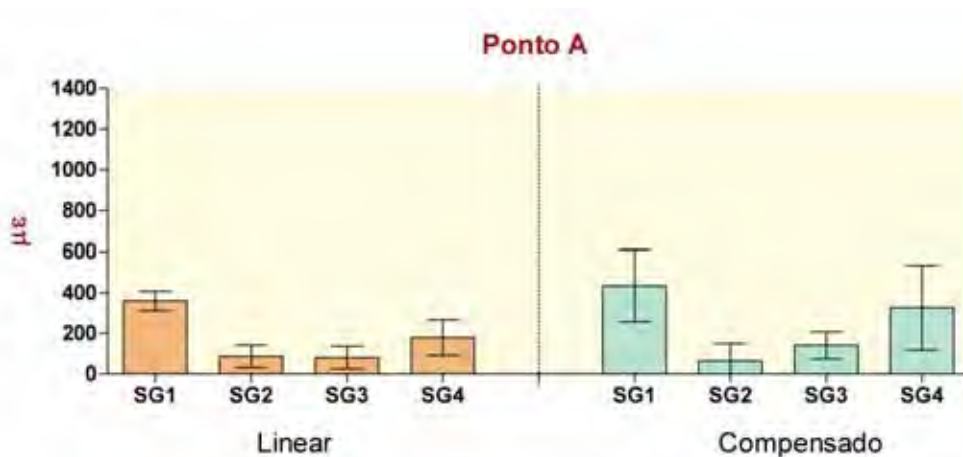


Figura 25 - Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatro extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto A.

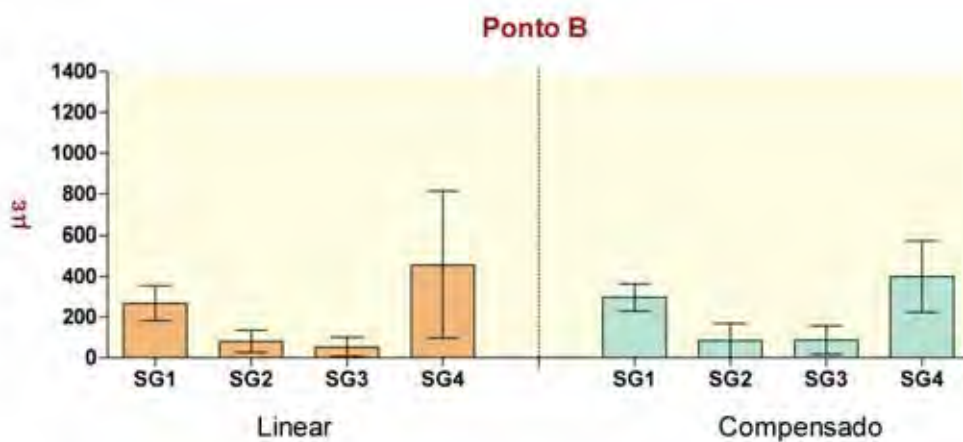


Figura 26 - Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatro extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto B.

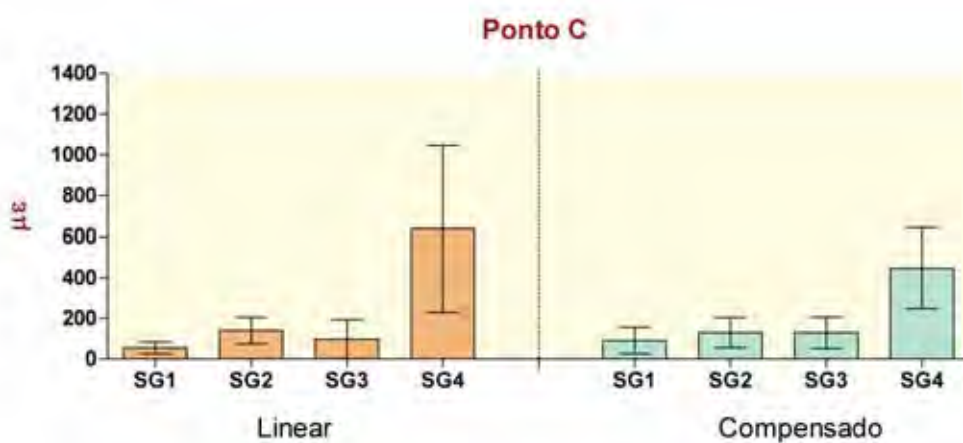


Figura 27 - Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatro extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto C.

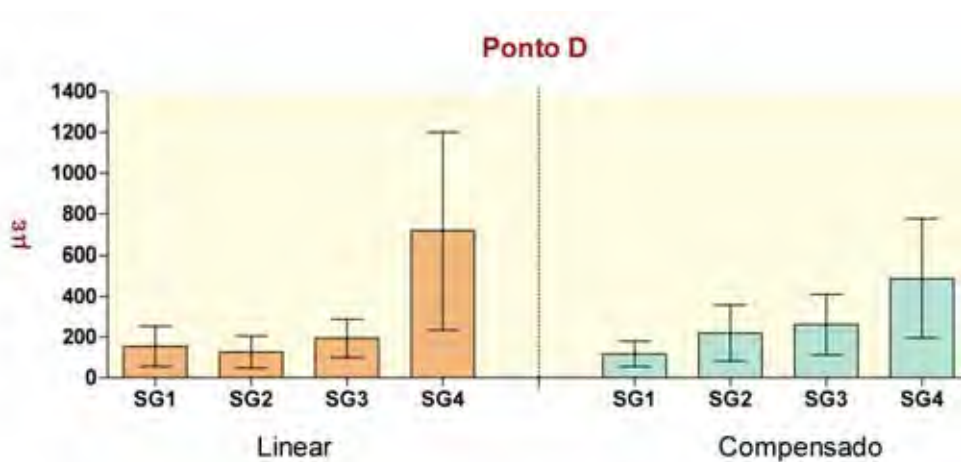


Figura 28 - Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatro extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto D.

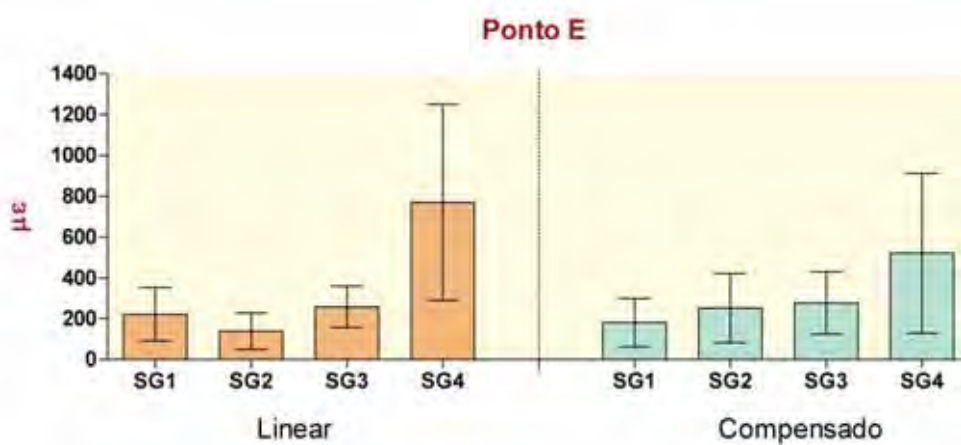


Figura 29 - Gráfico de médias e desvio padrão de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos nos quatro extensômetros para a configuração linear e a compensada após a aplicação de carga sobre o ponto E.

Analisando as figuras acima, observou-se que as maiores microdeformações ocorreram nos extensômetros localizados próximo ao ponto de aplicação de carga, para os pontos de aplicação de carga A, C, D e E, Enquanto que, para o ponto de aplicação de carga B, sobre o implante central, as maiores microdeformações ocorreram nos

extensômetros mais distantes SG1 e SG4, independente do tipo de configuração.

Em seguida, foi obtida a média dos quatro extensômetros e realizada a estatística descritiva para as variáveis configuração e ponto de aplicação de carga, que estão representados nas tabelas 1 e 2, respectivamente.

Tabela 1 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) referentes a variável configuração, obtidas a partir da média dos quatros extensômetros

Configuração	N*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
Linear	50	253,9	$\pm 135,4$	53,32
Compensada	50	247,1	$\pm 97,3$	39,38

* número de corpos de prova

Tabela 2 - Dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) referentes a variável ponto de aplicação de carga, obtidas a partir da média dos quatros extensômetros, para as configurações linear e compensada

Configuração	Ponto de aplicação	N*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente de variação
Linear	A	10	176,5	$\pm 37,8$	21,41
	B	10	214,5	$\pm 102,1$	47,62
	C	10	232,6	$\pm 105,6$	45,38
	D	10	298,3	$\pm 160,9$	53,95
	E	10	347,6	$\pm 173,4$	49,88
Compensada	A	10	241,3	$\pm 107,7$	44,62
	B	10	216,7	$\pm 70,9$	32,72
	C	10	198,8	$\pm 65,5$	32,97
	D	10	271,0	$\pm 72,2$	26,63
	E	10	307,8	$\pm 130,6$	42,43

* número de corpos de prova

As médias de micro deformação para fator interação configuração e ponto de aplicação de carga estão demonstradas na figura 30.

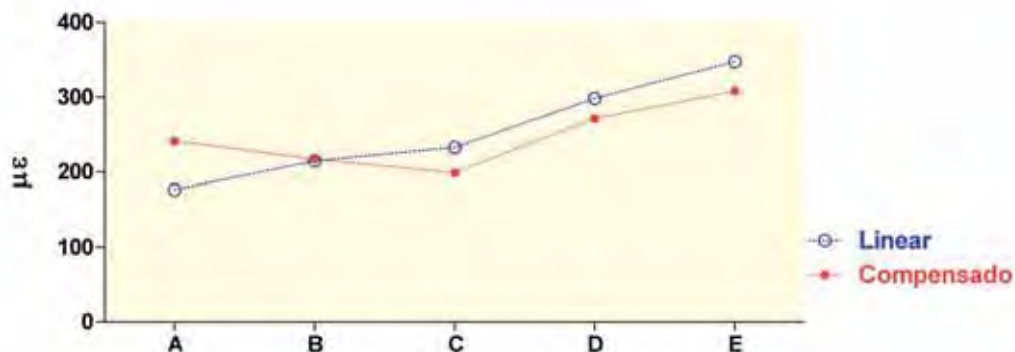


Figura 30 - Gráfico de interação das médias de micro deformação ($\mu\epsilon$) para configurações, linear e compensada, em cada ponto de aplicação de carga.

Os dados obtidos em micro deformação para as variáveis, configuração e ponto de aplicação de carga, foram submetidos ao teste estatístico RM ANOVA de 2 fatores e os resultados estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Resultados do teste RM ANOVA de 2 fatores

Efeito	gl	SQ	QM	F	P
Configuração (C)	1	1145	1144,5	0,03	0,8567
Resíduo I	18	614100	34116,7		
Ponto de aplicação (PA)	4	225589	56397,2	8,37	0,0001*
Interação (C/ PA)	4	37198	9299,5	1,38	0,2493
Resíduo II	72	485087	6737,6		
Total	99	1363118			

* $p < 0,05$.

Observou-se por meio da tabela 3, teste RM ANOVA, que o efeito interação configuração/ponto de aplicação de carga não foi estatisticamente significativo ($p=0,2493$). Verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa para o efeito configuração ($p=0,8567$), enquanto que para o efeito ponto de aplicação de carga houve diferença estatisticamente significativa ($p=0,0001$). Em seguida,

aplicou-se o teste de comparação múltipla de Tukey, sendo que os dados estão representados na Tabela 4.

Tabela 4 - Teste de Tukey para as médias de micro deformação nas cinco condições experimentais (ponto de aplicação de carga)

Ponto de aplicação	Média	Grupos Homogêneos
E	327,67	A
D	284,66	AB
C	215,70	BC
B	215,61	BC
A	208,93	C

* médias seguidas de mesma letra não diferem estatisticamente

6 DISCUSSÃO

A distribuição de tensões entre os componentes do sistema prótese/implante/osso, a reação de cada parte deste sistema e a mensuração das tensões transmitidas são importantes para a compreensão do processo biomecânico da distribuição de carga (Suedam et al., 2009). O modelo experimental utilizado neste estudo foi selecionado visando obter informações básicas a respeito do padrão de distribuição de micro deformações ao redor de implantes suportes de próteses parciais fixas de 3 elementos submetidas à cargas axiais e não-axiais, na configuração linear e compensada, utilizando a extensometria.

Estudos clínicos que avaliaram pacientes parcialmente desdentados reabilitados com próteses parciais fixas implanto-suportadas, revelaram maior incidência de problemas mecânicos e perda de implantes quando as próteses parciais fixas eram suportadas por dois implantes (Lekholm et al., 1994; Rangert et al., 1995). Assim, a adição de um terceiro implante em posicionamento compensado em relação aos outros dois implantes, pode reduzir a flexão do complexo osso/implante/prótese em dois terços (Rangert et al., 1995; Rangert et al., 1997), já que os níveis de estresse nos implantes e no osso de suporte podem variar dependendo do número e da disposição dos implantes. Estudos prévios relataram que uma prótese parcial fixa de 3 elementos suportada por três implantes, sendo o implante central inserido de 2 a 3 mm para vestibular ou lingual pode obter uma redução de 27 a 34% dos níveis de estresse no complexo prótese/implante/osso quando comparada a uma prótese parcial fixa de 3 elementos suportada por três implantes dispostos linearmente (Rangert et al., 1995, Rangert et al., 1997).

A distribuição de tensões de próteses parciais fixas utilizando implantes dispostos na configuração linear e compensada já foi comparada, tanto após a fixação da prótese (Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2011), quanto após a aplicação de cargas (Sato et al., 2000; Akça e Iplikçioğlu, 2001; Çehreli et al., 2002a; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Itoh et al., 2004; Huang et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007), contudo os resultados são conflitantes. Sato et al. (2000), por meio da análise geométrica tri-dimensional, verificaram que as forças de tração no parafuso de fixação (parafuso de ouro) para configuração compensada lingual e vestibular foram menores que aquelas da configuração linear na maioria das situações testadas. No entanto, observaram que nas condições compensadas as forças permaneceram concentradas em um implante, este fato poderia aumentar o risco de afrouxamento ou fratura do parafuso. Akça e Iplikçioğlu (2001) e Abu-Hammad (2007) utilizando a análise tri-dimensional de elementos finitos e Itoh et al. (2004) a análise fotoelástica, verificaram que a configuração compensada alterou a distribuição das tensões, mas não reduziu níveis de tensão. Já Huang et al. (2006) em análise tri-dimensional de elementos finitos, demonstraram que o uso da configuração compensada diminuiu o pico de tensão no implante, porém não apresentou vantagem na redução de tensões no nível ósseo e por vezes provocou grande aumento de tensões ao redor de alguns implantes.

Os resultados do presente estudo demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa para o efeito configuração. Nishioka et al. (2009) e Nishioka et al. (2011), utilizando metodologia similar ao do presente estudo, porém realizando as análises após o aperto dos parafusos de retenção também não observaram vantagem da configuração compensada sobre a linear. Baseado nestes resultados sugere-se que o uso da configuração compensada dos implantes é um conceito que faz sentido mecanicamente, porém não o faz "*in vitro*". Por outro lado, Çehreli e Iplikçioğlu (2002b) e Çehreli et al. (2002a) avaliando,

por meio da extensometria, as tensões ao redor de implantes suportes de próteses fixas de 3 e 4 elementos, respectivamente, sob cargas axiais e não-axiais, verificaram que as supra-estruturas retas obtiveram maior nível de tensão que as supra-estruturas curvas, quando do carregamento não-axial. Estes resultados são contrários aos demonstrados no presente estudo, provavelmente, a explicação para esta diferença de resultados seja a localização dos pontos de aplicação de carga. Neste estudo as cargas não-axiais foram localizadas para mesial ou distal criando uma situação de cantilever, porém nos trabalhos acima citados, os carregamentos não-axiais foram localizados para vestibular ou lingual, criando uma situação de mesa oclusal larga. Segundo Itoh et al. (2004) o posicionamento compensado dos implantes pode aumentar ou diminuir as tensões, dependendo da localização e da direção do carregamento e por consequência a oclusão deveria ser planejada cuidadosamente afim de evitar a incidência de cargas laterais.

A magnitude das micro deformações determinará a resposta óssea (Frost, 1994; Wiskott e Belser, 1999). As micro deformações ao redor dos implantes sob carga funcional são mais importantes que as micro deformações geradas pela falta de assentamento passivo das próteses (Akça et al., 2009). Esta afirmação se baseia em três fatos. Primeiro, a deformação elástica dos componentes da prótese e implante pode modificar a natureza inicial de deformação (tração e compressão) em alguns pontos do complexo osso/implante/prótese após o carregamento funcional. Segundo, após a instalação da prótese, há um aumento da função mastigatória e conseqüentemente das cargas funcionais e a magnitude deste aumento pode ser muito maior que as deformações causadas pelo desajuste da prótese. Finalmente, o impacto do desajuste da prótese, levando a complicações mecânicas, é observado após o carregamento funcional (Ueda et al., 2004; Akça et al., 2009).

No presente estudo, foram selecionados três pontos de aplicação de carga axiais A, B e C, localizados no centro do parafuso de retenção dos implantes 1, 2 e 3, respectivamente, e dois pontos de aplicação de carga não-axiais, D e E distantes 6 e 8 mm, respectivamente, do centro do orifício do parafuso de retenção do implante 3. Provavelmente os pontos D e E coincidiriam com um contato oclusal localizado na crista marginal da coroa confeccionada sobre o implante 3. A seleção destes pontos associada ao uso de superfície oclusal plana permitiu a comparação entre os pontos de aplicação de carga axiais e não-axiais. A adição de anatomia oclusal nos corpos de prova adicionaria uma carga horizontal durante o carregamento e a magnitude da carga vertical transferida ao pescoço do implante seria reduzida. Isto ocorre devido aos componentes vertical e horizontal da força aplicada (Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b).

No presente estudo, quando os carregamentos foram realizados sobre os pontos de aplicação de carga A, C, D e E independente da configuração, verificou-se que as maiores micro deformações ocorreram nos extensômetros localizados próximo ao ponto de aplicação de carga, indicando que as tensões produzidas ao redor dos implantes são dependentes do local do carregamento. Enquanto que, para o ponto de aplicação de carga B, sobre o implante central, as maiores micro deformações ocorreram nos extensômetros mais distantes, também independente do tipo de configuração. Estes resultados estão de acordo com os estudos prévios *in vitro* (Itoh et al., 2004; Huang et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007; Rubo e Souza, 2010) e *in vivo* (Ducky et al., 2000). Segundo Abu-Hammad et al. (2007), a presença da conexão rígida bilateral do implante central quando comparado com a conexão rígida unilateral do implante periférico pode ser a explicação para este fenômeno. Os autores sugerem que a conexão rígida bilateral possivelmente dissiparia mais carga através da estrutura metálica que a conexão rígida unilateral.

Estudos avaliando a extensão do cantilever em próteses totais fixas implanto-suportada (Jacques et al., 2009; Suedam et al., 2009; Rubo e Souza, 2010) e em próteses parciais fixas (Tashkandi et al., 1996) quando submetidas a cargas estáticas, verificaram que o aumento das tensões foi diretamente proporcional ao aumento do cantilever. Babier e Schepers (1997) e Babier et al. (1998) observaram *in vivo* e *in vitro*, respectivamente, a influência das cargas oclusais axiais e não-axiais ao redor de implantes instalados em mandíbula de cachorros. Os autores concluíram que os maiores eventos de remodelação óssea coincidiram com as regiões de maiores tensões, sendo que a diferença de remodelação óssea causada pelo carregamento axial e não axial foi amplamente determinada pelo componente de estresse horizontal.

No presente estudo observou-se que os carregamentos realizados nos pontos de aplicação de carga não-axiais D e E produziram um aumento nos valores de micro deformação, para ambas as configurações. O ponto de aplicação de carga E (posicionado a 8 mm) gerou valores de micro deformação similares ao ponto D (posicionado a 6 mm) e estatisticamente maiores que os pontos de aplicação de carga axiais (A, B e C). O ponto de aplicação de carga D diferiu estatisticamente somente do ponto A e os pontos axiais não diferiram entre si. Estes resultados sugerem que houve um aumento das tensões ao redor dos implantes à medida que o contato oclusal se afastou do centro do implante 3, criando uma situação de cantilever (Tashkandi et al., 1996; Jacques et al., 2009; Suedam et al., 2009; Rubo e Souza, 2010). Assim, o aumento da distância da aplicação da carga em relação ao centro do implante aumenta o braço de alavanca gerando mais tensões ao redor dos implantes. Yokoyama et al. (2004), utilizando análise de elementos finitos, observaram alto nível de tensões, acima de 73 MPa, quando o comprimento do cantilever era maior que 9 mm, porém neste estudo foram utilizados somente dois implantes como suportes de uma prótese parciais fixas 3 elementos implanto-suportada. Já Stegaroiu et al. (1998)

aferiram a distribuição de tensões em três desenhos de próteses de três elementos suportadas por implantes e submetidas à diversos tipos de carregamento. Os autores verificaram que o desenho com três coroas conectadas e suportadas por três implantes apresentou os menores níveis de tensão. No presente estudo, apesar do aumento nos níveis de tensões causado pela aplicação de carga não-axiais, não foram observadas tensões acima do nível de homeostasia óssea ou carga normal (Frost, 1994; Wiskott e Belser, 1999) indicando que contatos oclusais no centro do implantes e distantes em até 8 mm do implante periférico em próteses parciais fixas de três elementos suportadas por três implantes não induzem a reabsorção óssea ao redor dos implantes e sobrecarga oclusal.

Geralmente estudos biomecânicos em Implantodontia utilizam pequenos valores de carga, variando de 35 a 100 N (Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002a; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Karl et al., 2008a; Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009). Alguns trabalhos utilizam dispositivos especiais de aplicação de carga (Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002) e outros empregam máquinas de ensaio universal (Karl et al., 2008a; Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009), as quais podem realizar carregamentos extremamente elevados. Contudo, em 1995, Mericske-Stern et al. investigaram a força oclusal de pacientes portadores de prótese parcial fixa sobre implantes e encontraram valores médios de máxima força oclusal de $206,1 \pm 87,6$ N para primeiros pré-molares, de $209,8 \pm 88,2$ N para molares e de $293,2 \pm 98,3$ N para segundos pré-molares. A quantidade de carga utilizada no presente estudo foi de 30 kgf (± 294 N), e aplicada por meio do dispositivo de aplicação de carga (DAC), o qual pode realizar carregamentos de 5 a 40 kgf, com intervalos de 5 kgf. Vasconcellos e Nishioka (2008) com auxílio da extensometria, compararam o DAC a uma máquina de ensaio universal, utilizando carregamentos axiais e não-axiais. Os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente

significante entre os resultados obtidos na máquina de ensaio universal e no DAC, independente do tipo de carga. Além disso, os autores observaram que a máquina de ensaio universal realiza o carregamento gradualmente, ou seja, somente a partir do momento em que a ponta de aplicação é encostada no corpo de prova o carregamento é iniciado, partindo de 0,1 kgf até atingir 30 kgf. Este fato exigia maior tempo e atenção do operador, uma vez que era necessário realizar a leitura nos dois computadores dos dois aparelhos, máquina de ensaio universal e máquina de extensometria. Por outro lado, com o DAC a aplicação de carga era realizada de modo instantâneo e a leitura era realizada em um único computador, tornando os ensaios mais simples e rápidos. Baseado nestes aspectos, o aparelho DAC foi selecionado para a execução dos carregamentos axiais e não-axiais no presente estudo.

É sabido que o tratamento com implantes pode ser afetado significativamente pela qualidade do osso ao redor dos mesmos. O osso adjacente aos implantes é composto de trabéculas e lamelas, os quais variam conforme a idade, estado funcional e fatores sistêmicos do paciente (Sahin et al., 2002). Estudos prévios utilizaram osso bovino (Tashkandi et al., 1996) ou osso humano (Akça et al., 2009; Çehreli et al., 2005a) como modelo experimental. Contudo, o osso pode apresentar anatomia, espessuras de osso cortical e medular e densidades diferentes, tornando difícil a padronização do modelo experimental. Além disso, o uso de osso bovino ou humano pode dificultar a colagem dos extensômetros devido a superfície úmida do osso fresco ou congelado, cria a necessidade de armazenamento em refrigerador e os carregamentos deveriam ser realizados em pequeno espaço de tempo. Visando facilitar a confecção e a reprodução do modelo experimental, diversos estudos *in vitro* (Akça et al., 2002; Çehreli et al., 2002a, Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2008b) têm empregado materiais considerados homogêneos e isotrópicos, isto é, materiais onde as propriedades são as mesmas em todas as direções. No presente

estudo foi utilizada a resina de poliuretano para confecção dos modelos experimentais. Este material apresenta propriedade elástica uniforme e módulo de elasticidade semelhante ao osso medular humano (poliuretano: 3,6 GPa e osso medular humano: 4,0 a 4,5 GPa). A resina de poliuretano associada ao uso da matriz de alumínio permitiu a confecção de dois blocos de poliuretano similares, possibilitando a comparação entre a configuração linear e compensada. Adicionalmente, estudos recentes vêm utilizando a resina de poliuretano para análises de cargas biomecânicas sobre implantes validando o uso deste material (Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011).

A aplicação de técnicas de engenharia em Odontologia tem ajudado a compreender os aspectos biomecânicos dos implantes e das próteses implanto-suportadas. Diversas técnicas têm sido empregadas tais como a análise fotoelástica (Itoh et al., 2004), as análises bi (Barbier et al., 1998) e tridimensional (Akça e Iplikçiioglu, 2001; Huang et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007; Rubo e Sousa, 2010) de elementos finitos, as análises matemáticas (Sato et al., 2000) e a extensometria (Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009, Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011)

A extensometria é uma técnica de medição e registro da micro deformação, que envolve a utilização de extensômetros ou “strain gauges” e equipamentos específicos, criando circuito elétrico denominado de “Ponte de Wheatstone” (Kim et al., 1999; Assunção et al., 2009). A quantidade e a localização dos extensômetros no circuito elétrico que determinará o seu arranjo. Em estudos de Implantodontia geralmente é utilizado o arranjo de $\frac{1}{4}$ de ponte de Wheatstone, este arranjo é empregado em ensaios dinâmicos e estáticos de curta duração, quando o compensador de temperatura pode ser desprezado. A extensometria fornece medidas de deformação tanto *in vitro* (Suedam et al., 2009;

Jacques et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011) como *in vivo* (Duyck et al., 2000; Kim et al., 2009), bem como sob cargas estáticas (Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009, Abreu et al., 2010; Vasconcellos et al., 2011) e dinâmicas (Hekimoglu et al., 2004; Karl et al., 2008a).

Os extensômetros normalmente possuem áreas ativas de cerca de 2 a 10 mm e baseado na sua geometria e no princípio da condutividade elétrica, o extensômetro é capaz de mensurar com grande precisão as deformações no local onde está colado. Assim, quando uma força é aplicada sobre um material, ocorre uma alteração da resistência elétrica do material, sendo que a tração aumenta a resistência e a compressão diminui a mesma. Esta variação da resistência é captada pelo extensômetro e transformada em unidades de deformação (Kim et al., 1999; Sahin et al., 2002; Assunção et al., 2009). Dependendo do local de avaliação escolhido, os extensômetros podem ser colados próximos aos implantes (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006; Akça et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011), sobre os implantes (Çehreli et al., 2002a; Çehreli e Iplikçioğlu, 2002b; Hekimoglu et al., 2004), sobre os pilares protéticos (Suedam et al., 2009; Jacques et al., 2009; Kim et al., 2009) e sobre a estrutura metálica da prótese (Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2006; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2008b). Sendo assim, a localização do extensômetro determinará a análise das tensões e os resultados. No presente estudo, a colagem e o posicionamento dos extensômetros foi baseada em estudos prévios de extensometria (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006; Akça et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009; Nishioka et al., 2010; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2011), bem como em estudos tridimensionais de elementos finitos (Akça et al., 2001; Huang et al., 2006; Abu-Hammad et al., 2007) que avaliaram o efeito

biomecânico do posicionamento linear e compensado de implantes em prótese parcial fixa posterior de três elementos sob cargas vertical e oblíquas, e verificaram que as maiores tensões, independente da carga, ocorreram no osso cortical imediatamente ao redor do pescoço dos implantes.

Visando eliminar as distorções provocadas pelos materiais e procedimentos de moldagem de transferência dos implantes, bem como pela obtenção do modelo de gesso, os cilindros plásticos foram posicionados sobre os implantes e unidos aos enceramentos padronizados sobre o bloco de poliuretano e em seguida o conjunto foi fundido em monobloco. Estes procedimentos foram baseados nos trabalhos *in vitro* (Heckmann et al., 2004) e *in vivo* (Karl et al., 2006) os quais verificaram que as distorções causadas pela moldagem podiam ser eliminadas, unindo as estruturas metálicas aos componentes pré-fabricados de ouro diretamente no modelo experimental e na cavidade oral, respectivamente. Já, Zervas et al. (1999) concluíram que o processo de soldagem não melhorou o desajuste da estrutura metálica em prótese parciais fixas de 3 elementos implanto-suportada.

Estudos prévios avaliando a distribuição de tensões em prótese totais fixas implanto-suportada e próteses parciais fixas, por meio da extensometria, utilizaram 3 (Suedam et al., 2009), 5 (Jacques et al., 2009), 7 (Cehreli et al., 2002a; Cehreli e Iplikçioğlu, 2002b) e 10 amostras (Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2008b) para cada condição experimental obtendo resultados com altos desvios-padrão. No presente estudo foram confeccionadas 10 estruturas metálicas para a configuração linear e 10 para a compensada, obtendo desvio-padrão de $\pm 135,4$ e $\pm 97,3\mu\epsilon$ com coeficiente de variação de 53,32% e 39,38, respectivamente. De acordo com Heckmann et al. (2004) os altos valores de desvios-padrão encontrado em ensaios de extensometria pode ser uma razão para duvidar da confiabilidade da técnica escolhida. No entanto, os autores esclarecem que este alto desvio padrão é resultado da difícil

reprodutibilidade do processo de fundição que se realiza na confecção de uma prótese parcial fixa. Assim, cada estrutura metálica se torna um produto único com alterações dimensionais únicas e imprevisíveis.

O padrão e a magnitude das tensões em uma situação clínica podem ser diferentes de um modelo experimental proposto, porém a localização e o padrão geral de tensões não são substancialmente diferentes, existindo correlações positivas entre os resultados obtidos em pesquisas laboratoriais e os em estudos clínicos (Kim et al., 1999). Sendo assim, visando aprimorar os conhecimentos sobre a biomecânica da prótese parcial fixa implanto-suportada, novas variáveis poderiam ser incluídas em pesquisas futuras, tais como: locais de aplicação de carga (vestibular e lingual), ou seja, um mapeamento dos contatos oclusais, a magnitude e direção da carga (vertical, horizontal e oblíqua), inclinação de cúspides, implantes com novas dimensões e novos desenhos, implantes com inclinações diferentes e correlacionar micro deformação e desadaptação da interface pilar protético e prótese tanto após fixação da prótese quanto após aplicação de cargas.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, parece lícito concluir que:

- a) a configuração compensada dos implantes não reduziu a magnitude de micro deformação ao redor dos implantes;
- b) a localização da aplicação de carga influenciou a magnitude de micro deformação ao redor dos implantes;
- c) a aplicação de carga sobre o ponto não-axial E produziu um aumento da magnitude de micro deformação ao redor dos implantes.

8 REFERÊNCIAS*

Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of micro strain around three-morse toper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz J Oral Sci.* 2010;10(1):11-5.

Abu-Hammad O, Khraisat A, Dar-Odeh N, Jagger DC, Hammerle CH. The staggered installation of dental implants and its effect on bone stresses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 Sep;9(3):121-7.

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;10(6):387-416.

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

Akca K, Iplikcioglu 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.

Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Med Eng Phys.* 2009 Sep;31(7):758-63.

* Baseado em:

International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for 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/bsd/uniform_requirements.html

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009 Jul;20(4):1173-7.

Barbier L, Schepers E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. *Int J Maxillofac Implants.* 1997;12(2):215-23.

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.

Binon P. The effect of implant/abutment hexagonal mistit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149-60.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; 50(3):399-410.

Çehreli MC, Akça K. Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2004;24(6):513-9.

Çehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(5):540-8.

Çehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG. 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 Oral Rehabil.* 2002a Apr;29(4):394-400.

Çehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002b;11(3):286-92.

Duyck J, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Jun;12(3):207-18.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2000;2(2):100-9.

Eckert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):415-21.

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

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

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

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.

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

Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation. *Clin Oral Impl Res.* 1997; 8(1):1-9.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res.* 2006,17(Suppl2):8-18.

Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Impl Res.* 1996; 7(2):143-52.

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

Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(7):737-41.

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

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

Karl M, Fischer H, Graef F, Wichmann MG, Taylor TD, Heckmann SM. Structural changes in ceramic veneered three-unit implant-supported restorations as a consequence of static and dynamic loading. *Dent Mater.* 2008a; 24(4):464-70.

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

Kim HK, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. *J Oral Rehabil.* 2009 Aug;36(8):616-25.

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.

Lekholm U, Gröndahl K, Jemt T. Outcome of oral implant treatment in partially edentulous jaws followed 20 years in clinical function. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):178-86.

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

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

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

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

Naert I, Duyck J, Hosny M, Jacobs R, Quirynen M, van Steenberghe D. Evaluation of factors influencing the marginal bone stability around implants in the treatment of partial edentulism. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):30-8.

Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992;69(6):949-56.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr;20(2):e24-32.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010 Jun;18(3):225-30.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Melo Nishioka LN. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. *Implant Dent.* 2009;18(6):512-20.

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

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

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

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.

Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(2):105-13.

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 Jan;27(1):15-21.

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

Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(2):196-200. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* 2009 Apr;20(4):430.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1996 Aug;76(2):158 -64.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004 Jan-Mar;18(1):45-52.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LNBM. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2011; [Epub ahead of print] (in press).

Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. *Brazilian Oral Research.* 2008; 22(Suppl1):177.

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

Wiskott HWA, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Impl Res.* 1999;10:429-44

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.

Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont.* 1999 Sep;8(3):171-9.

APÊNDICE A - Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$)

Tabela 5 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 01, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	388	-	41	-	131	-	242
2	A	-	465	-	19	-	140	-	252
3	A	-	468	-	30	-	144	-	260
1	B	-	357		163		14	-	975
2	B	-	368		131		50	-	954
3	B	-	383		144		50	-	995
1	C		155	-	205	-	10	-	1.683
2	C		115	-	221	-	9	-	1.440
3	C		131	-	214	-	1	-	1.502
1	D		228	-	252	-	238	-	1.065
2	D		256	-	273	-	274	-	1.306
3	D		192	-	197	-	204	-	835
1	E		234	-	219	-	266	-	856
2	E		191	-	213	-	234	-	676
3	E		221	-	225	-	262	-	798

Tabela 6 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 02, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	411	-	68	-	148	-	313
2	A	-	429	-	53	-	169	-	325
3	A	-	406	-	58	-	164	-	313
1	B	-	234		49	-	92	-	771
2	B	-	264		54	-	122	-	913
3	B	-	231		48	-	103	-	788
1	C		57	-	137	-	86	-	744
2	C		62	-	128	-	89	-	764
3	C		48	-	134	-	89	-	748
1	D		287	-	173	-	325	-	748
2	D		339	-	192	-	365	-	862
3	D		360	-	183	-	379	-	932
1	E		470	-	275	-	450	-	1.174
2	E		475	-	263	-	463	-	1.142
3	E		471	-	262	-	455	-	1.154

Tabela 7 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 03, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	368	-	72	-	110	-	241
2	A	-	361	-	75	-	102	-	221
3	A	-	405	-	75	-	123	-	271
1	B	-	405		38		5	-	970
2	B	-	396		39		4	-	996
3	B	-	371		20		9	-	928
1	C		92	-	197		59	-	1.324
2	C		48	-	189		49	-	1.040
3	C		81	-	204		64	-	1.252
1	D		284	-	213	-	171	-	1.214
2	D		311	-	220	-	186	-	1.300
3	D		250	-	203	-	154	-	1.049
1	E		298	-	198	-	211	-	1.163
2	E		268	-	200	-	211	-	988
3	E		274	-	203	-	215	-	1.026

Tabela 8 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 04, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	356	-	78	-	109	-	183
2	A	-	387	-	90	-	110	-	170
3	A	-	365	-	69	-	116	-	194
1	B	-	322	-	73	-	50	-	884
2	B	-	291	-	76	-	46	-	759
3	B	-	336	-	86	-	43	-	840
1	C	-	16	-	139	-	74	-	1.125
2	C	-	8	-	131	-	78	-	1.050
3	C	-	2	-	128	-	81	-	1.051
1	D		206	-	53	-	316	-	1.590
2	D		200	-	62	-	333	-	1.561
3	D		208	-	57	-	346	-	1.602
1	E		173		20	-	328	-	1.005
2	E		225	-	18	-	322	-	1.277
3	E		167		24	-	361	-	1.145

Tabela 9 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 05, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	382	-	155	-	12	-	131
2	A	-	345	-	163	-	22	-	103
3	A	-	354	-	159	-	26	-	99
1	B	-	230	-	103		66	-	212
2	B	-	235	-	123		58	-	195
3	B	-	245	-	125		57	-	202
1	C	-	77	-	205		101	-	456
2	C	-	81	-	202		91	-	475
3	C	-	76	-	205		106	-	434
1	D		71	-	42	-	130	-	913
2	D		44	-	86	-	139	-	717
3	D		56	-	51	-	137	-	829
1	E		61	-	100	-	190	-	833
2	E		54	-	104	-	190	-	737
3	E		58	-	95	-	183	-	740

Tabela 10 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 06, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	343		201	-	49	-	135
2	A	-	318		179	-	42	-	131
3	A	-	295		167	-	29	-	112
1	B	-	256		197	-	177	-	131
2	B	-	206		163	-	162	-	135
3	B	-	242		183	-	152	-	131
1	C		41		69	-	361	-	140
2	C		35		61	-	347	-	135
3	C		25		59	-	335	-	124
1	D		79	-	17	-	275		83
2	D		77	-	25	-	280		79
3	D		86	-	25	-	291		73
1	E		200	-	32	-	334	-	98
2	E		231	-	40	-	351	-	201
3	E		214	-	30	-	339	-	159

Tabela 11 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 07, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	313		64	-	4	-	21
2	A	-	321		88	-	15	-	23
3	A	-	267		71	-	13	-	21
1	B	-	154		63	-	34		35
2	B	-	169		72	-	42		40
3	B	-	158		81	-	39		52
1	C		25		11	-	94		49
2	C		18		9	-	78		82
3	C		3		2	-	90		89
1	D		41	-	32	-	160		84
2	D		57	-	40	-	196		100
3	D		71	-	56	-	232		75
1	E		54	-	42	-	172		90
2	E		55	-	42	-	166		87
3	E		58	-	39	-	174		96

Tabela 12 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 08, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	294		48	-	105	-	162
2	A	-	293		55	-	104	-	153
3	A	-	280		50	-	98	-	148
1	B	-	309	-	54		1	-	313
2	B	-	306	-	43		5	-	339
3	B	-	320	-	37		17	-	352
1	C	-	66	-	208		113	-	739
2	C	-	73	-	206		116	-	702
3	C	-	84	-	203		114	-	622
1	D		124	-	179	-	123	-	494
2	D		120	-	169	-	132	-	520
3	D		123	-	180	-	136	-	533
1	E		152	-	174	-	181	-	488
2	E		155	-	171	-	180	-	482
3	E		158	-	179	-	179	-	496

Tabela 13 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 09, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	316	-	29	-	98	-	226
2	A	-	357	-	15	-	114	-	261
3	A	-	375	-	16	-	117	-	260
1	B	-	170	-	14		13	-	297
2	B	-	144	-	12		13	-	265
3	B	-	159	-	13		19	-	269
1	C	-	41	-	108		8	-	409
2	C	-	40	-	115		6	-	438
3	C	-	35	-	115		9	-	467
1	D		86	-	160	-	94	-	654
2	D		73	-	158	-	88	-	518
3	D		83	-	160	-	87	-	528
1	E		379	-	221	-	303	-	1.585
2	E		389	-	212	-	308	-	1.615
3	E		391	-	213	-	308	-	1.600

Tabela 14 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 10, com posicionamento linear obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO		SG 01		SG 02		SG 03		SG 04
1	A	-	395	-	146		8		139
2	A	-	359	-	136		9		129
3	A	-	354	-	133		9		134
1	B	-	314	-	93		78	-	161
2	B	-	318	-	97		79	-	181
3	B	-	323	-	93		83	-	185
1	C	-	63	-	184		81	-	420
2	C	-	78	-	191		90	-	389
3	C	-	73	-	188		96	-	398
1	D		122	-	126	-	76	-	396
2	D		130	-	123	-	79	-	486
3	D		135	-	120	-	77	-	447
1	E		204	-	121	-	137	-	533
2	E		196	-	119	-	131	-	459
3	E		188	-	126	-	132	-	427

Tabela 15 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 01, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 124	- 18	- 51	- 94
2	A	- 154	- 26	- 50	- 87
3	A	- 147	- 25	- 49	- 87
1	B	- 225	- 30	- 50	- 633
2	B	- 389	- 56	5	- 431
3	B	- 366	- 54	12	- 377
1	C	- 136	- 288	34	- 828
2	C	- 133	- 293	32	- 657
3	C	- 135	- 284	57	- 502
1	D	81	- 307	- 163	- 835
2	D	101	- 329	- 166	- 877
3	D	114	- 332	- 169	- 948
1	E	161	- 344	- 221	- 971
2	E	151	- 332	- 212	- 901
3	E	149	- 335	- 213	- 912

Tabela 16 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 02, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 472	- 89	- 114	- 393
2	A	- 446	- 72	- 122	- 357
3	A	- 445	- 89	- 119	- 376
1	B	- 320	- 1	- 24	- 611
2	B	- 294	2	- 16	- 507
3	B	- 333	0	- 24	- 599
1	C	- 67	- 127	- 71	- 851
2	C	- 100	- 107	- 51	- 653
3	C	- 72	- 123	- 58	- 778
1	D	67	- 132	- 171	- 467
2	D	152	- 189	- 236	- 683
3	D	194	- 197	- 258	- 760
1	E	404	- 351	- 369	-1.254
2	E	387	- 322	- 362	-1.158
3	E	382	- 318	- 353	-1.162

Tabela 17 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 03, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 491	- 26	- 155	- 262
2	A	- 476	- 27	- 149	- 241
3	A	- 434	- 27	- 135	- 221
1	B	- 355	- 47	- 71	- 418
2	B	- 388	- 48	- 77	- 451
3	B	- 390	- 52	- 78	- 441
1	C	- 65	- 90	61	- 476
2	C	- 76	- 102	48	- 464
3	C	- 62	- 114	76	- 516
1	D	156	- 334	- 26	- 670
2	D	128	- 280	- 27	- 558
3	D	152	- 321	- 23	- 636
1	E	344	- 460	23	- 814
2	E	373	- 509	28	- 886
3	E	346	- 477	6	- 812

Tabela 18 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 04, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 495	5	- 112	- 277
2	A	- 447	- 1	- 109	- 260
3	A	- 422	- 1	- 108	- 250
1	B	- 330	- 58	- 36	- 281
2	B	- 265	- 41	- 26	- 221
3	B	- 210	- 30	- 23	- 158
1	C	- 39	- 21	- 150	- 279
2	C	- 42	- 28	- 151	- 280
3	C	- 44	- 30	- 159	- 296
1	D	244	- 72	- 496	- 252
2	D	224	- 61	- 446	- 217
3	D	222	- 65	- 451	- 227
1	E	233	- 47	- 443	- 170
2	E	261	- 55	- 500	- 192
3	E	273	- 66	- 543	- 211

Tabela 19 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 05, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 431	- 9	- 138	- 296
2	A	- 397	- 7	- 128	- 284
3	A	- 407	- 8	- 130	- 289
1	B	- 152	- 51	- 56	- 175
2	B	- 145	- 45	- 52	- 177
3	B	- 140	- 44	- 49	- 165
1	C	- 29	- 53	- 134	- 145
2	C	- 29	- 55	- 139	- 150
3	C	- 21	- 50	- 127	- 141
1	D	205	- 60	- 430	- 237
2	D	188	- 56	- 406	- 220
3	D	183	- 54	- 389	- 203
1	E	222	- 42	- 448	- 184
2	E	211	- 49	- 442	- 179
3	E	202	- 44	- 416	- 167

Tabela 20 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 06, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 347	3	- 73	- 148
2	A	- 349	3	- 76	- 152
3	A	- 319	3	- 69	- 142
1	B	- 262	19	- 140	- 262
2	B	- 251	34	- 114	- 247
3	B	- 241	28	- 122	- 244
1	C	- 60	- 90	- 159	- 253
2	C	- 57	- 92	- 166	- 262
3	C	- 56	- 89	- 157	- 251
1	D	81	- 147	- 258	- 252
2	D	144	- 171	- 345	- 262
3	D	167	- 178	- 363	- 268
1	E	85	- 179	- 238	- 230
2	E	80	- 185	- 246	- 235
3	E	109	- 192	- 272	- 218

Tabela 21 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 07, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 699	317	- 128	- 917
2	A	- 712	258	- 94	- 824
3	A	- 707	264	- 92	- 801
1	B	- 316	- 114	- 18	- 541
2	B	- 289	- 90	- 17	- 485
3	B	- 324	- 110	- 26	- 574
1	C	- 258	- 206	200	- 569
2	C	- 263	- 169	174	- 498
3	C	- 243	- 145	142	- 439
1	D	69	- 422	243	- 874
2	D	73	- 409	253	- 850
3	D	55	- 393	236	- 801
1	E	68	- 325	182	- 451
2	E	81	- 309	186	- 464
3	E	118	- 330	208	- 484

Tabela 22 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 08, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 626	- 52	- 264	- 271
2	A	- 539	- 42	- 216	- 238
3	A	- 655	- 53	- 281	- 268
1	B	- 349	- 95	- 189	- 326
2	B	- 356	- 100	- 203	- 335
3	B	- 393	- 101	- 216	- 367
1	C	- 90	- 129	- 317	- 461
2	C	- 114	- 124	- 277	- 386
3	C	- 110	- 109	- 250	- 326
1	D	61	- 106	- 413	- 259
2	D	49	- 103	- 392	- 240
3	D	56	- 111	- 420	- 256
1	E	51	- 98	- 391	- 180
2	E	53	- 96	- 391	- 178
3	E	56	- 99	- 370	- 190

Tabela 23 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 09, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 179	- 124	- 232	- 473
2	A	- 210	- 150	- 230	- 412
3	A	- 171	- 102	- 189	- 357
1	B	- 266	- 269	- 154	- 629
2	B	- 314	- 311	- 159	- 774
3	B	- 288	- 316	- 152	- 729
1	C	- 85	- 197	69	- 736
2	C	- 81	- 158	42	- 615
3	C	- 78	- 139	25	- 545
1	D	41	- 426	48	- 744
2	D	37	- 434	47	- 753
3	D	46	- 436	63	- 778
1	E	84	- 514	91	- 851
2	E	82	- 505	75	- 825
3	E	83	- 518	87	- 856

Tabela 24 – Valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) para corpo de prova 10, com posicionamento compensado obtidos nos quatro extensômetros lineares elétricos (SG) após a aplicação do carregamento

LEITURA	PONTO	SG 01	SG 02	SG 03	SG 04
1	A	- 542	- 33	- 198	- 306
2	A	- 649	- 55	- 248	- 369
3	A	- 510	- 44	- 192	- 319
1	B	- 310	- 127	- 163	- 264
2	B	- 329	- 136	- 177	- 284
3	B	- 301	- 122	- 161	- 271
1	C	- 64	- 168	- 187	- 370
2	C	- 46	- 166	- 198	- 340
3	C	- 50	- 146	- 181	- 301
1	D	68	- 147	- 283	- 141
2	D	77	- 165	- 317	- 150
3	D	80	- 161	- 308	- 147
1	E	103	- 148	- 316	- 124
2	E	100	- 155	- 305	- 131
3	E	183	- 161	- 384	- 221