



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

VINÍCIUS ANÉAS RODRIGUES

**ESTUDO DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO
REDOR DE IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO, SOB A
APLICAÇÃO DE CARGAS AXIAIS E NÃO AXIAIS EM
PILARES PROTÉTICOS RETOS E ANGULADOS**

2014

VINÍCIUS ANÉAS RODRIGUES

**ESTUDO DAS MICRODEFORMAÇÕES GERADAS AO REDOR DE
IMPLANTES DE HEXÁGONO EXTERNO, SOB A APLICAÇÃO DE
CARGAS AXIAIS E NÃO AXIAIS EM PILARES PROTÉTICOS RETOS E
ANGULADOS**

Dissertação apresentada ao curso de odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, 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

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Doutor Eduardo Bresciani

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Rodrigo Tiossi

Faculdade de Odontologia
UFF – Universidade Federal Fluminense
Campus Valonguinho

São José dos Campos, 04 de novembro de 2014.

DEDICATÓRIA

Aos meus tios, **Marília Anéas Rodrigues** e **Osmar Brandão de Almeida**, pela dedicação, carinho e força, por estarem sempre ao meu lado, me incentivando em todos os momentos. É muito difícil agradecer em palavras, mas sempre serei grato por tudo o que fizeram e ainda fazem por mim.

A minha mãe, **Consuelita Anéas Rodrigues**, por me abençoar com a graça da vida e saúde, seu exemplo de vida me deu forças para enfrentar cada obstáculo encontrado nessa trajetória.

A minha noiva, Farmacêutica **Alessandra da Silva Bernardo**, pela paciência e dedicação. Com você ao meu lado, esse desafio se tornou mais fácil, cada carinho e amor recebido me incentivou a finalizar esse trabalho. São poucas as palavras, mas seria impossível de descrever aqui todos os meus sentimentos, Obrigado.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao prof. Adj. **Renato Sussumu Nishioka**, pela amizade, atenção e companheirismo, serei sempre grato aos conselhos recebidos, os mesmos farão parte de toda a minha vida profissional. Também agradeço a oportunidade de vivenciar e compartilhar os seus conhecimentos.

Ao prof. Dr. **Oswaldo Daniel Andreatta Filho**, pelo incentivo e apoio, suas palavras foram fundamentais para que esse momento pudesse acontecer. Sempre serei grato.

AGRADECIMENTOS

*Ao Instituto de Ciências e Tecnologia de São José dos Campos – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, através de seu Diretor, Prof. Dr. **Carlos Augusto Pavanelli**.*

*Ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora coordenado pela Prof^a. Titular **Marcia Caneiro Valera Garakis** e ao coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora Especialidade Prótese Dentária Prof. Titular **Marco Antonio Bottino**, pela oportunidade concedida.*

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora, pelos conhecimentos transmitidos.

*Ao Prof. **Ivan Balducci**, pela ajuda na realização deste trabalho.*

*Ao Prof. **Luis Gustavo Oliveira Vasconcellos** pela ajuda e colaboração a este trabalho.*

*A equipe técnica do departamento de prótese dentária **Marcos Vestalli, Tháís Cachuté Paradella, Fernando Pontes, Marco Antônio C Alfredo e Lilian Maria de A. Vilela**, Pela colaboração na execução desse trabalho.*

*A toda equipe do laboratório de prótese dentária **Nogueira Laboratório** em nome do técnico responsável **Gilson Serra Nogueira Junior**, pela contribuição e tempo despendido para a elaboração desta pesquisa.*

*A empresa de implantes e componentes Titanium fix em nome do diretor **Sidival Dias**, pelo fornecimento dos implantes e componentes protéticos, utilizados nesse estudo.*

A comissão de aperfeiçoamento de pessoal de nível superior (CAPES), pela bolsa concedida durante o curso de mestrado.

*Aos meus amigos de pós-graduação **Nathália Ramos, Talitha Sousa, Frederico Louzada, Leandro Santis, Gabriela Freitas Ramos, Julio Luz, Ligia Tiaki, Ronaldo Luis, Aline Lins, Carolina Almeida, Evelyn Monteiro**, obrigado pelo incentivo, apoio e parceria durante toda a elaboração desse trabalho.*

*Aos amigos da vida **Enzo Rosetti, Lucas Teixeira, Felipe Kenji, Claudio Fernandes Bordin, Francisco Moreira de Lima Junior, Eurico Candido de Oliveira Junior**, pelo companheirismo e incentivo durante todo o período da elaboração deste estudo.*

*Em especial a **Deus**, por ter colocado essas e outras muitas pessoas especiais em meu caminho, que diretamente ou indiretamente contribuíram para engrandecer esse trabalho.*

“Enquanto existir o desconhecido, haverá alimento para curiosidade, pois somente descobrindo a mentira, saberemos a verdade”.

Lucas Bernardo Anéas

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE QUADROS E TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	15
RESUMO	16
ABSTRACT	17
1 INTRODUÇÃO	18
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Fisiologia óssea e oclusão	24
2.2 Utilização da extensometria	29
2.3 Utilização da fotoelasticidade e análise por elementos finitos	35
3 PROPOSIÇÃO	40
4 MATERIAL E MÉTODOS	41
4.1 Confecção do modelo experimental	42
4.1.1 Obtenção dos blocos de poliuretano	42
4.1.2 Realização das perfurações, instalação dos implantes e dos pilares protéticos	44
4.2 Obtenção do padrão da estrutura em resina acrílica	50
4.3 Inclusão e fundição do padrão de resina	54
4.3.1 Acabamento da estrutura metálica	55
4.3.2 Análise das fendas em estéreo microscópio	56
4.4 Colagem dos extensômetros	57
4.5 Aplicação de cargas	59
4.6 Delineamento experimental	62
4.7 Análise estatística	63
5 RESULTADOS	64

6 DISCUSSÃO	74
7 CONCLUSÃO	81
8 REFERÊNCIAS	82

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Matriz desmontada	42
Figura 2 - Matriz montada.....	43
Figura 3 - Ponta de lança e as fresas helicoidais utilizadas nas perfurações: 2,0 mm; 2,5 mm; 2,8 mm e 3,2 mm.....	44
Figura 4 - Matriz para padronização das perfurações perpendiculares com os adaptadores posicionados.....	45
Figura 5 - Adaptadores para padronização das perfurações posicionados sobre a matriz metálica	45
Figura 6 - Matriz angulada	46
Figura 7 - Matriz angulada em posição	46
Figura 8 - Realização das perfurações	47
Figura 9 - Instalação parcial dos implantes nos blocos 1 e 2	48
Figura 10 - Pilares protéticos retos e angulados	49
Figura 11 - Pilares protéticos angulados em 17°	49
Figura 12 - Coifa instalada sobre o pilar protético angulado em 17° ...	50

Figura 13 - Componente 1 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina	51
Figura 14 - Componente 2 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina	52
Figura 15 - Estrutura em resina acrílica posicionada nas coifas plásticas	53
Figura 16 - União sequencial entre a estrutura e as coifas plásticas	53
Figura 17 - Realização da fundição em centrífuga convencional	55
Figura 18 - Estrutura metálica fundida	56
Figura 19 - Avaliação e mensuração das fendas em estereomicroscópio.....	57
Figura 20 - Vista superior dos implantes instalados sem angulação (retos), evidenciando os extensômetros instalados	58
Figura 21 - Pontos de aplicação de carga na estrutura sobre os implantes retos, pontos axiais A', A'', B', B'', C', C'' e axiais A, B, C ...	61
Figura 22 - Pontos de aplicação de carga na estrutura sobre os implantes angulados 17°, pontos não axiais A', A'', B', B'', C', C'' e axiais A, B, C	61
Figura 23 - Dispositivo de Aplicação de Carga (DAC).....	62

Figura 24 - Gráfico de médias e desvios padrões de microdeformação ($\mu\epsilon$) para implantes retos e angulados em cada ponto de aplicação de carga não axial, analisando o efeito implante e ponto de aplicação	68
Figura 25 - Gráfico de médias e desvios padrões de microdeformação ($\mu\epsilon$) para implantes retos e angulados em cada ponto de aplicação de carga axial, analisando o efeito implante e o ponto de aplicação.....	68
Figura 26 - Gráfico de médias e desvio padrões em microdeformação ($\mu\epsilon$) para os implantes retos e angulados sob carga axial e não axial	69
Figura 27- Gráfico de correlação entre extensômetria e fenda das estruturas metálicas fundidas, sob cargas axiais	73
Figura 28 – Gráfico de correlação entre extensômetria e fendas das estruturas metálicas fundidas, sob cargas não axiais.....	73

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Materiais usados e fabricantes para a realização do experimento.....	39
Tabela 1 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação sobre implantes retos submetidos a cargas não axiais	64
Tabela 2 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação sobre implantes angulados submetidos a cargas não axiais.....	65
Tabela 3 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas sobre implantes retos submetidos a cargas axiais.....	66
Tabela 4 - Valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas sobre implantes angulados submetidos a cargas axiais.....	67
Tabela 5 - Implantes sob carga axial, Análise de variância de medidas repetidas para os dados de microdeformação.....	70
Tabela 6 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformação entre implantes retos e angulados 17°, sob carga axial	70

Tabela 7 - Implantes sob carga não axial Análise de variância de medidas repetidas para os dados de microdeformação.....	71
Tabela 8 - Teste de Tukey para as médias de microdeformação nos seis diferentes pontos de aplicação de carga não axial.....	71
Tabela 9 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformações nos seis diferentes pontos de aplicação de carga não axial nos implantes retos	72
Tabela 10 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformação entre implantes retos e inclinados 17°, sob carga não axial.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	= Análise de Variância
Cm	= Centímetro
°C	= Grau Celsius
DAC	= Dispositivo de Aplicação de Carga
Kg	= Quilograma
Kgf	= Quilograma força
mm	= Milímetro
ml	= Mililitro
N	= Número de amostra
N	= Newton
N.cm	= Newton por centímetro
P	= Valor de probabilidade
$\mu\epsilon$	= Microdeformação
μm	= Micrômetro
%	= Por cento
°	= Grau

Rodrigues VA. Estudo das microdeformações geradas ao redor de implantes de hexágono externo, sob a aplicação de cargas axiais e não axiais em pilares protéticos retos e angulados [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

O objetivo do estudo *in vitro* foi avaliar por meio da extensometria as microdeformações em prótese fixa de três elementos sobre implantes de hexágono externo, sob cargas axiais e não axiais e avaliar possíveis correlações com as fendas encontradas nas estruturas metálicas. Foram confeccionados dois blocos de poliuretano, receberam três implantes cada e foram divididos em dois grupos: reto e angulado em 17°. Para mensurar as microdeformações foram colados quatro extensômetros nas superfícies dos blocos, tangenciando cada um dos implantes. Foi utilizado intermediário do tipo microunit para todos os implantes, sendo que os implantes com inclinação de 17° receberam componentes para a correção da angulação. Coifas plásticas foram adaptadas a um enceramento padronizado e depois fundidas. A supraestrutura metálica foi parafusada com torque de 10 N.cm. Utilizou-se do dispositivo de aplicação de cargas (DAC) com uma carga de 30 kgf durante 10 segundos. Os dados obtidos foram submetidos ao ANOVA e Tukey ($p < 0,05$) e correlacionados com os valores de fenda através da correlação linear de Pearson. Os resultados mostraram que os valores para diferentes inclinações dos implantes foram estatisticamente significantes, sendo ($p = 0,0022 < 0,05$) para os pontos axiais e ($p = 0,0012 < 0,05$) para os pontos não axiais, sendo que o efeito ponto de aplicação de carga ($p = 0,0001$) obteve valores significantes apenas para os pontos não axiais; os resultados mostraram que não houve correlação entre as microdeformações e as fendas. Concluiu-se que as microdeformações são maiores para os implantes angulados de 17° e para os pontos mais distantes do parafuso de fixação das estruturas, nos pontos não axiais (3 e 5 mm), não foi encontrado correlação entre as fendas e os valores de microdeformação.

Palavras-chave: Implantes dentários. Fenômenos biomecânicos. Prótese dentária. Ajuste de prótese.

Rodrigues VA. Study of micro-strain around external hexagon implants, under the application of axial and non-axial loads in straight and angled abutments [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

The aim of this *in vitro* study was to evaluate by strain gauge analysis, the micro-strain distribution around three elements implant supported partial prosthesis with external hexagon implants on axial and non-axial loading and to evaluate possible correlations with gaps found on the metal structures. Two polyurethane blocks were made, received three implants each and divided in two groups: straight and angled 17°. To measure the micro-strain, four strain gauges were bonded on the surface of the blocks tangentially to every implant. Microunit abutments were used for all implants, and the implants with an inclination of 17°, receiving abutment to correct angulations. Plastic copings were adapted to a standard pattern and cast. The metallic structure was screwed onto the abutments using a 10 Ncm torque. A static vertical load was applied 30kgf for 10 seconds with a load application device. The data were analyzed by ANOVA and Tukey's test ($p < 0.05\%$) and related values gaps through the linear Pearson's correlation test. The results showed that the values for different implant inclinations were significant, ($p = 0.0022$) for axial points and ($p = 0.0012$) for non-axial points; whereas the point of application of load ($p = 0.0001$), obtained significant values only for non-axial points, the results showed no correlation between the micro-deformations and gaps. It was concluded that the micro-deformations are higher for the 17° angled implants and to the farthest points of the fastening screw of the structures in non-axial points (3 and 5 mm); there was no correlation found between the gaps and the values of microstrain.

Keywords: Dental implant . Biomechanical Phenomena. Dental prosthesis. Prosthesis fitting.

1 INTRODUÇÃO

A partir do conceito de osseointegração apresentado por Bränemark e colaboradores em 1969 e a apresentação dos resultados clínicos nas reabilitações de pacientes totalmente edêntulos na década de 80, relatos foram publicados apresentando resultados confiáveis em reabilitações com implantes osseointegráveis (Cox, Zarb, 1987; Adell et al., 1990). A previsibilidade do protocolo original de Bränemark incentivou o desenvolvimento de técnicas focadas nas reabilitações de pacientes parcialmente desdentados. Desse modo o crescente progresso na implantodontia está relatado em diversos estudos confirmando a confiabilidade, preferência e satisfação quanto ao método de reabilitação oral (Lekholm et al., 2006; Anibaldi et al., 2010; Krennmair et al., 2012; Martuscelli et al., 2014).

Contudo, durante o tratamento de reabilitação, o clínico pode se deparar com diversas limitações na instalação dos implantes, como a presença e localização dos seios maxilares, nervos alveolares inferiores, baixa qualidade óssea e volume ósseo reduzido (Mish, 1999).

Adicionalmente, a morfologia óssea pode determinar a posição dos implantes, muitas vezes instalados em posições não ideais, sendo necessária a utilização de componentes angulados para correção

durante a fase de reconstrução protética (Clelland et al., 1993; Sethi, Kaus, 2000; Saab et al., 2007).

O uso de pilares protéticos está descrito na literatura como opção de utilização e correção da inclinação, onde não se faz possível o posicionamento protético correto do implante (Saab et al., 2007; Akkad, Richards, 2009; Stephens et al., 2014).

O posicionamento inclinado dos implantes pode levar a uma maior tensão ao redor dos implantes, podendo assim ocorrer consequências como micro fraturas no osso ao redor do implante, afrouxamentos dos parafusos dos pilares e a fratura do corpo do implante (Watanabe et al., 2003).

A distribuição das cargas geradas ao osso suporte dos implantes pode ser influenciada pela posição dos implantes (Duyck et al., 2001; Çehreli, Iplikcioglu, 2002). O implante deve possuir contato íntimo com o osso, o que possibilitará transmissão de forças com pequena movimentação do osso e do implante, sendo esse um dos requisitos para que ocorra a osseointegração (Skalak, 1983). Forças oclusais podem resultar em complicações mecânicas dos componentes de implantes e as forças não axiais podem causar momentos de flexão, que são prejudiciais (Schwarz, 2000), sendo que as cargas axiais são melhores aceitas pelo tecido, em relação às cargas não axiais, que produzem movimentos de rotação e maiores tensões aos tecidos peri-implantares (Rangert et al., 1989).

A carga axial é mais favorável, por permitir distribuição de tensões mais uniforme ao longo eixo do implante, enquanto as cargas não axiais provocam elevadas variações nas

tensões e deformações nos implantes (Rangert et al., 1997; Sahin et al., 2002; Isidor, 2006; Campos et al., 2014). A carga excessiva na interface do implante com o osso pode ser uma das causas da perda óssea marginal (Hekimoglu, 2004; Isidor, 2006).

Outro fator apresentado na literatura que podem influenciar os valores de tensão ao redor dos implantes são os desajuste vertical entre a estrutura metálica e implante (Bacchi et al., 2013), essa desadaptação podem criar um aumento da instabilidade nas tensões estruturais e dos parafusos (Abduo et al., 2014).

A transferência de carga oclusal pode ser influenciada por fatores relacionados à precisão da interface pilar/prótese, sendo o coping um dos fatores responsáveis pela precisão, considerando que copings usinados apresentam maior precisão quando comparados aos copings plásticos (May et al., 1997; Heckmann et al., 2004). Esses autores relataram que a precisão dos copings está associada à distribuição de tensões.

Diversas técnicas são empregadas com a finalidade de analisar as distribuições biomecânicas das cargas ao redor das próteses implantossuportadas. Estudos, como a análise fotoelástica, são utilizados para este tipo de avaliação (Itoh et al., 2004; Zanatta et al., 2014), as análises bi e tri dimensional de elementos finitos também são empregadas para estudar a distribuição de cargas em carregamentos axiais e não axiais (Akça, Iplikçioğlu, 2001; Abu-Hammad et al., 2007; Hanaoka et al., 2014).

Uma possibilidade de avaliar essa distribuição de tensões em estudos *in vitro* é a utilização do poliuretano. Estudos

relatam a semelhança do módulo de elasticidade ao tecido ósseo medular (Wiskott, Belser, 1999; Myashiro, et al., 2011). Desse modo associa-se esse material à técnica de extensometria na tentativa de entender *in vitro* os comportamentos biomecânicos dos implantes.

A extensometria linear elétrica é uma proposta concreta para avaliar a distribuição de cargas estáticas ao redor de implantes (Nishioka et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2010, 2011; Vasconcelos et al., 2011, 2013). Trata-se de uma técnica de mensuração de possíveis deformações existentes nas estruturas a serem analisadas, encontrando assim, aplicações em pesquisas científicas e tecnológicas. A técnica de medição está associada a um equipamento específico sob cargas estáticas ou dinâmicas. Para coleta de dados, são utilizadas pequenas resistências elétricas (*strain gauges*), onde os valores são expressos em $\mu\epsilon$ (unidade de microdeformação), desse modo, a mínima deformação sofrida em um material, altera a resistência criada à corrente de baixa intensidade e os valores de resistência são capturados e transformados em valores de $\mu\epsilon$ (Clelland et al., 1996; Kim et al., 1999).

As próteses fixas em função mastigatória são submetidas a forças axiais e não axiais com correlação direta na incidência de tensões no implante e tecido ósseo, sendo o padrão de distribuição de tensões um fator importante relacionado ao sucesso (Duyck et al., 2001).

Na literatura, são relatados estudos frente às cargas oclusais em questão da perda óssea marginal, principalmente quando associada a cargas não axiais e implantes inclinados, questionando-se

a ocorrência ou a associação dessas cargas nessas condições. Sob a ótica da extensometria, o registro obtido deste estudo *in vitro* contribui com informações sobre o comportamento das distribuições de tensões ao redor dos implantes quando associado a pilares protéticos microunit angulado e reto. O conhecimento das microdeformações geradas ao redor dos implantes permite auxiliar na escolha dos pilares angulados, principalmente quando o planejamento cirúrgico requer uma modificação da inclinação. A discreta variação da fundição pode ser registrada pelos extensômetros, o que as outras modalidades de ensaios não conseguem reproduzir, pois tratam de situações de interpretação de um único desenho ou de um único instante. O objetivo deste estudo *in vitro* foi analisar as microdeformações geradas sob a influência da aplicação de cargas axiais e não axiais em supraestruturas metálicas sobre prótese parcial fixa de três elementos utilizando pilar microunit reto e angulado 17°, e estabelecer uma possível correlação entre as fendas das estruturas metálicas com os microunits, nos eventos de deformação que possam ocorrer no tecido ósseo peri-implantar.

2 REVISÃO DE LITERATURA

De acordo com a abordagem do presente estudo, esta revisão não tem a pretensão de esgotar o assunto, e sim revisar os mais relevantes estudos utilizados para avaliar a biomecânica das próteses sobre implante, distribuição de tensões ao redor de implantes e comportamento dos tecidos peri-implantares. A elaboração desta revisão de literatura se apresenta nos seguintes tópicos:

- a) Fisiologia óssea e oclusão;
- b) Utilização da extensometria na avaliação da distribuição das tensões, sob diferentes cargas e inclinações dos implantes;
- c) Estudos complementares na avaliação da distribuição das tensões ao redor dos implantes.

2.1 Fisiologia óssea e oclusão

Um estudo apresentado por Frost em 1994 revisou a lei de Wolff e o comportamento das estruturas ósseas frente a estímulos. O estímulo mecânico quando se apresenta de forma normal resulta em uma conservação do tecido ósseo, onde valores de deformação abaixo de 50 $\mu\epsilon$, são valores considerados baixos e podem levar ao aparecimento dos efeitos do desuso que levam a reabsorção, quando os valores se apresentam em uma faixa maior que 50 $\mu\epsilon$, o processo de reabsorção é cessado e a estrutura mantida estável, essa condição se dá com os valores entre 50 e 150 $\mu\epsilon$. Valores acima de 1500 $\mu\epsilon$ tendem a ativar a remodelação óssea lamelar, levando a uma reformulação e reforço. Já valores acima de 3000 $\mu\epsilon$ levam a uma desorganização da remodelação, que causam microdanos irreversíveis à estrutura. Os maiores danos como fratura se dão em valores de deformação acima de 25000 $\mu\epsilon$.

Kan et al. (2014) Estudaram o padrão peri-implantar de tensão óssea sob carga oclusal, através de comparações com os limiares de tensões críticas definido por Frost (1987), na teoria mecanostática. Dois cães foram utilizados para o estudo, foram instalados quatro implantes de 8 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro. Um dispositivo de detecção de força de mordida foi utilizado para quantificar a carga oclusal *in vivo*. Após 8 semanas, os cães foram sacrificados e novas cargas foram aplicadas *in vitro*. Uma carga

oclusal de 478 N foi aplicada com intervalo de 70 N para simular a média *in vivo* da carga oclusal. A cada intervalo de carga, o conjunto de dados de deformação óssea foram registrados em valores de microdeformação (strain x 10⁻⁶). A carga média oclusal *in vivo* encontrada foi de 434 N com desvio padrão de 136 N, sendo o pico de carga oclusal registrado de 795 N. Os autores concluíram que para as microdeformações do osso atingirem o limiar de sobrecarga patológica definida pela mecanostática Frost (3000 µε), uma carga de 1344 N oclusal é necessária .

Mericske-Stern et al. (1995) avaliaram em seu estudo a força máxima de oclusão e a sensibilidade tátil bucal. Para o estudo, foram selecionados pacientes parcialmente desdentados com implantes ITI ou coroas individuais presentes, esses pacientes integraram o grupo 1; Pacientes totalmente dentados que possuíam dentes naturais saudáveis integraram o grupo 2. A força máxima de oclusão pôde ser medida através do uso de um minitransdutor de força. O grupo teste foi composto por pares antagonistas compostos por dente/implante, o grupo controle dente / dente antagonista. Para o teste de sensibilidade tátil bucal, utilizou chapas de aço com espessuras de 100 para 10 mm para detectar a sensibilidade tátil ativa, para sensibilidade tátil passiva foi utilizado um dinamômetro. Foram observados para a avaliação de força máxima em dentes naturais os seguintes resultados, média de 450 N para região de segundo pré-molar e 300 N para região de primeiro pré-molar e molar, os valores médios de força oclusal para as mesmas regiões em pacientes reabilitados com prótese fixa sobre implante foram nitidamente

menores, cerca de 200 N para o primeiro pré-molar e molar e 300 N para o segundo pré-molar, sendo que para ambos os casos, os maiores valores foram encontrados na região do segundo pré-molar. O limiar de detecção de pressão mínima foi mais elevado nos implantes, em relação aos dentes naturais. A média do número de erros de avaliação quando feito o teste com folhas de aço foi 3.2 para pares antagonistas dente/implante e 2.6 para dentes naturais. Concluindo que os padrões de função oral dependem do estado da dentição, em aspectos psicológicos, o tipo de prótese e secundário na presença de implante.

Wiskott e Belser (1999) discutiram a interação das forças com a manutenção da estrutura óssea. Ao aplicar uma força ao osso chamamos essa força de (tensão), a resposta do tecido é dada através de uma deformação conhecida como *strain*, essa deformação ocorre em todo o arranjo estrutural. Essa força pode ser quantificada por meio das alterações geométricas da estrutura. A tensão é definida como a força dividida pela unidade de área, dada em MPa, enquanto que a deformação resultante o *strain* (ϵ) 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 $10^6 \mu\epsilon$ seria igual à deformação teórica de 100 %. Assim, 1000 $\mu\epsilon$ em compressão é igual ao encurtamento de 0,1 %, ou seja, 99,9 % do comprimento original e 20000 $\mu\epsilon$ em tensão é igual ao estiramento de 2 %, ou seja, estiramento de 100 a 102 % do comprimento original. Uma regra de conversão geral é a equação que relata a tensão e a deformação ($\epsilon = \sigma/E$), ou seja, a resultante de

deformação (ϵ) é igual a força aplicada (σ) dividida pelo módulo de elasticidade do material (E). Evidências clínicas e experimentais indicam que a fração p (diferença entre o volume de osso que é depositado e reabsorvido) é a função dos níveis de deformação que atuam no osso, sendo dividida em cinco faixas:

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

Os estímulos biomecânicos adequados ativam os osteoblastos durante a fase de remodelação óssea.

Hekimoglu et al. (2004), analisaram em um estudo *in vitro* o comportamento das distribuições de tensão ao redor de implantes quando uma prótese é submetida à tensão por dente antagonista natural ou implante. Um modelo foi criado em resina e articulado com dentes posicionados em máxima intercuspidação, para formar os grupos a oclusão foi criada entre um dente molar natural e um implante de um lado, e dois dentes sobre o implante no outro lado. Extensômetros lineares foram colados em três pontos diferentes, mesial, médio e distal contornando toda a cervical do dente natural e sobre o implante. Para a análise com cargas estáticas, utilizou-se uma força axial de 75 N e 100 N e para análise com cargas dinâmicas

utilizou-se uma força lateral de 75 N e 100 N, utilizando-se um sistema de aquisição de dados na taxa de amostragem de 1000 Hz. Os autores concluíram dentro da limitação do seu estudo que sob carga axial estática e dinâmica lateral, os valores de tensão foram maiores quando o dente antagonista era composto por implante.

Isidor (1996) avaliou em seu estudo *in vitro* a influência da sobrecarga oclusal ou acúmulo de biofilme ao redor de implantes dentais. No seu estudo, foram inseridos implantes em quatro macacos, os implantes foram instalados em região posterior e anterior de mandíbula, após o período de seis meses de osseointegração foi instalado em um lado uma prótese parcial fixa em supraoclusão e no lado oposto foram instalados apenas pilares protéticos sem contato de oclusão, porém nesses implantes um fio de algodão foi inserido na região peri-implantar a fim de promover um maior acúmulo de biofilme. Após um período de 18 meses, observou-se que a maioria dos implantes submetidos à sobrecarga oclusal sofreu perda da osseointegração, diferente do grupo submetido ao acúmulo do biofilme que não houve perda de implante. Concluiu-se que a sobrecarga oclusal pode ser o maior fator da perda de implantes e que o acúmulo de placa resulta na perda apenas em altura na região do osso marginal.

2.2 Utilização da extensometria na avaliação da distribuição das tensões, sob diferentes cargas e inclinações dos implantes

Glantz et al. (1993) compararam em seu estudo as microdeformações funcionais em uma prótese parcial fixa sobre implante em situação *in vivo* e *in vitro*, após diversas análises, os autores concluíram que as situações de carregamento *in vivo* apresentaram uma alta taxa de flexão dos implantes quando comparado ao estudo *in vitro*.

Watanabe et al. (2000) avaliaram as tensões produzidas ao redor de implantes, comparando quatro métodos diferentes de confecção de infraestrutura metálica de três elementos para prótese fixa sobre implante. Em seu estudo, as infraestruturas foram confeccionadas da seguinte forma: apenas fundida; peça fundida/cortada e soldada; apenas soldada e ajuste passivo. Também comparou em seu estudo, a influência da sequência das ordens de instalação dos parafusos de fixação das estruturas metálicas e, concluíram que: a magnitude das microdeformações ao redor dos implantes com próteses parciais fixas realizadas na forma de ajuste passivo foi significativamente menor em relação as três técnicas; e a ordem de aperto dos parafusos afetou a magnitude das microdeformações quando as estruturas foram confeccionadas pelo método da solda, mas não afetou quando as estruturas foram confeccionadas pelo método do ajuste passivo.

Çehreli et al. (2002) em seu estudo *in vitro*, compararam a distribuição de tensões ao redor dos implantes quando

aplicadas cargas axiais e não axiais. Para esse estudo, foram utilizados implantes de hexágono interno com medida de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento, sobre os implantes foram instalados pilares protéticos e confeccionadas infraestruturas metálicas de próteses parciais fixas de três elementos, as quais foram fixadas através da técnica de cimentação. Os autores concluem que os pontos não axiais transferem um maior valor de microdeformação ao redor dos implantes quando comparado aos pontos axiais, e essa força de tensão ao redor dos implantes podem induzir à perda óssea em torno do colo do implante.

Akça et al. (2009) avaliaram através da extensometria as deformações ao redor dos implantes em dois diferentes desenhos de prótese: parafusadas e cimentadas, confeccionadas através da moldagem com moldeiras abertas e moldeiras fechadas. Os autores instalaram dois implantes 4,1 mm x 10 mm bilateralmente nas fíbulas de seis cadáveres frescos. Para o estudo, os implantes foram divididos em três grupos: Grupo 1: moldagem fechada e prótese do tipo parafusada. Grupo 2: moldeira fechada e prótese cimentada. Grupo 3: moldeira aberta prótese cimentada. Foi aplicada sobre as estruturas, uma carga estática de 150 N na região central do pântico. Concluíram que as microdeformações geradas ao redor de próteses de três elementos parafusadas e cimentadas são semelhantes, independentemente da técnica de moldagem utilizada, indicando a sua utilização clínica.

Nishioka et al. (2009) compararam em seu estudo o comportamento das tensões ao redor de implantes de hexágono

interno e externo, após o apertamento dos parafusos, quando instalados em posição linear e offset. Para simular uma situação *in vitro*, foram instalados implantes com medidas de 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento em um bloco de poliuretano com dimensões de 70 x 40 x 30 mm. Sobre os implantes foram instalados pilares do tipo microunit com torque de 20 Ncm e sobre os pilares foram parafusado as estruturas metálicas de três elementos que previamente foram fundidas em liga de cobalto- cromo. As estruturas foram parafusadas com torque de 10 Ncm. Esse procedimento se repeliu com todas as infraestruturas, sendo dez por grupo e, os resultados analisados. Os autores concluíram que a utilização do implante de hexágono interno não reduziu os valores de tensão ao redor dos implantes e que a instalação dos implantes em offset não apresentou nenhuma evidência na redução das microdeformações.

Nishioka et al. (2010), também avaliaram as deformações ocorridas durante o apertamento de três parafusos de retenção de uma estrutura metálica fundida variando o tipo de munhão (plástico ou plástico com base metálica) e a conexão protética. Para o estudo, os grupos foram divididos em G1: implante hexágono externo/coifa usinada; G2: hexágono externo/coifa plástica; G3 hexágono interno/ coifa usinada; G4: hexágono interno/coifa plastica. Parafusos oclusais das estruturas foram apertados aos pilares microunit retos com 10 Ncm de torque utilizando-se um 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). Os autores concluíram que o tipo de coifa não alterou as microdeformações geradas ao redor dos implantes e que as variações dos tipos de conexões não apresentaram diferença.

Bavbek et al. (2011) compararam em seu estudo o efeitos da inclinação mesio- distal e desenho do pilar protético em próteses fixas com união dente/implante. Em um bloco de poliuretano, foi fixado 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. As estruturas foram confeccionadas sobre diferentes pilares, sendo um pilar reto e um pilar angulado para correção da inclinação do implante em 17° . Durante o apertamento do parafuso de fixação das estruturas os valores de tensão foram armazenados e em seguida aplicou-se uma carga de 150 N sobre os pânticos em diferentes configurações. Os autores puderam concluir que os maiores valores de microdeformação foram encontrados quando realizado o aperto e a aplicação de cargas em implantes com angulação de 17° .

Abreu et al. (2012) avaliaram através da extensometria a influência da aplicação de cargas axiais e não axiais ao redor de implantes, verificando as hipóteses de que os implantes quando instalados em configuração offset apresentarão valores menores de tensão, quando comparados com implantes instalados em linha. Implantes com conexão cone Morse foram instalados em dois blocos de poliuretano, sendo três em configuração linear e três em configuração offset. Os implantes receberam pilares microunit com

torque de 20 Ncm. Para cada bloco foram confeccionadas dez estruturas metálicas em liga de cobalto-cromo, as quais foram parafusadas sobre os pilares com torque de 10 Ncm. Os carregamentos axiais e não axiais foram realizados através de um dispositivo de aplicação de carga (DAC), com uma carga de 30 Kgf por 10 sem cada ponto. Os pontos eram localizados no centro do parafuso de fixação (axial) e equidistantes em 1 e 2 mm do centro do parafuso (não axial). Os autores concluíram que o posicionamento offset foi capaz de reduzir as microdeformações ao redor dos implantes quando aplicadas cargas axiais e não axiais a 1 mm, para as cargas axiais a 2 mm, não há diferença no posicionamento.

Seguindo a linha de estudo para avaliação de cargas axiais e não axiais em prótese sobre implante, Vasconcelos et al. (2013a) avaliaram a influência das cargas em estruturas metálicas de próteses parciais fixas de três elementos suportadas por três implantes dispostos em configuração linear e offset. Implantes com conexão do tipo hexágono interno foram instalados em dois blocos de poliuretano, sendo três em configuração linear e três em configuração offset. Os implantes receberam pilares microunit com torque de 20 Ncm. Então foram posicionadas estruturas metálicas sobre os pilares, usando uma chave específica de torque. Os parafusos foram fixados com um torque de 10 Ncm. A sequência de aperto iniciou-se pelo parafuso central seguido dos parafusos mesial e distal. Os pontos de aplicação de cargas estavam divididos em cinco pontos, sendo três axiais (A, B, C) localizados no centro do parafuso de fixação e dois não axiais (D, E), localizados distalmente do centro do parafuso do ponto C a uma

distância de 6 e 8 mm. A aplicação de carga foi realizada com o auxílio de um dispositivo de aplicação de carga (DAC), com uma carga de 30 Kgf. Concluíram que a configuração offset dos implantes não reduziu os valores de microdeformação ao redor dos implantes, e os pontos de aplicação influenciaram nos valores de microdeformação, sendo gerado no ponto não axial E (8 mm) os maiores valores de microdeformação.

Vasconcellos et al. (2013b), em outro estudo, avaliaram as microdeformações ao redor de implantes de hexágono externo e interno, sobre carga axial, quando utilizou-se diferentes coifas sobre os microunits para confecção das estruturas metálicas, coifas pré fabricadas em cobalto-cromo e coifa plásticas. Nesse estudo os autores concluíram que as conexões do tipo hexágono interno provocaram maiores valores de microdeformação ao redor dos implantes, o tipo de coifa e o local de aplicação das cargas não interferiram nos valores de tensão.

Lee et al. (2013) avaliaram o comportamento das microdeformações ao redor de implantes, comparando dois tipos de fixação da prótese: cimentada e parafusada. A hipótese foi verificar se os ajustes internos realizados nas estruturas metálicas cimentadas influenciariam a distribuição de tensão ao redor dos implantes. E concluíram que os valores de microdeformação encontrados ao redor dos implantes em uma prótese fixa cimentada não são menores quando comparados a uma prótese fixa parafusada, dessa forma os ajustes internos de uma estrutura cimentada, são de grande importância para se conseguir um assentamento passivo.

Pesqueira et al. (2014) realizaram uma revisão de literatura com objetivo de discutir os métodos utilizados para realização das análises de tensões na interface implante/osso em reabilitações implantossuportadas. Após a revisão, os autores concluíram que métodos como fotoelasticidade e análise por elementos finitos são bons métodos de análises, e destacou como grande vantagem da utilização da extensometria a possibilidade de utilização *in vivo e in vitro*, podendo ser aplicada em conjunto com as duas outras técnicas citadas, sendo assim, finaliza sua conclusão afirmando que estas metodologias podem ser amplamente aplicadas em odontologia, principalmente no campo da pesquisa prevendo algumas desvantagens e racionalizando o tempo clínico.

2.3 Estudos complementares na avaliação da distribuição das tensões ao redor dos implantes

Lan et al. (2008), através da análise por elementos finitos, estudaram as tensões de compressão ao redor de implantes quando instalados em diferentes angulações e submetidos a cargas verticais e horizontais. Oito modelos foram criados simulando uma estrutura de prótese fixa de dois elementos, unida, em diferentes posições de inclinação. Foi simulando a aplicação de uma carga de 400 N em carregamentos verticais e horizontais. Os autores puderam observar que nem todas as configurações de inclinação levam a

concentrações de tensões e que a configuração com implantes convergentes para oclusal em 15° permitiu melhor resposta.

Begg et al. (2009) através da fotoelasticidade, realizaram uma descrição qualitativa do comportamento das tensões geradas ao redor de implantes inclinados utilizando o conceito all-on-four de instalação. Quatro modelos foram criados utilizando-se resinas acrílicas fotoelásticas, com quatro implantes posicionados utilizando a técnica all-on-four, variando a inclinação distal em cada grupo em um ângulo de 0, 15, 30 e 45°. Após a instalação de uma estrutura metálica parafusada sobre os implantes, foram aplicadas cargas gradativas de 5, 10 e 15 kg. A análise fotoelástica foi realizada utilizando-se um polariscópio circular e os padrões de franja produzidos na resina fotoelástica para cada implante e tipo de carga foram fotografados com uma câmera digital. Os autores concluíram que as regiões periimplantar ao redor dos implantes instalados com inclinação de 45° estão mais susceptíveis a uma sobrecarga oclusal em relação a implantes com menores inclinações.

Cruz et al. (2009) realizaram uma análise tridimensional de elementos finitos para avaliar e comparar a distribuição de tensões ao redor de dois métodos de instalação de implantes, em linha e uma configuração offset intra-óssea. Os implantes receberam uma simulação de uma prótese metalocerâmica simulando a anatomia de um pré-molar. Uma mesma carga foi simulada para ambos os casos, 100 N para carga axial e 20 N para carga horizontal. Todas as simulações foram aplicadas no centro da coroa. Após as análises, os autores concluíram que a técnica de

inclinação dos implantes não induziram uma diferença nas tensões geradas ao redor dos implantes quando comparado aos implantes em linha.

Pellizzer et al. (2010) avaliaram a distribuição de tensões ao redor de implantes utilizando dois métodos de fixação de próteses fixas sobre implantes (cimentada e parafusada), por meio da análise de fotoelasticidade. Para o estudo foram confeccionados dois blocos em uma resina fotoelástica, sendo um modelo para prótese cimentada e outro para prótese parafusada. Em cada bloco, estavam inseridos dois implantes e sobre os implantes foi instalado uma barra metálica fundida em níquel-cromo, simulando uma situação de primeiro pré- molar, primeiro e segundo molar. Através de uma máquina de ensaio universal foi aplicado uma carga de 100 N de forma axial e oblíqua em 45°. Concluiu-se que houve uma melhor distribuição das tensões nas próteses cimentadas. As cargas oblíquas causaram um aumento de concentração das tensões em todos os modelos.

Em outro estudo realizado por Pellizzer et al. (2011) também através da análise fotoelástica, avaliaram a distribuição das tensões ao redor dos implantes retos e angulados em prótese fixas cimentadas e parafusadas. O estudo comparou diferentes inclinações em 0, 17, 30 e 45° sob uma carga de 100 N. Os autores concluíram que quanto maior a angulação do implante, maior será a tensão gerada ao redor. As próteses parafusadas exibiram maior valor de concentração de tensão e as cargas oblíquas geraram maior valores de tensão, quando comparada com as cargas axiais.

Abreu et al. (2010) avaliaram através do método de elementos finitos a transmissão de tensão para o osso, comparando estruturas metálicas fundidas com quatro diferentes ligas e a influencia da fenda na transmissão da força. Para o estudo foram utilizados ligas de ouro, prata paladium, cobalto cromo e titanio comercialmente puro, para a avaliação das fendas foi simulado uma fenda de 100 μm . Mesmo com as limitações do estudo os autores concluíram que os diferentes materiais e a presença da fenda não influenciaram a distribuição de tenção.

Torres et al. (2011), apresentaram em seu estudo a utilização do método fotoelastico para avaliar a transmissão de tenção das estruturas para o implante, comparando diferentes materiais metálicos e a presença de fendas. No presente estudo eles compararam liga de cobalto cromo, niquel cromo titanio e titanio, após um torque de 10 n/cm, os valores de fenda variaram em média de $22,40 \pm 9,05$ encontrado na liga de titanio, até $66,41 \pm 35,47$ encontrado na liga de cobalto cromo. Os autores concluíram que as tensões e as areas de desajustes não apresentaram correlação com os materiais estudados.

Martini et al. (2012), por meio da análise por elementos finitos, mensuraram a distribuição de tensões ao redor do osso peri-implantar quando fixações são colocadas na região anterior da maxila utilizando-se dois diferentes pilares com diferentes angulações e duas condições diferentes de carga. Quatro modelos matemáticos foram criados, sendo dois modelos com inclinação de 15° e dois modelos com pilares retos, submetidos à carga de 100 N axial e oblíquo a 45° . Os autores 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; o carregamento oblíquo foi responsável pelos maiores valores.

Hanaoka et al. (2014) analisaram, através dos elementos finitos, a distribuição de tensões na região cortical e osso trabecular, comparando implantes com sistemas de hexágono interno e cone Morse. O estudo simulou uma situação de instalação dos implantes no osso maxilar, representando em 3D a tábua óssea vestibular e lingual. Carregamentos axiais de 100 N e não axiais de 50 N foram aplicados simulando uma carga oclusal. Após a análise dos resultados, conclui-se que ambos os tipos de implantes apresentaram uma distribuição de tensão semelhante em osso cortical e trabecular dentro do limite fisiológico, aumentando quando a carga oblíqua foi aplicada. O implante cone Morse por se apresentar mais submerso no osso cortical favoreceu a diminuição no valor de tensão na região superficial.

Zanatta et al. (2014), através da fotoelasticidade, analisaram a distribuição de tensão ao osso, utilizando quatro tipos de conexões internas. Foram estudadas conexões cônica, triangular, hexágono interno e cone Morse. Após a inclusão dos modelos em resina fotoelástica, foram aplicadas cargas estáticas de 100, 150 e 200 N. Concluíram que o tipo de conexão influenciou a dissipação das tensões, sendo que o implante do tipo conexão cônica apresentou o melhor resultado.

3 PROPOSIÇÃO

Os registros obtidos deste estudo visam fornecer informações sobre o comportamento das microdeformações ($\mu\epsilon$) ao redor dos implantes de hexágono externo sobreposto por componentes microunit em uma situação de prótese parcial fixa de três elementos, no qual os implantes encontram-se instalados, em posições retos 0° e angulados em 17° , em relação ao solo, e submetidas a cargas estáticas axiais e não axiais. As seguintes hipóteses foram formuladas:

- a) A posição inclinada dos implantes em 17° , não aumentará os valores de microdeformações ao redor dos implantes;
- b) Os diferentes pontos de aplicação de cargas axiais (A,B,C), não apresentam diferença na magnitude das microdeformação ao redor dos implantes;
- c) A distância entre os pontos de aplicação de carga não axiais 3 e 5mm, não produzem diferença na magnitude das microdeformações ao redor dos implantes;
- d) Os desajustes verticais das estruturas metálicas influenciaram os valores de microdeformação.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a execução do trabalho foram utilizados os seguintes materiais:

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

MATERIAIS	FABRICANTE
Poliuretano	Poliuretano F16 Axson, Cercy – França
Implante hexágono externo. Pilares Microunit. Coifas plásticas.	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX , São José dos Campos – Brasil
Resina Acrílica Incolor JET	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Revestimento	Bellavest SH Bego, Bremen – Alemanha
Liga Ni-Cr	Wironia light , Bremen – Alemanha
Extensômetros e terminais	Excel Sensor, São Paulo – Brasil
Adesivo a base de cianoacrilato	Super Bonder Loctite, 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 20:1
Disco de corte n° 23	Schelble abrasivo piranha, Brasil.
Pontas diamantadas PM 720	KG Sorensen, Brasil
Jato de óxido de alumínio	Asfer industria quimica LTDA, Brasil
Marteleto pneumático	VH Equipamentos Essence Dental, Brasil
Forno elétrico para prótese	Millenium Digital VRC, Brasil
Centrifuga para cromo e ouro	Universal OGB, Brasil

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) (Wiskott, Belser, 1999) 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 e 2).

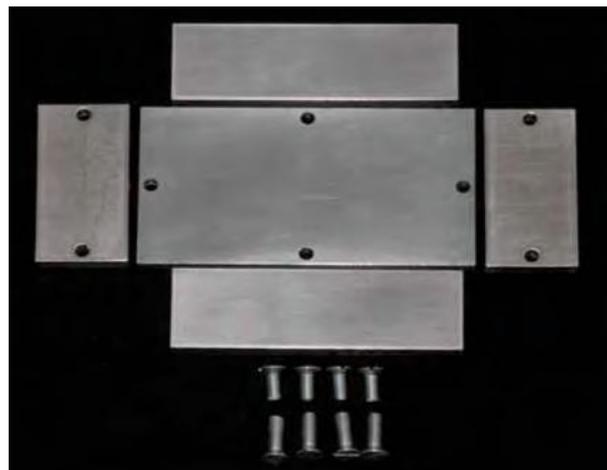


Figura 1 - Matriz para confecção do bloco de poliuretano desmontada, sendo mostradas as cinco partes que compõe a matriz e os respectivos parafusos de fixação.



Figura 2 - Matriz para confecção do bloco de poliuretano montada.

A resina de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França), que constituiu os 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 apenas um conjunto de fresas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – 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 3).



Figura 3 - Ponta de lança e as fresas helicoidais utilizadas nas perfurações: 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. Guias 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 inclinação. Em cada extremidade horizontal existe uma perfuração transversal,

que possui como objetivo a fixação do conjunto ao bloco de poliuretano (Figuras 4 e 5).

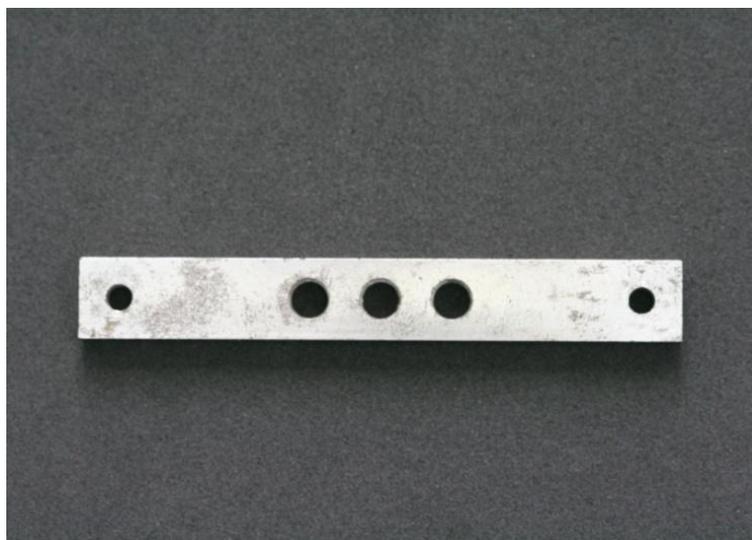


Figura 4- Matriz para padronização das perfurações perpendiculares com os adaptadores posicionados.



Figura 5 - Guias para padronização das perfurações posicionados sobre a matriz metálica.

Um segundo dispositivo angulado 17° em relação ao solo, foi usinado em aço inoxidável, respeitando as dimensões do primeiro guia, com a finalidade de ser inserido sob o guia anterior e permitir a angulação de 17° de todo o conjunto para posteriormente serem realizadas as perfurações (Figuras 6 e 7).

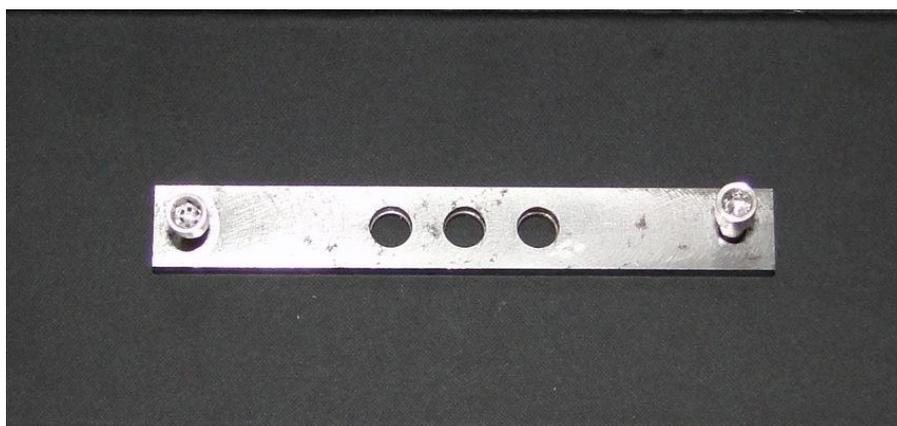


Figura 6 - Matriz angulada.



Figura 7- Matriz angulada em posição.

As perfurações foram realizadas com velocidade média de 1800 rotações por min (Figura 8). A inserção das fixações foi realizada em 14 rotações por min. O torque foi ajustado em 40 Ncm e, a finalização da instalação do implante foi realizada manualmente utilizando-se de catraca cirúrgica.

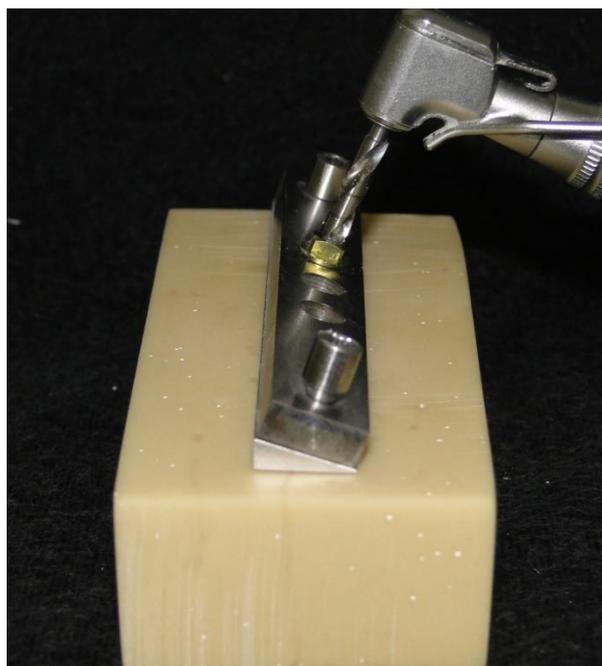


Figura 8 - Realização das perfurações.

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). O bloco 1 recebeu três 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 três implantes em configuração linear, paralelos entre si e perpendiculares à superfície (Figura 9).

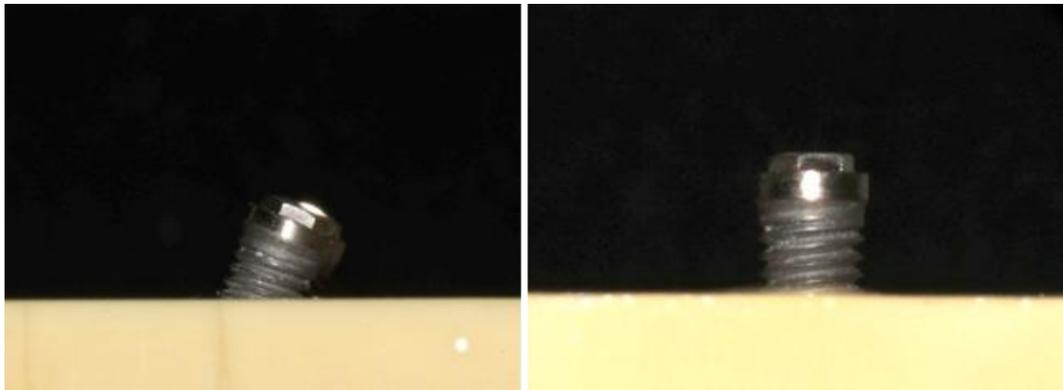


Figura 9 - Instalações parciais dos implantes nos blocos 1 e 2.

Sobre a plataforma de assentamento de cada implante, foram posicionados os seguintes pilares protéticos Microunit (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil): bloco 1, pilares Microunit angulados em 17°; bloco 2, pilares retos (Figuras 10 e 11).



Figura 10 - Pilares protéticos retos e angulados.



Figura 11 - Pilares protéticos angulados em 17°.

Os pilares protéticos, foram instalados com torque de 20 Ncm com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil).

Sobre os pilares protéticos foram parafusadas manualmente coifas plásticas (Figura 12) (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil).



Figura 12 - Coifa instalada sobre o pilar protético angulado em 17°.

4.2 Obtenção do padrão da estrutura em 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, três cilindros equidistantes a 3 mm. Cada cilindro possui 4 mm de altura x 4 mm de diâmetro. Três milímetros a partir da convexidade dos cilindros laterais, existem três marcações verticais bilaterais em baixo relevo. Margeando os cilindros, existem 5 marcações horizontais bilaterais. A distância entre cada marcação é de 1 mm. Existem quatro perfurações bilaterais e diametralmente localizadas que permitiram rosquear parafusos específicos para promover uma união com os demais componentes da matriz (Figura 13).

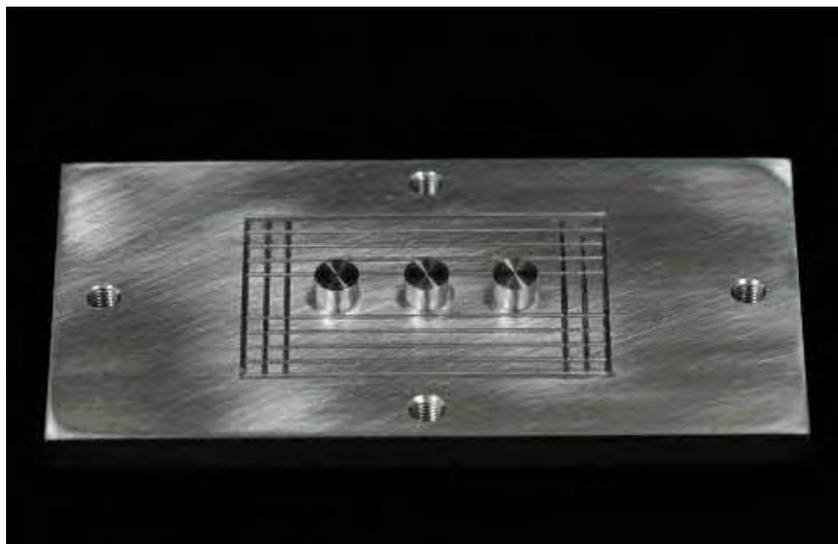


Figura 13 - Componente 1 da matriz utilizada para obtenção dos padrões em resina .

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 (Figura 14).



Figura 14 - 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 auto polimerizável 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.

As estruturas obtidas em resina acrílica auto polimerizável foram posicionadas nas coifas plásticas respeitando a 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 autopolimerizável 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., USA) da coifa anterior (Figura 16).

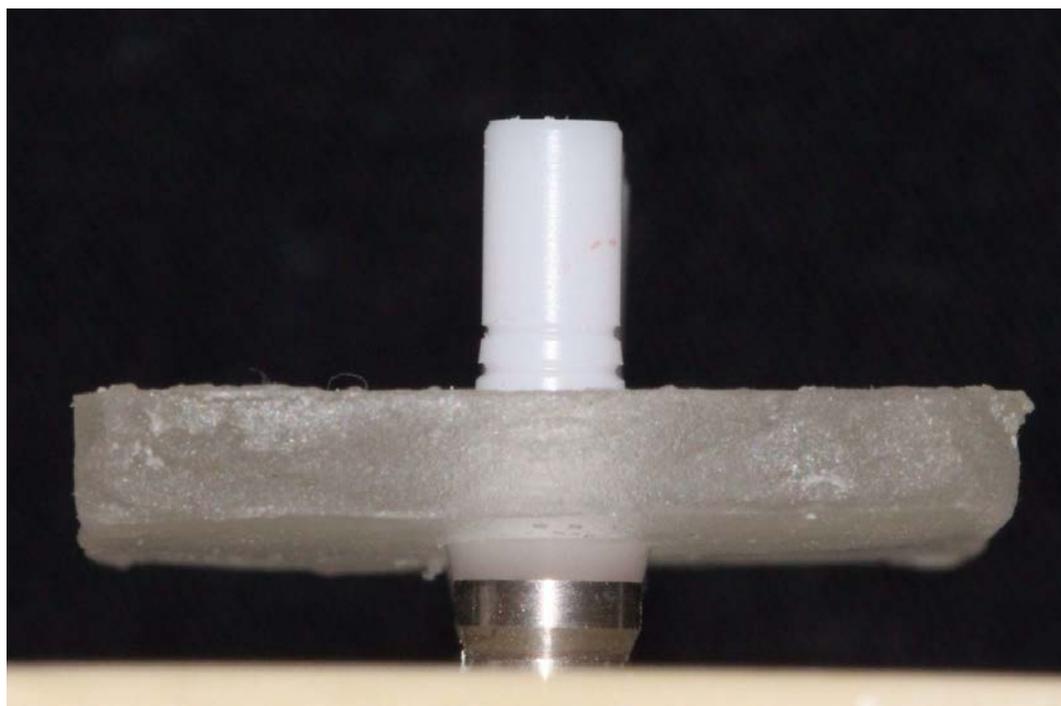


Figura 15 - Estrutura em resina acrílica posicionada nas coifas plásticas.

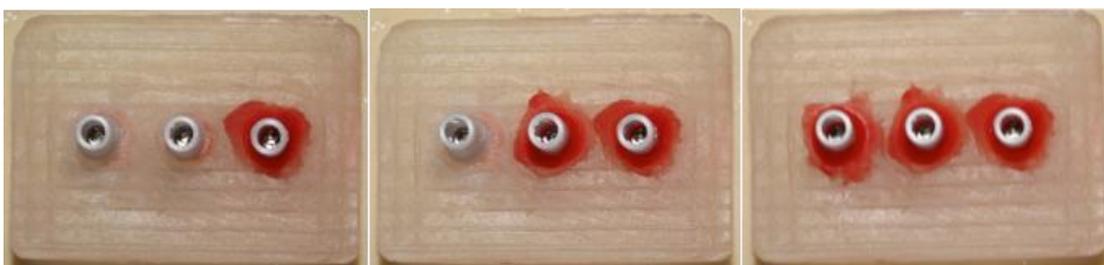


Figura 16 - União sequencial entre estrutura e as coifas plásticas.

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 90 g. Foi utilizado jato de ar comprimido para a secagem do conjunto. O revestimento (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha) na proporção de 22,5 mL / 90 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 min, 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 3000, EDG-Brasil) para aquecimento, seguido da volatilização da resina e do plástico. O aquecimento foi realizado em três diferentes patamares de temperatura, 45 min em 250 °C seguido do aumento para 580 °C onde permaneceu por 45 min e após, permaneceu 1 h em 900 °C. A fundição foi realizada com a liga de níquel-cromo (Wirobond Light Bego, Bremen - Alemanha), para cada anel foram utilizados 18,7 g (3 botões) com auxílio da mistura gás acetileno e oxigênio a injeção do metal ocorreu por intermédio de uma centrífuga convencional (Figura 17). O resfriamento dos blocos das fundições ocorreu sobre a mesa de

trabalho até atingir a temperatura ambiente.

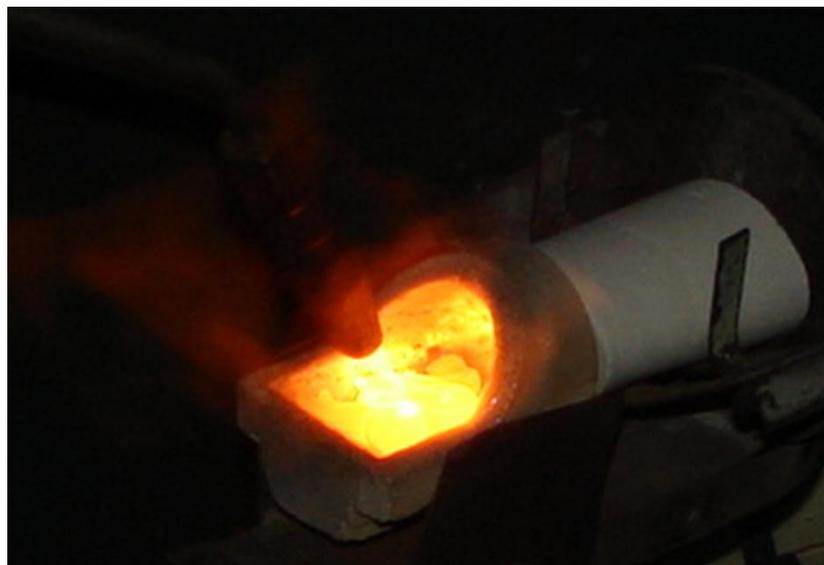


Figura 17 - Realização da fundição em centrífuga convencional.

4.3.1 Acabamento da estrutura metálica

Após o resfriamento, os canais de alimentação foram removidos com auxílio de discos de carborundum, com espessura de 0,5 mm (Dentorium – Nova Iorque, EUA). O revestimento foi removido parcialmente com martelo pneumático. A usinagem foi realizada com brocas diamantadas e o acabamento final foi realizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 μm (Easyblast – Bego – Bremen, Alemanha) (Figura 18). As estruturas foram

adaptadas, individualmente, no bloco de poliuretano, onde se aferiu a estabilidade do conjunto, em realização do aperto dos parafusos.

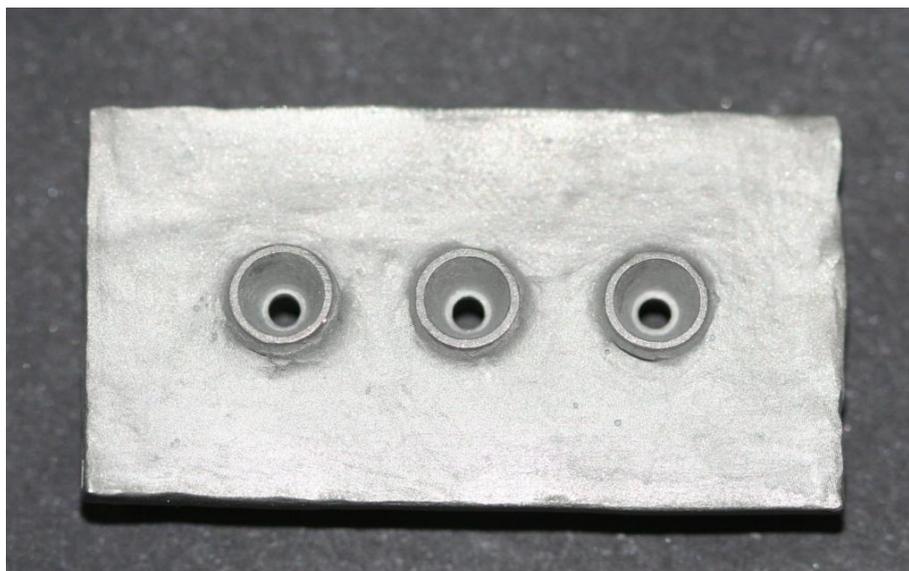


Figura 18 – Estrutura metálica fundida.

4.3.2 Análise das fendas em estéreo microscópio

Os vinte corpos de prova foram submetidos a uma análise em estereomicroscópio (Discovery V20, Zeiss, Alemanha) com uma magnificação de 100x , as fendas foram mensuradas em seis diferentes pontos em cada pilar, três pontos por vestibular e três

pontos por lingual, as medições foram realizadas por um mesmo examinador onde padronizou-se os pontos entre distal, médio e mesial, a escala de medida utilizada foi em micrometros, como pode ser visto na figura 19.

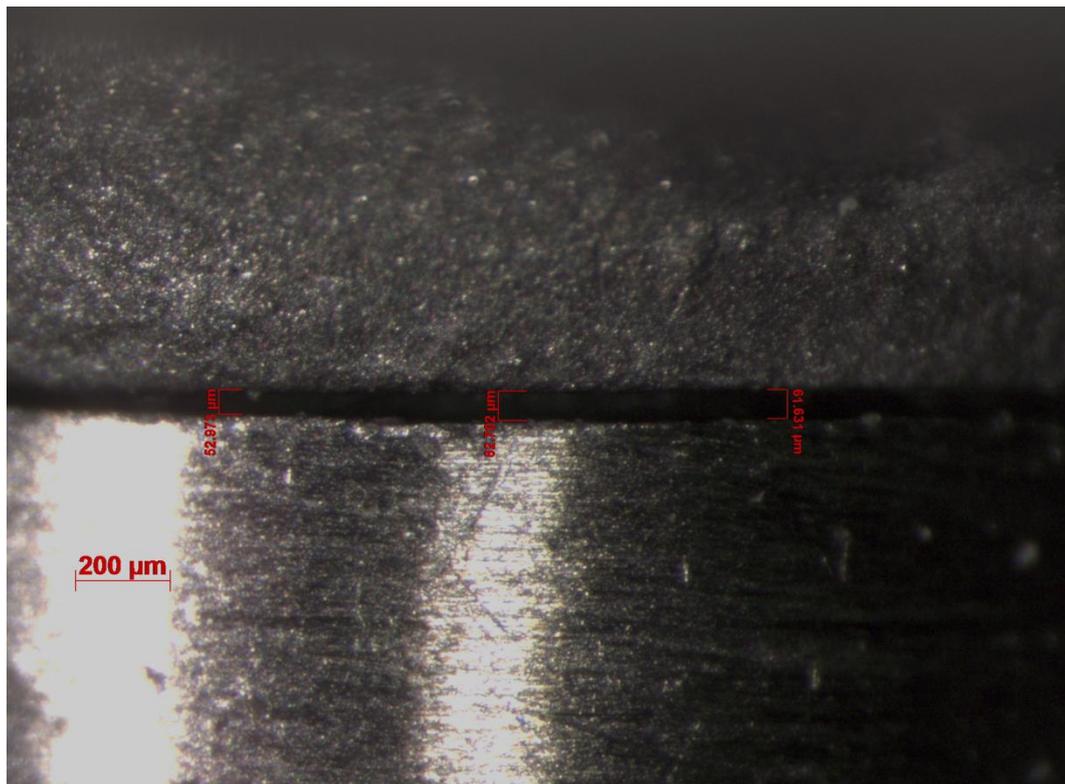


Figura 19 - Avaliação e mensuração das fendas em estéreomicroscópio.

4.4 Colagem dos extensômetros

As superfícies dos blocos foram cuidadosamente limpas com álcool isopropílico e quatro extensômetros lineares

elétricos (Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd –Tóquio– Japão) 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 20):

- extensômetro 1: esquerda do implante 1
- extensômetro 2: esquerda do implante 2
- extensômetro 3: direita do implante 2
- extensômetro 4: direita do implante 3

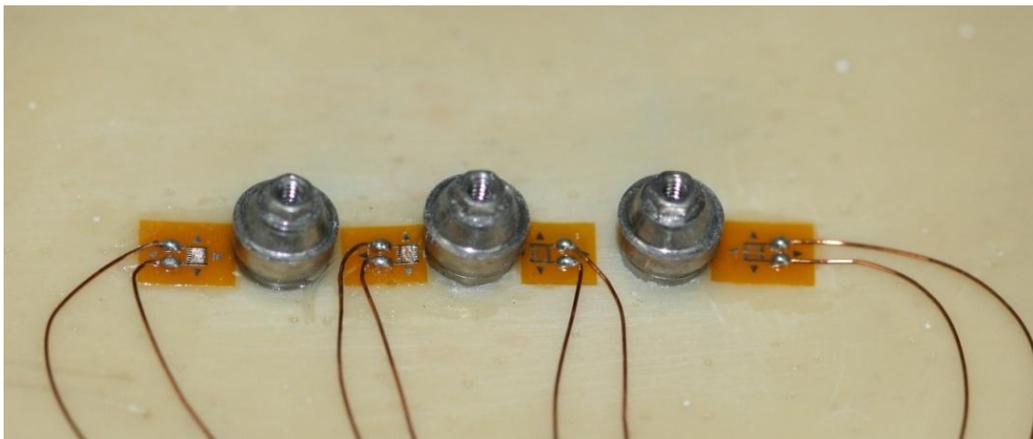


Figura 20 - Vista superior dos implantes instalados com microunits retos, evidenciando os extensômetros instalados.

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, FAPESP proc: 07/53293-4). A gravação de dados foi realizada utilizando-se do software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB 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:

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

4.5 Aplicação de cargas

Utilizou-se uma ponta arredondada de 2 mm de diâmetro do dispositivo de aplicação de carga DAC (Nishioka et al.,

2010) (Figura 23), que permitiu três carregamentos verticais estáticos constantes de 30 kg (Mericske-Stern et al, 1995) durante 10 s sobre os pontos não axiais A', A'', B', B'', C' e C'' e axiais A, B, C da estrutura metálica fundida (Figuras 21, 22).

Ponto A': distância de 3 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1.

Ponto A'': distância de 5 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1.

Ponto B': distância de 3mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2.

Ponto B'': distância de 5 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2.

Ponto C': distância de 3 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

Ponto C'': distância de 5 mm do centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

Ponto A: centro do parafuso de retenção da prótese no implante 1.

Ponto B: centro do parafuso de retenção da prótese no implante 2.

Ponto C: centro do parafuso de retenção da prótese no implante 3.

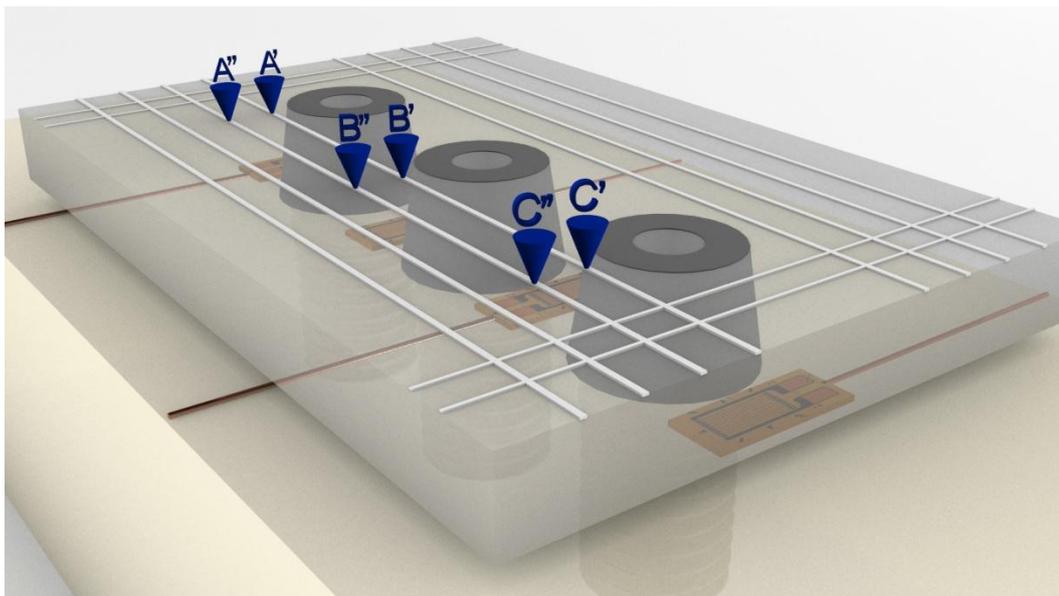


Figura 21 - Pontos de aplicação de carga na estrutura sobre os implantes retos, pontos axiais A', A'', B', B'', C', C'' e axiais A, B, C sobre os parafusos de fixação.

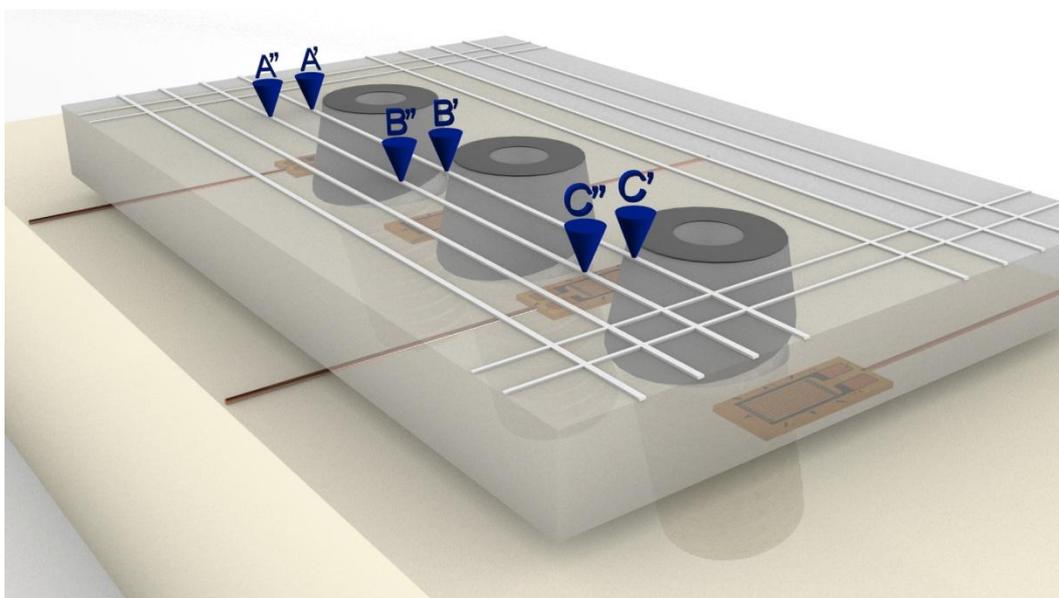


Figura 22 - Pontos de aplicação de carga na estrutura sobre os implantes angulados 17°, pontos não axiais A', A'', B', B'', C', C'' e axiais A, B, C sobre os parafusos de fixação.

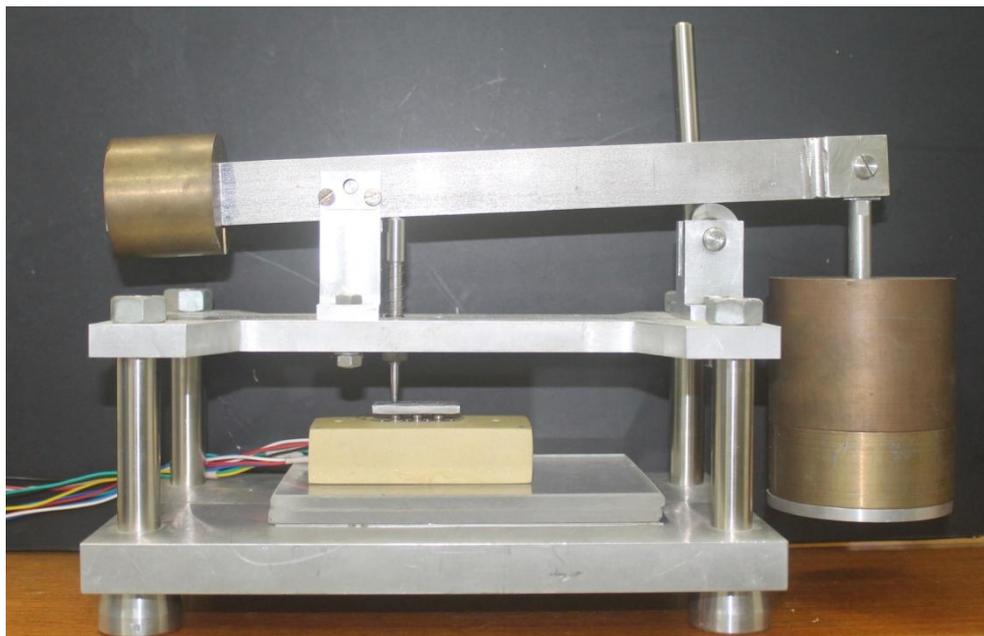


Figura 23 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

As microdeformações determinadas nos 6 pontos não axiais e nos três pontos axiais, foram registradas pelos quatro extensômetros e o mesmo procedimento foi realizado para todas as supra-estruturas repetindo três carregamentos por ponto de aplicação de carga.

4.6 Delineamento experimental

Os fatores de estudo deste experimento foram: os dois tipos de pilares (reto e angulado), os locais de aplicação de carga (A', A'', B', B'', C' e C'') e sob três repetições, seguindo um esquema

fatorial de: 2 x 6 x 3. Separadamente foi analisado três locais de aplicação de carga axial (A, B, C), seguindo um esquema 3 x 2.

4.7. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todos os dados obtidos pelos quatro extensômetros das diferentes angulações dos implantes e diferentes angulações de pilares protéticos, sob três repetições, foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 6.01, 2012); MINITAB (Minitab, version 16.1.0, 2012) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 9.0, 2009).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios. Foi realizado ANOVA de medidas repetidas e o estudo do efeito interação está representado por meio do gráfico de médias. Para o nível de significância foi escolhido o valor convencional de 5%. Os valores de fenda encontrados foram correlacionados com os resultados de microdeformação através da análise de correlação linear de Pearson.

5 RESULTADOS

Os dados obtidos dos diferentes tipos de posicionamento dos implantes, diferentes cargas e pontos de aplicação, foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais e apresentado através de tabelas e gráficos.

Nas tabelas abaixo estão representados todos os valores em média de microdeformações obtidos através da extensometria, nos implantes retos e angulados sob cargas axiais e não axiais, os valores estão representados em módulo para uma melhor análise dos dados.

Tabela 1 - Implantes retos, valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas submetidas a cargas não axiais

(continua)

Extensômetro	Ponto de Aplicação	N*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente De Variação
1	A`	10	323,3	150,1	46,42
1	A``	10	210,6	93,0	44,14
1	B`	10	113,6	101,2	89,04
1	B``	10	127,3	92,7	72,80
1	C`	10	176,3	128,9	73,14
1	C``	10	157,7	105,6	67,00
2	A`	10	189,3	161,1	85,06
2	A``	10	257,3	221,9	86,25
2	B`	10	194,8	149,1	76,54
2	B``	10	191,4	140,6	73,48
2	C`	10	195,8	139,7	71,33
2	C``	10	154,2	103,4	67,02

Tabela 1 - Implantes retos, valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas submetidas a cargas não axiais

(conclusão)

Extensômetro	Ponto de Aplicação	N*	Média	Desvio Padrão	Coefficiente De Variação
3	A`	10	166,1	93,7	56,42
3	A``	10	281,4	102,8	36,54
3	B`	10	198,1	93,3	47,11
3	B``	10	255,4	103,3	40,45
3	C`	10	194,4	221,2	113,76
3	C``	10	215,7	146,6	67,95
4	A`	10	108,3	109,1	100,76
4	A``	10	160,2	115,1	71,86
4	B`	10	554,2	272,8	49,21
4	B``	10	529,4	205,6	38,83
4	C`	10	807,0	290,3	35,97
4	C``	10	839,2	304,4	36,27

Tabela 2 - Implantes angulados, valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas, submetidos a cargas não axiais

(continua)

Extensômetro	Ponto de aplicação	N*	Média	desvio padrão	Coefficiente De variação
1	A`	10	300,8	129,2	42,96
1	A``	10	328,0	197,8	60,29
1	B`	10	237,3	97,8	41,21
1	B``	10	236,5	108,9	46,07
1	C`	10	215,3	122,6	56,96
1	C``	10	206,05	110,1	53,32

(conclusão)

Extensômetro	Ponto de aplicação	N*	Média	desvio padrão	Coefficiente De variação
2	A`	10	347,6	265,3	76,31
2	A``	10	353,3	278,8	78,92
2	B`	10	335,5	135,8	40,47
2	B``	10	328,2	146,8	44,72
2	C`	10	267,6	203,7	76,11
2	C``	10	244,1	166,5	68,23
3	A`	10	520,0	385,0	73,95
3	A``	10	662,0	440,0	66,50
3	B`	10	984,0	823,0	83,66
3	B``	10	958,0	719,0	75,09
3	C`	10	1349,0	1023,0	75,87
3	C``	10	1006,0	713,0	70,93
4	A`	10	228,9	112,6	49,18
4	A``	10	262,3	160,8	61,32
4	B`	10	317,0	200,9	63,39
4	B``	10	310,9	183,6	59,05
4	C`	10	455,2	231,9	50,94
4	C``	10	511,2	278,8	54,53

* número de corpos de prova

Tabela 3 - Implantes retos, valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas submetidas a cargas axiais

(continua)

Extensômetro	Ponto de aplicação	N*	Média	desvio padrão	Coefficiente De variação
1	A	10	402,6	174,9	43,43
1	B	10	190,5	95,5	50,13
1	C	10	91,2	93,4	102,41

(conclusão)

Extensômetro	Ponto de aplicação	N*	Média	desvio padrão	Coefficiente De variação
2	A	10	185,5	164,5	88,70
2	B	10	210,5	170,6	81,03
2	C	10	104,0	66,9	64,33
3	A	10	105,8	73,3	69,28
3	B	10	174,3	117,0	67,17
3	C	10	182,3	74,1	40,64
4	A	10	118,3	87,9	74,28
4	B	10	361,4	182,4	50,48
4	C	10	597,7	186,5	31,20

* número de corpos de prova

Tabela 4 - Implantes angulados, valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtidos em cada ponto de aplicação nas estruturas submetidas a cargas axiais.

Extensômetro	Ponto de aplicação	N*	Média	desvio padrão	Coefficiente De variação
1	A	10	392,0	316,0	80,59
1	B	10	238,3	132,7	55,68
1	C	10	194,8	69,7	35,77
2	A	10	544,0	483,0	88,78
2	B	10	374,9	279,8	74,63
2	C	10	185,8	135,0	72,69
3	A	10	614,1	400,1	65,19
3	B	10	697,0	359,0	51,57
3	C	10	614,0	400,0	65,18
4	A	10	216,2	126,2	58,35
4	B	10	249,7	148,2	59,35
4	C	10	258,3	147,8	57,23

* número de corpos de prova

As médias e desvios padrões dos implantes retos e angulados sob cargas não axiais e axiais, analisando o efeito implante e o efeito ponto de aplicação de carga estão representadas nas figuras 24, 25 e 26.

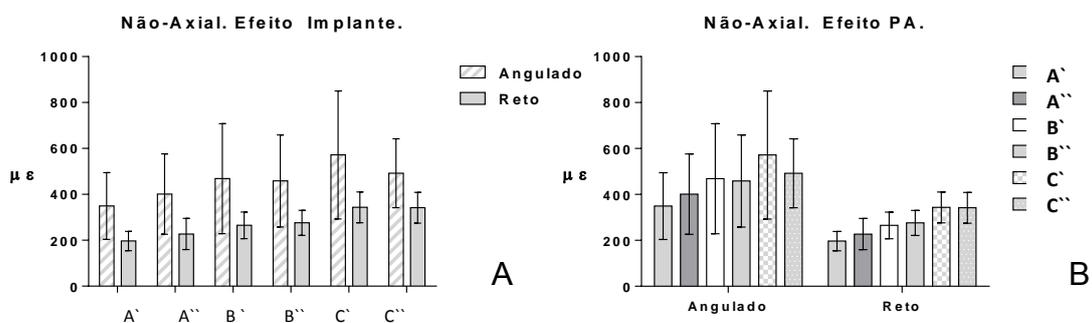


Figura 24- Implantes retos e angulados em cada ponto de aplicação de carga não axial, analisando o efeito implante e ponto de aplicação. A) Não axial - efeito implante; B) nãoaxial – efeito PA.

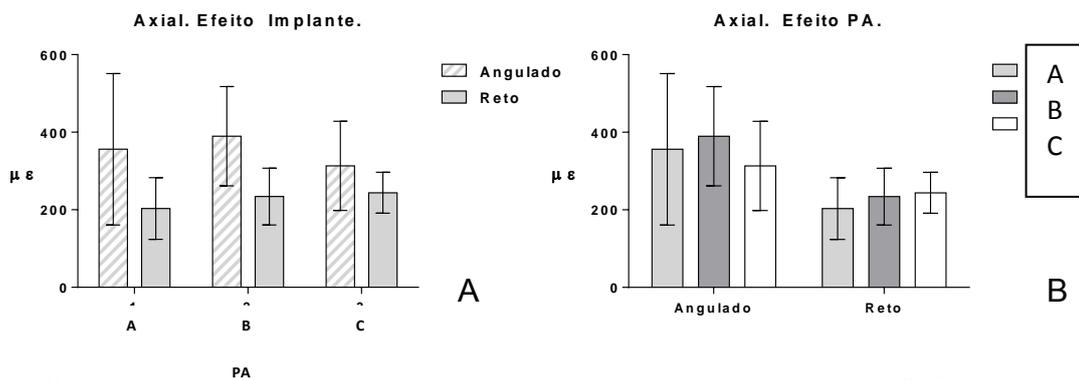


Figura 25- Implantes retos e angulados em cada ponto de aplicação de carga axial, analisando o efeito implante e ponto de aplicação. A) Axial - efeito implante; B) Axial - efeito PA.

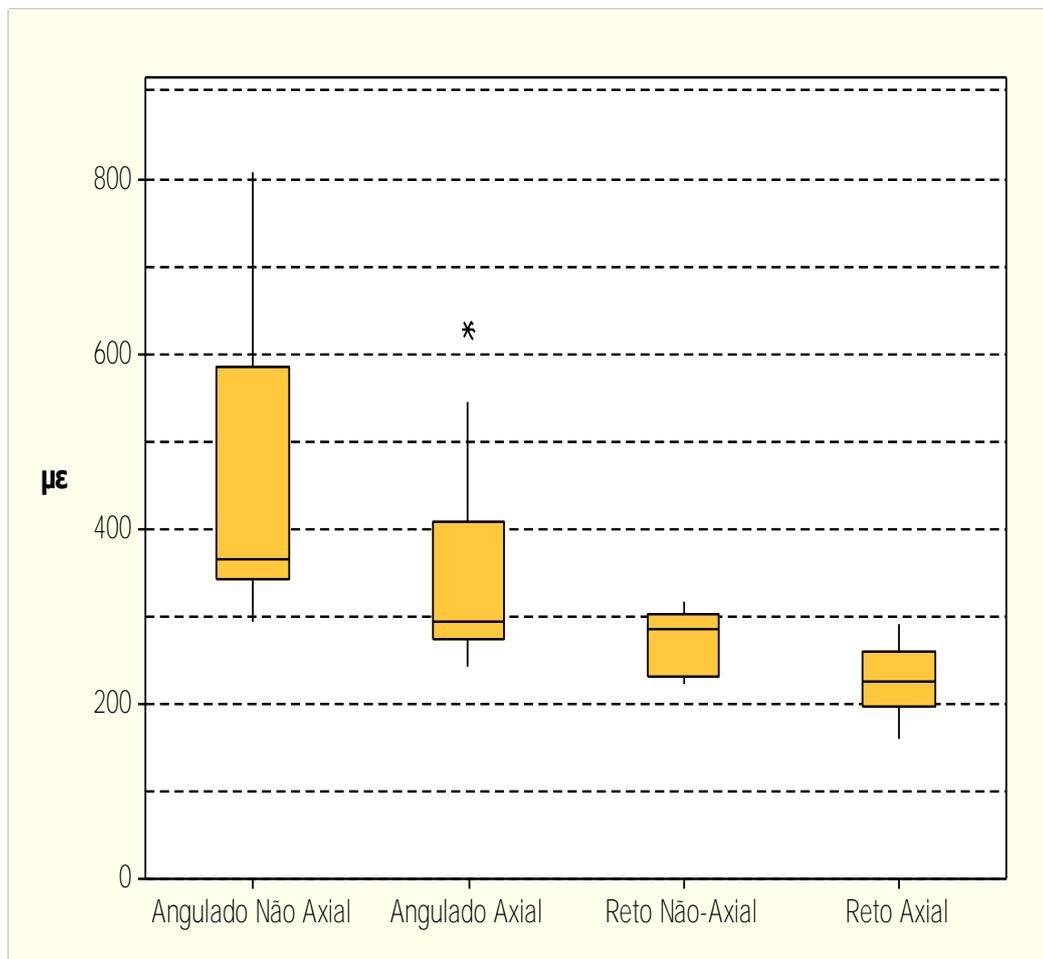


Figura 26 - Gráfico das médias e desvio padrões em microdeformação ($\mu\epsilon$) para os implantes retos e angulados sob carga axial e não axial.

Os dados obtidos dos valores em média de microdeformação foram submetidos ao modelo estatístico de análise de variância de medidas repetidas dois fatores. Foi escolhido o nível de significância convencional de 5%, seguida foi aplicado teste de comparação múltipla de Tukey.

Os resultados encontrados para os grupos submetidos a cargas axiais estão representados nas tabelas 5 e 6 e para os grupos submetidos as cargas não axiais nas tabelas 7, 8, 9 e 10.

Tabela 5- Implantes sob carga axial; ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformação

Efeito	Gl	SQ	QM	F	P-valor
Implante	1	238381	238381	8,68	0,0086*
Resíduo I	18	494350	27464		
Ponto de aplicação	2	14512	7256	1,07	0,3553
Implante * Ponto de aplicação	2	24043	12021	1,76	0,1858
Resíduo II	36	245256	6813		
Total	59	101654			

*p<0,05

Tabela 6 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformação entre implantes retos e angulados 17°, sob carga axial

Implante	Média	Grupos homogêneos
Reto	227,0	A
Angulado	353,1	B

Tabela 7- Implantes sob carga não axial, ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformação

Efeito	GI	SQ	QM	F	P-valor
Implante	1	991788	991788	11,27	0,0035*
Resíduo I	18	1584417	88023		
Ponto de aplicação Implante * Ponto de aplicação	5	445137	89027	9,34	0,0001*
	5	22659	4532	0,48	0,7937
Resíduo II	90	857849	9532		
Total	119	3901850			

*p<0,05

Tabela 8 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformações nos seis diferentes pontos de aplicação de carga não axial nos implantes angulados

Ponto de Aplicação	Média	Grupos homogêneos
C'	571,7	A
C''	491,9	AB
B''	458,3	ABC
B'	468,4	BC
A''	401,5	CD
A'	349,4	D

Tabela 9 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformações nos seis diferentes pontos de aplicação de carga não axial nos implantes retos

Ponto de Aplicação	Média	Grupos homogêneos
C`	343,36	A
C``	341,70	AB
B``	275,86	ABC
B`	265,20	BC
A``	227,37	CD
A`	196,75	D

Tabela 10 - Teste de Tukey, para as médias de microdeformação entre implantes retos e inclinados 17°, sob carga não axial

Implante	Média	Grupos homogêneos
Reto	275,0	A
Angulado	456,9	B

As médias dos 360 valores de fendas encontrados nos implantes retos e angulados 17° foram analisadas e correlacionadas com os valores de extensômetria, os resultados mostraram que não houve correlação entre ambos como ilustrado nos gráficos, figuras 27 e 28.

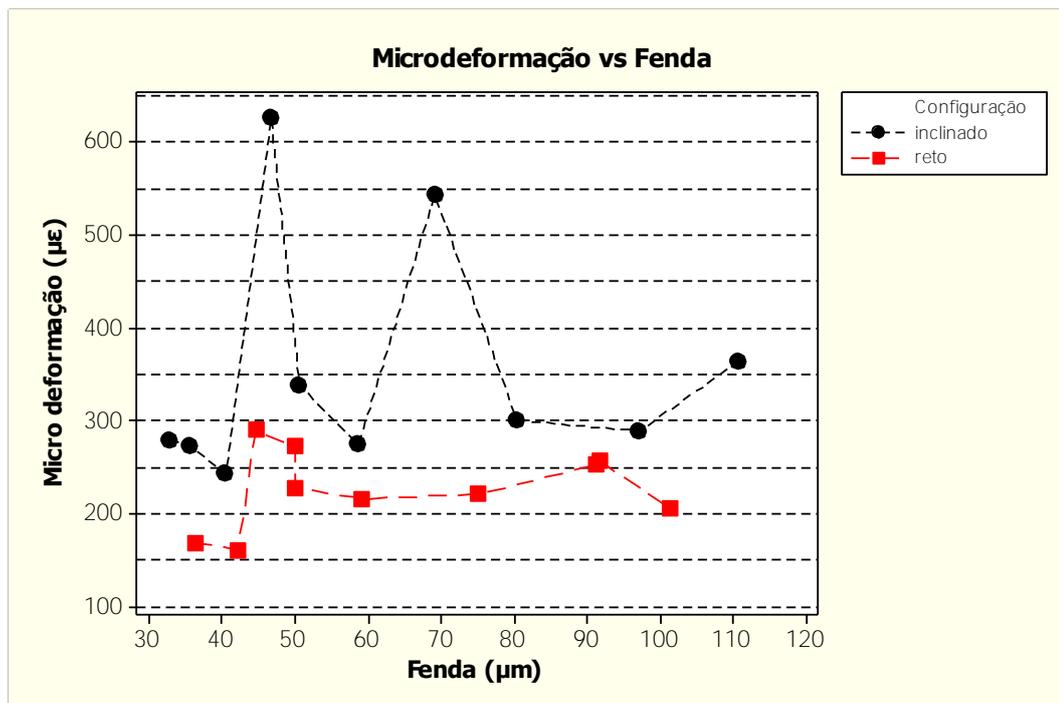


Figura 27- Gráfico de correlação entre extensômetria e fenda das estruturas metálicas fundidas, sob cargas axiais.

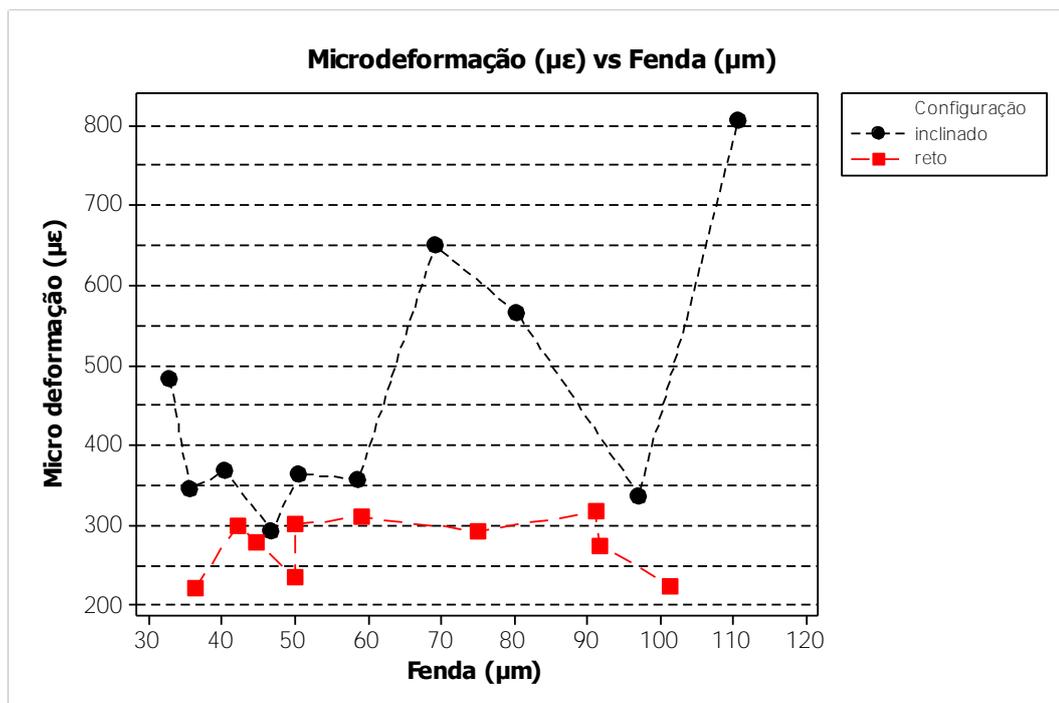


Figura 28- Gráfico de correlação entre extensômetria e fenda das estruturas metálicas fundidas, sob cargas não axiais.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo *in vitro* demonstrou que o posicionamento inclinado dos implantes gera um maior valor de microdeformação ao redor dos implantes, sendo as cargas não axiais as que provocaram os maiores resultados de $\mu\epsilon$. Esse posicionamento inclinado dos implantes pode levar a microfraturas da região ao redor da crista óssea do implante, local onde ocorre a maior concentração de tensão devido a inclinação do implante (Watanabe et al., 2003; Begg et al., 2009). O presente estudo também demonstrou em seus resultados a ausência de correlação entre $\mu\epsilon$ comparados com os valores de fendas verticais encontrados.

O modelo experimental desse estudo foi montado visando obter informação a respeito das microdeformações ao redor de três implantes com uma estrutura metálica de prótese fixa de três elementos, esse modelo foi escolhido, pois um estudo clínico apresentado por Rangert et al., 1995, mostrou que a distribuição das cargas sobre os implantes é mais favorecida em relação a configuração de prótese com dois implantes e três elementos (Rangert et al., 1995). Essa configuração de instalação dos implantes vem sendo apresentada em diferentes estudos com o objetivo de investigar o comportamento das tensões em diferentes situações de carregamento e posicionamento dos implantes (Nishioka et al., 2010; Vasconcellos et al., 2011, 2013; Abreu et al., 2012).

As configurações de instalação dos implantes podem variar em linear e compensada como apresentada no estudo de Rangert et al., 1997, Porém esse estudo optou pela instalação dos implantes em linha visando que estudos apontam que a posição compensado ou offset não diminuem os valores de tensão ao redor dos implantes (Itoh et al., 2004; Nishioka et al., 2010; Vasconcellos et al., 2013).

Outro fator que pode determinar a distribuição de tensão é o tipo de osso ao qual o implante está instalado, a estrutura óssea apresenta grande variação de densidade por ser um material não homogêneo suas propriedades físicas variam muito, podendo variar de acordo com a idade e fatores sistêmicos do paciente, sendo assim, a utilização desse material dificulta a reprodução e fidelidade dos resultados da pesquisa laboratorial. Devido a esse fator diversos estudos tem utilizado o poliuretano como alternativa de material homogêneo e isotrópico (Watanabe et al., 2000; Nishioka et al., 2011; Lee et al., 2013). O presente estudo optou por usar o poliuretano por ser um material com propriedades elásticas uniformes e apresentar um módulo de elasticidade semelhante ao osso humano em região de mandíbula (poliuretano: 3,6 GPa e osso medular humano: 4,0 a 4,5 GPa), assim diferentes estudos vem utilizando esse material validando sua aplicabilidade nesse estudo (Myashiro et al., 2011; Nishioka et al., 2011; Vasconcellos et al., 2013).

Os principais métodos para análise biomecânica em implantodontia estão representados pela fotoelasticidade, análise de elementos finitos e extensometria. (Kim et al., 2011; Nishioka et al.,

2011; Zanatta et al., 2014; Hanaoka et al., 2014). O presente estudo optou por usar extensometria.

A extensometria linear elétrica permite avaliar e medir as microdeformações ao redor ou sobre a superfície de estruturas, sendo uma proposta concreta de utilização em pesquisas com implantodontia por ser uma técnica que permite avaliação em estudos *in vivo* e *in vitro* sob carga estáticas ou dinâmicas (Glantz et al., 1993; Çehreli et al., 2002; Hekimoglu et al., 2004; Lee et al., 2013). O presente estudo optou pela aplicabilidade *in vitro*, onde fatores externos de variação podem ser minimizados, como alterações sistêmicas, diferentes estudos veem realizando estudos *in vitro* devido a maior padronização dos estudos (Watanabe et al., 2000; Akça et al., 2009; Nishioka et al., 2009, 2010; Abreu et al., 2012; Vasconcellos et al., 2013).

Os extensômetros são terminais que possuem áreas ativas que variam em cerca de 2 a 10 mm e são baseados no princípio da condutividade elétrica, o presente estudo optou pela utilização de um extensômetro com área ativa cerca de 3 mm, o extensômetro é capaz de mensurar com grande precisão as deformações no local onde está colado. Neste estudo os extensômetros foram colados nas proximais dos implantes o posicionamento dos extensômetros foi baseado em estudos prévios de extensometria (Akça et al., 2009; Abreu et al., 2012; Nishioka et al., 2009, 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2011, 2013). Assim, quando uma força é aplicada sobre um material, ocorre uma alteração da resistência elétrica do material, sendo que a tração aumenta a resistência e a compressão diminui a

mesma. Esta variação da resistência é captada pelo extensômetro e transformada em unidades de deformação (Kim et al., 1999; Sahin et al., 2002). Os valores obtidos neste estudo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado devido aos valores serem extremamente pequenos e que corresponde a 10^{-6} ϵ . Os dados de microdeformação permitem a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo, e forças de tração, recebem o prefixo positivo, O presente estudo visando avaliar a microdeformação independente de tração ou compressão utilizou os valores obtidos em forma absoluta, os valores reais considerando essa variação pode ser visto no apêndice.

No presente trabalho foi utilizada carga de 300 N semelhante aos estudos realizados por a mesma carga utilizada por Mericske-Stern et al. (1995) que avaliaram próteses fixas sobre implantes (Vasconcellos et al., 2011; Abreu et al., 2012).

Os resultados encontrados nesse estudo mostraram que não houve diferença estatística ($p = 0,2752$) entre os pontos de aplicação de aplicação de carga axiais A, B e C nos implantes retos, de acordo com estudos apresentado por (Abreu et al., 2012; Vasconcellos et al., 2013), acredita-se que esses valores não variam devido a padronização da instalação dos implantes e das estruturas metálicas, já que ambos os estudos utilizaram estruturas planas, sem a variação de inclinação de cúspides. Diferentemente dos achados no estudo de Vasconcellos et al. (2011) no qual houve diferença entre os pontos de aplicação axial, nesse estudo foi utilizado liga metálica diferente para fundição e diferente profissional para execução das

fundições e implante com conexão interna, porém nesse estudo não foi mensurado os valores de fenda para realizarmos uma comparação, então podemos atribuir as diferenças de resultados devido a diferença de liga utilizada e o diferente tipo de conexão do implante. Para os implantes inclinados 17° , os pontos A, B, C, também não apresentaram diferença estatística acredita-se que a padronização seja o fator ao qual justifica esse resultado.

Quando comparamos os implantes retos com os inclinados o presente estudo verificou-se que houve diferença estatística significativa para as cargas axiais ($p = 0,0086$) e para as cargas não axiais ($p = 0,0035$), de acordo com o estudo de Clelland et al. (1993), nos quais os implantes inclinados apresentaram microdeformações significativamente superiores se comparados os implantes retos.

Analisando os pontos de aplicações de carga não axiais e axiais, observamos neste estudo uma diferença estatística significativa ($p = 0,001$), diferente do estudo apresentado por Vasconcellos et al. (2013), onde os pontos não axiais apresentaram diferença estatística, nesse estudo os pontos estavam localizados em condição de cantilever localizados a 6 e 8 mm distais. Diferente do estudo apresentado por Abreu et al. (2012) onde não foi encontrado diferença estatística entre os pontos axiais e não axiais, porém nesse estudo Abreu et al. utilizou uma distância menor de 1 e 2 mm em relação ao presente estudo, que utilizou uma posição não axial para vestibular de 3 e 5 mm do parafuso de fixação, acredita-se que a maior distância, simulando uma mesa oclusal mais ampla foi o fator que

levou a uma diferença estatística significativa entre os pontos axiais e não axiais.

De acordo com Ranger et al. (1997), os valores de tensão e deformação quando excedem a tolerância fisiológica do osso e causam microfraturas na interface osso-implante. Os valores de microdeformação encontrados em todos os pontos de aplicação de carga não ultrapassaram o limite máximo fisiológico apresentado em um estudo de Wiskott e Belser (1999), o maior valor encontrado no presente estudo foi de 1364 $\mu\epsilon$ e o maior valor médio foi de 456,9 $\mu\epsilon$, de acordo com Vasconcellos et al. (2013) que apresentou em seu estudo um maior valor médio de 771,0 $\mu\epsilon$ e Abreu et al. (2012) com um valor médio de 315,8 $\mu\epsilon$, evidenciando que as diferentes condições clínicas simuladas apresentam variações na magnitude da microdeformação dentro de um limite fisiológico.

O estudo analisou os valores de fenda vertical das 20 estruturas utilizadas no estudo em seis diferentes pontos, e após a análise de correlação, foi possível verificar para o valor médio máximo de fenda vertical encontrado no presente estudo (110 μm).

O presente estudo utilizou coifas plásticas calcináveis para confecção das estruturas metálicas. Estudos realizado por (May et al., 1997; Heckmann et al., 2004), apontam os pilares calcináveis com maior desajuste ou fenda vertical em relação aos pré-fabricados e afirmam que a desadaptação podem influenciar na distribuição da deformação e na estabilidade, ao contrario do resultado encontrado no presente estudo, onde esses valores de fenda não tiveram correção com os valores de microdeformação. Porém esses estudos não

correlacionarão com a aplicação de carga, sendo um fator diferencial do presente estudo.

A respeito do comportamento das microdeformações ao redor dos implantes, sob a influência de carregamento axial e não axial e as diferentes posições dos implantes, instalados de forma inclinado 17° e reto 0° em relação ao solo, os resultados indicam que esses valores podem ser influenciados pelo planejamento da instalação dos implantes, assim como na relação dos ajustes de contatos oclusais. A presença dos desajustes ou fendas verticais parece algo inevitável quando se utilizam a técnica de fundição de coifas plásticas, porém o é de grande importância clínica, o conhecimento dos limites aceitáveis de desadaptações, a fim de minimizar a influencia nos valores de microdeformações ao redor dos implantes.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, podemos concluir que:

- a) A posição inclinada dos implantes em 17° , produziu um aumento nos valores de microdeformações ao redor dos implantes em relação aos implantes retos 0° ;
- b) A localização dos pontos de aplicação de cargas axiais (A, B, C), não influenciou a magnitude das microdeformação ao redor dos implantes retos 0° e inclinados 17° ;
- c) A aplicação de carga sob os pontos não axiais 3 e 5 mm, produziu uma diferença na magnitude das microdeformações ao redor dos implantes retos 0° e inclinados 17° ;
- d) O desajuste vertical das estruturas metálicas não influenciou os valores de microdeformação, nos implantes retos 0° e angulados 17° .

8 REFERÊNCIAS*

Abduo J, Judge RB. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 May-Jun;29(3):608-21.

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

Abreu CW, Vasconcellos LGO, Balducci I, Nishioka RS. A comparative study of micro strain around three-morse taper implants with machined and plastic copings under axial loading. *Braz. J Oral Sci*. 2010;(9):11-5.

Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RLX, Mesquita MF. Influence of material of overdenture retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont*. 2010 Aug;19(6):425-31.

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

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):347-59.

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

* 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

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

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

Anibaldi S, Vestri AR, Pilotto A, La Monaca G, Di Carlo S, Cristalli MP. Patient satisfaction with oral implant rehabilitation: evaluation of responses to a questionnaire. *Ann Stomatol (Roma).* 2010 Jul;1(3-4):2-8.

Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, Dos Santos MB. Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis. *Acta Odontol Scand.* 2013 Sep;71(5):1243-9.

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 May-Aug;9(2):118-26.

Begg T, Geerts GAVM, Gryzagoridis J. Stress Patterns Around Distal angled implants in the All-on-Four Concept Configuration. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009 Jul-Aug;24(4):663-71.

Campos JF, Rodrigues VA, Balducci I, Nishioka GNM, Nishioka RS. Comparative study of micro deformations resulting from axial and non-axial static loads under three prosthetic implant elements. *Rev Odontol UNESP.* 2014 Sep-Oct;43(5):351-7.

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

Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to abone simulant between as-cast and posts oldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont.* 1996 Sep;5(3):193-200.

Clelland NL, Gilat A, Mc Glumple 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.

Cox Jf, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1987;2(2):91-100.

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LPS, Cruz S. Finite Element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angle implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):391-403.

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

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

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

Hanaoka M, Gehrke AS, Mardegan F, Gennari CR, Taschieri S, Del Fabbro M, et al. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2014 Oct;23(7):565-71.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug;15(4):466-73.

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

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

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Oct;17(2):8-18.

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

Kan JP, Judge RB, Palamara JE. In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Feb;25(2):73-82.

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

Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E. Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Nov-Dec;27(6):1560-8.

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

Lee MY, Heo SJ, Park EJ, Park JM. Comparative study on stress distribution around internal tapered connection implants according to fit of cement-and screw-retained prostheses. *J Adv Prosthodont.* 2013 Aug;5(3):312-8.

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

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

Martini AP, Freitas AC, Rocha EP, 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 Mar;23(2):415-8.

Martuscelli R, Toti P, Sbordone L, Guidetti F, Ramaglia L, Sbordone C. Five-year outcome of bone remodelling around implants in the maxillary sinus: assessment of differences between implants placed in autogenous inlay bone blocks and in ungrafted maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2014 Sep;43(9):1117-26.

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

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

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

Myashiro M, Suedan V, Moretti Neto, RT, Ferreira PM, Rubo JH. Validation of an experimental polyurethane model for biomechanical studies on implant supported prosthesis – tension tests. *J Appl Oral Sci*. 2011 May-Jun;19(3):244-8.

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

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Abreu CW. A comparative study of machined copings and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment-joint, strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci*. 2010 May-Jun;18(3):225-30.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GNM. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent*. 2011 Apr;20(2):24-32.

Pellizzer EP, Falcon-Antenucci RM, Carvalho PSP, Sanches DMIK, Rinaldi GAT, Aguirre CC, Goiato MC. Influence of implant angulation with different crowns on stress distribution. *J Craniofac Surg*. 2011 Mar;22(2):434-7.

Pellizzer EP, Tonella PB, Ferração R, Falcon-Antenucci RM, de Carvalho PSP, Alves-Rezende MCR. Photoelastic stress analysis in screwed and cemented implant-supported dentures with external hexagon implants. *J Craniofac Surg*. 2010 Jul;21(4):1110-3.

Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM, Haddad MF, et al.. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *J Oral Implantol*. 2014 Apr;40(2):217-28.

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

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

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

Saab XE, Griggs JA, Powers JM. 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.

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

Sethi A, Kaus T. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(6):801-10.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-8.

Schwarz, MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*. 2000;11 suppl 1:156-158.

Stephens GJ, Nicola Di V, Eoin OS, Ailbhe MCD. The influence of interimplant divergence on the retention characteristics of locator attachments, a laboratory study. *J Prosthodont*. 2014 Aug;23(6):467-75.

Torres EM, Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech*. 2011; 44(9):1735-9.

Vasconcellos LGO, Kojima AN, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Balducci I. Axial loads on implant-supported partial fixed prostheses for external and internal hex connections and machined and plastic copings: SG analysis. *J Oral Implantol*. 2013a Apr 10. [Epub ahead of print]

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Balducci I, Kojima AN. Microstrain around dental implants supporting fixed partial prostheses under axial and nonaxial loading conditions, in vitro strain gauge analysis. *J Craniofac Surg*. 2013b Nov;24(6):546-51.

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

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

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

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

Zanatta LCS, Dib LL, Gehrke SA. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. *J Craniofac Surg.* 2014 May;25(3):1068-71.

APENDICE A – Quadros com os resultados dos grupos**Quadro 1 – Grupo de implantes retos sob cargas não axiais**

(continua)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
1	A´	-356	-286	200	37
1	A´	-335	-290	211	49
1	A´	-355	-298	200	42
1	A``	-262	-294	292	-18
1	A``	-264	-297	295	-23
1	A``	-241	-306	295	-29
1	B´	-115	185	129	-309
1	B´	-112	178	133	-316
1	B´	-112	178	131	-304
1	B``	-73	76	166	-361
1	B``	-57	68	177	-382
1	B``	-62	65	173	-372
1	C´	-27	417	-14	-624
1	C´	-27	419	-14	-613
1	C´	-18	415	-12	-626
1	C``	-15	189	78	-778
1	C``	-13	183	86	-784
1	C``	-21	200	80	-771
2	A´	-396	82	113	61
2	A´	-381	81	112	42
2	A´	-368	84	110	38
2	A``	-307	-12	145	-10
2	A``	-307	-10	150	-21
2	A``	-290	-6	161	-14
2	B´	-224	369	120	-442
2	B´	-203	323	116	-438
2	B´	-217	329	113	-410
2	B``	-129	222	156	-359
2	B``	-152	237	161	-327
2	B``	-127	226	157	-357
2	C´	16	297	57	-833
2	C´	30	258	49	-881
2	C´	44	265	46	-891
2	C``	126	87	122	-974
2	C``	151	58	127	-1002
2	C``	159	61	125	-1002

Quadro 1 – Grupo de implantes retos sob cargas não axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
3	A´	-520	-65	189	-51
3	A´	-541	-127	193	-33
3	A´	-507	-158	199	-33
3	A´´	-335	-187	218	-70
3	A´´	-269	-100	188	-102
3	A´´	-302	-203	219	-88
3	B´	-58	-76	166	-597
3	B´	-62	-65	172	-597
3	B´	-33	-75	177	-629
3	B´´	52	-76	219	-677
3	B´´	22	-63	204	-650
3	B´´	50	-73	216	-680
3	C´	317	-226	114	-1089
3	C´	324	-225	113	-1124
3	C´	308	-230	110	-1066
3	C´´	351	-223	160	-1217
3	C´´	332	-240	152	-1216
3	C´´	345	-233	147	-1201
4	A´	-30	-483	248	30
4	A´	-23	-465	245	22
4	A´	-25	-458	242	26
4	A´´	-9	-521	301	33
4	A´´	-34	-503	297	60
4	A´´	-21	-532	312	47
4	B´	132	-340	148	-486
4	B´	133	-309	130	-501
4	B´	118	-310	133	-492
4	B´´	105	-287	182	-506
4	B´´	125	-301	212	-531
4	B´´	112	-280	214	-553
4	C´	277	-342	70	-861
4	C´	241	-266	69	-796
4	C´	247	-264	59	-801
4	C´´	186	-202	118	-899
4	C´´	179	-175	117	-894
4	C´´	184	-172	123	-909
5	A´	-214	-350	178	421

Quadro 1 – Grupo de implantes retos sob cargas não axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
5	A´	-103	-492	231	282
5	A´	-154	-428	220	323
5	A´´	209	-755	286	249
5	A´´	241	-764	276	285
5	A´´	230	-726	260	320
5	B´	284	-486	135	-24
5	B´	283	-519	139	-50
5	B´	290	-523	137	-54
5	B´´	288	-573	196	-183
5	B´´	240	-514	173	-160
5	B´´	213	-490	174	-149
5	C´	396	-370	66	-365
5	C´	382	-374	63	-362
5	C´	407	-370	62	-376
5	C´´	288	-398	92	-271
5	C´´	316	-395	102	-335
5	C´´	321	-368	88	-216
6	A´	-304	5	163	-223
6	A´	-302	5	172	-220
6	A´	-307	4	165	-218
6	A´´	-311	-80	237	-178
6	A´´	-283	-91	213	-188
6	A´´	-295	-95	244	-180
6	B´	-212	183	134	-849
6	B´	-242	181	139	-841
6	B´	-256	182	137	-826
6	B´´	-279	79	177	-790
6	B´´	-269	75	202	-867
6	B´´	-269	72	190	-825
6	C´	-44	110	64	-1313
6	C´	-33	109	72	-1364
6	C´	-23	124	65	-1363
6	C´´	-121	92	114	-1277
6	C´´	-114	69	117	-1291
6	C´´	-98	72	129	-1351
7	A´	-267	-275	145	-55
7	A´	-340	-234	134	-18

Quadro 1 – Grupo de implantes retos sob cargas não axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
7	A´	-330	-234	135	-30
7	A´´	-221	-360	155	-241
7	A´´	-240	-224	114	-218
7	A´´	-330	-234	135	-310
7	B´	-32	58	-423	-655
7	B´	-5	75	-383	-696
7	B´	-3	80	-383	-712
7	B´´	-70	105	-397	-600
7	B´´	-62	110	-399	-598
7	B´´	-58	119	-401	-613
7	C´	249	51	-364	-700
7	C´	260	55	-362	-708
7	C´	246	59	-336	-723
7	C´´	186	69	-336	-632
7	C´´	183	72	-311	-636
7	C´´	189	73	306	-651
8	A´	-230	130	-347	-230
8	A´	-284	108	-303	-139
8	A´	-268	127	-344	-188
8	A´´	-152	185	-432	-335
8	A´´	-133	174	-416	-331
8	A´´	-125	182	-425	-335
8	B´	17	99	-265	-775
8	B´	7	112	-310	-929
8	B´	6	110	285	-909
8	B´´	51	180	-367	-785
8	B´´	17	226	-410	-793
8	B´´	21	212	-371	-772
8	C´	127	77	-207	-913
8	C´	169	75	-154	-1048
8	C´	215	85	-173	-1123
8	C´´	188	138	-241	-1036
8	C´´	134	132	-270	-1091
8	C´´	133	122	-174	-809
9	A´	-476	99	-7	-127
9	A´	-499	99	-9	-128
9	A´	-479	108	-5	-134

Quadro 1 – Grupo de implantes retos sob cargas não axiais
(conclusão)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
9	A''	-152	185	-432	-335
9	A''	-133	174	-416	-331
9	A''	-125	182	-425	-35
9	B'	17	99	-265	-775
9	B'	7	112	-310	-929
9	B'	6	110	-285	-909
9	B''	-74	226	-223	-600
9	B''	-52	212	-243	-515
9	B''	-69	216	-234	-580
9	C'	173	108	-734	-628
9	C'	175	119	-741	-724
9	C'	200	127	-731	-741
9	C''	112	157	-491	-642
9	C''	105	163	-465	-667
9	C''	97	165	-468	-663
10	A'	-423	18	-44	6
10	A'	-437	43	-53	13
10	A'	-444	44	-67	30
10	A''	-179	108	-303	-120
10	A''	-159	105	-375	-149
10	A''	-160	123	-426	-150
10	B'	-66	50	-172	-360
10	B'	-75	62	-183	-399
10	B'	-82	67	-190	-414
10	B''	-200	138	-459	-437
10	B''	-278	115	-398	-414
10	B''	-243	106	-410	-446
10	C'	110	-16	-293	-452
10	C'	98	-9	-312	-541
10	C'	105	-12	-307	-560
10	C''	37	35	-431	-616
10	C''	13	35	-442	-637
10	C''	33	49	-460	-708

Quadro 2 – Grupo de implantes angulados sob cargas não axiais
(continua)

cdp	PA	st 1	st 2	st3	st 4
1	A´	389	-338	-253	-350
1	A´	456	-252	-295	-398
1	A´	461	-240	-314	-416
1	A´´	576	211	-481	-374
1	A´´	627	213	-485	-325
1	A´´	631	219	-466	-323
1	B´	177	193	-130	-663
1	B´	289	303	-121	-779
1	B´	302	321	-118	-772
1	B´´	253	325	-185	-595
1	B´´	245	313	-166	-564
1	B´´	246	301	-149	-525
1	C´	47	200	-153	-260
1	C´	33	458	-144	-572
1	C´	67	458	-155	-576
1	C´´	359	770	-439	-901
1	C´´	291	597	-312	-682
1	C´´	276	587	-298	-658
2	A´	142	212	-610	-259
2	A´	168	221	-554	-236
2	A´	179	214	-540	-232
2	A´´	189	288	-489	-195
2	A´´	214	192	-230	-81
2	A´´	242	196	-212	-78
2	B´	30	450	-731	-464
2	B´	43	465	-710	-430
2	B´	43	468	-704	-424
2	B´´	85	404	-562	-326
2	B´´	81	351	-341	-200
2	B´´	92	352	-321	-191
2	C´	-389	190	-858	-475
2	C´	-332	170	-1080	-550
2	C´	-350	180	-1098	-555
2	C´´	-282	175	-861	-556
2	C´´	-274	181	-856	-551
2	C´´	-270	187	-840	-534

Quadro 2 – Grupo de implantes angulados sob cargas não axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
3	A´	-488	-956	-554	-303
3	A´	-464	-957	-573	-316
3	A´	-450	-956	-581	-315
3	A´´	-262	-840	-315	-251
3	A´´	-164	-822	-380	-195
3	A´´	-146	-764	-427	-200
3	B´	-237	-455	-774	-372
3	B´	-265	-527	-809	-225
3	B´	-268	-539	-810	-239
3	B´´	-162	-404	-879	-211
3	B´´	-182	-444	-809	-173
3	B´´	-173	-434	-863	-219
3	C´	-398	-141	-900	-549
3	C´	-396	-204	-957	-453
3	C´	-331	-224	-927	-216
3	C´´	-335	-242	-1138	-269
3	C´´	-344	-240	-1160	-337
3	C´´	-349	-245	-1172	-354
4	A´	-175	-247	-442	-113
4	A´	-221	-215	-391	-127
4	A´	-216	-243	-397	-134
4	A´´	-68	-90	-262	-77
4	A´´	-58	-101	-281	-86
4	A´´	-75	-118	-269	-88
4	B´	-366	-161	-758	-297
4	B´	-386	-170	-780	-334
4	B´	-387	-187	-780	-338
4	B´´	-267	230	-601	-275
4	B´´	-280	191	-543	-227
4	B´´	-282	188	-534	-219
4	C´	-134	183	-519	-533
4	C´	-128	190	-650	-523
4	C´	-184	109	-500	-640
4	C´´	-207	222	-974	-631
4	C´´	-233	194	-886	-542
4	C´´	-231	214	-917	-579
5	A´	164	93	-95	174

Quadro 2 – Grupo de implantes angulados sob cargas não axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
5	A´	173	84	-92	170
5	A´	204	128	-90	226
5	A´´	386	-470	464	434
5	A´´	368	-444	443	443
5	A´´	388	-470	457	434
5	B´	-167	-140	142	179
5	B´	-104	-143	172	210
5	B´	-154	-182	222	191
5	B´´	311	-581	628	538
5	B´´	314	-579	636	567
5	B´´	358	-608	716	574
5	C´	-137	-584	-104	660
5	C´	-108	-622	-61	657
5	C´	-84	-662	-35	626
5	C´´	117	-427	305	963
5	C´´	197	-409	425	999
5	C´´	190	-319	397	1315
6	A´	423	-432	-156	216
6	A´	419	-433	-129	220
6	A´	394	-469	-141	230
6	A´´	451	451	451	451
6	A´´	478	15	-762	260
6	A´´	518	21	-812	257
6	B´	214	-336	-429	112
6	B´	218	-284	-508	100
6	B´	285	-200	-582	99
6	B´´	313	75	-752	80
6	B´´	339	84	-778	57
6	B´´	345	103	-805	30
6	C´	200	-213	-895	-518
6	C´	299	-253	-661	-501
6	C´	238	-202	-754	-471
6	C´´	-88	-101	-707	-703
6	C´´	-119	-143	-620	-643
6	C´´	-65	-174	-733	-695
7	A´	379	308	-587	90
7	A´	400	359	-686	97

Quadro 2 – Grupo de implantes angulados sob cargas não axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
7	A´	387	384	-750	112
7	A´´	566	429	-1271	170
7	A´´	556	392	-1198	117
7	A´´	617	391	-1319	120
7	B´	201	468	-1499	274
7	B´	161	527	-1354	376
7	B´	144	518	-1320	301
7	B´´	335	438	-1076	278
7	B´´	337	441	-1063	280
7	B´´	350	428	-1055	255
7	C´	536	-136	-2862	795
7	C´	121	-76	-2471	730
7	C´	133	-65	-1994	798
7	C´´	-69	36	-1301	363
7	C´´	-115	131	-912	392
7	C´´	-74	145	-940	326
8	A´	133	-610	-824	-386
8	A´	221	-617	-681	-325
8	A´	184	-575	-667	-336
8	A´´	-91	-869	-689	-260
8	A´´	-76	-858	-643	-287
8	A´´	-119	-844	-629	-295
8	B´	-289	-266	-1608	-284
8	B´	-202	-215	-1685	-234
8	B´	-358	-228	-2390	-265
8	B´´	77	128	-2400	-287
8	B´´	22	170	-2042	-231
8	B´´	66	205	-2140	-262
8	C´	433	642	-1912	-808
8	C´	332	572	-1863	-733
8	C´	301	657	-1906	-740
8	C´´	166	-172	-1474	-333
8	C´´	172	-162	-1401	-313
8	C´´	101	-113	-1431	-349
9	A´	174	-241	-257	-57
9	A´	148	-292	-262	-44
9	A´	200	-159	-401	-53

Quadro 2 – Grupo de implantes angulados sob cargas não axiais
(conclusão)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
9	A''	154	92	-331	-120
9	A''	250	99	-563	-75
9	A''	229	95	-666	-143
9	B'	-264	-351	-611	50
9	B'	-302	-321	-690	32
9	B'	-301	-273	-725	25
9	B''	-173	265	-567	190
9	B''	-182	224	-659	144
9	B''	-170	442	-595	139
9	C'	-262	395	-1235	-307
9	C'	-274	391	-1233	-283
9	C'	-336	392	-1297	-293
9	C''	-374	387	-859	-887
9	C''	-345	232	-473	344
9	C''	-352	-110	-507	246
10	A'	411	-64	-1616	312
10	A'	454	-46	-1456	278
10	A'	347	-84	-1211	343
10	A''	454	120	-1472	722
10	A''	463	254	-1784	483
10	A''	425	231	-1620	525
10	B'	302	427	-2455	488
10	B'	312	475	-2887	483
10	B'	349	472	-3006	469
10	B''	382	416	-2530	581
10	B''	399	417	-2535	550
10	B''	274	306	-1802	559
10	C'	543	-143	-1904	726
10	C'	585	-129	-2432	709
10	C'	475	-120	-2667	622
10	C''	805	-180	-2732	659
10	C''	813	-117	-2753	584
10	C''	825	-120	-2823	526

Quadro 3 – Grupo de implantes retos sob cargas axiais

(continua)

cdp	PA	st 1	st 2	st3	st 4
1	A	41	37	-101	-70
1	A	67	40	-110	-69
1	A	70	69	-145	-95
1	B	122	114	301	-264
1	B	122	120	300	-265
1	B	130	117	304	-267
1	C	25	100	211	-553
1	C	26	100	230	-569
1	C	24	102	235	-554
2	A	-618	-230	129	106
2	A	-636	-180	113	117
2	A	-580	-156	115	119
2	B	-213	-167	209	-270
2	B	-223	-200	264	-315
2	B	-230	-222	286	-347
2	C	52	70	279	-840
2	C	47	110	251	-863
2	C	55	92	250	-855
3	A	-537	158	110	100
3	A	-683	207	80	192
3	A	-672	221	10	167
3	B	-422	22	45	-330
3	B	-416	18	58	-348
3	B	-403	13	63	-361
3	C	-62	-124	115	-557
3	C	-38	-90	120	-620
3	C	-23	-30	117	-659
4	A	-397	525	-235	-66
4	A	-442	573	-246	-51
4	A	-444	601	-260	-50
4	B	-155	455	-193	-584
4	B	-170	485	-168	-581
4	B	-177	478	-164	-569
4	C	-31	-41	-169	-626
4	C	-43	-37	-161	-503
4	C	-22	-27	-179	-536

Quadro 3 – Grupo de implantes retos sob cargas axiais

(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
5	A	-338	-320	-153	-137
5	A	-125	-129	-35	-86
5	A	-189	-125	-116	-148
5	B	273	-663	-129	-158
5	B	151	-470	-188	-136
5	B	143	-471	-171	-131
5	C	-125	-231	-135	-451
5	C	-112	-244	-116	-539
5	C	-95	-241	-129	-543
6	A	-491	-95	44	149
6	A	-507	-70	40	163
6	A	-505	-95	45	191
6	B	-132	-182	366	-256
6	B	-159	-179	407	-262
6	B	-158	-127	374	-251
6	C	-72	128	-33	-598
6	C	10	48	106	-676
6	C	19	54	108	-678
7	A	-361	-70	22	69
7	A	-348	-88	-57	76
7	A	-344	-93	-41	57
7	B	210	-270	-103	-460
7	B	256	-253	-127	-510
7	B	263	-220	-167	-500
7	C	329	60	-293	-728
7	C	318	75	-254	-792
7	C	313	77	-218	-823
8	A	-512	62	-274	-91
8	A	-571	50	-196	-81
8	A	-430	84	-157	-61
8	B	-197	-74	-363	-625
8	B	-213	-94	-144	-782
8	B	-200	-82	-133	-765
8	C	67	30	140	-930
8	C	51	21	61	-714
8	C	41	25	57	-694
9	A	-397	72	36	10

Quadro 3 – Grupo de implantes retos sob cargas axiais

(conclusão)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
9	B	-145	229	-24	-334
9	B	-134	233	-23	-332
9	C	158	120	-152	-225
9	C	200	140	-292	-199
9	C	188	120	-276	-206
10	A	-355	-354	90	348
10	A	-326	-372	96	311
10	A	-344	-359	94	335
10	B	-44	-57	45	-202
10	B	-62	-71	48	-174
10	B	-49	-58	49	-178
10	C	64	186	-247	-503
10	C	93	216	-288	-555
10	C	-33	180	-247	-341

Quadro 4 – Grupo de implantes angulados sob cargas axiais

(continua)

cdp	PA	st 1	st 2	st3	st 4
1	A	136	-349	128	127
1	A	153	-409	142	158
1	A	155	-399	152	132
1	B	156	169	610	-268
1	B	188	162	571	-204
1	B	90	167	568	-202
1	C	115	152	442	-316
1	C	120	142	430	-314
1	C	152	15	436	-308
2	A	486	191	-199	-180
2	A	434	188	-272	-196
2	A	432	178	-250	-165
2	B	255	488	-665	-132
2	B	234	460	-672	-150
2	B	230	472	-674	-145
2	C	169	188	-710	-491
2	C	192	179	-626	-419
2	C	182	167	-655	-425
3	A	155	-589	110	100
3	A	204	-635	100	83
3	A	187	-700	156	157
3	B	392	-150	-333	-231
3	B	222	-159	-351	-183
3	B	245	-152	-374	-188
3	C	98	72	630	447
3	C	98	74	750	482
3	C	110	102	580	450
4	A	158	148	-397	-307
4	A	171	128	-351	-305
4	A	165	132	-360	-300
4	B	-360	143	-406	-459
4	B	-349	155	-442	-489
4	B	-355	154	-430	-473
4	C	119	90	-528	-77
4	C	103	109	-686	-122
4	C	105	113	-520	-125

Quadro 4 – Grupo de implantes angulados sob cargas axiais
(continuação)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
5	A	67	452	138	-228
5	A	107	599	161	-239
5	A	104	655	181	-254
5	B	-84	545	506	-254
5	B	-62	609	531	-301
5	B	-72	600	520	-300
5	C	-253	147	153	-192
5	C	-231	138	157	-264
5	C	-241	140	155	-234
6	A	709	213	-256	-240
6	A	713	207	-254	-233
6	A	720	206	-261	-237
6	B	30	174	-323	-484
6	B	23	202	-348	-505
6	B	75	225	-389	-537
6	C	-218	-45	-275	-385
6	C	-234	-39	-287	-420
6	C	-225	-37	-289	-374
7	A	70	256	-311	534
7	A	105	266	-332	523
7	A	136	268	-341	526
7	B	-200	-75	-754	-121
7	B	-181	-147	-899	-164
7	B	-152	-189	-913	-191
7	C	-242	-37	-522	-99
7	C	-263	177	-609	-100
7	C	-253	127	-636	-108
8	A	790	-1466	174	122
8	A	763	-1512	126	170
8	A	715	-1525	157	177
8	B	337	-585	-379	103
8	B	479	-629	-801	52
8	B	511	-645	-893	48
8	C	-207	354	-1224	-343
8	C	-184	335	-1277	-287
8	C	-181	353	-1348	-322
9	A	999	-1310	-712	179

Quadro 4 – Grupo de implantes angulados sob cargas axiais
(conclusão)

cdp	PA	st 1	st 2	st 3	st 4
9	A	956	-1308	-689	165
9	A	945	-1295	-708	150
9	B	386	-966	-952	135
9	B	393	-972	-993	110
9	B	389	-973	-999	100
9	C	-203	280	-1202	-124
9	C	-191	289	-1304	-156
9	C	-183	293	-1386	-171
10	A	326	253	-247	108
10	A	341	244	-237	102
10	A	370	250	-234	90
10	B	246	-397	-1254	330
10	B	253	-274	-1803	330
10	B	201	-210	-1544	301
10	C	-364	-405	227	113
10	C	-318	-474	201	58
10	C	-290	-501	177	24