



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de São José dos Campos  
Instituto de Ciência e Tecnologia

**FREDERICO FREIRE LOUZADA**

**ANÁLISE DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS  
AO REDOR DE IMPLANTES DE HEXÁGONO  
EXTERNO SOB A APLICAÇÃO DE CARGAS  
VERTICAIS EM PILARES MICROUNIT RETOS E  
ANGULADOS**

2014

**FREDERICO FREIRE LOUZADA**

**ANÁLISE DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO  
REDOR DE IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO SOB A  
APLICAÇÃO DE CARGAS VERTICAIS EM PILARES  
MICROUNIT RETOS E ANGULADOS**

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós - Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2014

Apresentação gráfica e normalização de acordo com:  
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para  
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos  
Campos: ICT/UNESP; 2013.

L939a Louzada, Frederico Freire  
Análise das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono  
externo sob a aplicação de cargas verticais em pilares microunit retos e angulados /  
Frederico Freire Louzada. - São José dos Campos : [s.n.], 2013.  
80 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Instituto de Ciência e  
Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2013.  
Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka

1. Implantes dentários. 2. Extensometria. 3. Prótese dentária. I. Nishioka, Renato  
Sussumu. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP -  
Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita  
Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD3

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação do  
Instituto de Ciência e Tecnologia 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, 31 de Janeiro de 2014.  
E-mail: frederico.louzada@fosjc.unesp.br

Assinatura :

## **BANCA EXAMINADORA**

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

Instituto de Ciência e Tecnologia

UNESP - Univ. Estadual Paulista - Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Rubens Nisie Tango**

Instituto de Ciência e Tecnologia

UNESP - Univ. Estadual Paulista - Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Luís Gustavo de Oliveira Vasconcellos**

São José dos Campos, 31 de Janeiro de 2014.

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais, Carlos Henrique Machado Louzada e Lilian de Souza Freire Louzada, e ao meu irmão, Guilherme Freire Louzada, pelo apoio e dedicação. Não há palavras suficientes para agradecer-lhes por tudo de bom que todos fizeram e ainda fazem por mim.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, **Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka**. A sua orientação foi fundamental para a realização deste estudo.

Ao **Prof. Dr. Luis Gustavo de Oliveira Vasconcellos**, por ser um amigo sempre disposto a esclarecer dúvidas sobre a realização deste trabalho.

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

Aos colegas **Talitha de Cássia Silva Sousa**, **Vinícius Anéas Rodrigues** e **Vivian Mayumi Miyazaki Santos** por sempre estarem juntos nas dificuldades encontradas.

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	7
<b>ABSTRACT</b> .....	8
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	9
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	13
<b>2.1 Extensometria</b> .....	13
<b>2.2 Fotoelasticidade</b> .....	23
<b>2.3 Análise por elementos finitos</b> .....	27
<b>2.4 Estudos clínicos</b> .....	34
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	42
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	43
<b>4.1 Confeção do modelo experimental</b> .....	44
4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano.....	44
4.1.2 Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos.....	45
<b>4.2 Obtenção do padrão de resina acrílica</b> .....	51
<b>4.3 Inclusão e fundição do padrão de resina</b> .....	55
4.3.1 Acabamento da estrutura metálica.....	56
<b>4.4 Colagem dos extensômetros</b> .....	57
<b>4.5 Aplicação de cargas</b> .....	59
<b>4.6 Delineamento experimental</b> .....	60
<b>4.7 Análise estatística</b> .....	61

<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>62</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>67</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>73</b>
<b>8 REFERÊNCIAS.....</b>	<b>74</b>
<b>APÊNDICE.....</b>	<b>79</b>



Louzada FF. Análise das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo sob a aplicação de cargas verticais em pilares microunit retos e angulados[dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi avaliar *in vitro*, por meio da extensometria, a distribuição de tensões ao redor de implantes com conexão hexagonal externa diante diferentes situações de inclinação dos pilares protéticos. Foram utilizados 2 blocos de poliuretano, no primeiro bloco foram instalados 3 implantes paralelos entre si e inclinados em 17°, e no segundo bloco foram instalados 3 implantes paralelos entre si e perpendiculares a superfície. Houve o assentamento dos respectivos pilares protéticos microunit para correção das angulações. Coifas plásticas foram instaladas e unidas a 10 estruturas em resina acrílica para cada grupo. Na superfície do bloco foram colados 4 extensômetros tangenciando cada implante. Carregamentos estáticos verticais de 30 kg com intervalos de 10 segundos sobre os 3 parafusos de retenção da estrutura. Os dados obtidos pelos extensômetros sob 3 repetições foram submetidos ao teste ANOVA. Obtidas média de 294,32 ± 284,44 µε ao redor dos implantes com pilares retos e média de 300,74 ± 238,85 µε para o grupo com pilares angulados. Não houve diferença significativa entre os grupos, não observamos diferença de microdeformação entre os diferentes pontos de aplicação de carga. Concluiu-se que a utilização de implantes inclinados em 17° e sua correção por meio de pilares angulados apresenta resultados de microdeformação semelhantes a implantes perpendicularmente posicionados.

Palavras-chave: Implantes dentários. Extensometria. Prótese dentária.

*Louzada FF. Analysis of microdeformations generated around external hexagon implants under the application of vertical loads in straight and tilted microunit abutments [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.*

### **ABSTRACT**

*The aim of this study was to evaluate in vitro, by means of strain gauge analysis, the stress distribution around implants with external hexagon connection facing different tilt situations. Two blocks of polyurethane were used, in first block the 3 implants were installed parallel to each other and inclined at 17 degrees, and the second block 3 implants were installed parallel to each other and perpendicular to the surface, then their abutments were connected to correct angulation, being screwed with a torque of 20 N.cm. Plastic hoods were installed and united to 10 acrylic resin structures for each group. In the block area, four strain gauges were glued tangent to each implant. Vertical static loads of 30 kg with 10 second intervals over three retaining screws of the structure. The data obtained by the strain under three replicates were subjected to ANOVA. Average of  $294.32 \pm 284.44 \mu\epsilon$  were recorded around implants positioned axially and average of  $300.74 \pm 238.85 \mu\epsilon$  for the group with tilted implants. There was no significant difference between the group with implants straight and the group with tilted implants, no significant difference in microstrain between different points of load application. As conclusion, we observed the use of tilted implants in 17 degrees presents results of microstrain similar to axial implants.*

*Keywords: Dental implants. Strain gauge. Dental prosthesis.*

## 1 INTRODUÇÃO

A extensometria é uma técnica de medição de deformações aplicada na área de engenharia mecânica, na qual se emprega um equipamento específico que permite fornecer medidas *in vivo* (Krekmanov et al., 2000) e *in vitro* (Ogawa et al., 2010; Naconecy et al., 2010; Yang et al., 2011; Abreu et al., 2012) das deformações sob cargas estáticas ou dinâmicas. Extensômetros são empregados e à mínima deformação ocorrida, pelos objetos em estudo, captam a alteração na resistência criada à corrente de baixa intensidade e os dados são posteriormente processados e convertidos em microdeformação.

Diferentes métodos de inspeção não destrutivos para medidas de deformações foram desenvolvidos, mas nenhum outro dispositivo possui utilização mais ampla do que os extensômetros. Isto ocorre devido à sua alta precisão, pequeno tamanho, pouco peso, relativa facilidade de manipulação e da capacidade de monitorar as deformações de forma não destrutiva (Naconecy et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Yang et al., 2011; Abreu et al., 2012). Esta metodologia de estudo vem sendo aplicada na odontologia ao longo dos anos em diversos estudos (Clelland et al., 1993; Brosh et al., 1998; Naconecy et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Ogawa et al., 2010; Abreu et al., 2012).

O uso de pilares protéticos angulados para a correção protética ocorre em situações de rebordo alveolar estreito, nas quais não é possível corrigir a angulação dos implantes sem a realização de procedimentos de enxertia, levando a instalação de implantes com inclinações protéticas não favoráveis (Clelland et al., 1993; Balshi et al., 1997; Sethi et al., 2002; Saab et al., 2007). Procedimentos muito invasivos em pacientes idosos geralmente são contraindicados devido a situação de saúde geral do paciente, necessitando com isso realização de alternativas protéticas (Krekmanov et al., 2000; Kim et al., 2011).

Alguns estudos (Begg et al., 2009; Graves et al., 2011; Kim et al., 2011) relataram a resolução de casos de reabilitação tipo protocolo Branemark com a inclinação dos implantes mais distais a fim de reduzir o cantilever das próteses. Uma outra técnica apresentada para reabilitação de rebordos alveolares atroficos nas regiões posteriores, é a técnica All-on-Four que se caracteriza pela inclinação dos implantes distais para evitar comprometer as estruturas anatômicas e reduzir o cantilever distal (Begg et al., 2009; Aglicardi et al., 2010; Butura et al., 2011; Graves et al., 2011; Malhortra et al., 2012). Há relato na literatura de resolução protética de casos de implantes inclinados com a utilização de pilares protéticos de até 30° (Balshi et al., 1997).

A união pilar protético/implante, idealmente deve possuir uma junção que reduza o pico de tensão e deformação na interface osso/implante (Nishioka et al., 2010; Abreu et al., 2012). Contato íntimo entre o osso e o implante de titânio é um pré-requisito

para a osseointegração, sendo que essa proximidade possibilita a transmissão de tensões com pequena movimentação dos implantes (Markarian et al., 2007; Martini et al., 2012). Alterações na angulação dos implantes durante a sua instalação podem causar efeitos na quantidade e distribuição de tensões ao longo da interface entre o implante e osso remanescente (Watanabe et al., 2003; Cruz et al., 2009).

Os aspectos biomecânicos devem representar papel fundamental durante o tratamento reabilitador com implantes osseointegrados. Cargas funcionais são transmitidas das próteses para o osso de suporte que tolera microdeformações dentro dos limites fisiológicos de 4000  $\mu\epsilon$  (Wiskott, Belser, 1999), que se ultrapassados, podem causar reabsorção óssea ao redor dos implantes e perda da osseointegração (Brosh et al., 1998; Tabrizi et al., 2013). Cargas excessivas são geradas sobre os implantes quando se encontram em posições inclinadas, podendo levar a consequências como: microfraturas no osso ao redor dos implantes (Bavbek et al., 2011), perda óssea marginal (Hekimoglu et al., 2004; Ogawa et al., 2010), afrouxamento do parafuso dos pilares protéticos (Sadrimanesh et al., 2012), e até mesmo fratura do corpo do implante (Watanabe et al., 2003; Sadrimanesh et al., 2012).

Alguns estudos realizados pela técnica da extensometria demonstraram resultados favoráveis a utilização clínica de implantes inclinados (Clelland et al., 1993; Naconecy et al., 2010; Ogawa et al., 2010).

Sendo assim, a literatura ainda apresenta questionamentos e contradições referentes ao ideal posicionamento implantes, e estudar as microdeformações ao redor dos implantes com diferentes tipos de componentes protéticos representa um esforço para definir parâmetros fisiológicos, e também os níveis que podem ser considerados prejudiciais ao tecido ósseo.

Pelo exposto, é de extrema importância analisar, utilizando-se da extensometria, se o posicionamento inclinado dos implantes e sua correção por intermédio de pilares protéticos angulados pode levar a deformações prejudiciais a estrutura óssea (Brosh et al., 1998).

O objetivo deste estudo foi de avaliar as microdeformações geradas ao redor de implantes de conexão hexagonal externa sob aplicação de cargas axiais nos parafusos de retenção das estruturas metálicas quando utilizou-se de diferentes pilares protéticos.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

A elaboração desta revisão de literatura, sem a pretensão de esgotar o assunto, teve por objetivo abordar algumas das mais relevantes pesquisas que precederam esse estudo, sendo dividida de acordo com o método aplicado em cada estudo.

### **2.1 Extensometria**

Clelland et al. (1993) realizaram um trabalho com 5 implantes Steri-Oss® com dimensões de 3.8 mm x 10 mm conectados a pilares protéticos de 0°, 15° e 20° para avaliar as tensões produzidas quando foi realizada 3 variações na angulação dos pilares protéticos sobre um determinado implante. Os implantes foram colocados perpendicularmente à superfície do bloco de resina fotoelástica e a plataforma do implante foi nivelada com a superfície do bloco. Após a aplicação de 178 N de força no topo de cada componente protético, utilizando-se de um dinamômetro, foram analisadas as distribuições de tensão por meio de um polariscópio circular sob luz negra. Cada teste foi repetido 3 vezes para cada angulação de pilar protético. Os dados

numéricos da extensometria produziram resultados concordantes com a interpretação visual das ondas isocromáticas. Os resultados demonstraram que as tensões compressivas foram duas vezes maiores no lado da fixação oposta à aplicação da carga quando a angulação alterou de 0° a 20°, havendo aumento significativo das tensões e deformações com aumento da angulação do pilar protético. Concluíram que apesar de ter havido aumento significativo na tensão com o aumento da angulação, todos os 3 tipos de pilares produziram tensões fisiologicamente aceitáveis.

Afim de determinar as deformações ocorridas quando se altera a magnitude e ponto de aplicação de carga em estrutura protética em cantilever um estudo foi realizado por (Tashkandi et al., 1996). Três extensômetros foram colocados na borda inferior do bloco ósseo adjacentes aos ápices dos implantes, permitindo registro do aumento de deformação ocorrida no ápice destes. Da mesma forma, outros extensômetros foram colados à superfície óssea na região do colo dos implantes. Aplicaram cargas em 6 locais, sendo o primeiro o centro do orifício do parafuso de retenção do implante lateral. Este local serviu como controle uma vez que o carregamento ocorreu no longo eixo deste implante. Os outros locais estavam a 5, 10, 15, 20, e 25 mm posteriormente ao local da carga inicial, forças de 10 e 20 lb foram aplicadas e cada carga foi aplicada 5 vezes. Apontaram que a máxima deformação ocorrida durante a aplicação de 20 lb foi significativa se comparada a ocorrida durante o carregamento em 10 lb, e que houve diferença significativa na deformação analisada em



todos os extensômetros quando o comprimento do cantilever foi aumentado de 0 a 1, 5, 10, 15, 20 e 25 mm.

Brosh et al. (1998) realizaram um estudo com extensômetros para avaliar se o uso de pilares angulados causa diferentes microdeformações quando comparados a pilares retos, avaliaram ainda com o uso da fotoelasticidade o comportamento das tensões obtidas. Pilares retos e angulados em 15° e 25° foram instalados com torque de 17 Ncm em cada implante. Os autores aplicaram cargas de até 35 Kg sobre cada pilar protético e os dados obtidos pelos extensômetros foram coletados para análise estatística e as franjas isocromáticas dos modelos de resina fotoelástica foram observadas e fotografadas. Os autores observaram aumento de 300% nas microdeformações na região coronária dos implantes quando foram utilizados pilares de 15° e um aumento de 430% quando foram utilizados pilares de 25°. Os autores concluíram que cargas verticais idênticas aplicadas sobre pilares angulados produzem microdeformações mais altas ao redor dos implantes quando comparados ao pilares retos e que esta alta concentração pode ser um fator agravante para a periimplantite.

Análise por meio de extensômetros foi realizada em um paciente que apresentava prótese em cantilever distal suportada por 3 implantes (1 inclinado e 2 não inclinados) na região esquerda da mandíbula em uso por aproximadamente 4 anos. Krekmanov et al. (2000) solicitaram ao paciente que aplicasse força máxima de mordida em uma forquilha individualizada e 3 extensômetros foram posicionadas na superfície lateral dos pilares protéticos para

mensuração das deformações. Os autores não detectaram diferenças significativas sob qualquer força axial no implante inclinado, concluíram que a carga incidente sobre o implante não foi influenciada pela inclinação.

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, hexágono interno, foram verticalmente embebidos em resina autopolimerizável, um extensômetro foi colado em cada implante, paralelo ao seu longo eixo. Sete próteses de 3 elementos implanto-suportadas foram obtidas em liga de Ni-Cr, e cimentadas com cimento temporário. Cada prótese foi verticalmente carregada com 50 N que foram aplicados em 3 pontos centrais (CL) e 3 pontos laterais (LL) previamente determinados. Os resultados demonstraram que no modelo de extensometria, deformações compressivas ocorreram em todos 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. Concluiu-se que houve diferença na quantificação das deformações entre a análise tridimensional de elementos finitos e a extensometria, porém houve compatibilidade entre as duas análises na determinação da qualidade de deformações induzidas sob aplicação de carga.

Hekimoglu et al. (2004) analisaram as deformações *in vitro* que ocorreram ao redor de implantes dentários tendo como antagonistas dentes ou implantes. Um modelo com dentes de resina

foi confeccionado pelos autores e adequadamente articulados em máxima intercuspidação, sendo que a região do primeiro molar apresentou em um lado implantes dentários e do lado oposto dente natural. Extensômetros lineares foram colados nas mesiais, distais e vestibulares destes dentes, formando uma ponte de Wheatstone individual. Foi simulada uma força mastigatória axial e lateral que foi repetida 4 vezes com 75 N e 100 N. Os resultados demonstraram que as deformações ao redor do dente natural foram menores do que ao redor do lado em que ocorreu a articulação com implante independente do tipo de carga aplicada. Os autores concluíram que houve tendência de aumento da deformação ao redor do implante tendo como antagonista o dente, especialmente sob a aplicação de cargas dinâmicas laterais.

Akça et al. (2009) utilizando-se da extensometria, realizaram um estudo para avaliar as consequências da utilização de 2 diferentes desenhos de prótese (próteses parafusadas e cimentadas) nas microdeformações ao redor dos implantes. Realizaram ainda análise das microdeformações geradas quando as próteses são confeccionadas a partir de moldagem com moldeiras abertas e moldeiras fechadas. Os autores instalaram 2 implantes 4,1 mm x 10 mm (Standart Plus Straumann) bilateralmente nas fíbula de 6 cadáveres frescos. Extensômetros foram colados no osso cortical entre os implantes e na parede lateral do bloco ósseo, próximo a região cervical das fixações. Aplicaram carga estática de 150 N na região central do pântico. Após análise estatística através do teste t de Student, os autores observaram não haver diferença na

microdeformação óssea gerada na região dos implantes quando se utiliza próteses parafusadas ou cimentadas, e que esta não é influenciada pelo tipo de moldagem realizada. Os autores concluíram que as tensões geradas ao redor de próteses de 3 elementos parafusadas e cimentadas (obtidas por moldagem aberta ou fechada) nos implantes Straumann 4,1 mm x 10 mm é semelhante e dentro dos limites fisiológicos, o que lhe indica o uso clínico.

Em 2010, por meio da extensometria, Ogawa et al. avaliaram as consequências do uso de implantes inclinados e curtos sob próteses totais suportadas por fixações. Adicionalmente investigaram o impacto do número de implantes que suportam as próteses (3, 4 ou 5). Em uma mandíbula sintética com densidade óssea de  $0,25 \text{ g/cm}^3$  foram instalados 5 implantes (3,75 mm x 13 mm, Nobel Biocare) entre os forames mentonianos com 10 mm de distância entre eles. Um implante foi posicionado a 7 mm distalmente ao último implante com uma angulação de aproximadamente  $30^\circ$  para distal em relação aos eixos longitudinais das fixações anteriores. Além disso, um implante de 7 mm de comprimento foi colocado distalmente ao forame mentoniano na posição do primeiro molar, hipoteticamente superior ao canal mandibular. Sobre todos os implantes, pilares multi-unit retos de 5 mm foram posicionados com torque de 35 Ncm e 3 extensômetros foram colados em cada pilar. Para aplicação bilateral de carga foi utilizado um dispositivo pneumático que permitiu cargas de 50 N na região de primeiro molar, sendo repetidas 3 vezes. Foram observadas diferenças significativas entre o modelo com cantilever e o com implantes inclinados ( $P < 0,001$ ) e também entre o modelo com

cantilever e o que utilizou fixações curtas ( $P < 0,001$ ). Não houve diferença entre os 2 tipos de implantes distais (inclinado versus curto) em termos de carga mecânica. Os resultados deste estudo corroboram com a ideia de que fixações distalmente inclinadas reduzem o carregamento e, portanto, o risco de sobrecarga. Os pesquisadores não encontraram diferenças significativas quando 4 ou 5 implantes apoiam a estrutura protética. Confirmam com estes achados que a colocação de um implante mais distal permite criar um melhor suporte posterior e redução de carga sobre os implantes de apoio.

Naconecy et al. (2010) realizaram um estudo utilizando-se dos princípios da extensometria para avaliar as consequências da alteração no número de pilares protéticos e inclinação dos implantes distais na distribuição de forças axiais incidentes sobre próteses implanto-suportadas. Neste estudo os autores utilizaram duas bases trapezoidais de resina epoxy para fabricação de 2 modelos mestres com implantes verticais (retos) e angulados que foram instalados por meio de um guia com inclinação de  $27^\circ$ . Foi avaliada a distribuição de carga quando a estrutura metálica foi suportada por 5, 4 e 3 implantes. Os autores conectaram 3 extensômetros a cada pilar protético instalado e foi aplicada uma carga de 50 N a 15 mm de distância do implante mais posterior. Este estudo demonstrou que 4 ou 5 pilares protéticos proporcionam melhor distribuição de tensões se comparada a configuração na qual apenas 3 implantes suportam a estrutura metálica. Os autores concluíram que a inclinação distal dos implantes reduziu a tensão axial independente do

número de pilares instalados devido a uma redução do comprimento do cantilever distal e aumento da área de suporte da prótese.

Por meio de extensômetros, Nishioka et al., em 2010, mensuraram as deformações ocorridas durante a fixação de 3 parafusos de retenção de uma estrutura metálica fundida variando o tipo de munhão (plástico ou plástico com base metálica) e conexão protética. Três implantes de conexão hexagonal externa (3,75 mm x 13 mm) e 3 implantes com conexões hexagonais internas, de mesmas dimensões, foram dispostos no centro de 2 blocos retangulares de poliuretano. Os autores utilizaram matrizes para confeccionar 20 estruturas metálicas (n = 5) que foram posicionadas sobre as fixações e sua estabilidade foi analisada visualmente, caso fosse encontrada alguma desadaptação esta estrutura seria excluída. Distribuíram aleatoriamente e igualmente entre os grupos (HI e HE) e entre tipo de coifa (usinada e plástica). Colaram 4 extensômetros, sobre a superfície do bloco, tangencialmente aos implantes, SG1 mesialmente ao implante 1, SG2 e SG3 mesialmente e distalmente ao implante 2, respectivamente, e SG4 distalmente ao implante 3. Parafusos oclusais das estruturas foram apertados aos pilares microunit retos com 10 Ncm de torque utilizando-se de torquímetro manual. Os dados obtidos foram aplicados ao teste ANOVA 2-fatores e não foi encontrada significância ( $p > 0,05$ ) entre o tipo de conexão protética empregada, independentemente das diferentes coifas (metálicas ou plásticas). Concluíram que o tipo de coifa não alterou as microdeformações geradas ao redor dos implantes e que o tipo de conexão hexagonal externa apresentou os mesmos valores em relação a conexão interna.

Com o objetivo de explorar os efeitos da inclinação mesio-distal e desenho protético (tipo de pilar) em próteses fixas com união dente/implante, Bavbek et al. (2011) embutiram, em um bloco de poliuretano, um dente natural entre um implante verticalmente alinhado e um com angulação de 17° em relação ao dente. Os autores colaram extensômetros lineares nas faces mesiais e distais dos implantes e dente, e na superfície plana metálica dos pânticos das próteses. Em seguida, aplicaram torque para adaptar os pilares e aplicaram carga 150 N sobre os pânticos em todas as configurações possíveis entre os elementos instalados. Neste estudo, a comparação entre os grupos revelou que as deformações proximais em torno dos implantes verticalmente alinhado e com inclinação de 17° não foram semelhantes após o torque para fixação dos pilares, e sob uma carga vertical o uso de uma inclinação méso-distal aumentou significativamente as microdeformações geradas.

Por meio da técnica de extensometria, Yang et al. (2011) avaliaram o comportamento biomecânico de implantes curtos em próteses unitárias e múltiplas quando estes estão conectados a pilares retos. Neste estudo os autores utilizaram 7 implantes sendo: 2 implantes 3.8 x 7 mm, 2 implantes 4.4 x 7 mm, 2 implantes 5 x 7 mm, e um implante 4.4 x 12 mm. Foram colados extensômetros 1 mm abaixo da plataforma protética. Em seguida todos os implantes foram imersos em um bloco de polimetilmetacrilato simulando uma qualidade óssea baixa. Os autores aplicaram cargas oblíquas estáticas de 30° no valor de 50 N sobre a superfície oclusal de cada pilar, repetindo o teste 10 vezes. Implantes curtos de mesmo diâmetro foram

unidos entre si e em seguida cada implante foi unido ao implante longo, em todas as situações cargas de mesma intensidade foram aplicadas. Foi encontrado redução significativa da microdeformação quando houve aumento do diâmetro dos implantes em todas as situações. De acordo com este estudo, restaurações unidas promovem menor deformação ao redor da plataforma protética se comparadas às restaurações unitárias. O diâmetro dos implantes apresenta maior representatividade na distribuição das tensões, sendo indicado o uso de implantes com maior diâmetro quando possível.

Vasconcellos et al., em 2011, avaliaram pela extensometria a aplicação de cargas verticais sobre uma prótese parcial fixa implanto suportada. Para tal, uma supraestrutura de 3 elementos foi posicionada sobre 3 implantes de hexágono interno inseridos em um bloco de poliuretano no qual a distância do centro de um implante para o outro era de 7 mm. Sobre os implantes foram colocados pilares protéticos microunit com um torque de 20 N. Dez padrões em resina foram encerados utilizando coifas pré-fabricadas e plásticas e depois fundidos em Co-Cr. Quatro extensômetros foram colados ao redor dos implantes. As estruturas fundidas foram acopladas aos pilares protéticos com um torque de 10 N nos parafusos e após uma carga de 30 Kg foi aplicada por um período de 10 segundos sobre os pontos A, B, C, D e E, sendo os pontos A, C e E sobre os parafusos dos pilares protéticos de cada implante e os pontos B e D entre os parafusos dos implantes mesial e central e central e distal respectivamente. Foi verificado que o tipo de coifa não



interferiu, porém o local da aplicação de carga afetou a magnitude das microdeformações.

Abreu et al., em 2012, quantificaram as deformações ocorridas durante carregamentos axiais e não-axiais, utilizando-se dos princípios da extensometria, em próteses fixas de 3 elementos suportadas por implantes, com variação de posicionamento linear e compensado. Em 2 blocos retangulares de poliuretano, os autores instalaram 3 fixações com posicionamento dos implantes linear e compensado (3,75 mm x 13 mm, Conexão, São Paulo, Brasil). Quatro extensômetros (KFG-02-120-c1-11N30C2, Kyowa Instruments Ltd., Tóquio, Japão) foram colados à superfície dos blocos. O modelo experimental foi colocado sobre o aparelho de aplicação, e uma carga axial de 30 kgf foi aplicada durante 10 segundos no centro e a 1 e 2 mm de cada implante, totalizando 9 pontos de aplicação de carga. O teste estatístico ANOVA (2-fatores) revelou significância em relação ao posicionamento dos implantes, enquanto que o ponto de aplicação de carga e a interação entre estes 2 fatores não se apresentaram significantes. Concluíram que de acordo com as limitações deste estudo, houve evidência de que a colocação em posicionamento compensado foi capaz de reduzir a tensão em torno dos implantes. Além disso, o tipo de carga (carga axial, não-axial a 1 mm ou 2 mm) não teve influência nas tensões geradas.

## **2.2 Fotoelasticidade**

O objetivo de Çehreli et al., em 2004 foi comparar as

magnitudes de tensão que ocorrem quando são empregados implantes dentários Branemark, ITI e Astra Tech. Os autores inseriram o conjunto pilar/implante verticalmente no alvéolo preparado no topo do bloco que apresentou as dimensões 5 x 5 x 0,9 cm. Com a finalidade de simular uma relação ideal entre implante e osso marginal, a região do pescoço do implante foi localizado no nível da superfície superior dos blocos. Os autores obtiveram modelos fotoelásticos e com extensômetros. Apresentaram a técnica da fotoelasticidade como sendo eficiente para demonstrar a quantidade, qualidade, e modo de distribuição das tensões no objeto por franjas que aparecem como uma sequência de sucessivas e contíguas bandas coloridas diferentes. Forças de 100 N e 150 N vertical e oblíqua de 20° foram aplicadas nos pilares nos casos de cargas separadas. Análises com extensômetros foram realizadas separadamente e em seguida a análise fotoelástica. Os extensômetros foram unidos na superfície do bloco de resina próximo aos implantes, permitindo qualificação e quantificação das deformações em cada lado dos implantes resultando no “efeito flexão” e carga axial. Realizaram medidas dos extensômetros e as deformações principais induzidas ao redor dos implantes foram determinadas. Os últimos implantes tinham similar magnitude de deformação ( $P > 0,05$ ), contudo, deformações em torno do implante cônico Astra Tech foram menores sob carga vertical. Os autores apontaram que o desenho do encaixe pilar/implante não é um fator decisivo que pode afetar a magnitude das tensões e deformação.

Em um estudo realizado em 2007, Markarian et al. avaliaram a distribuição de tensões que ocorreram quando uma força

de 100 N foi aplicada sobre uma estrutura metálica apoiada sobre 3 implantes de dimensões 3,75 mm x 10 mm. Os autores obtiveram 2 blocos de resina fotoelástica, sendo que o primeiro apresentava os implantes instalados paralelamente entre si e perpendicularmente à superfície, o segundo bloco caracterizou-se por apresentar 2 implantes laterais paralelos entre si e perpendiculares à superfície e o implante central foi instalado com uma angulação de 30°. Os autores observaram que com a aplicação de 100 N de carga, as tensões foram concentradas na região apical dos implantes, no modelo com implantes paralelos foi possível observar concentração na porção apical do implante central, no modelo com implante angulado a maior concentração ocorreu na região apical do implante mais próximo ao implante angulado. Avaliaram que apesar dos implantes angulados serem indicados para uso clínico, estes implantes apresentam maior concentração de tensões sendo assim desejável que o paralelismo seja obtido durante a instalação cirúrgica dos implantes. Os autores concluíram que implantes paralelos resultam em gradientes de tensão paralelos ao eixo central e que implantes em situações anguladas resultam em tensões oblíquas que não são transferidas homogeneamente.

Em 2009, Begg et al. avaliaram por meio fotoelasticidade, as tensões que ocorrem ao redor dos implantes na técnica All-on-Four em diferentes graus de inclinação. Os autores confeccionaram 4 modelos (resina Vishay) de dimensões 20 mm x 10 mm, nos quais perfurações foram realizadas utilizando-se de guia cirúrgico (Nobel). Os implantes distais foram instalados a 20 mm das

fixações centrais. No primeiro modelo todos os implantes foram posicionados paralelamente entre si, nos modelos remanescentes foram inclinados em 15°, 30°, e 45°. Pilares retos de 4 mm (Multi-unit, Nobel Biocare) foram conectados aos implantes retos, pilares de 17° (Multi-unit, Nobel Biocare) foram instalados ao implantes posicionados em 15°, e conexões protéticas em 30° foram adaptadas ao implantes em 30° e 45°. Cada modelo fotoelástico foi colocado em um gabarito que consistia em duas bigornas paralelas, e foram então submetidos a forças de compressão estática, com pesos de 5, 10, e 15 kg. Afirmam que ao comparar os modelos submetidos a 15 kg não houve mudança significativa no padrão das tensões geradas nas situações 1, 2 e 3, entretanto ao utilizar pilar angulado em 45° houve aumento significativo de tensões ao redor dos implantes distais. Chamam a atenção para o fator de que, para cada carga aplicada, e cada angulação, a maior tensão gerada na região cervical dos implantes foi sempre menor se comparada a tensão detectada na região apical.

Com o objetivo de avaliar os locais e os padrões de transferência das tensões na interface osso/implante que ocorrem quando utiliza-se implantes inclinados, Kim et al. (2011), confeccionaram 2 modelos de mandíbulas desdentadas em resina acrílica fotoelástica. Para o modelo axial, 2 implantes mesiais (4,0 x 11,5 mm, NobelSpeedy, Nobel Biocare) foram colocados aproximadamente na região dos incisivos laterais com uma distância de 13 mm entre as fixações, e alinhadas perpendicularmente ao plano oclusal. O segundo modelo fotoelástico foi preparado a partir do

mesmo molde, com os 2 implantes distais inclinados. Para este modelo inclinado, as duas fixações mesiais (4,0 × 11,5 mm, NobelSpeedy) foram instaladas na mesma posição que o modelo axial por meio de guia cirúrgico. Os 2 implantes distais (4,0 × 13 mm, Nobel-Speedy) foram inclinados distalmente até 30° e colocados 5 mm anteriormente ao forame mentoniano, de acordo com a configuração All-on-Four. No modelo com fixações inclinadas, 2 pilares de 30° multiunit (Nobel Biocare) para os implantes distais e 2 pilares multiunit retos para os implantes mesiais foram conectados aos implantes. Uma prótese fixa de resina acrílica limitada posteriormente ao primeiro molar foi fabricada para cada modelo. Ao aplicarem carga na fossa central dos molares foi encontrado 17% menos tensões no modelo com implantes angulados, indicando uma possível vantagem biomecânica na redução das tensões na interface osso/implante. Concluíram que a utilização de implantes distais inclinados em cerca de 30° permitiu a redução do cantilever distal em 5 mm, e contribuiu com a diminuição da tensão máxima na crista óssea.

### **2.3 Análise por elementos finitos**

Watanabe et al. (2003) analisaram a distribuição de tensões quando há variação do grau de inclinação do corpo do implante e variação da posição de carga aplicada e direção. Os autores confeccionaram modelos de simulação bi-dimensional vestibular e lingual de um implante cilíndrico embebido no primeiro molar edêntulo de uma mandíbula seccionada foram confeccionados e o

padrão de forças incidentes foi determinado. Apesar do ponto e direção da carga, tensões de compressão foram relativamente melhores quando o implante foi inclinado. Determinaram que esta tendência torna-se mais pronunciada quando uma direção de carga a 45° e carga excêntrica foi testada. Para o modelo inclinado, com uma direção de carga a 45°, tensões compressiva foi observada no osso cortical adjacente para a direção da inclinação, enquanto tração foi observada no lado oposto.

Saab et al. (2007), utilizaram da análise por elementos finitos para mensurar as deformações que ocorrem quando se utiliza diferentes tipos de pilares protéticos. Foram construídos 2 modelos para as situações:

- a) implante de 4 x 13 mm com pilar protético reto;
- b) implante de 4 x 13 mm com pilar angulado de 20°.

Os autores consideraram a composição implante/pilar como uma estrutura única e a coroa protética foi omitida em ambos os modelos. Foi simulada uma carga de 178 N aplicada na região do cingulo com um ângulo de 130° em relação ao longo eixo do implante. O modelo com pilar reto apresentou 15% maior microdeformação máxima no osso medular se comparado ao modelo com pilar angulado. Concluíram que dentro das limitações do estudo, não houve diferença no padrão de distribuição das deformações quando se utiliza pilares retos e angulados, porém que o uso de pilares angulados na região anterior de maxila pode reduzir as microdeformações ósseas quando carga é aplicada sobre o pilar

protético.

Um estudo por análise de elementos finitos em 2D elaborado por Zampelis et al. (2007), avaliou as consequências da inclinação de implantes na distribuição de tensões ao redor do osso circundante ao colo do implante e se este fator permite reduzir os efeitos dos braços de alavanca distais. Modelos apresentando implantes de 3,75 x 13 mm (Branemark System Mk III; Nobel Biocare AB, Goteborg, Suécia) unidos por uma barra de titânio (16 mm de comprimento por 3 mm de altura) foram confeccionados com defeitos em cratera, 0,5 mm de diâmetro, na interface óssea distal afim de simular configurações geométricas similares e remodelação de osso marginal para implantes verticais e inclinados. Aplicaram, em todos os modelos, uma força de 50 N vertical sobre o implante distal, enquanto que, na situação em cantilever, a força foi aplicada na extremidade distal deste. Demonstraram que a inclinação dos implantes não resultou em aumento da tensão, uma vez que a distribuição de tensões no osso seguiu o mesmo padrão, independentemente do ângulo de inclinação. Concluíram ainda que a utilização de cantilevers resultou em maior tensão no osso marginal ao redor dos implantes, sendo esta tensão voltou novamente a níveis "normais" quando o braço de alavanca foi reduzido pela angulação distal das fixações.

Em 2008, Lan et al. analisaram as tensões de compressão de implantes em diferentes angulações quando submetidos a cargas verticais e horizontais. Os autores aplicaram o método de análise por elementos finitos para determinar a tensão ao

redor de 2 implantes verticalmente posicionados e com angulação de 15°. Instalaram 2 implantes (5 mm x 11 mm) no centro do rebordo de acordo com um plano oclusal ideal, a distância a partir do centro de cada implante para o centro do outro era de 10 mm. Oito modelos de molares inferiores foram construídos e, em seguida, transferida para um FEM (ANSYS) para que as análises fossem realizadas. Uma carga de 200 N foi aplicada na fossa central de cada molar nas direções vertical e horizontal. O grupo no qual os implantes eram perpendiculares ao plano de oclusal e paralelos uns aos outros foi determinado como o modelo padrão. O valor mais alto foi de 27,14 MPa (modelo com implantes inclinados para mesial) e o menor valor foi de 13,66 MPa (implantes convergentes em 15°). Em relação às cargas horizontais, o valor encontrado no modelo padrão foi de 86,38 MPa na região de segundo molar, o valor mais alto foi de 93,99 MPa (implantes distalizados), e menor valor 77,11 MPa (implantes convergentes). Os autores afirmam que nem todos os implantes inclinados levam a concentrações de tensões e que a configuração com implantes convergentes para oclusal em 15° permitiu melhor resposta.

Em 2009, uma análise tridimensional de elementos finitos foi realizada por Cruz et al., afim de avaliar a distribuição de tensão em torno de implantes quando estes foram dispostos em linha reta ou em configuração offset. Cada sistema foi modelado com 3 fixações na região posterior de mandíbula em linha reta. Aplicaram carga axial de 100 N no centro do segundo implante e carga horizontal de 20 N foi aplicada, no mesmo dente, no lado lingual e vestibular. Foram analisadas as tensões incidentes na região cervical e ao longo



do corpo dos implantes. Afirmaram que, inesperadamente, a mesma distribuição de tensões para ambos modelos, e que o uso de implantes inclinados não induziu concentração em pontos críticos (cervical), em cargas verticais ou horizontais. Concluíram que o deslocamento dos implantes criado pelo sistema angular não alterou o padrão de distribuição de tensões e pode ser uma alternativa para aumentar a estabilidade biomecânica.

Hasan et al. (2012) determinaram em seu estudo o nível de reabsorção da crista óssea ocorrida ao redor de implantes que receberam carga imediata e tardia com a instalação de pilares retos e angulados. Foram instalados 110 implantes em 24 maxilas desdentadas na região anterior, os pacientes selecionados foram divididos em 2 grupos (carga imediata e tardia) , com 2 subgrupos (pilares retos e pilares angulados). Houve diferença significativa entre pilares angulados que receberam carga imediata e carga tardia, e também entre pilares retos e angulados que receberam carga tardia. Baseados nos resultados obtidos, os autores concluíram que os níveis de reabsorção óssea são influenciados pelo tipo de pilar selecionado e também pelo tipo de carga aplicada.

Um estudo realizado por Naini et al., em 2011, analisou utilizando-se de elemento finitos 3D (FEA) a distribuição de tensões no osso periimplantar em mandíbula desdentada quando 4 implantes foram colocados, de acordo com o esquema de All-on-Four ou paralelos uns aos outros para suportar uma prótese fixa. No modelo All-on-Four (modelo A), os implantes posteriores foram inseridos anteriormente ao forame e estavam inclinados distalmente cerca de

30° em relação ao plano de oclusal. Em outro modelo (modelo S), os implantes posteriores foram posicionados paralelamente aos implantes anteriores e inseridos na região de primeiro pré-molar. Em ambos modelos, as fixações anteriores foram colocadas nas posições dos incisivos laterais. Cada modelo foi submetido a duas condições: 300 N foi aplicado na região de primeiro molar esquerdo (carregamento posterior) e uma carga de 178 N foi aplicada na linha média (carregamento anterior). A diminuição do comprimento do cantilever aumentou os valores de tensão ao redor dos implantes posteriores em 9%. No entanto, durante o carregamento posterior na área cantilever, a diminuição do comprimento do braço de alavanca apresentou-se benéfica ao reduzir os valores de deformação gerados nos implantes anteriores, embora os implantes angulados foram submetidos a tensões mais elevadas.

Malhotra et al., em 2012, avaliaram por meio da análise 3D de elementos finitos as tensões e deformações produzidas nas fixações e no osso circundante, imediatamente carregados, suportando próteses All-on-Four. Em modelos de mandíbulas desdentadas foram simuladas situações com implantes distais instalados em 30° e 40°, com braços de alavanca de 4 e 12 mm, respectivamente. Cargas de 250 N foram aplicadas sobre os implantes distais e na região de cantilever. Dentro das limitações deste estudo, estes dados evidenciam que o aumento na inclinação dos implantes não aumenta significativamente as tensões geradas ao redor.

Em 2012, Martini et al., por meio da análise de elementos finitos, mensuraram a distribuição de tensões ao redor do

osso periimplantar quando fixações são colocadas na região anterior da maxila utilizando-se 2 diferentes pilares com diferentes angulações e duas condições diferentes de carga. Em 2 casos, a colocação de um pilar reto (S1 e S2) foi simulada, enquanto que nos outros 2 modelos (A1 e A2), foram elaborados pilares angulados em 15°. Os autores aplicaram sob os 4 modelos cargas de 100 N na superfície lingual, sob 2 diferentes condições: S1 e A1 receberam a força aplicada na direção oblíqua, formando um ângulo de 45° ao longo eixo do implante, enquanto que S2 e A2 receberam uma força axial, aplicada paralelamente ao longo eixo do implante (L2 = carga axial). Todos os modelos apresentaram maior tensão no osso periimplantar quando submetidos a cargas oblíquas. Concluíram que: a influência da mudança de plataforma foi mais evidente no osso cortical em comparação ao osso medular; pilares retos apresentaram maior tensão, independentemente do estado de carga; carregamento oblíquo foi responsável pelos maiores valores encontrados.

Sadrimanesh et al. (2012) avaliaram, utilizando-se da análise por elementos finitos, a distribuição de tensões (forças de compressão e tração) nas regiões de osso cortical e medular ao redor de 3 implantes instalados na região anterior da maxila, posicionados em 3 diferentes inclinações. Os autores confeccionaram 3 modelos com implantes de dimensões 4,1 mm x 12 mm que receberam pilares retos e pilares angulados em 15° e 20° para correção das inclinações. Os autores aplicaram uma carga de 146 N na região palatina a 3 mm da borda incisal, com aproximadamente 135° em relação ao longo eixo dos implantes. Obtiveram como resultado que enquanto todas as

tensões compressivas estiveram aquém do limite fisiológico do osso cortical, as tensões de tração na região cortical palatina superou este limite quando foram utilizados pilares protéticos de 15° e 20° para correção das angulações.

## **2.4 Estudos clínicos**

Mericke-Stern et al., em 1995, registraram a sensibilidade táctil oral e a máxima força oclusal em pacientes parcialmente edêntulos restaurados com implantes ITI suportando prótese fixa ou coroas unitárias e em indivíduos totalmente dentados com dentes naturais saudáveis. Máxima força oclusal foi mensurada com uma miniatura de um transdutor de força colocada entre os pares antagonistas dente/implante no grupo teste e dentes antagonistas no grupo controle. O limiar de detecção de mínima pressão (sensibilidade táctil passiva) foi registrado com dinamômetros e espessura mínima percebida (sensibilidade táctil ativa) foi avaliada usando folhas de aço com uma espessura de 100 a 10 µm. Maior força oclusal máxima foi mensurada em indivíduos totalmente dentados nos segundos pré-molares (média 450 N). Uma significativa redução nos primeiros pré-molares (300 N) foi observada. Com próteses fixas suportadas por implantes, o valor médio da máxima força oclusal foi distintamente menor, cerca de 200 N para primeiros pré-molares e para molares, e 300 N para segundos molares. A força máxima foi novamente encontrada nos segundos pré-molares. Isso mostra que a tendência da função oral depende primariamente do estado da dentição, tipo de

restaurações protéticas e nos aspectos psicológicos e secundariamente na presença de implantes.

Balshi et al. (1997) realizaram um estudo com 71 pacientes durante 3 anos para avaliar o índice de sucesso de implantes conectados a pilares angulados. Foram instalados um total de 425 implantes em 10 mandíbulas e 61 maxilas, 4 implantes foram perdidos antes mesmo da instalação dos pilares protéticos. Os autores conectaram 212 implantes a pilares retos (grupo controle) e 209 implantes foram conectados a pilares angulados em 30° com duas diferentes alturas de cinta de 4 mm e 5,5 mm de altura máxima. Avaliaram ainda o índice de placa e gengivite ao redor de dentes naturais e dos pilares para analisar se os pilares angulados causariam problemas periodontais. Os autores obtiveram como resultado uma perda de 16 implantes do grupo controle (pilares retos) e uma perda de 11 implantes conectados a pilares angulados. Indicam o uso de pilares angulados em maxilas atroficas devido à possibilidade de mudar a angulação do implante sem necessitar de procedimentos de enxerto ósseo. Concluíram que os pilares angulados exibiram bons resultados e podem ser comparados a pilares retos e indicados como uma alternativa para a reabilitação protética.

Wiskott e Belser, em 1999, discutiram a relação entre a força aplicada e a homeostasia óssea. Quando uma força é aplicada ao osso (tensão), ocorre uma deformação (strain) em seu arranjo estrutural, sendo que a força é abstrata e somente pode ser quantificada pela determinação das alterações ocorridas na geometria do espécime. A tensão é definida como a força dividida pela unidade

de área, dada em MPa, enquanto que a deformação resultante é a razão entre o comprimento de um objeto sob a aplicação de uma força e sua dimensão inicial. Devido às mínimas alterações observadas, a biomecânica quantifica as referidas alterações em microdeformações, numa escala em que  $10^{-6} \mu \varepsilon$  seria igual a deformação teórica de 100%. Assim, 1000  $\mu \varepsilon$  em compressão é igual ao encurtamento de 0,1%, ou seja, 99,9% do comprimento original e 20000  $\mu \varepsilon$  em tensão é igual ao estiramento de 2%, ou seja, estiramento de 100 a 102% do comprimento original. Uma regra de conversão geral é a equação que relata a tensão e a deformação ( $\varepsilon = \sigma / E$ ), ou seja, a resultante de deformação ( $\varepsilon$ ) é igual a força aplicada ( $\sigma$ ) dividida pelo módulo de elasticidade do material (E). Evidências clínicas e experimentais indicam que a fração (diferença entre o volume de osso que é depositado e reabsorvido) é a função dos níveis de deformação que atuam no osso, sendo dividida em 5 faixas:

- a) desuso ou reabsorção óssea de 0 a 100  $\mu \varepsilon$ ;
- b) homeostasia óssea de 100 a 2000  $\mu \varepsilon$ ;
- c) sobrecarga moderada de 2000 a 4000  $\mu \varepsilon$ ;
- d) sobrecarga patológica de 4000 a 20000  $\mu \varepsilon$ ;
- e) fratura óssea acima de 20000  $\mu \varepsilon$ .

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

Em um estudo publicado por Sethi et al., em 2002, foram instalados um total de 3101 implantes, sendo 65,3% em maxila

e 34,7 na mandíbula, em 616 pacientes. Noventa por cento dos pilares utilizados (2781) apresentaram angulações entre 5° e 30°, com valores médios de 15,2° na maxila posterior e 19,3° na região anterior da mandíbula. Após um período de observação de 151 meses, 42 implantes falharam na maxila e 16 implantes em mandíbula. A comparação estatística revelou um probabilidade de 0,84 (valor de p), de que as razões de sobrevivência são as mesmas para ambos os grupos. Apontam que a magnitude da angulação não influenciou o índice de sobrevivência dos implantes.

Em um estudo para avaliar as consequências da angulação dos implantes na capacidade retentiva dos sistema de encaixe tipo bola, Al-Ghafli et al., em 2009, confeccionaram 6 pares de blocos de resina com dimensões de 15 mm x 30 mm x 60 mm, que receberam implantes posicionados mesialmente em 0; 5; 10; 15 e 20°. Ciclos de deslocamento de sistema de encaixe foram realizados com uma intensidade de 10 ciclos/min, as forças aplicadas foram as mínimas necessárias para o deslocamento, e foram automaticamente ajustadas durante o experimento. Neste estudo obtiveram como resultado uma menor longevidade dos sistemas de encaixe quando os implantes estão instalados com uma angulação de 20°. Ressaltam a importância dos implantes serem instalados paralelos entre eles e perpendiculares ao plano horizontal. Concluíram que as angulações nas instalações dos implantes contribuem significativamente para uma maior perda de retenção dos sistemas tipo bola.

Para permitir a reabilitação utilizando-se de próteses totais apoiadas sobre implantes extremamente mal posicionados

Akkad e Richards (2009) elaboraram pilares angulados confeccionados em liga áurea que podem ser utilizados em situações de espaços protéticos reduzidos e angulações maiores do que 30°. Os autores relatam um caso de uma paciente de 55 anos no qual foi necessária a confecção destes pilares em ouro que permitiram o encaixe com o sistema bola. Alertam que em casos de correções extremas o paciente deve ser alertado sobre o risco de falha do tratamento devido as forças aplicadas não serem paralelas ao longo eixo dos implantes.

Salvi e Brägger, em 2009, realizaram um levantamento bibliográfico de 111 artigos na base PubMed, entre os anos de 1966 e 2008, para avaliar os fatores biomecânicos de risco durante a reabilitação oral com implantes osseointegrados. Afirmam ter encontrado apenas 2 estudos focados nas possíveis consequências da instalação de implantes inclinados na sobrevida destes. Concluíram que a presença de cantilever e bruxismo são associados a complicações mecânicas, e que não há relação entre a perda de implantes e a presença de implantes/pilares angulados.

Um estudo clínico realizado em 2010 por Agliardi et al., avaliou o nível de reabsorção óssea periimplantar quando realizado uma técnica de carga imediata com a instalação de implantes posteriores distalizados. Todos os pacientes receberam 4 implantes na região entre forames mentonianos (Brånemark System MK IV ou NobelSpeedy Groovy, Nobel Biocare). Primeiramente instalaram implantes distais inclinados cerca de 30° em relação ao plano oclusal, próximos à emergência do nervo mandibular. Em seguida, as fixações



mesiais foram preparadas ao nível dos incisivos laterais. Sobre os implantes distais, pilares foram colocados com uma angulação de 30° em relação ao eixo do implante para permitir um melhor acesso ao parafuso protético, enquanto que pilares retos foram posicionados sobre os implantes anteriores. Radiografias periapicais, utilizando a técnica do paralelismo, foram obtidas após 6 e 12 meses e posteriormente ao menos uma vez por ano até 5 anos. Avaliaram a perda óssea marginal tendo como referência a região cervical do implante. Após 12 meses de carga funcional, a perda óssea em torno dos implantes axiais e inclinados foi em média de 0,9 mm e 0,8 mm para axial (n = 42) e inclinada (n = 42) dos implantes, respectivamente. Tal diferença não foi estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ).

Em um estudo retrospectivo de 3 anos, Butura et al. (2011) avaliaram a condição clínica de 857 implantes instalados em 219 mandíbulas (98 homens e 121 mulheres) de pacientes com média de idade de 60 anos que receberam próteses do tipo All-on-Four. Cada paciente apresentava 2 implantes anteriores perpendiculares a superfície óssea e os 2 implantes mais distais com angulação de 30° para distal afim de minimizar o cantiveler e evitar atingir estruturas anatômicas. Os autores concluíram que apesar deste estudo ser relativamente curto, esta técnica com implantes angulados se apresenta confiável, colocando em questão a necessidade de instalação de mais implantes.

Graves et al. (2011) realizaram 276 cirurgias na maxila para instalação de implantes seguindo a técnica All-on-Four que

utiliza 4 implantes para sustentação da prótese, sendo que os 2 implantes mais distais apresentam inclinação distal com a finalidade de evitar estruturas anatômicas e redução do cantilever. Idade, fumantes, ou doenças sistêmicas controladas por medicação não foram critérios para exclusão. Todos os pacientes foram submetidos aos mesmos procedimentos pré e pós-cirúrgicos. Este estudo indica o uso de pilares angulados e alerta que uma das desvantagens de se instalar os implantes de maneira angulada é que estes se tornam mais difíceis de serem reabilitados e necessitam de pilares protéticos angulados para a correção.

Em 2013, um estudo *in vivo* prospectivo publicado por Tabrizi et al. investigou o impacto da localização e do tipo de fixação no nível ósseo periimplantar. A amostra consistiu de 58 indivíduos que se submeteram a cirurgia para instalação de implantes 2 meses após a extração. Os autores incluíram apenas pacientes que necessitavam de implantes na região anterior da maxila com alguma reabsorção óssea que necessitasse que a fixação fosse instalada de forma angulada. Indivíduos foram excluídos do estudo se tivessem doença periodontal não tratada ou condições que pudessem afetar o metabolismo ósseo. A angulação média dos pilares foi de 15,2° (variando de 7 a 25°) e nível de reabsorção média foi de 0,87 mm. A análise estatística realizada não encontrou relação entre a reabsorção óssea e angulação dos implantes ( $P > 0.05$ ). Por meio dos dados obtidos, concluíram que os implantes angulados não foram associados ao aumento do risco para a perda óssea, e a inclinação destes implantes pode representar uma alternativa satisfatória afim de se

evitar procedimientos de enxertia ósea.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Este trabalho visou analisar as microdeformações ao redor dos implantes de conexão hexagonal externa, com uso de diferentes pilares protéticos para correção das angulações após aplicação de carga axial estática sobre os parafusos de retenção da estrutura.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a execução foram utilizados os seguintes materiais:

Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento

<b>Materiais</b>	<b>Fabricante</b>
Poliuretano	Poliuretano F16 Axson, Cergy – França
Implante hexágono externo.	AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil
Pilares microunit.	AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil
Coifas plásticas.	AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil
Resina acrílica incolor	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Revestimento	Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha
Liga Ni-Cr	Wironia, Bremen - Alemanha
Extensômetros e terminais	Excel Sensor, São Paulo - Brasil
Kit protético e cirúrgico	AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil
Resina acrílica duralay	Reliance Dental MFG Co., EUA
Motor elétrico	MC 101 Omega, Dentsclar, Brasil
Contra-ângulo	Koncept, Kavo Ind.Com Ltda, Brasi

## 4.1 Confeção do modelo experimental

### 4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano

Para obtenção dos 2 blocos de poliuretano com propriedades elásticas uniformes (poliuretano: 3,6 GPa) e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (Wiskott, Belser; 1999) foi utilizada uma matriz metálica de aço inoxidável de forma retangular com dimensões internas de 95 x 45 x 30 mm (Figura 1).



Figura 1 - Matriz montada.

A resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França), que constituiu o blocos, foi obtida após medidas

semelhantes de uma base e um catalisador terem sido misturadas no interior de um grau de borracha com o auxílio de uma espátula até homogeneização total. Em seguida, a resina foi vertida na matriz metálica, preenchendo-a completamente.

Após a polimerização do poliuretano, foi realizada a desinclusão da matriz, as superfícies dos blocos foram lixadas com lixas de granulações progressivas (220 a 600) (3M ESPE, St. Paul - EUA) até obter uma superfície com o menor número possível de irregularidades. Após este processo, os blocos obtiveram as dimensões de: 95 mm de comprimento por 45 mm de largura e 20 mm de altura.

#### 4.1.2 Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos

Para a instalação dos implantes nos blocos de poliuretano foi utilizado um conjunto de fresas (AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil – São José dos Campos, Brasil) padronizado e convencional: ponta de lança e as helicoidais de 2; 2,5; 2,8; e 3,2 mm de diâmetro (Figura 2).



Figura 2 - Fresas helicoidais utilizadas nas perfurações: lança; 2,0 mm; 2,5 mm; 2,8 mm e 3,2 mm.

O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões tradicionais. Um dispositivo metálico (Nishioka et al., 2010) foi utilizado para padronizar as perfurações de maneira linear e perpendicular a superfície. Este componente é posicionado e parafusado no bloco de poliuretano para realizar as perfurações dos implantes. Adaptadores identificados por cores e padronizados em relação ao diâmetro compatível com o das fresas foram rosqueados ao dispositivo e permitiram realizar perfurações com a mesma axialidade. Em cada extremidade horizontal existe uma perfuração transversal, que possui como objetivo a fixação do conjunto ao bloco de poliuretano (Figuras 3 e 4).





Figura 3 - Matriz para padronização das perfurações perpendiculares com os adaptadores posicionados.



Figura 4 - Adaptadores para padronização das perfurações posicionados sobre o matriz metálico.

Um segundo dispositivo angulado em  $17^\circ$  foi usinado em aço inoxidável, respeitando as dimensões da primeira matriz, com a finalidade de ser inserido sob a matriz anterior e permitir a angulação de  $17^\circ$  de todo o conjunto para posteriormente ser realizada as perfurações (Figuras 5 e 6).

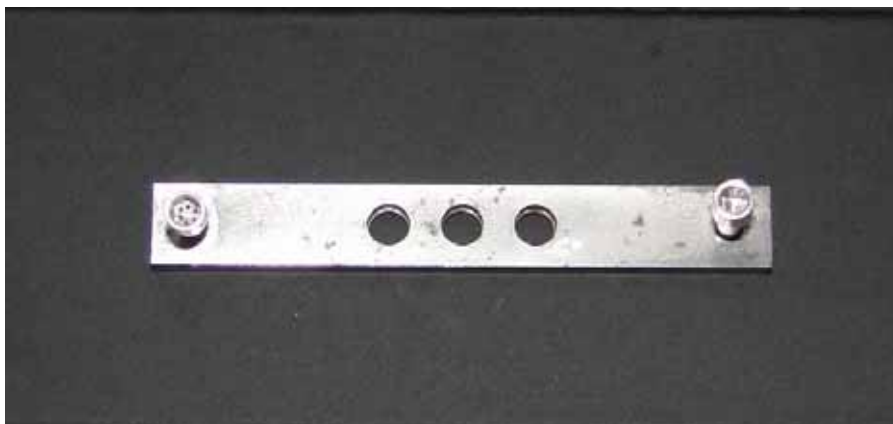


Figura 5 - Matriz angulada.



Figura 6 - Matriz angulada em posição.

As perfurações foram realizadas com velocidade média de 1800 rotações por minuto e a inserção das fixações foi realizada em 14 rotações por minuto (Figura 7). O torque foi ajustado em 40 Ncm, e a finalização da instalação do implante foi realizada manualmente utilizando-se de torquímetro cirúrgico.



Figura 7 - Perfurações realizadas.

Foram instalados, em cada bloco, implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo de medidas 3,75 de diâmetro por 10 mm de comprimento (AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil – São José dos Campos, Brasil). O bloco 1 recebeu 3 implantes em configuração linear, paralelos entre si e inclinados em 17° direcionados ao lado do bloco denominado de lado de aplicação de forças. No bloco 2 foram instalados 3 implantes em configuração linear, paralelos entre si e perpendiculares a superfície (Figura 8).

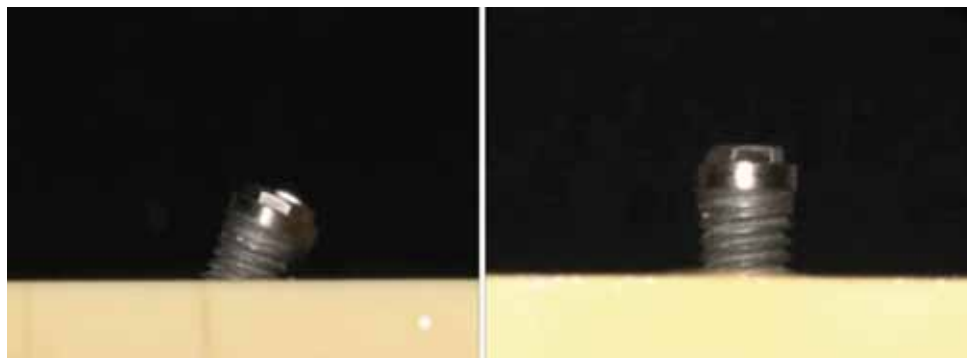


Figura 8 - Implantes sendo instalados nos blocos 1 e 2.

Sobre a plataforma de assentamento de cada implante, foram posicionados os seguintes pilares protéticos Microunit (AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil – São José dos Campos, Brasil): bloco 1, pilares Microunit angulados em 17°; bloco 2, pilares retos (Figuras 9 e 10).



Figura 9 - Pilares protéticos reto e angulado.



Figura 10 - Pilares protéticos angulados em 17° sendo instalados.

Os pilares protéticos foram instalados com torque de 20 N.cm com auxílio de um torquímetro manual (AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil – São José dos Campos, Brasil).

Sobre os pilares protéticos foram parafusadas coifas plásticas (Figura 11) (AS Technology Titanium Fix , São José dos Campos - Brasil – São José dos Campos, Brasil).



Figura 11 - Coifa instalada sobre o pilar protético angulado em 17°.

#### **4.2 Obtenção do padrão de resina acrílica**

Para obtenção das supra-estruturas em resina acrílica foi utilizada uma base (componente 1) com a sobreposição do limitador (componente 2), que quando fixado pelos parafusos verticais determinou um compartimento retangular que permitiu reproduzir

sistematicamente os padrões em resina acrílica de todos os corpos-de-prova com as mesmas dimensões.

O componente 1 é uma base retangular possuindo 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 5 mm de espessura. Possui na parte central 3 cilindros equidistantes a 3 mm. Cada cilindro possui 4 mm de altura x 4 mm de diâmetro. Margeando os cilindros existem 5 marcações horizontais bilaterais. A distância entre cada marcação é de 1 mm. Existem 4 perfurações bilaterais e diametralmente localizadas que permitiram rosquear parafusos específicos para promover uma união com os demais componentes da matriz (Figura 12).



Figura 12 - Componente 1 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina .

O componente 2 é o limitador, caracterizado por possuir uma estrutura retangular com 75 mm de comprimento x 40 mm de largura x 4 mm de espessura, possuindo como detalhe uma abertura central que é limitada pelas marcações verticais e horizontais do componente 1. É fixada à base por 2 parafusos verticais (Figura 13).



Figura 13 - Componente 2 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina .

Após a sobreposição dos componentes, foi aplicada vaselina sobre a estrutura e resina acrílica quimicamente ativada incolor JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil) foi manipulada, segundo as recomendações do fabricante, e vertida no compartimento retangular obtido e a sua remoção foi realizada somente após sua polimerização (Figura 14).

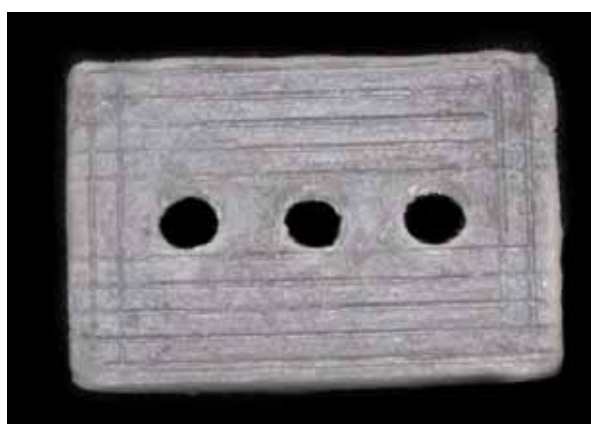


Figura 14 - Estrutura obtida em resina acrílica.

As estruturas obtidas em resina acrílica quimicamente ativada foram posicionadas nas coifas plásticas respeitando uma distância de 1 mm da borda inferior das coifas plásticas para nivelamento das estruturas (Figura 15). Após posicionamento das estruturas em resina acrílica nas coifas plásticas, foram unidas às coifas com resina acrílica quimicamente ativada Duralay (Reliance Dental MFG Co., EUA). A união entre as estruturas e as coifas plásticas foi realizada de maneira sequencial (sobre os pilares dos implantes 1, 2 e 3) na qual cada coifa foi unida somente após polimerização da resina acrílica Duralay (Reliance Dental MFG Co., EUA) da coifa anterior (Figura 16).

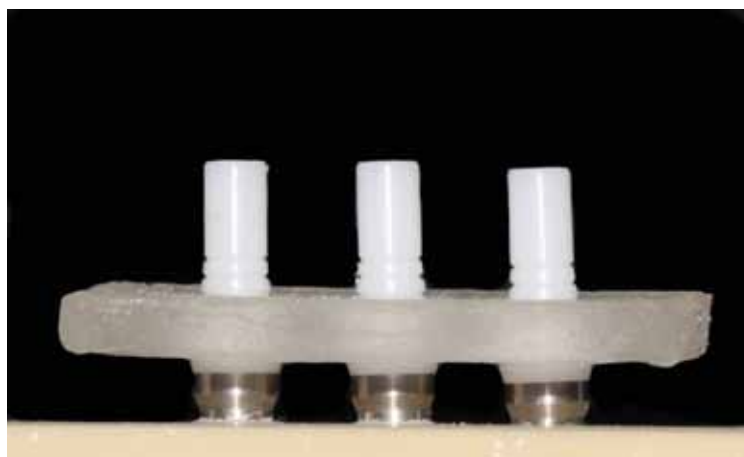


Figura 15 - Estrutura em resina acrílica posicionada nas coifas plásticas.

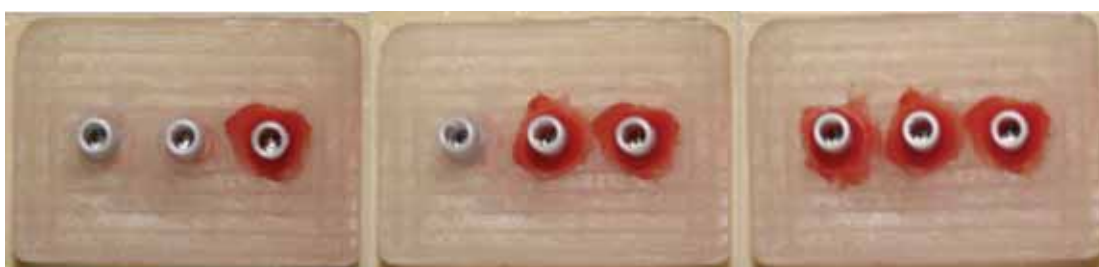


Figura 16 - União sequencial entre estrutura e as coifas plásticas.



### **4.3 Inclusão e fundição do padrão de resina**

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

O revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha) na proporção de 25 ml/100 g, foi vertido nos anéis de silicone, conforme as recomendações do fabricante. Apenas uma estrutura em resina com suas coifas foi adaptada em cada anel. Após 20 minutos, observou-se a cristalização do revestimento e os padrões em resina foram removidos da base formadora de cadinho e do anel de silicone. O bloco de revestimento foi levado a um forno (EDG 1800 EDG-Brasil) para aquecimento, seguido da volatilização da resina e do plástico. A fundição foi realizada com a liga de Ni-Cr (Wironia, Bremen - Alemanha), com auxílio da mistura gás acetileno e a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma centrífuga convencional. O esfriamento dos blocos das fundições ocorreu sobre a mesa de trabalho até atingir a temperatura ambiente.

### 4.3.1 Acabamento da estrutura metálica

O revestimento foi removido parcialmente com martelo pneumático. Após o esfriamento, os canais de alimentação foram removidos com auxílio de discos de carborundum, com espessura de 0,5 mm (Dentorium – Nova Iorque, EUA). A usinagem foi realizada com pedras de óxido de alumínio e o procedimento final foi realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50  $\mu\text{m}$  (Easyblast – Bego – Bremen, Alemanha). As estruturas foram adaptadas, individualmente, no bloco de poliuretano, onde se aferiu a estabilidade do conjunto, em realização do aperto dos parafusos. A presença de indícios de instabilidade determinou a exclusão da estrutura (Figura 17).

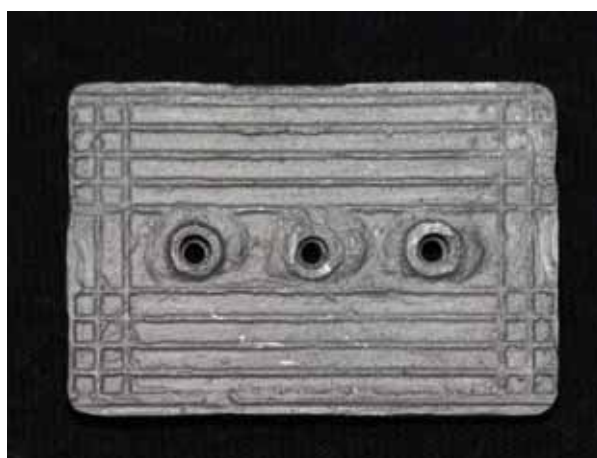


Figura 17 - Estrutura metálica fundida.

#### 4.4 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos blocos foram cuidadosamente limpas com álcool isopropílico e 4 extensômetros lineares elétricos (Excel Sensor, São Paulo - Brasil) foram unidos a cada bloco com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) e posicionados (Nishioka et al., 2010) conforme o esquema (Figura 18):

- a) extensômetro 1 : esquerda do implante 1;
- b) extensômetro 2 : esquerda do implante 2;
- c) extensômetro 3 : direita do implante 2;
- d) extensômetro 4 : direita do implante 3.

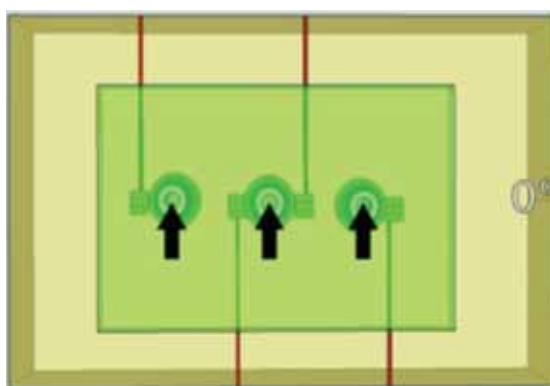


Figura 18 - Vista superior dos implantes instalados com angulação de 0°, evidenciando os extensômetros que foram instalados.

Após a colagem (Figura 19), foi realizada a aferição de

cada extensômetro, utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo - Brasil). Na superfície superior do bloco de poliuretano foi realizada a colagem das placas terminais, onde foram adaptadas as conexões elétricas. As variações de resistência elétrica foram transformadas para unidades de microdeformação através de um aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner – System 5000 – Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte – EUA). A gravação de dados foi realizada utilizando-se do software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256MB de memória RAM. Cabos elétricos permitiram a conexão entre os extensômetros e o aparelho de aquisição de dados, onde estes são encaixados em canais. Cada canal correspondia a um extensômetro, sendo:

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

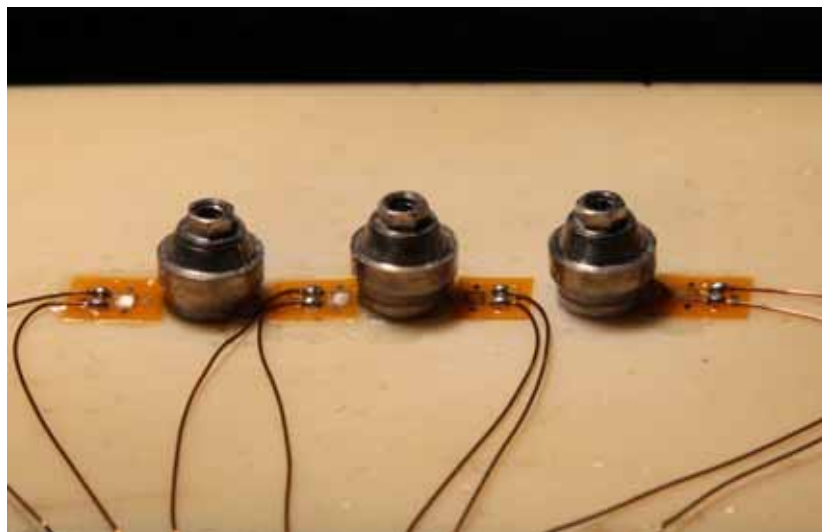


Figura 19 - Extensômetros e pilares posicionados.

#### 4.5 Aplicação de cargas

Foi utilizado o dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka - Proc. 08/53071-4), que permitiu 3 carregamentos verticais estáticos constantes de 30 kgf (Mericske-Stern et al., 1995) durante 10 segundos sobre os pontos A, B e C da estrutura metálica fundida utilizando-se de uma ponta romba de 2 mm de diâmetro (Figura 20).



Figura 20 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

As microdeformações determinadas nos 3 pontos foram registradas pelos 4 extensômetros e o mesmo procedimento foi realizado para todas as estruturas repetindo 3 carregamentos por ponto de aplicação de carga (Figura 21) :

- a) centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1;
- b) centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2;
- c) centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

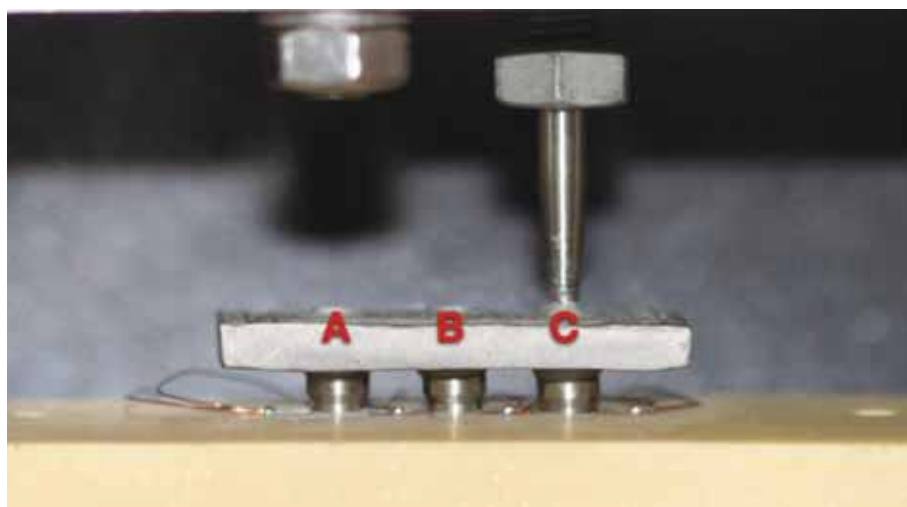


Figura 21 - Aplicação de carga nos pontos A,B e C.

#### **4.6 Delineamento experimental**

Os fatores de estudo deste experimento foram o tipo de pilar protético utilizado (reto e angulado em 17°) e o local de aplicação de carga (A, B e C), seguindo um esquema fatorial de 2 x 3.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica fundida em liga de níquel-cromo, essa estrutura metálica foram denominada corpo-de-prova.

#### **4.7 Análise estatística**

Valores médios foram calculados para os grupos, e os dados obtidos foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTICA (Statsoft, version 8.0, 2003). A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios-padrão das amostras de cada grupo. A estatística inferencial consistiu no teste de Análise de Variância de medidas repetidas (ANOVA). O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

## 5 RESULTADOS

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica, liga de níquel-cromo denominada de corpo-de-prova. A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA), devido ao fato desta ser indicada para comparar grupos com dados numéricos com distribuição normal dentro de cada grupo e que apresentam a mesma variância e independência.

Foi escolhido o nível de significância convencional de 5% e a variável resposta obtida na extensometria após o ensaio dos corpos de prova foi o valor de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ). Foram calculadas as médias para cada extensômetro nos diferentes pontos de aplicação de cargas dos grupos com pilares microunit retos e pilares microunit angulados (Tabelas 1 e 2).



Tabela 1 – Média registrada ( $\mu\epsilon$ ) por cada extensômetro no grupo reto

		Média	Desvio Padrão	Coef. Variação	Mínimo	Mediana	Máximo
SG1	A	365.5	190.2	52.04	129.3	326.3	725.0
	B	265.6	162.5	61.18	13.0	237.2	576.3
	C	88.3	88.4	100.07	4.7	54.3	284.7
SG2	A	190.0	273.4	143.90	36.3	63.5	821.0
	B	142.5	213.3	149.67	1.0	33.3	653.7
	C	82.4	116.1	140.81	3.7	37.3	365.3
SG3	A	229.4	197.9	86.28	8.0	179.0	540.0
	B	356.1	260.7	73.23	26.3	272.7	841.0
	C	342.1	265.5	77.62	43.0	308.7	999.7
SG4	A	158.0	116.0	73.38	10.7	116.7	375.0
	B	561.8	261.2	46.48	153.7	609.3	964.7
	C	750.0	350.0	46.66	202.0	707.0	1286.0

Tabela 2 – Média registrada ( $\mu\epsilon$ ) por cada extensômetro no grupo angulado

		Média	Desvio Padrão	Coef. Variação	Mínimo	Mediana	Máximo
SG1	A	270.7	133.5	49.32	74.3	258.8	452.3
	B	230.5	89.6	38.88	41.3	241.5	344.0
	C	173.2	60.5	34.95	98.0	163.0	283.7
SG2	A	357.5	217.4	60.81	172.7	289.3	850.3
	B	302.7	250.5	82.76	71.3	272.7	953.7
	C	190.0	48.0	25.26	118.0	189.7	268.3
SG3	A	283.1	220.6	77.91	37.3	220.7	852.7
	B	282.8	194.8	68.87	71.3	232.7	776.0
	C	455.0	514.0	112.87	48.0	278.0	1816.0
SG4	A	243.3	147.9	60.78	44.3	204.0	577.3
	B	327.5	266.6	81.41	35.0	260.7	919.3
	C	492.7	234.4	47.58	222.3	504.3	931.7

Após a obtenção dos dados em relação ao carregamento das amostras em cada ponto, foram calculadas as médias para o grupo com pilares retos (Tabela 3) e para o grupo com pilares angulados (Tabela 4).

Tabela 3 – Média dos registros de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos para o grupo reto

Ponto	Média	Desvio Padrão	Coef. Variação
A	288.6	74.4	25.79
B	285.9	98.5	34.46
C	327.7	171.4	52.29

Tabela 4 – Média dos registros de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos para o grupo angulado

Ponto	Média	Desvio Padrão	Coef. Variação
A	235.7	127.7	54.18
B	331.5	116.9	35.28
C	315.8	117.5	37.21

A tabela 5 demonstra que o tipo de pilar e ponto de aplicação de carga não apresentaram diferenças estatisticamente significantes ( $p > 0,05$ ).

Tabela 5 - Resultado dos teste de análise de variância para os dados obtidos

EFEITO	GL	SQ	QM	F	VALOR P
Tipo de pilar	1	619	619.2	0.02	0.8765
Resíduo I	18	448292	24905.1		
Ponto de aplicação	2	39216	19608.0	2.03	0.1458
Tipo de pilar/Ponto de aplicação	2	24502	12250.9	1.27	0.2932
Resíduo II	36	347383	9649.5		
Total	59	860012			

Desta forma o relacionamento entre os grupos é o mesmo nas diferentes situações. A interação entre as médias está demonstrada nas figuras 22 e 23.

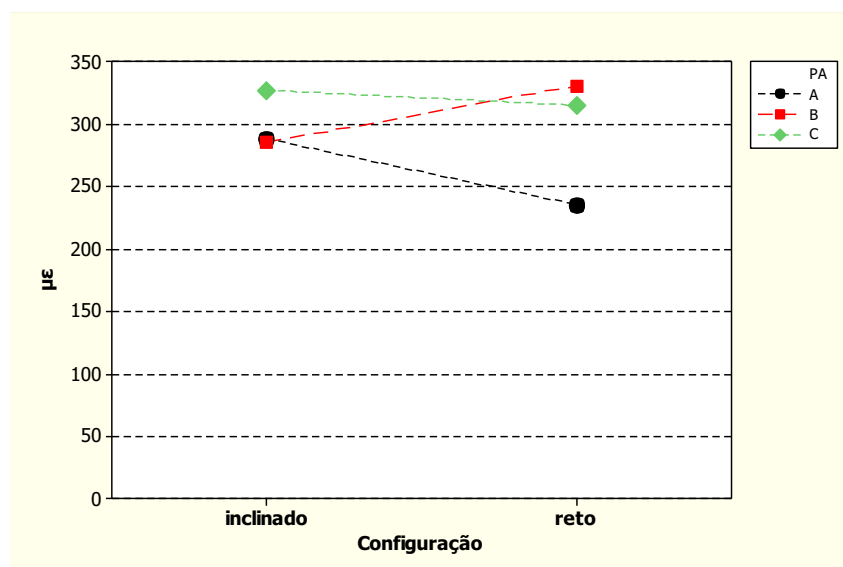


Figura 22 - Gráfico de interação médias para avaliar efeito do ponto de aplicação.

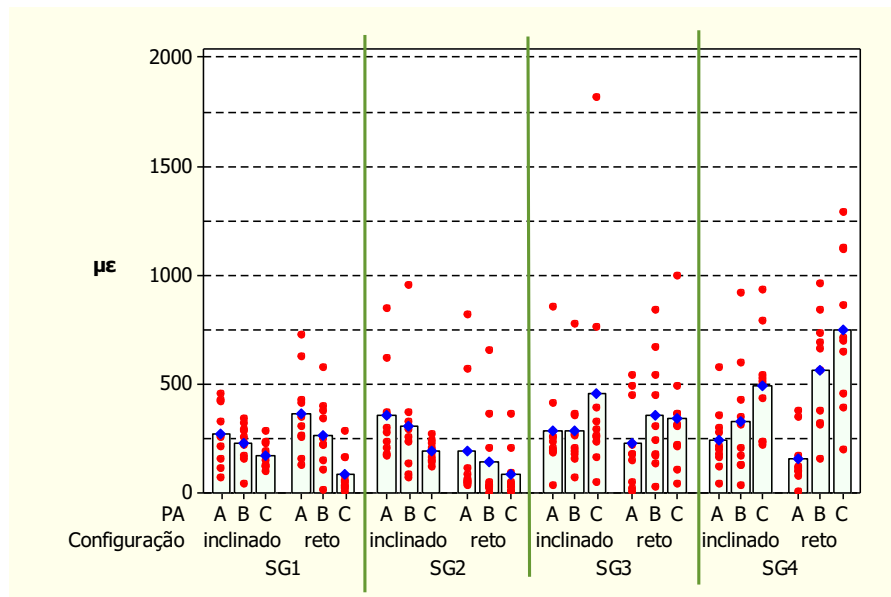


Figura 23 - Gráfico de dispersão dos valores ao redor do valor médio.

## 6 DISCUSSÃO

No presente estudo, utilizamos a extensometria para avaliar a distribuição das tensões ao redor das fixações. Os principais métodos apresentados na literatura para análise biomecânica em implantodontia estão representados pela fotoelasticidade, análise por elementos finitos e extensometria (Clelland et al., 1993; Kim et al., 2011; Sadrimanesh et al., 2012).

A extensometria é uma técnica de medição de deformações associada a um equipamento específico que permite obter medidas *in vivo* (Krekmanov et al., 2000) e *in vitro* (Ogawa et al., 2010; Naconecy et al., 2010; Yang et al., 2011; Abreu et al., 2012) das deformações sob cargas estáticas ou dinâmicas.

Extensômetros são empregados e à mínima deformação captada, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. O alongamento ou a compressão alteram proporcionalmente a sua resistência elétrica, permitindo registros da deformação captada pelo objeto ao qual estão colados, podendo ser colados aos pilares protéticos, coroas protéticas, implantes, entre outros (Clelland et al., 1993; Watanabe et al., 2003; Nishioka et al., 2010; Abreu et al., 2012).

O método da extensometria, assim como a análise por

elementos finitos, utiliza-se de materiais homogêneos (Saab et al., 2007; Lan et al., 2008; Sadrimanesh et al., 2012). Porém, é um dos poucos métodos de investigação biomecânica que pode ser utilizado para investigações *in vivo* (Krekmanov et al., 2000). Os valores obtidos são expressos em  $\mu\epsilon$  (microdeformação), sufixo empregado neste estudo devido aos valores serem extremamente pequenos e que corresponde a  $10^{-6} \epsilon$ . Os dados de microdeformação permitem a caracterização quantitativa das tensões geradas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo, e forças de tração, recebem o prefixo positivo, para a análise estatística utilizaram-se os valores absolutos.

Foram elaborados modelos artificiais homogêneos com propriedades elásticas uniformes representados por blocos à base de poliuretano (Clelland et al., 1993; Watanabe et al., 2003; Nishioka et al., 2010; Kim et al., 2011; Abreu et al., 2012). O poliuretano foi escolhido por apresentar módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (poliuretano: 3,6 GPa / osso medular: 4,0 a 4,5 Gpa) (Wiskott, Belser, 1999). Na literatura há estudos relatando o emprego de blocos de resina polimetil-metacrilato (PMMA) (Bavbek et al., 2011; Yang et al., 2011), resina epóxi (Naconecy et al., 2010) e blocos de osso bovino (Akça et al., 2009).

Para padronizar a axialidade entre as perfurações foram empregados anéis com diâmetros progressivamente maiores correlacionados com os diâmetros das fresas, permitindo que as perfurações fossem realizadas com distância e axialidade semelhantes. Permitiu ainda que as barras metálicas fossem padronizadas com as

mesmas disposições de fresagens.

Neste estudo foi selecionado a região ao redor do módulo de rebordo dos implantes devido a tendência de concentração de tensões nesta região sendo que o local de colagem dos extensômetros influencia diretamente o tipo de deformação registrada (Wiskott, Belser 1999; Cehreli et al., 2004). Outros estudos optam pela colagem dos extensômetros sobre implantes (Brosh et al., 1998) e sobre os pilares protéticos (Naconecy et al., 2010; Ogawa et al., 2010), porém a colagem sobre a superfície do bloco de poliuretano torna o procedimento mais simples.

Uma supraestrutura metálica plana foi utilizada pois a intenção deste estudo foi de avaliar somente os carregamentos axiais, evitando a existência de componente horizontal caso fossem elaboradas cúspides na estrutura metálica (Cehreli et al., 2004), sendo relatado na literatura a utilização deste mesmo desenho em diversos trabalhos (Naconecy et al., 2010; Nishioka et al., 2010; Bavbek et al., 2011; Abreu et al., 2012). Entretanto Ogawa et al., em 2010, utilizaram modelos de resina acrílica simulando a superfície oclusal e inclinações de cúspides.

Foi empregado liga de Ni-Cr por permitir uma distribuição homogênea das tensões dentro das amostras, promovendo carregamento eficiente. Sendo que a concentração das tensões foi transferida ao redor do pescoço do implante devido a conexão rígida entre implante e osso. Além disso, ligas à base de Ni-Cr vêm sendo utilizadas com mais frequência devido a sua biocompatibilidade, boa resistência à corrosão e custo reduzido.

Visando minimizar variações durante as etapas laboratoriais, o mesmo operador conduziu todos os procedimentos. Um novo jogo de parafusos de retenção protética foi utilizado para cada grupo investigado, em cada um dos intervalos da avaliação, assim como preconizou a metodologia de (Nishioka et al., 2010). O torquímetro mecânico foi utilizado para assegurar torque constante de 10 Ncm em todos os parafusos durante as medidas de microdeformação. Três leituras de cada amostra, para ambos os grupos, objetivaram minimizar erros durante as mensurações. Igualmente ao trabalho apresentado por Abreu et al. em 2012 altos valores de desvio padrão foram registrados, provavelmente devido a alta sensibilidade dos extensômetros.

Em nosso estudo, tanto o grupo com pilares retos como o grupo com pilares angulados apresentaram valores médios de microdeformação gerados nos diferentes pontos de carregamento aquém do limite tecidual fisiológico de 4000  $\mu\epsilon$ . Todos os valores obtidos em ambos os grupos estão dentro da faixa normal entre 100 e 2000  $\mu\epsilon$  determinada por Wiskott e Belser (1999), na qual os autores caracterizam como uma faixa de equilíbrio osteogênico.

Wiskott e Belser (1999), afirmaram para o equilíbrio fisiológico tecidual intensidades adequadas de deformação são necessárias e reabsorções ósseas são evitadas acima de 100  $\mu\epsilon$ , valores inferiores a este causariam reabsorção óssea e valores acima de 4000  $\mu\epsilon$  levariam a danos permanentes ao tecido.

No presente trabalho foi utilizada carga de 300 N semelhante ao estudos realizados por Brosh et al. (1998), Vaconcellos



et al. (2011) e Abreu et al. (2012). Os valores obtidos ao aplicar carga no pontos de carregamento A, B e C do grupo com implantes retos não demonstraram diferenças significativas, diferentemente dos achados no estudo de Vasconcellos et al. (2011), no qual houve diferença entre os pontos de aplicação, provavelmente a diferença entre os resultados encontrados nos estudos ocorreu devido a pequenas distorções das estruturas metálicas ocasionando desconfortos entre os pilares protéticos e as coifas fundidas, e do diferente tipo de liga utilizada. Nossos resultados corroboram com os encontrados por Abreu et al. (2012), no qual não foi detectado diferenças de microdeformação nos diferentes pontos. No grupo com implantes inclinados também não houve diferença significativa entre os diferentes pontos nos quais foram aplicadas cargas axiais sobre os parafusos de retenção da estrutura, corroborando com os achados de Ogawa et al. (2010) apesar de neste estudo os autores terem utilizado estrutura metálica em forma de arco e diferente quantidade de implantes de suporte.

Ao analisarmos os resultados verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa ( $p = 0.8765$ ) entre os grupos com pilares microunit angulados e pilares microunit retos, diferentemente do encontrado nos estudos de Clelland et al. (1993), Brosh et al. (1998), nos quais os implantes inclinados apresentaram microdeformações significativamente superiores se comparados a implantes retos. Porém, nos estudos destes autores foram analisados implantes unitários, diferentemente do que foi realizado no presente estudo, no qual um estrutura metálica uniu os 3 implantes. A união

por meio desta estrutura permitiu uma melhor distribuição de carga ao redor dos implantes e redução dos valores encontrados.

Naconecy et al., em 2010, registraram menores valores de microdeformação nos grupos com implantes inclinados em situações de cantilever. A provável causa dos diferentes resultados encontrados nos estudos provavelmente seja resultante do local de colagem dos extensômetros. Naquele estudo os autores posicionaram os extensômetros diretamente sobre os pilares protéticos e não na superfície do bloco de resina.

Ao interpretar os resultados deste estudo é preciso levar em consideração que é realizado com modelos de estrutura homogênea, diferentemente da encontrada na estrutura óssea. Alguns aspectos deste estudo como o posicionamento linear dos implantes, a superfície oclusal plana das estruturas e a ausência de cúspides podem ter colaborado para a magnitude de microdeformações encontradas.

Nosso estudo não registrou aumento significativo das microdeformações geradas ao redor dos implantes inclinados. Nos levando a crer que a instalação de maneira inclinada dos implantes e sua correção por meio de pilares protético microunit angulados é viável e não representa um procedimento nocivo à estrutura óssea periimplantar.

## 7 CONCLUSÃO

Por meio da metodologia aplicada e dados obtidos neste estudo, podemos concluir que:

- a) a utilização de pilares angulados geraram deformações semelhantes quando comparados a pilares microunit retos;
- b) os diferentes locais de carregamento não apresentaram influência na distribuição das tensões ao redor dos implantes em nenhum grupo.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Abreu CW, Nishioka RS, Balducci I, Consani RL. Straight and offset implant placement under axial and nonaxial loads in implant-supported prostheses: strain gauge analysis. *J Prosthodont.* 2012;21(7):535–9.

Aglicardi E, Clerico M, Ciancio P, Massironi D. Immediate loading of full-arch fixed prostheses supported by axial and tilted implants for the treatment of edentulous atrophic mandibles. *Quintessence Int.* 2010;41(4):285–93.

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

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;31(7):758–63.

Akkad S, Richards M. Solutions for severely angulated implants in the mandibular overdenture: a clinical report. *J Prosthodont.* 2009;18(4):342–7.

Al-Ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive proprieties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent.* 2009;102(3):140–7.

---

\* 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](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(1):52-8.

Bavbek AB, Dogan A, Cehreli MC. Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *J Appl Biomater Biomech*. 2011;9(2):118-26.

Begg T, Geerts GA, Gryzagoridis J. Stress patterns around distal angled implants in the all-on-four concept configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):663–71.

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthetic Dent*. 1998;79(3):328:34.

Butura CC, Galind DF, Jensen OT. Mandibular all-on-four therapy using angled implants: a three-year clinical study of 857 implants in 219 jaws. *Dent Clin North Am*. 2011;55(4):795–811.

Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15(2):249-57.

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.

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):391–403.

Graves S, Mahler BA, Javid B, Armellini D, Jensen OT. Maxillary all-on-four therapy using angled implants: a 16-month clinical study of 1110 implants in 276 jaws. *Dent Clin North Am*. 2011;55(4):779-94.

Hasan I, Roger B, Heinemann F, Keilig L, Bourauel C. Influence of abutment design on the success of immediately loaded dental implants: experimental and numerical studies. *Med Eng Phys*. 2012;

34(7):817-25.

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

Kim KS, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Biomechanical comparison of axial and tilted implants for mandibular full-arch fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(5):976–84.

Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):405–14.

Lan TH, Huang HL, Wu JH, Lee HE, Wang CH. Stress analysis of different angulations of implant installation: the finite element method. *Kaohsiung J Med Sci*. 2008;24(3):138–43.

Malhotra AO, Padmanabhan TV, Mohamed K, Natarajan S, Elavia U. Load transfer in tilted implants with varying cantilever lengths in an all-on-four situation. *Aust Dent J*. 2012;57(4):440–5.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22.

Martini AP, Freitas AC Jr, Rocha EP, de Almeida EO, Anchietta RB, Kina S, et al. Straight and angulated abutments in platform switching: influence of loading on bone stress by three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2012;23(2):415-8.

Mericske-Stern R, Assal P, Merickse E, Bargin W. Oclussal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):345-53.

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci*. 2010;18(2):178-85.

Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant

placement in the completely edentulous mandible? a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(4):776–81.

Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcelos 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;18(3):225-30.

Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):566–73.

Saab XE, Griggs JA, Powers JM, Engelmeier RL. Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: a finite element study. *J Prosthet Dent.* 2007;97(2):85-92.

Sadrimanesh R, Siadat H, Sadr-Eshkevari P, Monzavi A, Maurer P, Rashad A. Alveolar bone stress around implants with different abutment angulation: an FE-analysis of anterior maxilla. *Implant Dent.* 2012; 21(3):196-201.

Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl:69-85.

Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent.* 2002;11(1):41–51.

Tabrizi R, Pourdanesh F, Zare S, Daneste H, Zeini N. Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(2):272-7.

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

Vasconcellos LG, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(6):610-5.

Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence implant location, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology*. 2003;91(1):31-6.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 1999;10(6):429-44.

Yang TC, Maeda Y, Gonda T. Biomechanical rationale for short implants in splinted restorations: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2011;24(2):130-2.

Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: a two-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2007;97(6 Suppl):S35-43.



## APÊNDICE - Descrição dos valores de microdeformação

Tabela 6 – Valores absolutos de microdeformação obtidos após aplicação de carga

(continua)

Pilar	Ponto	Sg1	Sg2	Sg3	Sg4	Média
Reto	A	158.667	821.000	451.33	115.67	386.667
Reto	A	624.000	115.000	50.33	349.00	284.583
Reto	A	259.667	36.333	151.67	10.67	114.583
Reto	A	425.333	88.667	540.00	375.00	357.250
Reto	A	129.333	51.333	178.67	157.00	129.083
Reto	A	266.000	67.333	222.33	117.67	168.333
Reto	A	725.000	567.333	494.00	80.33	466.667
Reto	A	306.000	59.667	179.33	102.33	161.833
Reto	A	414.000	47.000	18.33	170.00	162.333
Reto	A	346.667	46.000	8.00	102.67	125.833
Angulado	A	417.000	277.333	416.33	356.00	366.667
Angulado	A	74.333	180.667	852.67	577.33	421.250
Angulado	A	115.667	172.667	193.00	178.00	164.833
Angulado	A	256.333	237.667	257.00	279.67	257.667
Angulado	A	214.333	621.667	185.00	44.33	266.333
Angulado	A	160.000	850.333	37.33	197.67	311.333
Angulado	A	261.333	205.667	195.33	210.33	218.167
Angulado	A	426.667	370.333	253.00	302.33	338.083
Angulado	A	329.000	301.333	206.00	164.00	250.083
Angulado	A	452.333	357.000	235.33	123.33	292.000
Reto	B	153.000	209.333	174.33	316.67	213.333
Reto	B	374.333	1.000	180.00	842.00	349.333
Reto	B	399.333	34.333	26.33	964.67	356.167
Reto	B	219.667	53.333	303.00	734.67	327.667
Reto	B	339.000	25.333	841.00	153.67	339.750
Reto	B	222.000	366.667	447.67	659.33	423.917
Reto	B	576.333	653.667	541.00	559.33	582.583

Tabela 6 – Valores absolutos de microdeformação obtidos após aplicação de carga

*(conclusão)*

Pilar	Ponto	Sg1	Sg2	Sg3	Sg4	Média
Reto	B	13.000	24.000	242.33	687.33	241.667
Reto	B	252.333	25.000	668.33	322.00	316.917
Reto	B	106.667	32.333	136.67	378.33	163.500
Angulado	B	344.000	85.667	362.00	919.33	427.750
Angulado	B	169.000	71.333	776.00	600.33	404.167
Angulado	B	223.000	232.667	176.67	174.00	201.583
Angulado	B	156.333	135.667	71.33	127.33	122.667
Angulado	B	41.333	290.333	262.00	347.33	235.250
Angulado	B	282.667	953.667	195.00	35.00	366.583
Angulado	B	226.333	255.000	273.00	124.67	219.750
Angulado	B	256.667	371.000	353.33	425.67	351.667
Angulado	B	288.667	327.000	155.00	207.00	244.417
Angulado	B	317.000	305.000	203.33	314.33	284.917
Reto	C	18.667	46.333	106.33	651.00	205.583
Reto	C	4.667	89.000	212.33	1126.33	358.083
Reto	C	81.667	31.333	305.33	1286.33	426.167
Reto	C	161.000	5.000	491.33	1115.67	443.250
Reto	C	162.667	9.667	366.67	714.67	313.417
Reto	C	55.667	365.333	312.00	202.33	233.833
Reto	C	28.333	205.000	220.67	389.67	210.917
Reto	C	53.000	3.667	363.67	859.00	319.833
Reto	C	284.667	25.667	999.67	699.00	502.250
Reto	C	32.667	43.333	43.00	458.67	144.417
Angulado	C	178.667	118.000	762.67	931.67	497.750
Angulado	C	118.000	268.333	1816.33	791.33	748.500
Angulado	C	234.667	230.667	263.00	235.67	241.000
Angulado	C	224.667	162.000	392.33	235.00	253.500
Angulado	C	98.000	242.667	48.00	512.33	225.250
Angulado	C	131.667	141.000	253.00	222.33	187.000
Angulado	C	120.667	151.667	160.33	435.00	216.917
Angulado	C	147.333	184.000	293.00	524.67	287.250
Angulado	C	194.667	206.667	232.33	542.67	294.083
Angulado	C	283.667	195.333	329.00	496.33	326.083