

ISADORA ANDRADE DA COSTA

**INFLUÊNCIA DA APLICAÇÃO DE CARGAS ESTÁTICAS
AXIAS E NÃO AXAIS EM PRÓTESES PARCIAIS FIXAS DE
TRÊS ELEMENTOS, ANÁLISE PELA EXTENSOMETRIA**



2010

ISADORA ANDRADE DA COSTA

**INFLUÊNCIA DA APLICAÇÃO DE CARGAS ESTÁTICAS
AXIAS E NÃO AXAIS EM PRÓTESES PARCIAIS FIXAS DE
TRÊS ELEMENTOS, ANÁLISE PELA EXTENSOMETRIA**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte das exigências para obtenção do grau de CIRURGIÃO-DENTISTA.

Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2010

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

S59i Santos, Isadora Andrade da.

Influência da aplicação de cargas estáticas axiais e não axiais em próteses
parciais fixas de três elementos, análise pela extensometria / Isadora
Andrade da Costa . __ São José dos Campos: [s.n.], 2010.
58f. : il.

Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Faculdade de Odontologia
de São Jose dos Campos, Universidade Estadual Paulista, 2010.

Orientador: Prof. Renato Sussumu Nishioka

1. Extensometria. 2. Hexagono externo. 3. Micro deformação .I. Nishioka,
Renato Sussumu. II. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de
Odontologia de São José dos Campos. III. Título

tD76

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, 10 de Outubro de 2010.

Assinatura :

E-mail:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof. Assist. Dr. Marcos Yasunóri Maekawa

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

Prof. Assist. Dr. Osvaldo Daniel Andreatta Filho

Faculdade de Odontologia de São José dos Campos
UNESP - Univ Estadual Paulista

São José dos Campos, 04 de outubro de 2010.

DEDICATÓRIA

Primeiramente, a Deus. Agradeço por todo cuidado, sustento diário, pela minha família, saúde e trilhar meus passos a todo instante.

Aos meus pais, Maria Aparecida e Gilvan, por todo carinho, dedicação e amor incondicional. Sem a ajuda e apoio de vocês, nada disso se tornaria possível. Obrigada por acreditarem em mim e nunca me deixarem desistir.

Mãe, a senhora foi meu exemplo todo esse tempo, espero que possa responder a todas as suas expectativas e sempre lhe dar orgulho.

Ao meu irmão, Tiago, pelos conselhos dados e pela certeza que sempre teremos alguém para partilharmos nossa vida.

À minha irmã, Fernanda, que sem ela não estaria aqui, terminando mais esta fase de minha vida que é tão importante. Pelo amor incondicional e eterno e mesmo estando longe, nunca me deixou sozinha, me dando apoio e carinho. Obrigada por tudo.

À todos os familiares, pelo amor, apoio e orações que dedicaram a mim. Obrigada por acreditarem.

Ao meu namorado, Ronan, pelo carinho, companheirismo e por estar sempre ao meu lado me dando o suporte que preciso.

Aos amigos, pelos momentos de alegria, pelas risadas e pelo apoio.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a Faculdade de odontologia de São José dos Campos, em nome dos professores e funcionários, pelos maravilhosos anos vividos aqui e pela formação de minha vida acadêmica e social.

Agradeço ao meu orientador, Renato Nishioka, pelo suporte e incentivo. Por acreditar em minha capacidade.

Ao Professor Ivan Balducci, pela importante ajuda na interpretação estatística.

Ao Luis Gustavo, no auxílio dos dados na extensiometria.

Ao Gabriel Portela, pela ajuda nos artigos e revisões.

À FAPESP, pela bolsa de iniciação científica concedida.

Suba o Primeiro degrau com fé. Não é necessário que você veja toda a escada. Apenas dê o primeiro passo.

Martin Luther King.

SUMÁRIO

RESUMO	7
LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS	9
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	26
4 MATERIAL E MÉTODO	27
4.1 Confeção do bloco de poliuretano	27
4.2 Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos	29
4.3 Obtenção dos corpos de prova	32
4.3.1 Enceramento.....	32
4.3.2 Inclusão e fundição.....	34
4.4 Extensometria	35
4.5 Aplicação de carga	37
4.5.1 Descrição do dispositivo de aplicação de carga.....	37
4.6 Planejamento experimental	40
5 RESULTADOS	41
6 DISCUSSÃO	45
7 CONCLUSÃO	51
8. REFERÊNCIAS	52
ANEXOS	58

Costa IA. Influência da aplicação de cargas estáticas axiais e não-axiais em próteses parciais fixas de três elementos, análise pela extensometria [monografia]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010

RESUMO

Um bloco de poliuretano recebeu três implantes de hexágono externo, no posicionamento compensado. Para cada implante foi conectado o pilar protético microunit. Foram realizados cinco enceramentos com três coifas plásticas cada um, que foram fundidos em monobloco numa liga de cobalto-cromo. Foram colados quatro extensômetros tangenciando cada implante, sendo dois extensômetros para o implante central. Após o acabamento, as estruturas foram fixadas nos respectivos locais com o parafuso de retenção com torque de 10 Ncm, obtidos com um torquímetro. Para aplicação de carga sobre os corpos-de-prova foram selecionados cinco pontos de aplicação de carga. O dispositivo de aplicação de carga–DAC foi utilizado 30 kg de cargas verticais estáticas, empregando uma ponta esférica de 2 mm de diâmetro, durante 10 segundos em cada um dos pontos estabelecidos, sendo, neste instante registradas as micro deformações de cada extensômetro. Foi utilizado o teste de análise de variância T Student e o nível de significância foi o valor convencional de 5%. Para cada implante foi analisada a microdeformação ocorrida. Os resultados obtidos mostraram que houve uma diferença estatisticamente significativa entre os pontos não-axiais D e E ($t = 5,21$ $df = 4$, $p = 0,006 < 0,05$) e não foi estatisticamente significativa para os dados axial entre os pontos B e C ($t = 6,57$, $df = 4$, $p = 0,003 < 0,05 / 3$). Conclui-se que, a aplicação de carga ao redor de três implantes de hexágono externo no posicionamento compensado, mostra que os pontos não-axiais sofrem maior micro deformação do que os pontos axiais.

Palavras-chave: Extensometria. Hexágono externo. Micro deformação

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de poliuretano, desmontada e montada.....	26
Figura 2	Poliuretano vertido na matriz de alumínio.....	27
Figura 3	Aspecto final do bloco de poliuretano.....	27
Figura 4	Matriz com a montagem dos três componentes na configuração compensada.....	29
Figura 5	Pilares protéticos Microunit conectados nas fixações com torque 20Ncm na configuração compensada, evidenciando a colagem dos extensômetros.....	30
Figura 6	Padronização do enceramento.....	31
Figura 7	União das coifas plásticas e aspecto final.....	31
Figura 8	Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano vertical.	35
Figura 9	Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano horizontal.....	35
Figura 10	Aparelho aplicador de carga.....	36
Figura 11	Pontos de aplicação de carga axiais (A, B, C, D e E).....	37

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

- Gráfico 1 - Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de micro deformação obtidos em quatro strain-gages numerados de 1 a 4, segundo o ponto de aplicação da carga, pontos A, B, C, D e E.....39
- Gráfico 2 - Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores médios de micro deformação obtidos em quatro strain-gages, segundo o ponto de aplicação da carga.....40
- Tabela 1 - Ponto A. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.....40
- Tabela 2 - Ponto B. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.....40
- Tabela 3 - Ponto C. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.....41
- Tabela 4 - Ponto D. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.....41

Tabela 5 - Ponto E. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.....	41
Tabela 6 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios($\pm dp$) de micro deformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t(<i>Student</i>) de amostras pareadas D e E (gl = 4), $\alpha = 5\%$	42
Tabela 7 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios($\pm dp$) de microdeformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t(<i>Student</i>) de amostras pareadas A e B (gl = 4), $\alpha = 5\%$	42
Tabela 8 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios($\pm dp$) de microdeformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t(<i>Student</i>) de amostras pareadas A e C (gl = 4), $\alpha = 5\%$	42
Tabela 9 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios($\pm dp$) de microdeformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t(<i>Student</i>) de amostras pareadas B e C (gl = 4), $\alpha = 5\%$	43

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm = centímetro

Co-Cr = cobalto cromo

cp = corpo-de-prova

°C = grau Celsius

DAC = dispositivo de aplicação de carga

Kg = kilograma

mm = milímetro

n = número de amostra

N = Newton

Ncm = Newton centímetro

Ni-Cr = níquel cromo

*p = valor de probabilidade

PPF = prótese parcial fixa

rpm = rotações por minuto

° = grau

μm = micrometro

με = micro deformação

1 INTRODUÇÃO

Fisiologicamente quando o osso é subordinado a cargas mecânicas e se encaixa nesta situação, caracteriza-se a remodelação óssea. A junção do implante com o pilar protético deve apresentar um modelo que diminua o pico de tensão e deformação na interface osso/implante. A prótese parcial implanto-suportada não possui o benefício da estabilização de arco, tornando-se mais susceptível ao movimento gerado pelas cargas oclusais (Rangert et al.³⁷,1995; Rangert et al.³⁸,1997). O aumento do estímulo mecânico até um determinado limiar resulta no fortalecimento do osso devido ao aumento da sua densidade e aposição. Entretanto, o estímulo mecânico acima desse limiar resulta em micro-danos por fadiga e conseqüentemente gera reabsorção óssea (Frost¹³,1994; Isidor¹⁸, 1996; Wiskott e Belser⁴⁶, 1990).

A sobrecarga oclusal tem sido apontada como fator primário da perda óssea peri-implantar, perda de implantes e da prótese implanto-suportada (Adell et al.²,1981; Isidor¹⁶, 1997; Isidor¹⁸, Naert et al.²⁹, 1992). Rangert et al.³⁸ em 1997 realizaram uma análise clínica retrospectiva sobre a relação entre a fratura de implantes e a sobrecarga oclusal e relataram que 90% das fraturas de implantes ocorreram no segmento posterior, suportada por um ou dois implantes, em associação com “cantilever”, bruxismo ou elevadas cargas oclusais. Esta parte do implante é crítica, uma vez que ela influencia no modo de transmissão das forças oclusais para o osso. Além disso, a região posterior da cavidade oral apresenta maior carga oclusal e menor qualidade óssea, quando comparada à região anterior, bem como altura óssea limitada pelo seio maxilar ou pelo nervo mandibular (Mish²⁷, 1999).

A extensometria baseia-se no conceito de que o material sofre uma alteração da resistência elétrica quando é submetido a uma deformação, aumentando a resistência quando tracionado e diminuindo quando comprimido. Esta alteração de resistência pode ser mensurada no local onde o extensômetro (dispositivos de medida que transformam pequenas variações nas dimensões em variações equivalentes em sua resistência elétrica) é colado (Clelland et al.¹¹, 1993; Kim et al.²³, 1999). Deste modo, o sinal elétrico captado é enviado a uma placa de aquisição de dados, para ser transformado em sinal digital possibilitando a leitura em um microcomputador (Rubo e Souza³⁹, 2001).

A extensometria vem sendo utilizada para avaliar tensões em próteses implanto-suportada tanto *in vitro* (Assif et al.⁵, 1996; Çehreli et al.⁷, 2004; Clelland et al.¹¹, 1993; Karl et al.²¹, 2006), quanto *in vivo* (Duycky et al.¹², 2000; Heckmann et al.¹⁴, 2006; Karl et al.²¹, 2006), sob cargas estáticas (Akça et al.³, 2002; Çehreli e Akça⁹, 2004; Clelland et al.¹¹, 1993; Seong et al.⁴¹, 2000; Hekimoglu et al.¹⁵, 2004), e/ou dinâmicas (Çehreli et al.⁹, 2004; Hekimoglu et al.¹⁵, 2004). Os extensômetros podem ser colados, dependendo do local de avaliação, próximos aos implantes (Çehreli e Akça⁹, 2004; Heckmann et al.¹⁴, 2006), sobre os implantes (Akça et al.³, 2002; Maeda et al.²⁵, 2006), sobre os pilares protéticos (Maeda et al.²⁵, 2006; Seong et al.⁴¹, 2000) sobre as estruturas metálicas da prótese (Heckmann et al.¹⁴, 2006; Karl et al.²², 2008).

O hexágono externo apresenta algumas complicações, entre elas a possibilidade de sofrer deformação durante a inserção do implante, necessidade de ter grande precisão dimensional, minimizar o afrouxamento do parafuso protético, permitir o assentamento adequado da prótese, não criar a adaptação vertical e horizontal do pilar intermediário na plataforma do implante e evitar a entrada de bactérias para o furo interno do implante. A maior causa de falhas tardias de reabilitações implanto-suportadas é a falta de conhecimento dos conceitos biomecânicos (Akça e Iplikçioğlu⁴, 2001). Neste pensamento, foi

estudada, in vitro, a influência da aplicação de cargas axiais em próteses parciais fixas de 3 elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono externo no posicionamento compensado, por meio da extensometria.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Zarb et al.⁴⁷ (1990) concluíram em seus estudos que a reabilitação com implantes osseointegrados é uma técnica segura e confiável e que apresenta uma baixa taxa de morbidade associada. O trabalho foi baseado nos problemas e nas complicações cirúrgicas e protéticas em implantes osseointegrados. Foram selecionados 46 pacientes totalmente desdentados e foram tratados com próteses fixas e sobredentaduras suportadas por implantes. A porcentagem de sucesso nos tratamentos com osseointegração foi de 89,05%, enquanto o tratamento protético obteve 100% de sucesso. As complicações e os problemas protéticos mais comuns, em ordem decrescente, foram: fratura do parafuso de fixação e de retenção, fratura da infraestrutura, desordens temporomandibulares, desgaste do parafuso de fixação e problemas fonéticos.

Frost et al.¹³ (1994) revisou a lei de Wolff e as adaptações estruturais do osso quando submetido a estímulos mecânicos. A remodelação óssea baseada na unidade multicelular pode levar a perda ou conservação do osso. Um estímulo mecânico diminuído ou severo causa perda de osso, enquanto o estímulo mecânico normal ou hiper-vigoroso causa uma conservação óssea. A remodelação óssea por reabsorção pode adicionar osso e reformular as trabéculas e o córtex, reforçando-os. O estímulo mecânico ativo a remodelação e seu efeito arquitetural é abaixar o pico de deformação óssea, enquanto o estímulo mecânico normal e diminuído desativa a remodelação. A reabsorção óssea ocorre quando o pico de deformação óssea permanece abaixo de 50 $\mu\epsilon$. Deformações maiores do que 50 $\mu\epsilon$ cessam este processo e mantêm o osso existente, na faixa de 50 a 1500 $\mu\epsilon$. Deformações maiores

que 1500 $\mu\epsilon$ tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, resultando em uma reformulação e reforço ósseo. Quando a deformação for maior que 3000 $\mu\epsilon$ o processo de remodelação óssea torna-se desorganizado, resultando em danos irreversíveis ao osso. Se a deformação for acima de 25000 $\mu\epsilon$ ocorre uma fratura no osso.

Patterson et al.³² (1995) realizou um estudo *in vitro* da distribuição das cargas em sistemas de próteses sobre implantes, na qual fixaram cinco implantes de 3.75 mm por 13 mm de comprimento em uma mandíbula desdentada humana. Sobre os pilares protéticos foram colados em linha, dois extensômetros em lados opostos. A supra estrutura foi fundida em ouro. Após os parafusos de ouro terem sido apertados foram aplicadas cargas e foi observado que os momentos de flexão foram as mais elevadas adjacentes aos pilares distais e isto poderia ser esperado numa situação que levasse a fratura do parafuso de ouro, proporcional a extensão distal. Contudo com o aumento do comprimento da extensão distal, aumentou-se a carga compressiva nos pilares adjacente, porém pouco efeito observou-se nas cargas axiais nos pilares anteriores. Quando um simples parafuso de ouro foi removido para simular a influência da fratura ou perda, as cargas compressivas axiais e a tensão máxima estavam aumentadas, mas o momento de flexão praticamente não mudou. A remoção de parafusos adjacente aos pilares da extensão distal apresentou o pior resultado.

Isidor¹⁸ (1996) concluiu 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 osso marginal em altura. O trabalho foi feito *in vivo* avaliando o colapso ósseo ao redor de implantes dentais submetidos a sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa. Para o estudo utilizou-se quatro macacos e foram inseridas em suas mandíbulas cinco fixações, sendo dois implantes em cada região posterior e um implante na região anterior. Após seis meses, as fixações foram expostas, em um lado foi construída uma prótese parcial fixa em supra-

oclusão para poder ter uma aplicação excessiva de carga oclusal, e no lado oposto instalou-se pilares protéticos sem supra-estrutura, mas com um fio de algodão na margem peri-implantar para poder promover o acúmulo de placa. Após 18 meses foram feitos exames clínicos e radiográficos, os exames mostraram que cinco dos oito implantes submetidos as sobrecargas oclusal perderam a osseointegração, enquanto que não houve perda de implantes pelo acúmulo de placa.

Em 1997 Isidor¹⁶ continuou o seu estudo e concluiu que a sobrecarga oclusal pode resultar em perda completa ou parcial da osseointegração e que o acúmulo de placa provoca sinais histológicos de peri-implantite com perda óssea marginal. O trabalho foi feito avaliando histologicamente o osso peri-implantar de implantes submetidos à sobrecarga oclusal ou acúmulo de placa. O estudo mostrou que todos os implantes com acúmulo de placa estavam osteointegrados, mas apresentavam um infiltrado inflamatório denso no tecido conjuntivo supracrestal dos implantes e a média de perda óssea marginal foi de 2,4 mm. Dos seis implantes com sobrecarga oclusal, dois deles tinham perdido completamente a osseointegração, dois estavam osseointegrados apenas na região apical e dois deles ainda apresentavam osseointegração, com perda óssea em torno de 1,8-1,9 mm.

Em 1997, Rangert et al³⁸, considerou que próteses parciais não são beneficiadas por uma estabilização cruzada entre arcos, sendo assim, mais susceptíveis a flexões. Uma mesma carga oclusal em uma mesma prótese pode exercer níveis diferentes de tensão nos implantes e no osso de suporte esta ligado ao número de implantes e a configuração geométrica em que são instalados. Se os implantes estiverem posicionados linearmente e a prótese estiver sujeita a torções laterais, os implantes reagem com uma torção maior do que as forças axiais, elevando as tensões. A carga em implantes poderia variar devido ao número de implantes, ao posicionamento e no desenho do tipo de prótese a ser confeccionada. O momento de flexão numa prótese de três

implantes pode ser reduzida de 20 a 60% se existir um desalinhamento de 2 a três mm no implante central. Implantes alinhados induzem a um fator de carregamento de risco. Uma prótese unitária implanto suportada pode ter uma flexão em qualquer direção e uma prótese sobre dois implantes proporciona somente um eixo de rotação. Contudo, nas duas situações implica-se um fator de carregamento de risco.

Em 1998, Morton et al.²⁸ instalou dois implantes IMZ foram posicionados no osso ulna de um cadáver congelado na qual foi medida as deformações que ocorreram na superfície do osso cortical. No estudo, foram colados dois extensômetros para uma leitura de bi-axialidade na mesial e distal de cada implante. No estudo foi utilizado dois tipos de pilares protéticos, sendo um de polyoxymetileno denominado intra móbile e outro de titânio. Foi fundida uma supra estrutura numa liga contendo alto teor de paládio, tendo uma extensão terminal de 12 mm. Utilizou-se uma máquina de ciclagem para aplicar uma carga de 20 a 200 N à 6mm do implante. O modelo ósseo comportou-se de maneira elástica e apresentou-se como modelo apropriado para verificação das deformações no osso cortical. As deformações na superfície do osso cortical estavam diretamente relacionadas com a magnitude da carga aplicada, independente do tipo de pilar protético, sendo que o pilar protético de polyoxymetileno teve o mesmo comportamento que o pilar de titânio, comprovando que a alteração de propriedades mecânicas dos componentes protéticos não é um método eficaz na redução da transmissão de estresse ao tecido ósseo.

Em 1999 Kim et al.²³ concluíram que próteses cimentadas definitivas comportam-se semelhantemente às próteses parafusadas. O trabalho foi feito avaliando a transferência de tensões através de próteses cimentadas provisoriamente e definitivamente e próteses parafusadas, por meio da extensometria e da análise fotoelástica. Para o estudo foi construído um bloco de resina fotoelástica com dois implantes de 13 mm de comprimento e 3,75 de diâmetro. Sobre os implantes foram

confeccionadas próteses: coroas unitárias cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada; próteses parciais fixas de dois elementos cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusada; próteses parciais fixas de três elementos com “cantlever” distal cimentadas provisoriamente, definitivamente e parafusadas. O bloco de resina foi duplicado em resina epóxica para poder analisar pela extensometria. Foi aplicada uma carga de 110 N em pontos pré-determinados em ambos os modelos. O estudo mostrou que para as coroas unitárias aquelas cimentadas provisoriamente apresentaram menores tensões, para as próteses parciais fixas de dois elementos não houve diferença estatística, e as próteses parciais fixas de três elementos com “cantlever” distal cimentadas definitivamente e parafusadas apresentaram maior tensão ao redor do ápice dos implantes.

Em 2000, Asundi e Kishen⁶ observaram através de seus estudos que o periodonto tem uma função importante na distribuição de tensões e no remodelamento ósseo. Isso porque eles analisaram *in vivo* e *in vitro* a distribuição de tensões das estruturas de suporte em dentes humanos, com auxílio da análise fotoelástica e extensometria. Os resultados demonstraram que houve concordância entre a extensometria *in vivo* e a análise fotoelástica *in vitro* e que as maiores tensões observadas ocorreram no terço cervical do osso de suporte e da superfície radicular, diminuindo gradativamente em direção a região apical.

Em 2000 Sato et al.³⁴ concluíram que para prevenir o desaperto ou fratura dos parafusos de retenção de ouro era necessário o uso de implante de diâmetro largo na porção distal e a diminuição da inclinação das cúspides podem ser mais efetivos que o posicionamento não-linear. O trabalho foi feito pela análise geométrica tridimensional para poder avaliar a efetividade do posicionamento não linear de três implantes em região posterior parcialmente desdentada, e também a colocação de implante de diâmetro largo na porção distal. Estudaram as seguintes configurações de implantes: linear; não linear com o segundo implante

posicionado vestibularmente; não linear com o segundo implante posicionado lingualmente; e linear com implante de diâmetro largo na porção distal. Os resultados mostraram que o posicionamento não linear nem sempre compensou o torque empregado pelas forças laterais, enquanto que o posicionamento de implante de diâmetro largo na porção distal ou a diminuição da inclinação das cúspides contribuiu para a diminuição do torque promovido pelas forças laterais.

Em 2000 Seong et al.⁴¹ concluíram que o aumento do número de implantes e do diâmetro pode reduzir efetivamente as deformações nos pilares protéticos dos implantes. O trabalho foi feito comparando *in vitro* as deformações geradas nos pilares protéticos de três próteses implanto-suportadas na região de molar inferior, bem como o efeito do local, da direção e da magnitude da carga, por meio de extensometria. As seguintes configurações foram testadas: implante de diâmetro regular, 3,75 mm; implante de diâmetro largo, cinco mm; e dois implantes de diâmetros regulares. Foram colados quatro extensômetros em cada pilar protético, sendo um na vestibular, um na lingual, um na mesial e um na distal. Os resultados mostraram uma diferença significativa entre as configurações para as três deformações, força de alavanca bucolingual (BL), mesio-distal (MD) e axial. Para a força de alavanca BL e axial, a configuração com dois implantes produziu a menor deformação, seguida em ordem crescente pela configuração com implante largo e com implante regular. No entanto, para a força de alavanca MD o desenho com implante largo exibiu a menor deformação, seguido em ordem crescente pelo desenho com implante regular e com dois implantes. As alterações na localização dos contatos cêntricos afetaram diferentemente as deformações nos pilares protéticos nos três tipos de configurações.

Em 2004 Cehreli et al.⁸ concluíram que as conexões do tipo hexágono externo e cone morse possuem características similares de distribuição de forças e o desenho implante/pilar protético não é um fator decisivo que afeta as magnitudes de tensão e deformação no osso. O

trabalho comparou por meio da análise fotoelástica e da extensometria a distribuição de tensão e de estresse em implantes hexágono externo do sistema Branemark e cone morse, dos sistemas ITI e Astra Tech. Os resultados mostraram que os padrões de ondas isocromáticas de todos os desenhos de implantes foram similares para ambas condições de carregamento. Para as cargas verticais os implantes do sistema Branemark apresentaram menores deformações quando comparadas com os implantes Astra Tech e ITI. Para os implantes Astra Tech e ITI as deformações foram similares, mas para as cargas verticais o implante Astra Tech apresentou menor deformação.

Em 2004, Heckmann et al. concluíram que estruturas metálicas precisas produzem a menor deformação na interface osso/implante, evitando a sobrecarga na mesma e nos materiais da prótese parcial fixa e que estruturas metálicas unidas aos cilindros de ouro diretamente na cavidade oral parece ser a técnica mais apropriada para a confecção de infra-estruturas metálicas. quantificaram, *in vitro*, as deformações geradas por próteses parciais fixas implanto-suportadas de três elementos parafusada e cimentadas, bem como a influência de técnicas de impressão e dos diversos modos de fabricação, por meio da extensometria. Os resultados demonstraram que nenhuma das próteses investigadas demonstrou absoluto assentamento passivo. Por volta de 50% das deformações geradas foram atribuídas à técnica de impressão e ao modo de confecção, enquanto que a percentagem restante foi relacionada às imprecisões laboratoriais. Porém as duas técnicas de impressão usadas não revelaram significativa diferença com relação à precisão. Em relação ao modo de fixação, ambos provocaram igualmente elevados níveis de deformação.

Em 2004 Kano et al.²⁰ concluíram que diferenças significantes não foram encontradas entre os grupos fundidos (G1 e G2), mas uma adaptação marginal significativamente superior foi observada com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos cilindros plásticos

fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo para todas as análises. O trabalho foi feito para avaliar a adaptação marginal de cilindros protéticos pré fabricados e cilindros protéticos plásticos fundidos com dois tipos de ligas metálicas básicas. Os materiais foram divididos em três grupos: G1, cinco cilindros plásticos para pilares padrão que foram fundidos em ligas de Co-Cr; G2, cinco cilindros plásticos para pilares padrão foram fundidos em ligas de Ni-Cr; G3- cinco cilindros pré-fabricados fundidos em liga Ag-Pd foram usados como grupo controle. Os pilares foram apertados com um torque de 20 Ncm. A interface cilindro/pilar de cada espécime estudado foi analisada em oito diferentes localizações em torno da interface. Foram feitas três análises para os grupos: (A) desajuste vertical, (B) desajuste horizontal e (C) profundidade de desajuste horizontal. O grupo controle apresentou significativamente melhor adaptação que ambos os grupos testados para todas as análises.

Em 2006 Karl et al.²¹ concluíram que os procedimentos convencionais foram incapazes de produzir estruturas com adaptação passiva, e que coberturas de cerâmica aumentam o desenvolvimento da deformação e prejudicam a adaptação. A técnica de cimentação de estruturas para componentes pré-fabricados diretamente em implantes pode compensar para erros dimensionais causados pela impressão e fabricação da superestrutura. O trabalho foi feito para poder avaliar o desenvolvimento da deformação em várias PPF em condições de fundição e após a cobertura de cerâmica. Foram utilizados três implantes maxilares para poder ter uma simulação clínica: A, B e C foram dispostos em um modelo de mensuração consistindo de um bloco de resina epóxi com propriedades mecânicas similares àquelas do osso trabecular. Os extensômetros foram posicionados mesialmente e distalmente ao implante. O tipo de retenção e o modo de fabricação para PPF parafusadas convencionais não tiveram uma significativa influência no desenvolvimento da deformação.

Em 2006 Heckmann et al.¹⁴ concluíram que a quantidade de estresse resultante dos procedimentos de fixação da estrutura metálica não apresenta um risco ao osso adjacente e que uma pequena desadaptação pode ser tolerado pelo osso. O estudo foi feito sobre as deformações geradas em próteses parciais fixas de três elementos parafusadas e cimentadas, por meio da extensometria *in vitro* e *in vivo*. Foram confeccionados grupos de estruturas metálicas sobre dois implantes para simular uma situação clínica. Cada grupo possuía um total de dez amostras para os testes *in vitro* e cinco amostras para os testes *in vivo*. Para ilustrar o estado de tensões no osso perimplantar, resultante dos procedimentos de fixação, foram gerados modelos tridimensional de elementos finitos, nos quais foram aplicadas cargas axiais. Os resultados demonstraram que houve grande variação dos valores médios de deformações para os seis grupos testados, de 15 a 170 $\mu\text{m}/\text{m}$.

Em 2006 Maeda et al.²⁵ concluíram que para as fixações com hexágono interno as tensões propagaram mais em direção apical em relação as fixações com hexágono externo. O trabalho foi feito observando-se *in vitro* a diferença nos padrões de distribuição de tensões entre implantes hexágono externo e interno, por meio da extensometria. Os resultados mostraram que houve padrão de distribuição de forças similar sob carga vertical para ambos os sistemas. Para as cargas horizontais as fixações com hexágono externo apresentaram um aumento nas tensões na área cervical enquanto que nas fixações com hexágono interno ocorreram na área apical da fixação.

Em 2008 Karl et al.²² concluíram que a extensão da PPF e o mecanismo de retenção possuem uma influência mínima no desenvolvimento da deformação em PPF implanto-suportadas, assim como restaurações implanto-suportadas demonstram sucesso ao longo do tempo. O trabalho foi feito para avaliar o desenvolvimento da deformação de próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas de três e cinco elementos. Para a avaliação *in vitro* utilizou-se três implantes de

parafusos sólidos na região da maxila direita. Os extensômetros foram colados mesialmente e distalmente aos implantes e nos pânticos das infra-estruturas. Os resultados mostram que às médias de deformações variaram entre 26,0 a 637,6 $\mu\text{m/m}$.

Em 2008 Kojima²⁴ concluiu que a utilização de coifas plásticas ou usinadas não alteraram o resultado final de distribuição de tensão após o carregamento axial e que os diferentes locais de carregamento apresentaram influência na distribuição das tensões ao redor das fixações, mas o efeito configuração não mostrou diferença entre os grupos linear e compensado. O trabalho teve como objetivo avaliar por meio da extensometria, a distribuição de tensões ao redor de implantes em função dos diferentes locais para carregamento, tipo de coifa (plástica ou usinada) e configuração (linear e compensada). No trabalho foi utilizado um bloco de poliuretano para simular a trabécula óssea. Foi usado o implante de configuração hexágono externo. Os pilares protéticos Micro-unit foram instalados sobre as fixações com uma cinta de três mm. Foram colados quatro extensômetros tangenciando a plataforma de cada fixação. Foi aplicado um carregamento de 30 Kg durante 10 segundos.

Em 2009, Nishioka et al.³¹ concluíram que tanto no coping usinados e nos plásticos não há diferença estatística significativa, e que a configuração de hexágono externo apresentam valores de deformação semelhante ao hexágono interno. O trabalho avaliou por meio da extensimetria e o objeto deste estudo in vitro foi quantificar a deformação desenvolvida durante a fixação de três elementos parafuso implanto-suportados, variando o tipo de pilar protético e o tipo de coping. A hipótese era que o tipo de conexão hexagonal iria gerar diferente micro deformações e o tipo de coping iria produzir similar micro deformações após parafusos protéticos tem sido apertado dentro dos pilares microunit. Foram utilizados dois blocos de poliuretano. Os pilares Micro-unit foram fixados com um torque de 20 Ncm. Foram formados quatro grupos: hexágono externo/coping usinado; hexágono externo/coping plástico;

hexágono interno/coping usinado; e hexágono interno/coping plástico. Os extensômetros foram colados tangenciando os implantes.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a influência da aplicação de cargas axiais e não axiais em próteses parciais fixas de três elementos, suportadas por implantes de conexão hexágono externo no posicionamento compensado.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confeção do bloco de poliuretano

Foi confeccionada uma matriz de alumínio, obtendo assim o bloco de poliuretano (Vasconcellos⁴², 2005). A matriz de alumínio é constituída por uma placa horizontal, duas placas verticais maiores, duas placas verticais menores e oito parafusos que possibilitam a fixação das placas:

- a) placa horizontal: base retangular exibindo 111 mm de comprimento por 61 mm de largura e 6 mm de espessura. Ainda possui quatro perfurações lisas, centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas, com 5 mm de diâmetro, permitindo a passagem de parafusos visando unir a placa horizontal às placas verticais;
- b) placa vertical maior: possui formato retangular com dimensões de 95 mm de comprimento, por 30mm de largura e 8 mm de espessura. Possui uma perfuração com roscas internas, localizadas no centro da base maior, permitindo a união da placa horizontal à placa vertical maior e duas centrais também com roscas internas, diametralmente opostas localizadas na base menor, as quais promovem a união entre a placa vertical maior à placa vertical menor;
- c) placa vertical menor: estrutura retangular apresentando 61 mm de comprimento, por 30 mm de

largura e 8 mm de espessura. Exibe duas perfurações lisas, centralizadas e diametralmente opostas na base menor e uma perfuração central com roscas internas na base maior, que possibilita a fixação da placa horizontal à placa vertical menor.

A matriz de alumínio foi montada por meio da união da placa horizontal às placas verticais e do uso dos parafusos, formando um recipiente retangular com dimensões internas de 95x45x30 mm (Figura 1).

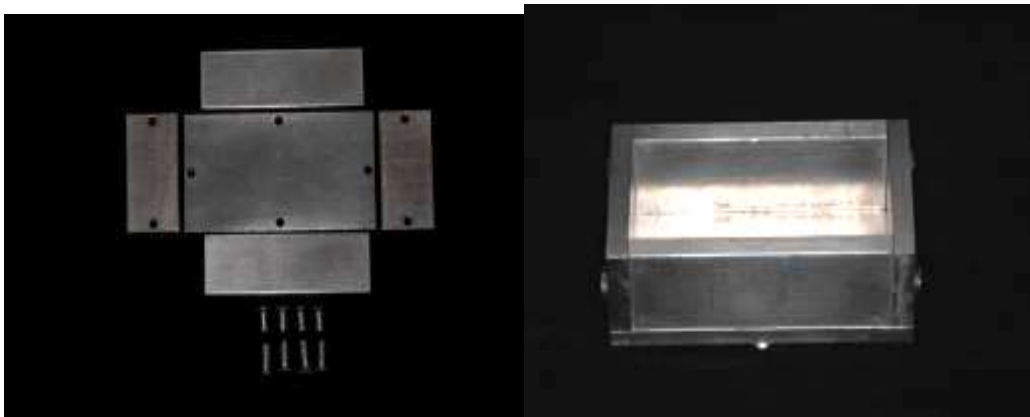


FIGURA 1 - Matriz de alumínio utilizada para a confecção do bloco de poliuretano, desmontada e montada.

Um bloco de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) foi confeccionado para o desenvolvimento deste estudo. A resina de poliuretano é constituída por uma base e um catalisador, os quais foram proporcionados com medidas idênticas e misturados com o auxílio de uma espátula no interior de um gral de borracha, até que houvesse uma homogeneização total dos componentes. A resina homogeneizada foi vertida na matriz de alumínio, preenchendo-a completamente (Figura 2). Aguardados 20 minutos para que ocorresse a polimerização final do

poliuretano, a matriz de alumínio foi desmontada e o bloco de poliuretano destacado.

A superfície do bloco de poliuretano foi desgastada 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 apresenta dimensões de 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 20 mm de altura .



FIGURA 2 - Poliuretano vertido na matriz de alumínio



FIGURA 3 – Aspecto final do bloco de poliuretano

4.2 Inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos

Foi confeccionado um segundo conjunto de matrizes de alumínio (Nishioka³⁰, 2006) para posicionar os implantes no bloco de poliuretano, simulando uma situação clínica de posicionamento compensado das fixações (figura 4).

a) componente 1: base retangular exibindo 75 mm de comprimento por 40 mm de largura e 5 mm de espessura, que exhibe na parte central três cilindros eqüidistantes. Cada cilindro possui 4 mm de altura por 4 mm de diâmetro. A 3 mm da convexidade dos cilindros, foram realizadas marcações bilaterais em baixo relevo, sendo 3 verticais e 5 horizontais, com distância de 1 mm entre as mesmas. Esta base ainda exhibe quatro perfurações, com 2 mm de diâmetro, centralizadas, bilaterais e diametralmente opostas, que rosqueadas a parafusos específicos, promovem 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;

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. Estes orifícios coincidem com a localização dos três cilindros existentes na base (componente 1). Em cada extremidade horizontal há uma perfuração transversal, fixando o conjunto.



FIGURA 4 - matriz com a montagem dos três componentes na configuração compensada

Com a fixação do componente 3 ao bloco de poliuretano, por parafusos horizontais, padronizou-se a distância e os locais para a inserção das três fixações no bloco. Para a realização das perfurações foi utilizado um conjunto de fresas padronizadas e convencionais para cirurgias, acopladas ao contra-ângulo (Koncept Kavo Ind.Com Ltda, Chapecó Brasil) com redução 20:1, conectado ao motor elétrico (MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil) (FAPESP Proc: 08/ 53507-0). As perfurações foram iniciadas pela ponta de lança, seguida das brocas helicoidais de 2, 3 e 3,15 de diâmetro (AS Technology Titanium Fix), com velocidade média de 1800 rotações por minuto. Para auxiliar a padronização da axialidade das perfurações, foram utilizados anéis com diâmetros internos progressivamente maiores e compatíveis com os diâmetros das fresas utilizadas.

As três fixações com 3.75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento e plataforma de assentamento de 4.1mm (AS Technology Titanium Fix) foram inseridas no bloco conforme o componente 3, o index de perfuração. A velocidade média utilizada foi de 14 rotações por minuto, com torque ajustado de 40 Ncm. Previamente, as fixações foram

numeradas de um a três no sentido horário. Utilizando de refrigeração nos procedimentos para a bomba de irrigação acoplada no motor elétrico.

Para finalizar a inserção de cada fixação foi utilizada uma chave de catraca cirúrgica manual (AS Technology Titanium Fix).

A seguir, conexões protéticas tipo Microunit (AS Technology Titanium Fix), com cinta metálica de 3 mm, foram instaladas sobre as fixações utilizando torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro mecânico progressivo(AS Technology Titanium Fix), conforme recomendação do fabricante (Figura 5).

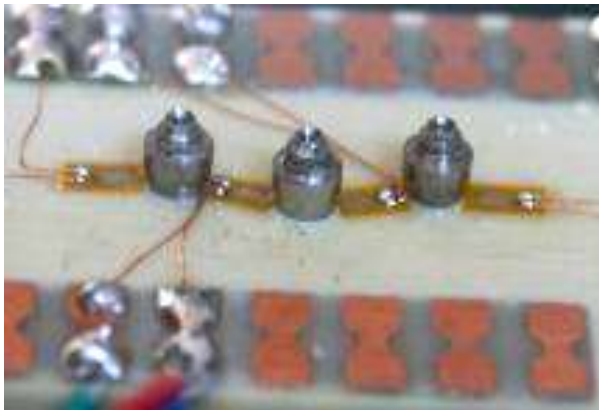


FIGURA 5 - Pilares protéticos Microunit conectados nas fixações com torque 20 Ncm na configuração compensada, evidenciando a colagem dos extensômetros.

4.3 Obtenção dos corpos de prova

4.3.1 Enceramento

Foram realizados cinco enceramentos, padronizados, a partir da fixação da base (componente 1) com o componente 2, que delimitou um compartimento retangular (Figura 6). Este procedimento permitiu reproduzir sistematicamente o enceramento de todos os corpos-de-prova, onde coifas plásticas foram utilizadas (AS Technology Titanium Fix).

As coifas plásticas foram parafusadas sobre o pilar protético com parafuso de retenção de titânio (AS Technology Titanium Fix), utilizando uma chave hexagonal de 1.17 mm (AS Technology Titanium Fix). Previamente, as coifas foram individualizadas removendo a sua parte superior excedente, com auxílio de disco de carborundum (Dentorium, New York – USA) adaptado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil) para uso laboratorial, que deixou as coifas com uma altura de 10 mm facilitando a inserção do enceramento (Figura 7). Em seguida, o enceramento foi posicionado sob ligeira pressão sobre as coifas. Selando a periferia de todas as coifas, utilizou-se o instrumental aquecido do tipo gotejador (Conjunto para enceramento do tipo PK Thomas: SS White – Brasil).



FIGURA 6- Padronização do enceramento

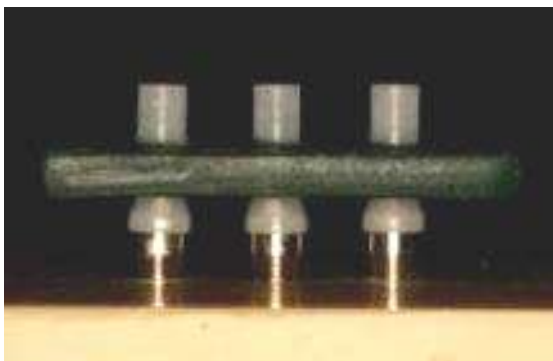


FIGURA 7 – União das coifas plásticas e aspecto final

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

O revestimento 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. Observou-se a presa final do revestimento após 20 minutos. 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 para 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 ocorreu até atingir a temperatura ambiente sobre a mesa de trabalho.

Para a desinclusão utilizou-se 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 60psi, para a remoção do restante do revestimento. Os canais de alimentação foram removidos com discos de carborundum (Dentorium, New York – USA).

As estruturas metálicas foram assentadas no bloco de poliuretano 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.

A porção de metal excedente superior, localizado na abertura de entrada do parafuso de retenção, foi usinado com auxílio de disco de carborundum (Dentorium, New York – USA) acoplado a um motor elétrico (Beltec LB 100, Araraquara – Brasil) para uso laboratorial, em seguida, foi realizado um 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.

4.4 Extensometria

Quatro extensômetros lineares elétricos (KFG-02-120-c1-11N30C2 Kyowa Eletronic Instruments Co., Ltd – Tokyo – Japan) foram colados na superfície superior do bloco de poliuretano, que tangenciou 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 de maneira individual, utilizando pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil). Previamente aos procedimentos de colagem, foi feita a aferição de cada extensômetro, 120Ω , utilizando aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo – Brasil Fapesp Proc: 08/53071-4). 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 se adaptou a conexão elétrica. 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 – USA; Solder connection: 44 rosin core solder Kester Anaheim CA – USA). 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 – USA), soldando o três cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm multicabo, São Paulo – Brasil), os quais se conectaram a um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100 Scanner – System 5000 - Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina – USA, 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.

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

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de micro deformação ($\mu\epsilon$) 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.

4.5 Aplicação de carga

4.5.1 Descrição do dispositivo de aplicação de carga

Foi desenvolvido um dispositivo de aplicação de carga (FAPESP Proc:08/53509-0), que permite carregamentos estáticos verticais de diversas magnitudes sobre os corpos-de-prova (Figura 8, 9 e 10).

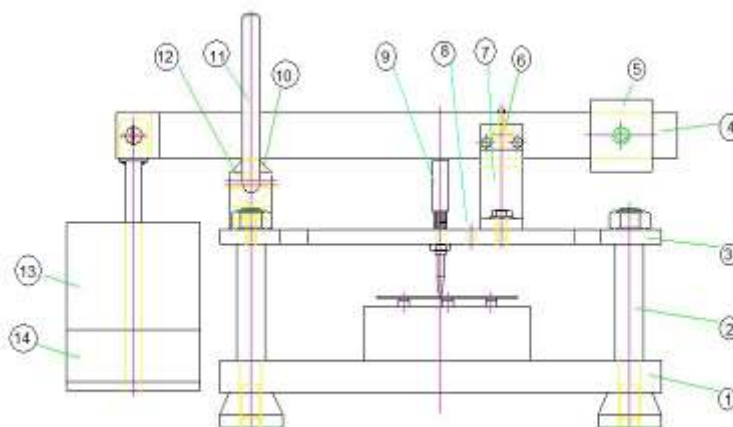


FIGURA 8 – Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano vertical; 1- base inferior de alumínio; 2- quatro colunas de aço; 3- base superior; 4- barra de carga; 5- tara da barra de carga; 6- eixo da barra de carga; 7- cavalete da barra de carga; 8- orifício n°1; 9-pino de pressão, localizado no orifício n°2; 10- excêntrico; 11- eixo do

excêntrico; 12- cavalete do excêntrico; 13- peso de 2kg; 14- peso de 1kg (duas unidades).

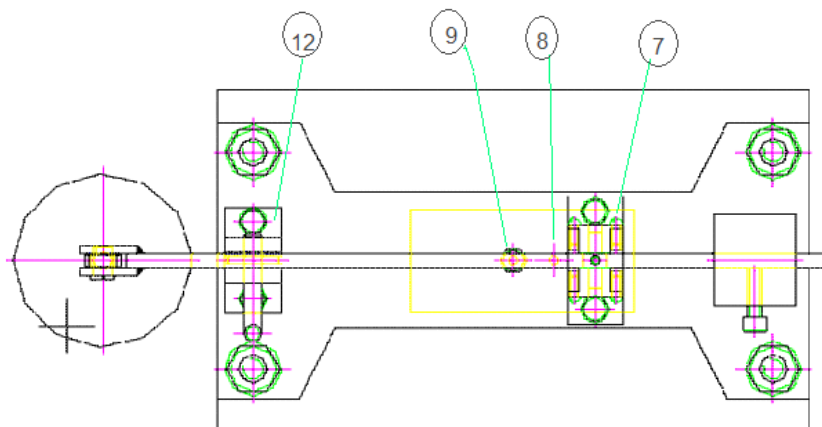


FIGURA 9 - Desenho do aplicador de carga (sem escala), plano horizontal; 7- cavalete da barra de carga; 8- orifício nº1; 9-pino de pressão, localizado no orifício nº2; 12- cavalete do excêntrico. Observar a distância dos orifícios que permitem a passagem do pino de pressão e determinam a ação de alavanca.

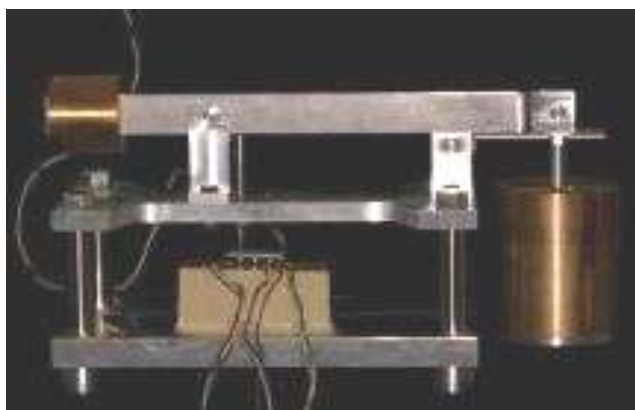


FIGURA 10 - Aparelho aplicador de carga.

4.5.2 Aplicação da carga vertical estática

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 obtendo 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 em um 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 selecionados cinco pontos de aplicação de carga axial. O ponto A, foi localizado sobre orifício do parafuso de retenção do implante 1. O ponto B, localizado sobre o orifício do parafuso de retenção do implante 2. O ponto C, localizado sobre o orifício do parafuso de retenção do implante 3. O ponto D localiza-se a 4 mm e o ponto E a 5 mm do ponto C, conforme Figura 11.

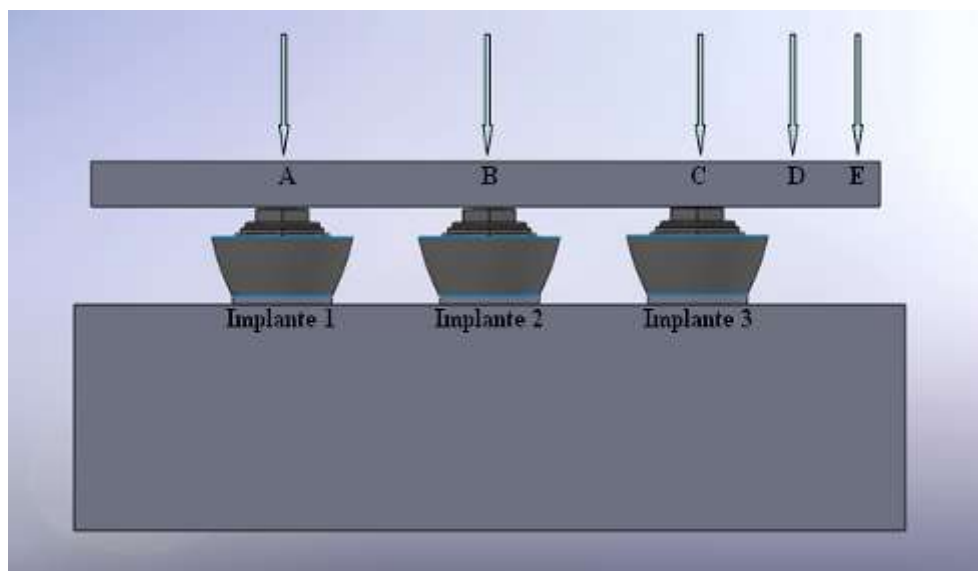


FIGURA 11 – Pontos de aplicação de carga axiais (A, B, C, D e E).A carga estática vertical utilizada foi de 30kg (Mericske-Stern et al.²⁶, 1995) durante 10 segundos, com o auxílio do dispositivo de aplicação de carga.

4.6 Planejamento experimental

No delineamento deste experimento seguiu-se um esquema fatorial tipo 1 x 5, sendo que as variáveis dependentes estudadas foram os pontos de aplicação de carga: A,B,C; axiais e D e E não axiais.

A variável independente foi a micro deformação ($\mu\epsilon$) obtida na extensometria durante a aplicação de carga.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica fundida em liga de cobalto-cromo, descrita anteriormente, apoiada sobre três pilares protéticos. Essa estrutura metálica denomina-se corpo-de-prova. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em duas condições experimentais estabelecidas pelas cinco variáveis experimentais.

A estatística descritiva consiste 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 (Teste T-Student) dois fatores de efeito fixo (Coifa e ponto de aplicação). Após o teste T-Student, aplicou-se a correção de Bonferroni. 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

Parte 1. Estatística descritiva dos dados de micro deformação (ϵ) obtidos.

GRÁFICO 1-.Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores de micro deformação obtidos em quatro strain-gages numerados de 1 a 4, segundo o ponto de aplicação da carga, pontos A, B, C, D e E.

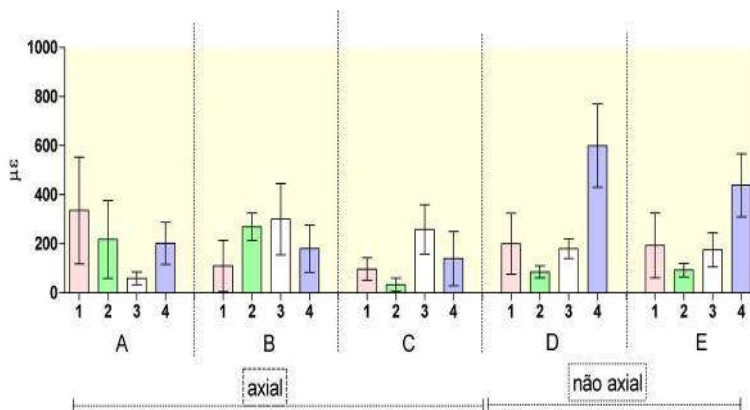


GRÁFICO 2 - Gráfico de colunas (média±desvio padrão) dos valores médios de micro deformação obtidos em quatro strain-gages, segundo o ponto de aplicação da carga.

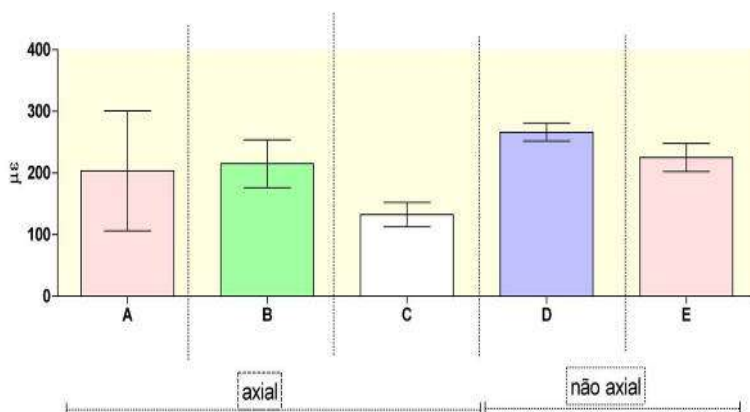


TABELA 1 - Ponto A. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages

Estatística	SG1	SG2	SG3	SG4	Média SG do ponto A
n	5	5	5	5	5
Média	335,90	217,60	59,20	202,1	203,7
Desvio padrão	217,90	158,00	26,30	85,8	97,10
Coef. Var. (%)	64,88	72,59	44,35	42,45	47,68
Mínimo	145,40	42,90	19,70	111,9	135,90
Máximo	644,40	465,10	87,2	309,9	367,20

TABELA 2 - Ponto B. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages

Estatística	SG1	SG2	SG3	SG4	Média SG do ponto B
n	5	5	5	5	5
Média	110,2	269,2	300,2	180,6	215,1
Desvio padrão	104,7	55,9	145,2	97,0	38,8
Coef. Var. (%)	95,0	20,77	48,36	53,69	18,06
Mínimo	6,9	190,8	48,2	12,5	149,2
Máximo	238,8	318,2	418,0	263,2	249,6

TABELA 3 - Ponto C. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.

Estatística	SG1	SG2	SG3	SG4	Média SG do ponto C
n	5	5	5	5	5
Média	97,1	33,9	258,4	140,3	132,43
Desvio padrão	45,9	26,1	100,8	110,4	19,63
Coef. Var. (%)	47,31	77,08	39,02	78,73	14,83
Mínimo	23,3	12,0	145,6	9,2	109,64
Máximo	148,3	76,4	381,5	294,2	158,55

TABELA 4 - Ponto D. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.

Estatística	SG1	SG2	SG3	SG4	Média SG do Ponto D
n	5	5	5	5	5
Média	200,6	85,7	179,3	599,6	266,29
Desvio padrão	124,2	24,4	39,1	169,6	14,41
Coef. Var. (%)	61,92	28,51	21,79	28,29	5,41
Mínimo	15,8	50,6	140,4	455,2	249,16
Máximo	338,0	119,6	230,8	888,1	285,88

TABELA 5 - Ponto E. Estatística descritiva dos dados de micro deformação ($\mu\epsilon$) obtidos no ensaio de extensometria em 5 cdps, segundo quatro diferentes pontos de strain-gages.

Estatística	SG1	SG2	SG3	SG4	Média SG do Ponto E
n	5	5	5	5	5
Média	193,6	92,8	175,0	439,0	225,1
Desvio padrão	132,0	27,6	69,6	128,3	22,6
Coef. Var. (%)	68,18	29,73	39,75	29,23	10,05
Mínimo	51,3	53,3	74,1	295,0	204,2
Máximo	377,9	127,7	262,6	638,0	260,4

Parte 2. Estatística inferencial.

Comparação entre os pontos de Aplicação de Carga no sentido Não Axial (D vs E)

TABELA 6 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios($\pm dp$) de micro deformação (ϵ)

obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t (*Student*) de amostras pareadas D e E (gl = 4), $\alpha = 5\%$

Comparação	Ponto		IC(95%)	t	p-valor
	D	E			
D x E	266,3±14,4	225,1±22,6	19,26 a 63,13	5,21	0,006*

*p<0,05

Comparação entre os pontos de Aplicação de Carga no sentido Axial (A vs B e A vs C e B vs C)

TABELA 7 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios(±dp) de micro deformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t (*Student*) de amostras pareadas A e B (gl = 4), $\alpha = 5\%$

Comparação	Ponto		IC(95%)	t	p-valor
	A	B			
A x B	203,7±97,1	215,7±38,8	175,6 a 152,9	0,19	0,857

*p<0,05

TABELA 8 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios(±dp) de micro deformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t (*Student*) de amostras pareadas A e C (gl = 4), $\alpha = 5\%$.

Comparação	Ponto		IC(95%)	t	p-valor
	A	C			
A x C	203,7±97,1	132,4±19,6	61,4 a 203,9	1,49	0,210

*p<0,05

TABELA 9 - Intervalo de confiança, (IC: 95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios(±dp) de micro deformação (ϵ) obtidas em 5 cdps. Resultado do teste t (*Student*) de amostras pareadas B e C (gl = 4), $\alpha = 5\%$

Comparação	Ponto		IC(95%)	t	p-valor
	B	C			
B x C	215,1±38,8	132,4±19,6	47,7 a 117,5	6,57	0,003

*p<0,05

6 DISCUSSÃO

Com o início da osseointegração, implantes dentais têm sido abundantemente usados para a reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos, demonstrando o sucesso da implantodontia como tratamento protético restaurador (Smedberg et al.³⁶, 1996).

Após a instalação de uma prótese implanto suportada, a sobrecarga oclusal tem sido apontada como fator primário da perda óssea peri-implantar, da perda de implantes e da prótese implanto-suportada. (Adell et al.², 1981; Naert et al.²⁹, 1992; Isidor¹⁶, 1997; Isidor¹⁸, Zarb e Schmitt⁴⁷, 1990).

A extensometria é uma técnica de medição e registro da micro deformação, que envolve a utilização de extensômetros ou “strain gages” (Nishioka³⁰, 2006; Vasconcellos⁴², 2005). Os extensômetros utilizam o princípio de que determinados materiais sofram uma alteração da resistência elétrica, quando estão submetidos a uma força. Esta técnica é amplamente empregada in vitro (Assif et al.⁵, 1996; Çehreli et al.⁷, 2004; Clelland et al.¹¹, 1993; Karl et al.²¹, 2006), sendo a única que também pode ser aplicada in vivo (Ducky et al.¹², 2000; Heckmann et al.¹⁴, 2006; Karl et al.²², 2008). Contudo, na extensometria as deformações somente são observadas nos locais onde os extensômetros estão posicionados e tanto a localização dos extensômetros, quanto a angulação dos implantes podem não ser tão precisos como em um modelo teórico (Sahin et al.⁴⁰, 2002). Para este tipo de análise é comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos. Este fato pode influenciar significativamente os resultados, uma vez que o osso não é um substrato homogêneo, apresentando propriedades físicas anisotrópicas (Vasconcellos⁴², 2005), podendo assim, comprometer diretamente a

reprodução de pesquisas que utilizam o osso como modelo experimental (Rubo e Souza³⁹, 2001). Diversos estudos, *in vitro*, têm empregado materiais considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades são as mesmas em todas as direções (Akça et al.⁴, 2001; Çehreli et al.⁹, 2004; Cehreli et al.¹⁰, 2005, Kim et al.²³, 1999). Em virtude desses fatores, no presente estudo também foi utilizado um modelo artificial homogêneo à base de poliuretano, o qual apresenta propriedades elásticas uniformes (isotrópico), módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (poliuretano: 3,6GPa e osso medular 4,0 a 4,5 GPa), sendo indicado para estudos que visam simular o osso humano (Rubo e Souza³⁹, 2001; Vasconcellos⁴², 2005; Wiskott e Belser⁴⁴, 1995). Isto permitiu adequada mensuração da micro deformação e ainda total contato entre o material e o implante. *In vivo* outras variáveis tais como densidade óssea, estabilidade do implante e contato entre osso e implante deveriam ser consideradas.

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

Os extensômetros, por sua vez, medem a deformação (ϵ) representada pela relação da quantidade de alongamento ou encurtamento sobre o comprimento original do material tracionado ou comprimido, respectivamente. Esses valores, por sua vez, são extremamente pequenos e expressos em micro deformação ($\mu\epsilon$) (Vasconcellos⁴², 2005; Vasconcellos⁴³, 2008).

O principal objetivo destas análises, na Odontologia, é solucionar problemas físicos, determinar a efetividade, comportamento de uma estrutura existente ou componente estrutural, quando submetido a uma determinada carga. Nestes métodos, a quantidade de carga e a localização dos pontos de carregamentos podem ser realizadas de forma precisa e a distribuição das tensões é observada em todas direções

(Sahin et al.⁴⁰, 2002). Entretanto, a idealização do problema físico para um modelo matemático ou teórico requer algumas suposições, que conduzem a diferentes equações, as quais podem influenciar os resultados deste modelo (Akça et al.⁴, 2001; Sahin et al.⁴⁰, 2002).

As análises matemáticas são baseadas em conceitos de geometria, para isso o método de avaliação utiliza uma configuração geométrica hipotética como padrão, a qual é comparada a outras configurações geométricas, que exibem determinadas variáveis. Portanto, os valores são expressos em porcentagem de alteração causada por cada variável, a partir do modelo padrão. Esta análise fornece dados comparativos e seus efeitos no diagnóstico e no prognóstico em longo prazo da prótese sobre implante. Contudo os cálculos permitem somente o efeito de comparação, sem realizar efetivamente análises de tensões (Weinberg e Kruger⁴⁴, 1995; Weinberg e Kruger⁴⁵, 1996).

O dispositivo de aplicação de carga (DAC) utilizado neste estudo pode realizar carregamentos de 5 a 40 kg, com intervalos de 5 kg. Visando validar o uso do DAC, Vasconcellos & Nishioka⁴³ (2008), com auxílio da extensometria, compararam o DAC e uma máquina de ensaio universal, utilizando carregamentos axiais e não-axiais. Os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos na máquina de ensaio universal e no DAC, independente do tipo de carga. Além disso, os autores observaram também que a máquina de ensaio universal realiza o carregamento de modo gradual, ou seja, a partir do momento em que a ponta de aplicação é encostada no corpo-de-prova o carregamento é iniciado, partindo de 0,1 kg até atingir 30 kg. Na maioria destes carregamentos, o valor de carga de 30 kg foi ultrapassado, alcançando por vezes 30,8 kg e aos poucos retornava aos 30 kg, sendo neste momento realizada a leitura da micro deformação. No DAC, a aplicação de carga era precisa, 30 kg, 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 no presente estudo.

Quando uma carga oclusal é aplicada sobre um implante, esta é transferida parcialmente ao osso e as maiores concentrações de estresse ocorrem na região mais cervical do implante (Isidor¹⁷, 2006). Neste estudo, visando observar a região de maior concentração de estresse durante a aplicação de carga, correlacionando com a prática clínica (Karl et al.²², 2008), os extensômetros foram estrategicamente colados sobre o bloco de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes. Além disso, a superfície plana do bloco de poliuretano tornou o posicionamento e a colagem dos extensômetros mais simples e precisa, quando comparado a outros trabalhos que optaram pela colagem sobre os implantes (Akça et al.⁴, 2001; Maeda et al.²⁵, 2006), sobre os pilares protéticos (Maeda et al.²⁵, 2006; Seong et al.⁴¹, 2000) e sobre as estruturas metálicas da prótese (Heckmann et al.¹⁴, 2006; Karl et al.²¹, 2006).

No presente estudo avaliou-se em função de um modelo experimental de três implantes de hexágono externo, por meio de quatro extensômetros, *in vitro*, a micro deformação que ocorre sobre e ao redor dos três implantes, no instante em que eram aplicadas forças verticais estáticas que ocorre sobre as suas estruturas metálicas. As fixações foram realizadas no posicionamento compensado. De acordo com Frost¹³ (1994) e Wiskott & Belser⁴⁶ em 1999 a homeostasia óssea ocorre quando o nível de micro deformação mantêm-se na faixa de 100 a 2000 $\mu\epsilon$ e 50 a 1500 $\mu\epsilon$, respectivamente. Analisando os resultados descritos nas tabelas de 1 a 5, pode-se observar que a maioria dos valores de micro deformação obtidos, após a aplicação de carga de 30 kg nos cinco pontos de aplicação na coifa plástica, permaneceu dentro do nível de homeostasia óssea ou carga normal. No entanto, esta situação clínica ideal de contatos oclusais é difícil de ser alcançada em prótese parcial fixa parafusada sobre implante, uma vez que o orifício de entrada do

parafuso de retenção impossibilita o posicionamento dos contatos oclusais no centro do implante. Contudo, baseado nos resultados deste trabalho, pode ser especulado que, quando uma prótese parcial fixa de 3 elementos, suportada por três implantes com contatos oclusais posicionados entre os implantes e o mais próximo possível do centro dos implantes, recebendo incidência de carga axial, a reabsorção óssea ao redor dos implantes e a sobrecarga oclusal podem ser minimizadas. Se a incidência de carga for realizada ao redor do centro dos implantes, o torque ou momento será maior, já que o torque é diretamente proporcional à distância do ponto de aplicação de carga e o centro do implante.

Observando ainda os resultados descritos na tabela de 1 a 5 verificou-se que, quando os carregamentos foram realizados nos pontos de aplicação de carga A, C, D e E, os quais estão posicionados sobre e próximos aos implantes das extremidades, as maiores micro deformações ocorreram nos extensômetros mais próximos, indicando que a quantidade de carga transmitida ao implante e as tensões geradas no osso são dependentes do local onde a carga é aplicada sobre a prótese. Ao passo que, quando os carregamentos foram realizados sobre o ponto de aplicação B, o qual está posicionado sobre o implante central, as maiores micro deformações ocorreram nos extensômetros mais distante, indicando que os implantes da extremidade foram mais solicitados. Estes resultados sugerem que estresses gerados, por contatos oclusais localizados próximos ao implante central de prótese parcial fixa parafusada apoiado sobre três implantes, são distribuídos aos implantes das extremidades; enquanto que os estresses gerados por contatos oclusais posicionados próximo aos implantes das extremidades, ficam concentrados nos implantes das extremidades. Como podemos ver nas tabelas de 6 a 9, os valores médios de micro deformação nos pontos de aplicação de carga estão muito abaixo do limite tecidual fisiológico. As tabelas nos mostram que as maiores micro deformações ocorreram nos

extensômetros que ficavam próximos a ponto de aplicação de carga, o que mostra estar de acordo com os trabalhos apresentados por Vasconcellos⁴³, que foi feito o estudo sobre hexágono interno e Abreu¹, que foi realizado o estudo sobre cone morse. Após o teste de comparação múltipla de Tukey analisados quanto a direção axial e não-axial, mostrou que ponto A (média / desvio padrão: $203,7 \pm 97,1 \mu\epsilon$); ponto B ($215,1 \pm 38,8 \mu\epsilon$); ponto C ($132,4 \pm 19,6 \mu\epsilon$); ponto D ($266,3 \pm 14,4 \mu\epsilon$) e ponto E ($225,1 \pm 22,6 \mu\epsilon$), nos resultados obtidos, houve uma diferença estatisticamente significativa entre os pontos não-axiais D e E e, não foi obtido resultados estatisticamente significativos entre os pontos axiais B e C. Estes resultados sugerem que pontos de aplicação de carga simétricos, não produzem magnitudes de micro deformações semelhantes, mesmo quando a aplicação de carga foi realizada em pontos eqüidistantes e simétricos. Adicionalmente, ligeira diferença na distância entre os implantes e pequena variação na axialidade destes (Karl et al.²², 2008) podem ter contribuído para a diferença de magnitude de micro deformação encontrada entre os pontos de aplicação de carga simétricos. A fundição possui um fator importante nos resultados das micro deformações. Os parafusos podem não se coincidirem e ficam diferentes, com isso podem compor o resultado, tendo alguma diferença por este fator. Pontos eqüidistantes não tem os mesmos resultados, devido a precisão de fundição não ser coincidente, o que ocorre em A e C.

Os pontos D e E mostram > micro deformação que A, B e C.

7 CONCLUSÃO

1. Conclui-se que, sob carregamento a região ao redor dos implantes registrou-se maior micro deformação nos pontos não-axiais do que nos pontos axiais, nos três implantes de hexágono externo no posicionamento compensado.
2. O local de aplicação de carga vertical estática influenciou no resultado da micro deformação;
3. Cargas verticais aplicadas em diferentes pontos produziram uma micro deformação sem ultrapassar o limiar fisiológico aceitável no experimento *in vitro*.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abreu C W. Extensometria: estudos das deformações ao redor de três implantes cone morse, com posicionamento linear, sob carga axial [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: UNESP - Univ Estadual Paulista; 2009.
2. 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;10:387-416.
3. Akça K, Çehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):115-21.
4. 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.
5. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996;3(3):285-91.
6. Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vivo stress distribution in human dental supporting structures. *Arch Oral Biol.* 2000;45(7):543-50.
7. Çehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent.* 2004;32:123-32.
8. Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004 Apr;15(2):249-57.

9. 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.
10. 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 Oct;16(5):540-8.
11. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(5):541-8.
12. Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Impl Res.* 2000;11(5):465-75.
13. Frost MH. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.
14. Heckmann SM, Karl M, Winter W, Grael F, Taylor TD. Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite –elements analysis based on *in vitro* and *in vivo* strain measurements. *Clin Oral Impl Res.* 2006 Jun;17(3):345-50.
15. Hekimoglu C, Anil N, Çehreli MC. Analysis of strain endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J Prosthet Dent.* 2004;92(5):441-6.
16. 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.
17. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res.* 2006;17:8-18.

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.
19. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 1997;12(4):527-40.
20. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4):337-43.
21. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont.* 2006;15(1):20-4.
22. 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.* 2008;17(1):3-8.
23. 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.
24. Kojima AN. Extensometria: avaliação de implantes de sextavado externo posicionado na configuração linear e compensada (offset), sob carregamento axial [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: UNESP - Univ Estadual Paulista; 2008.
25. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan;33(1): 75-8.

26. 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.
27. Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant Dent*. 1999;8(4):376-86.
28. Morton D, Stanford CM, Aquilino SA. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. *J Prosthet Dent*. 1998;80(1):46-51.
29. 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.
30. Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de hexágono externo, interno e cone Morse na configuração linear e compensada (offset). 259f. [tese livre docência) – São José dos Campos – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2006.
31. Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo Nishioka LN. External Hexagon and Internal Hexagon in Straight and Offset implant Placement: Strain gauge Analysis. *Implant Dent*. 2009 Dec;18(6):512-20.
32. Patterson E A, Burguete RL, Thoi MH, Jonhs R B. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(5):552-60
33. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implants designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Impl.Res*. 2005;16:486-94
34. Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil*. 2000;27:15-21.

35. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown. *J Prosthet Dent* 2005; 93(3): 227-34.25. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1989;4:241-7.
36. Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(1):55-63.
37. 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.
38. 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.
39. Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamentos em prótese sobre implantes. *Rev Fac Odontol Bauru*. 2001;9(3/4):97-103.
40. Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent*. 2002;30:271-82.
41. Seong WJ, Koriath TWP, Hodges JS. Experimentally induced abutment strains in three types of single molar implant restorations. *J Prosthet Dent*. 2000;84(3):318-26.
42. Vasconcellos DK. Efeito dos ciclos térmicos para aplicação de cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria [dissertação]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos: UNESP - Universidade Estadual Paulista, 2005.

43. Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. Trabalho a ser apresentado à 25^a Reunião Científica da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas. Águas de Lindóia; 2008.
44. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995;8:421-33.
45. Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1996 Jun;16(3):252-65.
46. 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.
47. 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.

ANEXO A- Média dos valores de microdeformação (ϵ) obtidos após leitura de quatro *strain-gages* em cinco corpos-de-prova, segundo cinco pontos de aplicação de carga (A, B, C, D e E)

A	B	C	D	E
219,118	234,103	158,548	285,884	260,448
151,534	249,611	135,393	266,294	225,101
135,931	227,020	141,756	256,413	229,162
144,790	215,301	116,796	249,155	206,616
367,156	149,233	109,640	273,722	204,178

ANEXO B- Valores obtidos de microdeformação (ϵ) em quatro *strain-gages* (SG) localizados em cinco corpos-de-prova, segundo cinco pontos de aplicação de carga (A, B, C, D e E)

Ponto	SG1	SG2	SG3	SG4	médiaSG
A	481,580	42,880	76,420	275,590	219,118
A	239,990	129,980	87,247	148,920	151,534
A	145,393	214,593	19,710	164,027	135,931
A	168,190	235,530	63,540	111,900	144,790
A	644,370	465,140	49,243	309,870	367,156
B	84,063	294,367	355,793	202,190	234,103
B	238,790	190,847	358,967	209,840	249,611
B	6,893	318,203	319,763	263,220	227,020
B	200,143	230,550	418,017	12,493	215,301
B	21,350	312,040	48,240	215,303	149,233
C	111,207	12,010	216,820	294,157	158,548
C	109,510	41,297	381,547	9,217	135,39
C	148,297	18,220	201,463	199,043	141,756
C	23,283	21,653	346,780	75,467	116,796
C	93,127	76,357	145,563	123,513	109,640
D	337,977	119,637	230,760	455,163	285,884
D	200,640	85,677	179,279	599,578	266,294
D	285,993	86,767	142,510	510,383	256,413
D	162,760	85,730	203,487	544,643	249,155
D	15,827	50,573	140,360	888,127	273,722
E	377,943	106,287	262,603	294,960	260,448
E	193,570	92,784	175,013	439,036	225,101
E	257,843	83,877	208,247	366,680	229,162
E	87,150	127,707	155,097	456,510	206,616
E	51,347	53,263	74,107	637,993	204,178

58