



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

**TALITHA DE CÁSSIA SILVA SOUSA**

**AVALIAÇÃO IN VITRO DAS MICRODEFORMAÇÕES EM  
IMPLANTES CURTOS, COM CONEXÃO PROTÉTICA CONE  
MORSE E DIFERENTES DESENHOS DE ROSCAS,  
CONVENCIONAIS E PLATÔS**

2014

**TALITHA DE CÁSSIA SILVA SOUSA**

**AVALIAÇÃO IN VITRO DAS MICRODEFORMAÇÕES EM IMPLANTES  
CURTOS, COM CONEXÃO PROTÉTICA CONE MORSE E  
DIFERENTES DESENHOS DE ROSCAS, CONVENCIONAIS E PLATÔS**

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

Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2014

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

S85a Sousa, Talitha de Cássia Silva

Avaliação in vitro das microdeformações em implantes curtos, com conexão protética cone morse e diferentes desenhos de roscas, convencionais e platôs. / Talitha de Cássia Silva Sousa. São José dos Campos: [s.n.], 2014. 88 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2014. Orientador: Prof. Renato Sussumu Nishioka .

1. Implante Dentário. 2. Implante Dentário Endo-Ósseo. 3. Fenômenos Biomecânicos. I. Nishioka, Renato Sussumu. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho". IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD74

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP

## AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 13 de Março de 2014.  
E-mail: tata8700@hotmail.com

Assinatura: \_\_\_\_\_

## **BANCA EXAMINADORA**

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

Instituto de Ciência Tecnologia

UNESP – Univ Estadual Paulista

Campus de São José dos Campos

**Prof. Assistente Doutor Francisley Ávila Souza**

Faculdade de Odontologia de Araçatuba

UNESP – Univ Estadual Paulista

Campus de Araçatuba

**Prof. Doutor Eduardo Bressiani**

Instituto de Ciência Tecnologia

UNESP – Univ Estadual Paulista

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 11 de fevereiro de 2014.

## DEDICATÓRIA

*A **Deus**, por me abençoar e guiar em todos os momentos e me dar forças para concluir esse objetivo, obrigada Senhor !*

*A **Santa Rita de Cássia** minha mãe e protetora, pelas graças alcançadas pela sua intercessão.*

*Aos meus pais **Donizetti Aparecido de Sousa e Rita de Cássia Arantes da Silva Sousa** por me permitir viver esse sonho sempre com muito apoio, fé, força e amor. Vocês são os merecedores desse título.*

*Ao meu amor **Paulo Roberto dos Santos Junior** por caminhar ao meu lado em todos os momentos e ser o responsável por tantas alegrias em minha vida. A você meu eterno amor!*

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

*Ao meu avô **Antônio Marques da Silva** e meu irmão **Lucas Gustavo Silva Sousa** que juntamente aos meus pais são à base e a razão da minha vida.*

*Aos meus amados sobrinhos **Alice de Cássia, Gustavo e Guilherme**, vocês fazem da vida da titi mais feliz.*

*A minha família, tios, tias e primos. **Família de Deus** que me ajuda a ser cada dia melhor.*

*Aos meus grandes amigos **Vanda de Lelis, Ricardo Mariano, Lucélia Lemes Gonçalves, Rosemary Soares Santana, Ana Caroline Reis, Felipe Oliveira e Vivian Narana** por todo apoio e ajuda nessa caminhada. Obrigada queridos !*

## **AGRADECIMENTOS**

*Ao meu orientador **Prof. Renato Sussumu Nishioka** por toda dedicação e ensinamentos passados ao longo desses anos. Obrigada por acreditar em mim.*

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

*Ao **Prof. Luis Gustavo Oliveira Vasconcellos** pela ajuda e atenção dada ao meu trabalho.*

*A Profa. **Denise Nicodemo** por me incentivar a iniciar na pesquisa.*

*Aos meus colegas de pós-graduação **Frederico Freire Louzada, Vivian Mayumi Miazaki Santos e Vinicius Anéas Rodrigues** pela amizade e ajuda para conclusão deste trabalho.*

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

*À Diretora Técnica dos Serviços de Biblioteca e Documentação, **Silvana Alvarez**, pela atenção e por realizar as correções com competência e muita dedicação.*

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	7
<b>LISTA DE QUADROS E TABELAS</b> .....	10
<b>LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS</b> .....	12
<b>RESUMO</b> .....	13
<b>ABSTRACT</b> .....	14
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	15
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	20
<b>2.1 Implantes com Platôs</b> .....	20
<b>2.2 Implantes Convencionais Cone Morse</b> .....	26
<b>2.3 Extensometria</b> .....	30
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	37
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	38
<b>4.1 Confecção do modelo</b> .....	40
4.1.1 Confecção do bloco de poliuretano.....	40
4.1.2 Instalação dos implantes e dos pilares protéticos.....	44
4.1.3 Implante com platô.....	44
4.1.4 Implante convencional.....	49
<b>4.2 Colagem dos extensômetros</b> .....	53
<b>4.3 Aplicação de carga</b> .....	56
<b>4.4 Delineamento experimental</b> .....	58
<b>5 RESULTADOS</b> .....	59
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	66
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	74
<b>8 REFERÊNCIAS</b> .....	75
<b>9 APÊNDICE</b> .....	86

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Matriz de Silicone.....	41
Figura 2 - Inserção do poliuretano na matriz.....	41
Figura 3 - Desinclusão do bloco.....	42
Figura 4 - Inserção no bloco na matriz para confecção da base.....	42
Figura 5 - Bloco de poliuretano em vista lateral.....	43
Figura 6 - Bloco de poliuretano pronto em vista frontal.....	43
Figura 7 - Kit cirúrgico Bicon (Bicon, Boston – USA).....	44
Figura 8 - Brocas escavadoras do sistema de implantes Bicon. Broca piloto (esquerda), 2.5, 3, 3.5, 4 e 4.5 mm (direita) de diâmetro.....	45
Figura 9 - Implante Bicon de 4,5 x 8 mm.....	46
Figura 10 - Contra ângulo 400: 1 Bicon (Bicon, Boston – USA).....	46
Figura 11 - Perfuração do bloco com a broca escavadora 4.5 mm que possui diâmetro semelhante ao implante.....	47
Figura 12 - Perfuração realizada certificando os 8 mm de	

profundidade com sonda milimetrada.....	47
Figura 13 – Inserção do implante no bloco de poliuretano.....	48
Figura 14 – Pilar reto com 10 mm de comprimento.....	48
Figura 15 – Instalação final do pilar ao implante com o auxílio do martelete.....	49
Figura 16 – Fresas do sistema de implantes AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX. A fresa lança (esquerda) e as fresas de 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm (direita) de diâmetro.....	50
Figura 17 – Perfuração do bloco com a fresa 3.2 mm.....	50
Figura 18 - Perfuração realizada evidenciando 8.5 mm de profundidade com sonda milimetrada.....	51
Figura 19 - Implante convencional de 4.5 x 8.5 mm (esquerda) pilar protético sólido de 10 mm de altura (direita).....	51
Figura 20 - Inserção do implante convencional com o auxílio da chave catraca cirúrgica manual.....	52
Figura 21 - Pilar protético sendo parafusado com torque de 20 N.cm.....	52
Figura 22 – Extensômetro modelo PA-060-040AB-120-L (Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil).....	53

Figura 23 - Quatro extensômetros colados ao redor dos implantes convencionais (direita) e platô (esquerda). Também foram colados extensômetros no terço médio e apical na parede lateral do bloco de poliuretano.....	54
Figura 24 - Dois extensômetros colados na face lateral do bloco de poliuretano no terço médio e apical em cada um dos implantes.....	55
Figura 25 - Dispositivo de aplicação de carga (DAC).....	56
Figura 26 - Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante platô.....	57
Figura 27 - Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante convencional.....	57
Figura 28 - Gráfico de colunas (média $\pm$ dp) dos valores de microdeformações dos 6 extensômetros verticais e horizontais dos dois tipos de implantes, convencional e platô.....	63
Figura 29 - Gráfico de colunas (média $\pm$ dp) dos valores de microdeformações no sentido horizontal e vertical dos dois tipos de implante, convencional e platô.....	64

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Descrição dos materiais utilizados para o experimento e os respectivos fabricantes.....	37
Tabela 1 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos no implante convencional em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes.....	60
Tabela 2 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros colados em uma determinada região ao redor dos implantes.....	61
Tabela 3 - Descritiva para os implantes convencionais e platô dos extensômetros na horizontal e vertical.....	62
Tabela 4 – Descritiva para os extensômetros na vertical e horizontal	62
Tabela 5 - ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformação.....	64
Tabela 6 - Teste de comparações múltiplas de Sidak's.....	65
Tabela 7 - Teste de comparações múltiplas de Sidak's.....	65
Tabela 8 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) positivos e negativos, obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros (SG)	

colados na horizontal (SG1, SG2, SG3 E SG4) e na vertical (SG5 e SG6)..... 86

Tabela 9 - Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) positivos e negativos, obtidos no implante convencional em cada um dos extensômetros (SG) colados na horizontal (SG1, SG2, SG3 E SG4) e na vertical (SG5 e SG6)..... 87

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	= Análise de Variância
cm	= centímetro
Co-Cr	= Cobalto Cromo
cp	= corpo de prova
DAC	= Dispositivo de Aplicação de Carga
FE	= Elementos Finitos
Kg	= Quilograma
mm	= Milímetro
n	= número de amostra
N	= Newton
Ncm	= Newton por centímetro
Ni-Cr	= Níquel Cromo
PPF	= Prótese Parcial Fixa
rpm	= rotações por minuto
SG	= Strain Gauge
p	= valor de probabilidade
° C	= Grau Celsius
$\mu\epsilon$	= Microdeformação
$\mu\text{m}$	= micrometro
%	= Porcento

Sousa TCS. Avaliação *in vitro* das microdeformações em implantes curtos, com conexão protética cone morse e diferentes desenhos de roscas, convencionais e platôs [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2014.

## RESUMO

O objetivo desse estudo *in vitro* foi avaliar por meio da extensometria, a distribuição de microdeformações ao redor e em dois níveis verticais de implantes curtos cone morse com roscas convencionais e implantes com platôs. Em cada bloco de poliuretano ( $n = 10$ ), foram instalados dois implantes com cada tipo de desenho. Para o implante de roscas convencionais, o pilar protético sólido, foi parafusado com torque de 20 N.cm e para o implante com platôs, o pilar protético reto foi assentado no interior do implante com auxílio de um martelete. Quatro extensômetros foram colados tangenciando cada implante, posicionados diametralmente opostos. Também foi colado um extensômetro no terço médio e outro no terço apical. Carregamentos estáticos axiais de 30 kg durante 10 segundos foram realizados sobre os pilares protéticos, com auxílio do dispositivo de aplicação de carga (DAC). Os dados obtidos na extensometria foram submetidos à análise estatística ANOVA e Sidak's (5%). Os resultados mostraram que o tipo de implante ( $p = 0,00029 < 0,05$ ), a região (horizontal e vertical) ( $p = 0,0001 < 0,05$ ), assim como o efeito interação ( $p = 0,02044 < 0,05$ ) foram estatisticamente significantes. Conclui-se que as microdeformações são maiores para o implante com platôs e que as microdeformações horizontais são maiores comparadas as verticais de ambos os implantes.

Palavras-chaves: Implante Dentário. Implante Dentário Endo-Ósseo. Fenômenos Biomecânicos.

Sousa TCS. *In vitro* evaluation of micro-strain implants in short prosthetic connection with different designs and morse taper thread, conventional and plateaus [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 means of strain gauge analysis, the stress distribution around and in two vertical levels of short morse taper threaded implants with conventional screws and Bicon plateaus implants through gauge test. In each polyurethane block (n = 10), two implants with each type of design were installed. For the conventional screws implant, the solid abutment was screwed with a torque of 20 N.cm and for the plateau implant, the abutment was seated right inside the implant with the aid of a hammer. Four strain gauges were glued tangent to each implant, positioned diametrically opposed. Two strain gauges were also adhered to the middle third and the other one in the apical third. Axial static loads of 30 kg were performed on the abutments during 10 seconds, with the aid of a load device (DAC). The data obtained in the gauge test were submitted to statistical analysis using ANOVA and Sidak's tests (5%). The results showed that the implants ( $p = 0.00029 < 0.05$ ), the region (horizontal and vertical) ( $p = 0.0001 < 0.05$ ), as well as the interaction effect ( $p = 0.02044 < 0.05$ ) were statistically significant. It follows that the micro-strains are greatest for the implant with plateaus and horizontal micro-strain are larger compared to both the vertical implants.*

**Keywords:** *Dental Implants. Biomechanical Phenomena. Dental Implantation, Endosseous.*

## 1 INTRODUÇÃO

Atualmente, existem muitos desenhos de implante disponíveis comercialmente e essa evolução tem ocorrido por meio de mudanças incrementais em tamanho, forma, materiais e superfícies solicitados por exigências do mercado, em vez de ciência básica e pesquisa (Brunski, 1988).

Próteses sobre implantes são dependentes de osso circundante (Branemark et al., 1985) e a manutenção do tecido ósseo peri-implantar é condição fundamental para o sucesso e longevidade do tratamento reabilitador com implantes. A precisão nas interfaces implante/pilar protético e pilar protético/prótese podem influenciar na transferência de carga oclusal (Heckmann et al., 2004; Rangert et al., 1997), motivando o estudo das microdeformações, através do qual, podemos definir parâmetros que constatem níveis considerados prejudiciais (Hekimoglu et al., 2004). O mecanismo preciso não é completamente compreendido e é certo que existe uma resposta de remodelação ao redor do osso sob determinada tensão, ou até em situações com ausência de atividade (Frost, 1994; Wiskott, Belser, 1999).

Para avaliação de esforços nas estruturas ósseas pode-se utilizar de métodos científicos variados e para Spiekermann (1995), a extensometria, a fotoelasticidade e a análise de elementos finitos, são os principais métodos de análise biomecânica em implantodontia. Na odontologia a extensometria vem sendo utilizada para avaliar tensões em próteses implanto-suportadas em diversos estudos tanto *in vitro* (Assif et

al., 1996; Clelland et al., 1993), quanto *in vivo* (Cehreli M et al., 2004a, Duyck et al., 2001).

Sob uma força aplicada, o extensômetro mensura a mudança dimensional (Assif et al., 1996; Glantz et al., 1993; Cehreli MC et al., 2002b) e circuitos elétricos especiais são empregados para a medição das microdeformações com os extensômetros que devem ser aderidos sob os corpos de prova. Esse circuito é chamado de *Ponte de Wheatstone* e a função de um circuito de ponte é converter uma mudança na resistência em uma voltagem elétrica, podendo ser mensurado com grande precisão no local onde o extensômetro está posicionado (Clelland et al., 1993). A extensometria é um dos poucos métodos de investigação biomecânica que torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferência as estruturas de suporte pela sua possibilidade de utilização em investigações *in vivo* (Heckmann et al., 2004).

Existem três tipos de conexões protéticas que são as de hexágono externo, hexágono interno e cone Morse. O conceito de desenho básico de implante tipo cone Morse foi desenvolvido por Franz Sutter em 1974. Primariamente para a utilização em mandíbula edêntula, apresentava um desenho transmucoso, o qual requeria apenas um procedimento cirúrgico para inserção do implante, eliminando a necessidade de cirurgia de reabertura para a conexão do pilar protético (Scacchi, 2000; Sutter et al., 1993). A conexão cônica entre o implante e o pilar protético, conhecida como conexão cone Morse tem a força de união proporcional à força de inserção e evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar força axial. As conexões cone Morse são frequentemente utilizadas nos diversos ramos da engenharia, quando a necessidade de uma junta de grande poder de retenção. Esse tipo de conexão proporciona contato íntimo entre implante e o pilar, com a intenção de melhorar a estabilidade mecânica do mesmo, evitando seu

afrouxamento, e se mantém de forma eficiente mesmo quando cessa a força aplicada para inserção (Bozkaya et al., 2003, 2004).

Atualmente, o desenho do sistema cone Morse apresenta roscas convencionais e caracteriza-se por apresentar paredes internas do implante e paredes externas do pilar protético fabricadas com um cone idêntico de 8° de conicidade. Durante a instalação do pilar no corpo do implante, existe um íntimo contato entre os dois componentes, criando um travamento friccional (Solnit et al., 1998). Esse desenho promove uma significativa quantidade de retenção e adaptação friccional ao componente de ancoragem interna ou corpo do implante, mantendo essa integridade por períodos extensos de tempo e função (Sutter et al., 1988). Deste modo, a conexão tipo cone Morse representa um sistema seguro do ponto de vista biomecânico (Glantz et al., 1993; Akça et al., 2003).

A união pilar protético/implante, sob o ponto de vista biomecânico deve possuir uma junção que reduza o pico de tensão e deformação na interface óssea (Çehreli M et al., 2004a). O aumento do estímulo mecânico pode causar danos irreversíveis ao tecido ósseo peri-implantar e resultar em micro danos por fadiga e consequente reabsorção óssea (Frost, 1994; Weinberg et al., 1996; Sotto-Maior et al., 2010).

Nesse sentido, a partir de uma perspectiva de bioengenharia, uma questão importante é a concepção do implante com uma geometria que irá minimizar a deformação causada pela carga à estrutura óssea (Zadeh et al., 2004). O tipo de interface protética, a presença ou ausência de roscas, macro irregularidades adicionais e o formato externo do corpo do implante constituem aspectos importantes do seu desenho. Para Moraes et al., 2009, não há um desenho de rosca ideal, entretanto, o formato das roscas deve ser confeccionado, objetivando maximizar a estabilidade interfacial e transferência de cargas para o osso, melhorando, assim, o prognóstico do implante em longo prazo.

O sistema de implantes com platôs da Bicon (Bicon, Boston – USA) foi desenvolvido por Thomas Driskell em 1987 e é caracterizado pela ausência dos passos de roscas tradicionais, sendo substituído por platôs individualizados, conhecidos também como implantes curtos. A conexão do pilar protético denominada de “locking taper” ou travamento cônico é marcada pela conicidade de 1.5 graus e conta com a fricção das paredes para manter a união. A elevada força de atrito entre o pilar e o implante é o resultado do deslizamento relativo entre as duas superfícies de contato que ocorre à alta pressão. Isso resulta em camadas de óxido que por vezes é referida como soldagem a frio (Keating, 2001).

Sabe-se, ainda, que os implantes curtos normalmente excedem os parâmetros protéticos regulares (proporção coroa/implante). Esta situação é aceitável, desde que a orientação da força e distribuição da carga sejam favoráveis e a parafunção, controlada (Tawil et al., 2006). Em 1990, um estudo de Matsushita et al., recomendou o aumento do diâmetro do implante para compensar reduções em comprimento. Quando essa relação coroa/implante estiver invertida, os critérios de planejamento oclusal devem ser totalmente controlados, para que as cargas oclusais incidam o mais próximo do longo eixo do implante, evitando-se a formação de uma alavanca classe I, ressaltando que a altura da coroa é um cantilever vertical (Misch et al., 2006).

Áreas com reabsorção óssea severa e redução da altura óssea tornam-se uma limitação para tratamento por meio do uso de implantes convencionais, sobretudo em regiões posteriores de mandíbula e maxila, nas quais o canal mandibular e o seio maxilar estão, respectivamente, presentes (Rettore-Junior et al., 2009). Com o advento dos implantes curtos, ou seja, menores que 10 mm de comprimento (Misch et al., 2006; Tawil et al., 2006), a reabilitação com implantes dentários em áreas com rebordos muito reabsorvidos constitui uma opção de tratamento menos complexa e traumática aos pacientes. Quando possível, o uso de implantes curtos mostra-se uma escolha segura no tratamento de áreas

edêntulas com limitações de altura óssea (Arlin, 2006). Gentile et al., 2005, por meio de estudo longitudinal com implantes Bicon (Bicon, Boston – USA) de 6 x 5.7 mm, afirmaram que esses podem ser uma opção clinicamente aceitável para facilitar a restauração protética de casos em que a altura do osso alveolar é reduzida ou existem limitações anatômicas.

Nesse sentido objetivou-se avaliar as microdeformações geradas sob aplicação de carga axial, ao redor e em dois níveis verticais em implantes curtos com roscas convencionais e implantes com platôs, de conexões protéticas do tipo cone morse. Assim a hipótese nula deste trabalho foi que o tipo de desenho de implante como também a região de colagem dos extensômetros não tem relação com a interação das microdeformações geradas ao bloco de poliuretano.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

Sendo a abordagem deste estudo a biomecânica de implantes curtos de diferentes desenhos de rosca como também a utilização da extensometria, a elaboração desta revisão de literatura, se apresenta nos seguintes tópicos:

- a) Implantes com Platôs;
- b) Implantes Convencionais Cone Morse;
- c) Estudos de Extensometria.

### **2.1 Implantes com Platôs**

Muftu e Chapman, 1998, apresentaram resultados de um estudo prospectivo de quatro anos de 432 próteses cimentadas e unitárias, em substituição de dentes posteriores, sobre a eficácia do cone de travamento do sistema Bicon. Cento e sessenta e oito pacientes (84 homens e 84 mulheres) foram tratados entre maio de 1992 e julho de 1996. Todos os implantes foram reabertos após um período de

cicatrização de pelo menos quatro meses na mandíbula e seis meses na maxila. Exames periódicos foram realizados em uma semana, seis meses e 12 meses após a instalação da restauração final. Como resultado os autores constataram que ao longo de quatro anos, 0,74% dos pilares estavam soltos, 0,5% dos pilares fraturados, e 2,47% apresentaram fratura da porcelana (todas as fraturas de porcelana ocorreram no momento da colocação). Os autores relataram que este baixo índice de problemas mostrou o sistema como uma opção confiável para o tratamento de edentulismo posterior, com 90% de sucesso na maxila e 96,8 % na mandíbula.

Bozkaya et al., 2004 avaliaram as propriedades de transferência de tensão em 5 implantes que diferem significativamente em geometria macroscópica. Os cinco sistemas, Ankylos, Astra, Bicon, ITI e Nobel Biocare, foram avaliados em níveis crescentes de carga, utilizando o método Elementos Finitos. Os modelos tridimensionais (3D) CAD dos implantes e pilares foram criados e três tipos de cargas foram aplicadas aos pilares para simular as condições durante a mastigação ou oclusão. Estas foram, verticais (V) 2500 N e laterais (L) 500 N sendo aplicadas no eixo vertical. Estas cargas foram subsequentemente sobrepostas para representar o efeito da carga oclusal (O) 1632 N. Como resultados, em geral a sobrecarga compressiva ocorreu perto da região superior do osso compacto e foi principalmente causada pelos componentes normais e laterais da carga oclusal. A sobrecarga de osso na região crestal foi maior em Astra, ITI, e implantes Nobel devido às elevadas tensões de compressão. Para carga lateral a sobrecarga óssea prevista foi maior no sistema ITI e mais baixa no sistema Ankylos. Como conclusão para os autores os níveis moderados de cargas oclusais não estavam sobrecarregados por qualquer um dos sistemas investigados.

Akça e Çehreli, 2008 estudaram a transmissão de carga ao osso peri-implantar através da extensometria e da fotoelasticidade em

implantes de diferentes desenhos de conexões cônicas, Bicon, Astra Tech, e dois implantes ITI Straumann. Para tanto foi construído um bloco de resina fotoelastica e a análise de microdeformação foi realizada intencionalmente no osso marginal para detectar os efeitos do desenho da conexão implante-pilar. Três extensômetros em formato de roseta foram colados em estreita proximidade aos implantes. Antes das análises, foi aplicada uma carga cíclica como envelhecimento variando de 50 a 200 N por 100 vezes em cada implante. A análise foi repetida 4 vezes para cada carga. Microdeformações sobre carga vertical do implante Astra Tech foram superiores em todos os implantes testados enquanto as menores tensões foram registradas para o implante Bicon. Sob carga oblíqua e em ambos os lados da compressão e tensão, as tensões mais elevadas foram registadas para os dois implantes ITI. Enquanto corpos de prova Astra Tech e Bicon foram comparados no lado de compressão ( $p > 0,05$ ), as tensões ao redor de implantes Astra Tech foram maiores do que em torno de implantes Bicon no lado de tensão.

Perez em 2008 analisou a influência do desenho estrutural na distribuição das tensões geradas nos modelos fotoelásticos após aplicação de carga vertical e oblíqua. Foram utilizados 12 implantes, sendo divididos em 4 grupos, cada um contendo 3 implantes da mesma marca comercial: 1- Conexão 2- Neodent 3- Emfils 4- Bicon. Por meio da Microscopia Eletrônica de Varredura foi analisado o desenho estrutural dos implantes. Quatro modelos dos diferentes grupos receberam cargas verticais e quatro receberam cargas oblíquas de 7,5 N. O Grupo I, implante de hexágono interno, passos das roscas contínuas e configuração cônica, apresentou concentração das tensões na região apical. O Grupo II, implante de hexágono externo, porção cervical polida, topo das roscas em forma de “v”, passos das roscas contínuos, espirais anguladas e configuração cilíndrica, apresentou distribuição das tensões na região apical, médio e cervical. O Grupo III, implante com hexágono

interno, porção cervical polida, topo das roscas em forma cônica, passos das roscas contínuos, configuração cilíndrica, apresentou distribuição das tensões nas regiões apical, médio e cervical. O Grupo IV, implante com sistema cone morse, ombro cervical inclinado, platôs, topo do platô quadradas, passos do platô descontinuais, e configuração cilíndrica, distribuiu as tensões nas regiões apical, médio e cervical. O autor pode concluir que o grupo 1, concentrou a distribuição das tensões em região apical. Os grupo 2, 3 e 4, de configuração cilíndrica, distribuíram as tensões com intensidade e localização similares nos terços apical médio e cervical. Evidenciou também haver diferenças na distribuição das cargas de um tipo de implante para outro, levando acreditar que essas diferenças possam ter relação com o desenho das roscas e platô.

Susarla et al., 2008 estimou a sobrevivência de implantes de carga imediata em relação aos de carregamento tardio e identificou fatores associados à falha de implante. O estudo consistiu em uma amostra de 855 indivíduos que tiveram 1 ou mais implantes Bicon instalados sobre um período de 13 anos. Destes, 677 tiveram 2.349 implantes carregados posteriormente e 178 pacientes que tiveram 477 carregados imediatamente. O desfecho foi a falha do implante, definida como a remoção do implante, e foi registrada como meses de sobrevivência. As estimativas de 1 ano de sobrevivência para os grupos de carga tardia e imediata foram 95,5% e 90,3%, respectivamente. Como conclusão, os implantes carregados imediatamente foram 2,7 vezes mais prováveis de falhar em 1 ano, em comparação com os carregados posteriormente e que a utilização do tabaco como também implantes de menor comprimento estão associados ao fracasso.

Moon et al., em 2009 estudaram o sistema de implantes Bicon através da aplicação de carga para os pilares e em seguida a avaliação da quantidade de aprofundamento ocorrida. Foram utilizados 10 implantes Bicon de 4,5 × 11 mm e pilares cônicos (5,0 × 6,5 mm). Primeiramente, o

pilar foi unido a um dispositivo de fixação, com pressão manual e em seguida foi martelado por 3 vezes e cargas de 20 kg, correspondentes a força mastigatória, foram aplicadas utilizando instrumento de aplicação de carga. O estado de adaptação, ligeiramente unido ao dispositivo de fixação sem pressão, foi considerado como um comprimento de referência e, em cada novo comprimento do pilar foi feita a medição após cada passo de carga ser adicionado. A quantidade de aprofundamento do pilar (mm) foi obtida subtraindo-se o comprimento inicial ao comprimento de cada condição de carga aplicado. Como resultados, foi evidente que a quantidade de aprofundamento do pilar no sistema aumentou quando cargas foram adicionadas. Depois de 5-7 repetições de carregamento, o aprofundando parou em  $0,45 \pm 0,09$  mm, exceto para a amostra 4. Como conclusão, apesar da conexão locking taper mostrar boa adaptação, a força oclusal tem potencial para aprofundamento do pilar.

Também em relação aos implantes platôs, Coelho et al., 2010 avaliaram a resposta do tecido ósseo para implantes de diferentes desenhos em um modelo de tíbia de cão. Foram utilizados 3 desenhos de implante, o de parafuso de passo curto de rosca (SP), o de passo-largo de rosca (LP) e o implante platô (P). Seis cães machos foram adquiridos para o estudo e a região cirúrgica foi a tíbia, com três implantes colocados em cada um dos membros. Após a sutura e a medicação pós-cirúrgica, a eutanásia foi realizada por sobredosagem anestésica. A microscopia revelou uma região de aproximadamente 150  $\mu$ m de osso recentemente depositado ao longo de todo o perímetro dos implantes SP, perto da extremidade das roscas de implantes LP e nas extremidades dos platôs para os implantes P. A formação de osso e preenchimento rápido de tecido foi observado. Não houve diferenças significativas no contato entre osso-implante ( $p > 0,75$ ). Para os autores, os diferentes desenhos de implante como também seu protocolo cirúrgico resultaram em padrões de cicatrização variadas. No entanto, independentemente da combinação

entre o implante e o desenho, a evolução óssea morfológica de 2 a 4 semanas era comparável.

Pellizzer et al., 2011 avaliaram a distribuição de tensão em diferentes sistemas de implantes, utilizando a fotoelasticidade. Para tal, cinco modelos de resina fotoelástica foram fabricados, para o modelo 1 - implante de hexágono interno Conexão, modelo 2 - cone Morse Straumann, modelo 3 - cone Morse Conexão, modelo 4 - cone Morse Bicon, modelo 5 - hexágono externo Conexão; e cada conexão com seu respectivo pilar. Foram aplicadas cargas de 150 N na superfície oclusal do pilar, e oblíquas a 45°. Para o terço cervical, todos os modelos mostraram áreas de concentração de tensões na cervical do implante, sendo que o modelo 5 apresentou um maior número de franjas. Para o carregamento oblíquo observou-se que o padrão de distribuição de tensões foi semelhante para todos os modelos. No terço médio todos os modelos mostraram alta intensidade franjas. A partir dos resultados os autores puderam concluir que os implantes cone morse (Straumann, Bicon e AR Morse) apresentaram distribuição de tensões mais favorável entre os grupos de teste e o implante de hexágono externo apresentou a maior concentração de tensão. A carga oblíqua gerou maior estresse em todos os modelos.

## 2.2 Implantes Convencionais Cone Morse

Khraisat et al., em 2002 avaliaram o efeito do desenho de união na resistência a fadiga e modo de falha de dois sistemas de implantes, Branemark e ITI. Blocos de resina acrílica transparente foram perfurados no centro usando uma broca correspondente em um torno. A profundidade foi de 7 mm para simular reabsorção óssea de 3 mm. Pilares cerâmico e sólido foram instalados nos implantes Branemark e ITI, respectivamente. As unidades instaladas foram montadas numa máquina de teste. A fadiga durante seis anos de função foi simulada, como 1800000 ciclos. Para o grupo Branemark, o parafuso de liga de ouro do pilar protético fraturou em todos os espécimes entre 1178023 e 1733526 ciclos com um desvio padrão de 224,477 ciclos. Para o grupo ITI, todos os espécimes não tinham falhado até 1800000 ciclos. Análises estatísticas mostraram uma diferença altamente significativa entre os dois grupos ( $p = 0.000582$ ). Os autores concluíram que o efeito do desenho de união na resistência da fadiga e modo de falha do sistema de implante dental ITI foi significativamente melhor ( $p > 0.001$ ) que o sistema Branemark testado.

Alkan et al., em 2004 investigaram a distribuição de tensões por meio de análise de elementos finitos em implantes pré-carregados em três sistemas de implantes sob forças oclusais simuladas. Os sistemas utilizados foram: (1) Branemark hexágono externo; (2) ITI cone Morse cimentado; (3) ITI cone morse parafusado. Os implantes simulados com pré-carga foram então carregados com três cargas estáticas oclusais (10 N horizontal; 35 N vertical; 70 N oblíqua). Resultados demonstraram que a tensão aumentou em ambos, o pilar e os parafusos protéticos nos modelos de elemento finito após carga horizontal simulada. Tensões aumentaram no pilar cimentado do cone morse ITI de 8° após ambas as cargas vertical e oblíqua. Os resultados sugeriram que os três sistemas de

união implante/pilar testados podem não falhar sob forças oclusais simuladas.

Coppedê em 2007, avaliou o efeito do carregamento mecânico na perda de torque em pilares protéticos do sistema cone morse e o efeito de ciclos sucessivos de inserção/remoção no torque na remoção destes pilares. Sessenta e nove implantes cônicos foram utilizados e então divididos em quatro grupos: 1 e 3 receberam pilares sólidos, e os grupos 2 e 4 dividido em 4a e 4b) receberam os pilares com parafuso passante. Dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto. A perda de torque foi maior nos grupos 4 (a) e 2 (acima de 30%) seguidos pelo grupo 1 (10,5%); grupo 3 (5,4%) e grupo 4 (b) (39% de ganho de torque). Todos os resultados foram significativamente diferentes. Os autores concluíram que o carregamento mecânico aumentou o torque de remoção dos pilares carregados em comparação a pilares não-carregados e que os valores dos torques de remoção decaíram conforme o número de ciclos aumentou.

de Oliveira et al., 2009 estudaram, por meio de análise de fluorescência, o efeito que as diferentes distâncias interimplantares, após a restauração protética, teriam na remodelação óssea em implantes submersos e não submersos restaurados com "plataforma switching". Sete cães foram utilizados e cinquenta e seis implantes foram colocados 1,5 milímetros subcrestalmente. As quantidades de osso remodelado dentro das diferentes áreas interimplantares foram comparadas estatisticamente, antes e depois do carregamento de implantes submersos e não submersos. Diferenças estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ) foram encontradas na remodelação entre todos os grupos. Os autores tiveram como conclusão que a carga aumenta a formação de osso de implantes submersos ou não submersos, e uma distância de 1 mm interimplantar parece resultar na remodelação óssea mais pronunciada do que 2 ou 3 milímetros em implantes com um "plataforma switching".

No ano de 2010, Barros et al., avaliaram a influência da distância interimplantar (ID) e profundidade de inserção do implante na remodelação óssea em torno de implantes cone morse com plataforma switching em um modelo animal. Cada um dos seis cães recebeu 4 implantes (subcrestal 1,5 milímetros SCL) de um lado da mandíbula, e outros quatro colocados (a nível da crista óssea ECL) sendo todos os implantes cone morse (Neodent). Os grupos experimentais foram SCL com IDs de 2 mm (2 SCL) e 3 mm (3 SCL) e ECL com IDs de 2 mm (2 ECL) e 3 mm (3 ECL). Coroas metálicas foram imediatamente instaladas. Após 8 semanas, os animais foram sacrificados e as análises histomorfológicas foram realizadas. Os grupos de índices de SCL foram significativamente mais baixos do que os dos grupos de ECL. Além disso, a reabsorção óssea vertical em torno dos implantes também foi numericamente inferior nos grupos de SCL, mas sem significado estatístico. Para os autores, a colocação implantes de conexão cone morse com plataforma switching foi mais eficiente na preservação da crista óssea interimplantar. Os IDs de 2 e 3 mm não afetaram a remodelação óssea.

D'Ercole et al., 2011 avaliaram a infiltração observada, ao longo de um período de 28 dias, em conexões de cone interno e cone Morse em pilares parafusados. Dez espécimes de implantes cone morse (Grupo 1) e 10 de hexágono interno (Grupo 2) foram utilizados. As partes internas dos cinco implantes, por grupo, foram inoculadas com suspensão de *Pseudomonas aeruginosa* (PS) e cinco implantes, por grupo, com *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (Aa). No Grupo 1, a contaminação bacteriana foi encontrada em três dos cinco conjuntos implante-pilar, em duas amostras colônias com o PS e em cada cinco colônias semeadas com AA, com um total de 5 infiltrações para 10. No Grupo 2, a contaminação bacteriana foi encontrada em 4 de 5 conjuntos de implante semeados com o PS, e em 4 de 5 amostras inoculadas com AA, com um total de conjuntos infiltrados de 8 em 10. Os dados

confirmam a permeabilidade elevada reportada para infiltração bacteriana de ligações parafusadas de pilares, e as taxas de infiltração mais baixas, embora não significativamente, das ligações internas cone Morse.

Tonella et al. (2011a) avaliaram por meio de análise fotoelástica a deformação ao redor de implantes com próteses unitárias e múltiplas em três diferentes sistemas de implantes. Seis blocos de resina fotoelástica foram confeccionados e para 3 blocos foram inseridos um implante de cada sistema (hexágono interno, hexágono externo e cone Morse) com uma prótese unitária. Nos outros três blocos foram inseridos dois implantes de cada sistema suportando uma prótese de três elementos (segundo pré-molar a segundo molar). Na oclusal em cada coroa foram aplicadas cargas de 100 N verticais e oblíquas (45°). Os resultados foram analisados e quantificados conforme o número e a sequência de franjas indicando a quantidade de tensões geradas. Foi observado que o implante hexágono interno apresentou menor distribuição de tensões em próteses múltiplas e em unitárias foi o implante cone Morse. Como conclusão, houve um aumento das tensões em todos os sistemas de implantes na aplicação de carga oblíqua.

Também no mesmo ano e por meio de análise fotoelástica, Tonella et al. (2011b) avaliaram a distribuição de tensões ao redor de três sistemas de implantes em próteses parafusadas e cimentadas. Seis blocos de resina foram confeccionados e em cada bloco foram fixados dois implantes de cada sistema (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse). Sobre os implantes foram assentadas próteses fundidas em liga de Ni-Cr sendo metade das próteses parafusadas e a outra metade cimentada. Sobre cada coroa foram aplicadas cargas verticais e oblíquas (45°) de 100 N e depois os dados foram analisados verificando a intensidade e a quantidade de franjas. As próteses parafusadas apresentaram um maior número de franjas para o carregamento vertical e oblíquo. Foram observados melhores resultados com menor distribuição

de tensões para o implante hexágono interno tanto para próteses cimentadas quanto para parafusadas. O carregamento oblíquo gera maior tensão para todos os sistemas.

### 2.3 Extensometria

Frost em 1994, revisou em seu estudo a lei de Wolf e os conceitos de remodelação óssea frente à estímulos mecânicos. Para o autor, os estímulos podem levar a conservação ou à perda óssea, mas não à adição de osso. Ainda ressalta, que estímulos normais e até vigorosos resultam em conservação do tecido e certo reforço trabecular nas áreas mais exigidas e que estímulos menores “desativariam” a remodelação levando à perda óssea. Estímulos abaixo de  $50 \mu\epsilon$  provocariam a reabsorção decorrente do desuso; deformações entre 50 e  $1500 \mu\epsilon$  promoveriam a manutenção do osso; valores entre 1500 e  $3000 \mu\epsilon$  ativam a remodelação lamelar, valores acima disso provocariam uma desorganização da remodelação óssea, levando à micro danos irreversíveis. O limite de fratura do tecido ósseo é próximo de  $25000 \mu\epsilon$ .

Por meio da extensometria Maeda et al. em 2006 avaliaram a diferença na distribuição das tensões ao redor de implantes hexágono externo e interno. Os implantes foram incluídos em resina e um pilar protético de 7 mm foi inserido sobre cada implante. Os extensômetros foram colados na superfície do pilar, na cervical e apical do implante. Uma carga de 30 N vertical e horizontal estática foi aplicada sobre o pilar protético. Os resultados demonstraram que o implante hexágono interno

apresentou melhor distribuição de cargas comparada com o hexágono externo.

Kojima em 2008 analisou as microdeformações ao redor de três implantes hexágono externo em posicionamento linear e compensado utilizando coifas plásticas e usinadas. A questão a ser respondida era que se, por meio da extensometria, o tipo de posicionamento (linear ou compensado), o tipo de coifa (plástica ou usinada) e o local do ponto de aplicação de carga poderiam diminuir, influenciar ou modificar as microdeformações. Foram inseridos três implantes hexágono externo em posicionamento linear equidistantes entre si 3 mm e outros três implantes no posicionamento compensado também equidistantes entre si 3 mm e o implante central deslocado 2 mm dos outros dois em blocos de poliuretano. Pilares microunit foram instalados e 4 extensômetros foram colados tangenciando os implantes. Dez supraestruturas em Co-Cr foram fundidas a partir de enceramentos utilizando dois tipos de coifas. Uma carga de 30 Kgf foi aplicada através de um dispositivo de aplicação de carga com uma ponta romba de 2 mm de diâmetro em cinco locais sendo três sobre os parafusos que fixavam a supraestrutura aos pilares protéticos e dois locais entre os implantes. O autor não verificou diferença entre o tipo de coifas (usinada e plástica) e também na configuração dos implantes (linear e compensado), mas houve uma diferença estatística nos locais de aplicação da carga.

Já em 2009, Abreu avaliou também pela extensometria, as microdeformações ao redor de três implantes cone Morse. Em um bloco de poliuretano foram inseridos três implantes cone Morse em posicionamento linear equidistantes 3 mm e depois foram instalados pilares protéticos microunit. Quatro extensômetros foram colados tangenciando cada implante. Supraestruturas foram enceradas utilizando dois tipos de coifas (usinadas e plásticas) que foram fundidas em Co-Cr. Após instalação da supraestrutura, foi aplicada uma carga vertical de 30

Kg de tal forma que os pontos de aplicação foram cinco, sendo três sobre os parafusos do pilar protético e os outros dois entre os implantes para obtenção dos dados. Como conclusão não foi verificada alteração na utilização das coifas usinadas e plásticas, mas o local de aplicação de carga influenciou na microdeformação sendo que essa se manteve dentro do limiar fisiológico do osso.

Nishioka et al., 2009 avaliaram as microdeformações ao redor de dois tipos de implante (hexágono externo e interno) após o aperto do parafuso num posicionamento linear e compensado através da extensometria. Para o posicionamento linear, os três implantes foram posicionados equidistantes 3 mm entre si. Já para o posicionamento compensado, esses implantes foram inseridos no bloco equidistantes 3 mm entre si e o implante central deslocado 2 mm dos outros dois implantes. Quatro extensômetros foram colados em cada bloco tangenciando os implantes. Foram acoplados aos implantes pilares protéticos microunit com um torque de 20 N. A supraestrutura foi instalada sobre pilares protéticos dos três implantes de tal forma que o aperto dos parafusos foi realizado na sequencia, primeiro o implante central e depois cada um dos laterais com um torque de 20 N. Assim, verificou-se que o implante hexágono interno apresentou uma microdeformação elevada em relação ao hexágono externo, mesmo quando comparado os posicionamentos, tendo o compensado minimizado a microdeformação ao redor dos implantes, ainda assim o implante hexágono interno apresentou altos valores de micro deformação.

Em 2010, Abreu et al. avaliaram por meio da extensometria as microdeformações ao redor de implantes cone Morse com posicionamento linear aplicando carga axial e não axial sobre as estruturas simulando uma prótese parcial fixa de três elementos, variando o tipo de coifa (plástica ou usinada). Em um bloco de poliuretano foram inseridos três implantes cone Morse em posicionamento linear e

sobrepostos pilares protéticos microunit. Foram fundidas 10 supraestruturas em liga de Co-Cr, sendo 5 com coifas plásticas e 5 com coifas usinadas. Foram colados quatro extensômetros na superfície do bloco de poliuretano tangenciando os implantes. Foi aplicada uma carga de 30 kg nos pontos sobre o parafuso de cada um dos implantes (pontos A, C e E) e entre os implantes 1 e 2 (ponto B) e entre os implantes 2 e 3 (ponto D) para a coleta dos dados. Os autores verificaram que não houve diferença estatística para o tipo de coifa utilizada e sim para o ponto de aplicação de carga.

Em outro estudo semelhante, Nishioka et al. (2011b) compararam em vitro as deformações geradas durante o aperto de próteses parciais fixas de 3 elementos, variando o tipo de conexão protética e a disposição dos implantes. Três implantes, hexágono externo, interno e cone morse, foram inseridos em posicionamento linear ou compensado em seis blocos de poliuretano. Sobre os implantes foram parafusados pilares microunit com torque de 20 N, sobre os quais foram confeccionados enceramentos padronizados e fundidos em liga de cobalto-cromo (n = 60). Quatro extensômetros foram estrategicamente colados na superfície de cada bloco, ao redor dos implantes. Cada estrutura metálica foi parafusada sobre os pilares protéticos com torque de 10 N e as microdeformações geradas foram registradas. Os dados obtidos foram submetidos aos testes estatísticos ANOVA de 2 fatores de medidas repetidas e Tukey. Os resultados mostraram que houve diferença para o fator conexão protética. Os autores concluíram que o posicionamento compensado dos implantes não reduziu as tensões ao redor dos implantes quando comparado ao posicionamento linear e que a conexão protética com hexágono interno e cone morse não diminuiu a microdeformação ao redor dos implantes.

Vasconcellos (2011a) avaliaram pela extensometria a aplicação de cargas verticais sobre uma prótese parcial fixa implanto suportada. Para

tal, uma supraestrutura de três elementos foi posicionada sobre três implantes de hexágono interno inseridos em um bloco de poliuretano no qual a distância do centro de um implante para o outro era de 7 mm. Sobre os implantes foram colocados pilares protéticos microunit com um torque de 20 N. Dez padrões em resina foram encerados utilizando coifas pré-fabricadas e plásticas e depois fundidos em Co-Cr. Quatro extensômetros foram colados ao redor dos implantes. As supraestruturas fundidas foram acopladas aos pilares protéticos com um torque de 10 N nos parafusos e após uma carga de 30 Kg foi aplicada por um período de 10 segundos sobre os pontos A, B, C, D e E, sendo os pontos A, C e E sobre os parafusos dos pilares protéticos de cada implante e os pontos B e D entre os parafusos dos implantes mesial e central e central e distal respectivamente. Foi verificado que o tipo de coifa não interferiu, porém o local da aplicação de carga afetou a magnitude das microdeformações.

Também Abreu et al. em 2012 avaliaram as microdeformações ao redor de três implantes cone Morse variando o posicionamento dos implantes (linear e compensado) com a aplicação de cargas axiais e não axiais. Os implantes foram inseridos em um bloco de poliuretano e após os extensômetros foram colados na superfície do bloco tangenciando os implantes. Foram colados quatro extensômetros, sendo o SG1 para a mesial do implante 1, o SG2 e SG3 foram colados na mesial e distal do implante 2 e o SG4 na distal do implante 3. Dez supra estruturas de Co-Cr foram fundidas usando coifas plásticas. Foram aplicadas cargas de 30 Kg no centro de cada implante e numa distância de 1 e 2 mm de cada implante. Foi verificado que houve diferença estatística no posicionamento dos implantes em relação à carga axial e também para a carga não axial com 1 mm de distância do centro dos implantes. Os autores puderam concluir que o posicionamento compensado dos implantes, tende a diminuir as microdeformações geradas tanto para cargas axiais quanto não axiais com distância de 1 mm do centro dos

implantes e que para cargas axiais com distância de 2 mm não há diferença entre os posicionamentos.

Avaliando as microdeformações ao redor de dois implantes unidos com uma haste de resina acrílica nos transferentes, Cerqueira et al. em 2012 utilizaram 2 implantes equidistantes entre si 25 mm inseridos em um bloco de poliuretano. Com os transferentes em posição sobre os implantes, foram confeccionadas hastes em resina acrílica de duas marcas comerciais (GC Pattern Resin e Duralay II). As hastes foram confeccionadas a partir de uma matriz de teflon onde a resina acrílica foi inserida por meio da técnica de Nealon. As hastes foram confeccionadas em três métodos. O método 1 a haste foi confeccionada em uma única etapa na inserção da resina acrílica. No método 2 a haste foi seccionada e unida novamente após 17 minutos da polimerização e o método 3 foi semelhante ao método 2, mas a união dos segmentos da haste foi realizada após 24 horas da polimerização. Os extensômetros foram colados no lado direito e esquerdo dos implantes e a obtenção dos dados foi realizada após 5 horas da polimerização da haste confeccionada pelo método 1 e após 5 horas da polimerização da união das hastes no método 2 e 3. O resultado demonstrou que o tipo de resina acrílica utilizada e o método utilizado possuem diferença estatística significativa. O método 1 com a resina acrílica Duralay II apresentou uma maiores microdeformações em relação aos outros métodos que a resina acrílica GC Pattern Resin. Os autores concluem que os métodos que possuem a secção da haste geram uma menor tensão na polimerização enquanto a confecção de uma haste em uma única etapa na inserção de resina acrílica gera maior tensão provocando maior microdeformação ao redor dos implantes.

Kan et al., 2014 utilizaram da extensometria para enumerar o padrão peri-implantar de tensão óssea sob carga oclusal em coroas de metal e verificar a resposta biológica do osso através de comparações

com os limiares de tensão críticos definidos por Frost na teoria mecanostática (1987). Dois cães foram utilizados e foram instalados quatro implantes de 8 mm de comprimento e 4,1 mm de diâmetro. Foram feitos registos de mordida na posição máxima intercuspidação (MIP) na dimensão oclusal vertical existente. Um dispositivo de mordida de detecção de força foi utilizado para medir a carga oclusal in vivo. Após o sacrifício, os crânios e mandíbulas foram cuidadosamente desarticulados para evitar danos ao osso subjacente antes de montar na máquina de carga. Os extensómetros (roseta miniatura) empilhados em 45° foram utilizados. Uma carga oclusal até 478 N foi aplicada a um intervalo de 70 N para simular a média in vivo da carga oclusal. A média e pico in vivo da carga oclusal medidos foram de 434 e 795 (N). Tensão óssea atingindo 229  $\mu\epsilon$  foram gravados em locais distantes. Por fim os autores puderam concluir que para as microdeformações do osso atingirem o limiar de sobrecarga patológica definida pela mecanostática Frost (3000  $\mu\epsilon$ ), uma carga de 1344 N oclusal (maior do que o pico medido in vivo) é necessária com base no modelo de regressão linear simples.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Avaliar as microdeformações geradas sob aplicação de carga axial, ao redor e em dois níveis verticais em implantes curtos com roscas convencionais e com platôs, de conexões protéticas do tipo cone morse.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

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

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

(Continua)

<b>MATERIAIS</b>	<b>FABRICANTE</b>
Borracha silicone	Clássico artigos odontológicos, Catanduva – São Paulo
Poliuretano	F16 Axson, Cercy – França
Implante com roscas convencionais	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil
Implante com platôs	Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos
Pilar Sólido	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil
Pilar Reto	Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos
Fresas (lança, 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm)	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil

(Conclusão)

Brocas Escavadoras (Broca piloto, 2.5, 3, 3.5, 4 e 4.5 mm)	Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos
Motor Elétrico	MC 101 Omega, Dentsclar, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil
Contra-ângulo	Koncept, Kavo Ind.Com Ltda, Joinvile, Santa Catarina, Brasil
Contra-ângulo 400:1	Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos
Chave Catraca	AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil
Terminais Elétricos	Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil
Extensômetros	Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil
Adesivo a base de cianocrilato	Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil
Cera Rosa nº 7	Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo - Brasil
Lixas d'água (granulações de 220 a 600)	3M do Brasil Ltda, Sumaré - Brasil
Álcool Isopropílico	Implastec Eletroquímicos, Sorocaba - Brasil

## 4.1 Confeção do modelo

### 4.1.1 Obtenção do bloco de poliuretano

Por meio da manipulação de cera rosa nº 7 (Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo - Brasil) um retângulo com dimensões de 200 X 31 X 13 mm foi utilizado para confeccionar uma matriz de silicone (Borracha silicone para moldes: Clássico artigos odontológicos, Catanduva – São Paulo) de uso laboratorial. Após sua polimerização, foi feita a desinclusão apresentando uma matriz retangular com um compartimento de dimensões 200 X 31 X 13 mm, que foi utilizada para confecção dos blocos de poliuretano figura 1. A obtenção dos blocos se deu a partir da mistura em proporções iguais de uma base e um catalisador (Poliuretano F16 Axson, Cercy – França). Este material de baixa viscosidade foi misturado em um pote de vidro com o auxílio de uma espátula de madeira até obter um conteúdo homogêneo. (Poliuretano 3,6 Gpa). A mistura foi vertida no interior da matriz de silicone (Borracha silicone para moldes: Clássico artigos odontológicos, Catanduva – São Paulo) figura 2 e após a polimerização do poliuretano e sua desinclusão figura 3, suas superfícies foram tratadas com o uso de lixas d'água de várias granulações de 220 a 600 (3M do Brasil Ltda, Sumaré – Brasil) a fim de obter uma superfície com o menor número de irregularidades. Os blocos tiveram sua dimensão final de: 190 mm de comprimento por 30 mm de altura e 12 mm de largura.

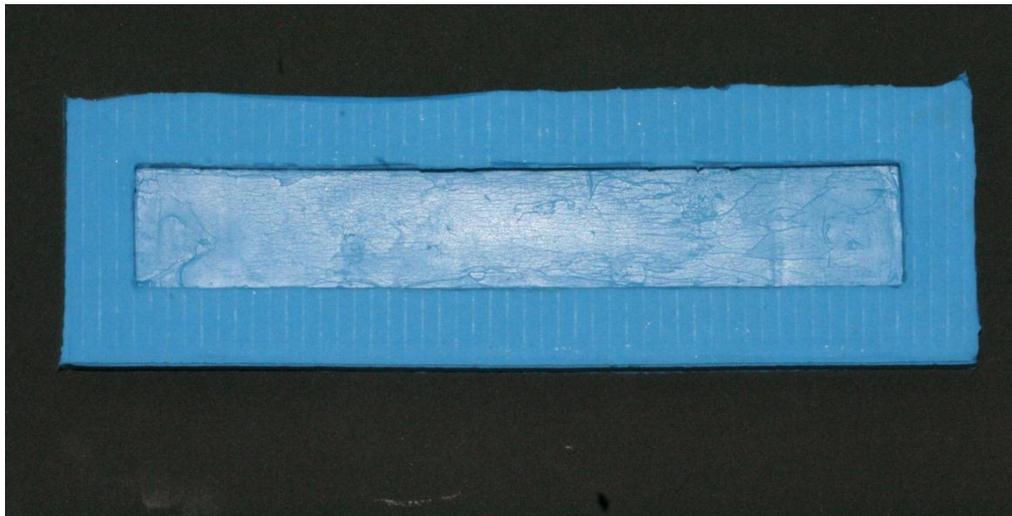


Figura 1- Matriz de Silicone.

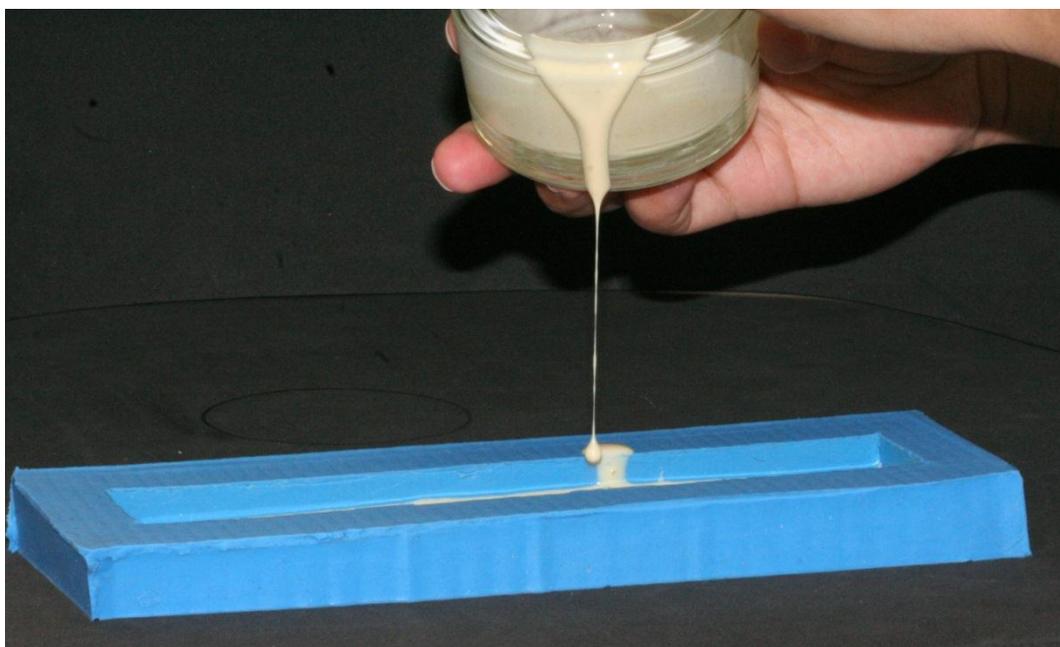


Figura 2- Inserção do poliuretano na matriz.

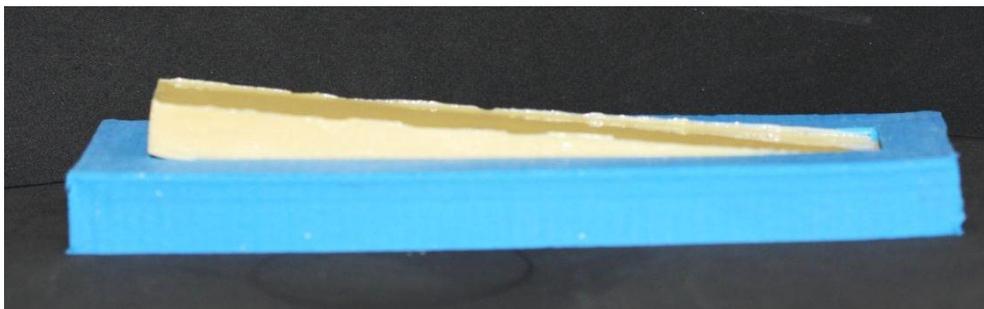


Figura 3- Desinclusão do bloco.

Em seguida, com a utilização da mesma matriz que foi confeccionado o bloco de poliuretano, foi inserida uma pequena porção de poliuretano com cerca de 5 mm de altura para preparar uma base numa das faces do bloco de menor largura e maior comprimento formando um T invertido figura 4, para proporcionar maior estabilidade do bloco no momento da aplicação de carga, conforme figura 5.



Figura 4- Inserção do bloco na matriz para confecção da base.

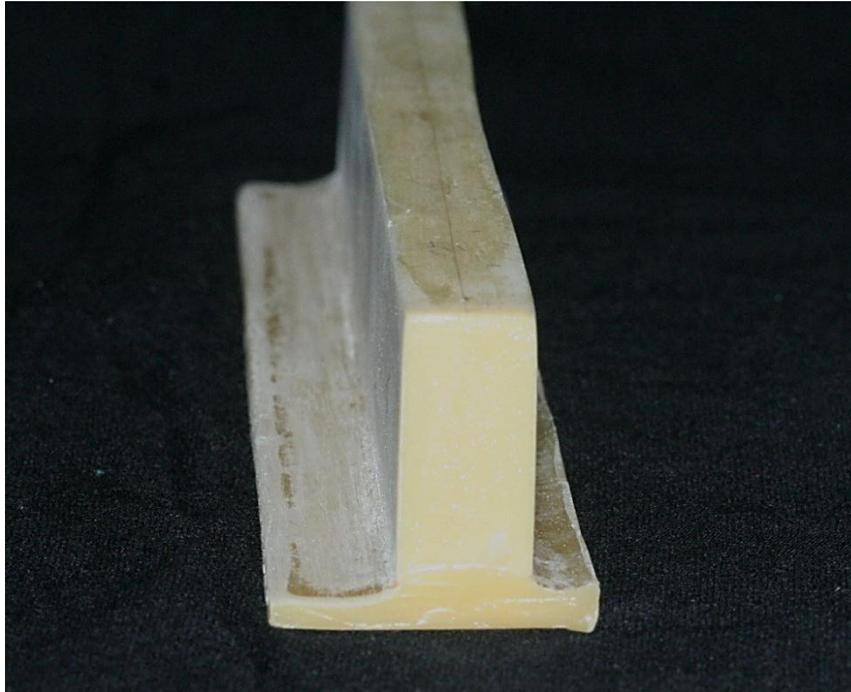


Figura 5- Bloco de poliuretano em vista lateral.



Figura 6 – Bloco de poliuretano pronto em vista frontal.

#### 4.1.2 Instalação dos implantes e dos pilares protéticos

As perfurações dos blocos de poliuretano ocorreram no centro da face de menor largura para os dois sistemas de implantes sendo realizado pelo mesmo operador e padronizadas sobre uma linha traçada que dividiu a face em duas partes iguais e com uma distancia de 50 mm entre cada perfuração.

#### 4.1.3 Implante com platô

O sistema Bicon não compartilha das técnicas convencionais de operação para instalação de implantes, sendo suas brocas escavadoras (Bicon, Boston – USA) figura 8, diferenciadas por seu desenho de corte: caracterizadas por possuírem duas lâminas no formato de meia cana.



Figura 7- Kit cirúrgico Bicon (Bicon, Boston – USA).



Figura 8 – Brocas escavadoras do sistema de implantes Bicon. Broca piloto (esquerda), 2.5, 3, 3.5, 4 e 4.5 mm (direita) de diâmetro.

O implante utilizado possuía o diâmetro de 4.5 x 8 mm (Figura 9) e obedecendo ao protocolo do fabricante, a primeira fresa, denominada de piloto com 2 mm de diâmetro, foi inserida até a profundidade de 8 mm delimitada pela marcação na fresa e também conferida com a utilização de uma sonda milimetrada para assegurar a profundidade da perfuração. Em seguida, foram utilizadas brocas escavadoras de 2.5, 3, 3.5, 4, e 4.5 mm de diâmetro conforme figura 8 seguindo os padrões para conferência da profundidade. A broca piloto foi utilizada com 1800 rotações por minuto e para as demais brocas, foi necessário utilizar um contra ângulo redutor 400:1 (Figura 10) para obter 50 rotações por minuto (Muftu, Chapman, 1998). A broca escavadora de 4.5 mm (Figura 11) determinou uma perfuração com o mesmo diâmetro do implante e com profundidade de 8 mm, aferida com uma sonda milimetrada conforme figura 12. Utilizando de um instrumental específico para inserir o implante (“implant insert” Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos), este foi pressionado para assentá-lo

completamente na loja realizada com auxílio de um martetele. Foi assentado um implante de 4,5 x 8 mm (Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos) (Figura 13) para cada loja preparada nos blocos.

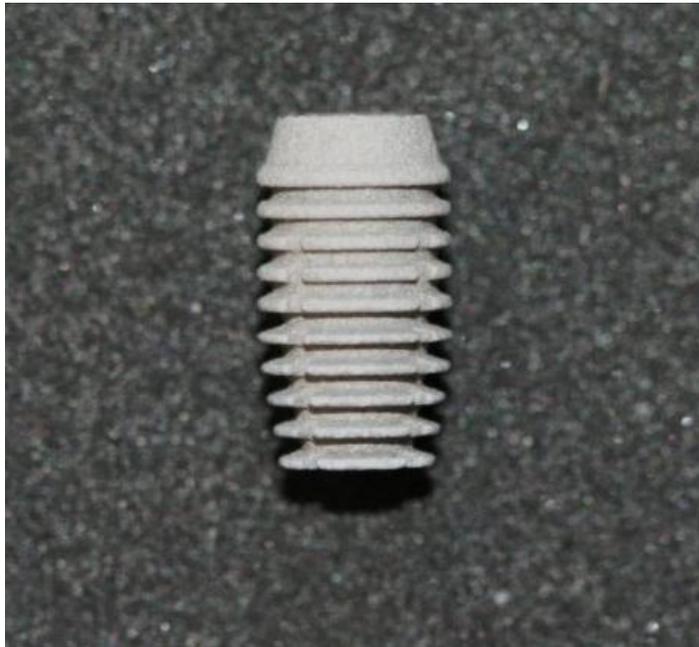


Figura 9 – Implante Bicon de 4,5 x 8 mm.



Figura 10- Contra ângulo 400: 1 Bicon (Bicon, Boston – USA).



Figura 11 – Perfuração do bloco com a broca escavadora 4.5 mm que possui diâmetro semelhante ao implante.

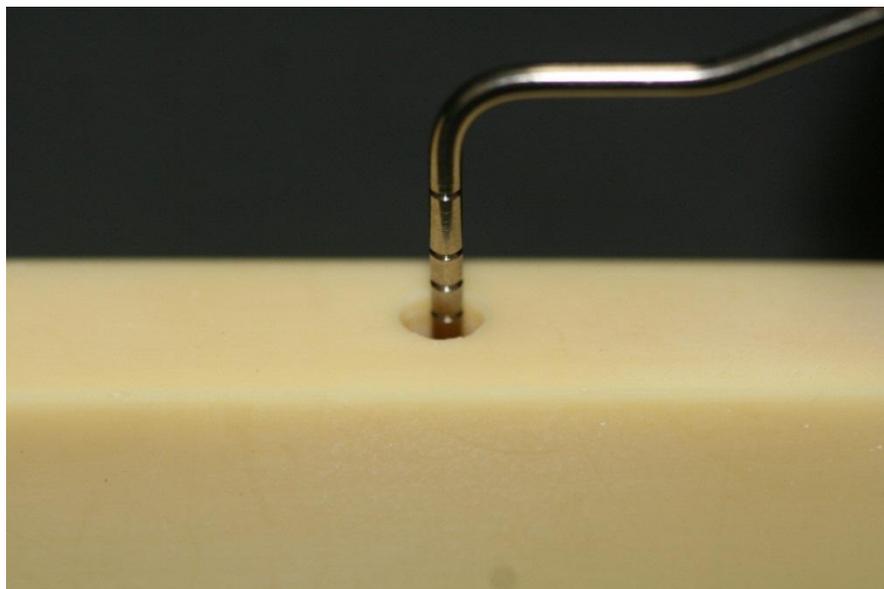


Figura 12 – Perfuração realizada certificando os 8 mm de profundidade com sonda milimetrada.



Figura 13 – Inserção do implante no bloco de poliuretano.

O pilar reto de 10 mm de comprimento (Bicon Dental Implants – Boston, Estados Unidos) (Figura 14) foi assentado no interior do implante com o auxílio de um martelete (Figura 15) para um travamento mecânico friccional do conjunto caracterizado pelo sistema.



Figura 14 – Pilar reto com 10 mm de comprimento.

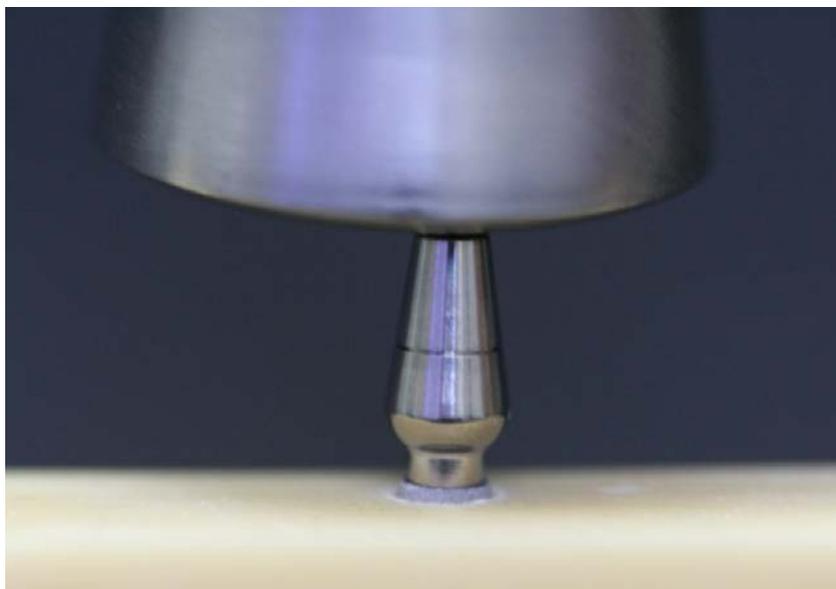


Figura 15 – Instalação final do pilar ao implante com o auxílio do martetele.

#### 4.1.4 Implante convencional

Foi utilizado apenas um conjunto padronizado de fresas (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) para a instalação dos implantes: a ponta de lança e as fresas helicoidais de 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm de diâmetro (Figura 16). O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões convencionais (Figura 17) com velocidade média de 1800 rotações por minuto e para a inserção das fixações foi utilizada 14 rotações por minuto e ajustado para torque de 40 N.cm. Após as perfurações de cada fresa e ao final com a utilização da fresa de 3.7 mm de diâmetro, foi realizada a aferição da profundidade da perfuração de 8.5mm com uma sonda milimetrada do próprio sistema figura 18. A finalização da inserção do implante convencional de 4.5 x 8.5 mm (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) (Figura 19) foi manual com auxílio da chave catraca cirúrgica (Figura 20).



Figura 16 – Fresas do sistema de implantes AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX. A fresa lança (esquerda) e as fresas de 2, 2.5, 2.8, 3, 3.2, 3.4 e 3.7 mm (direita) de diâmetro.



Figura 17 – Perfuração do bloco com a fresa 3.2 mm.

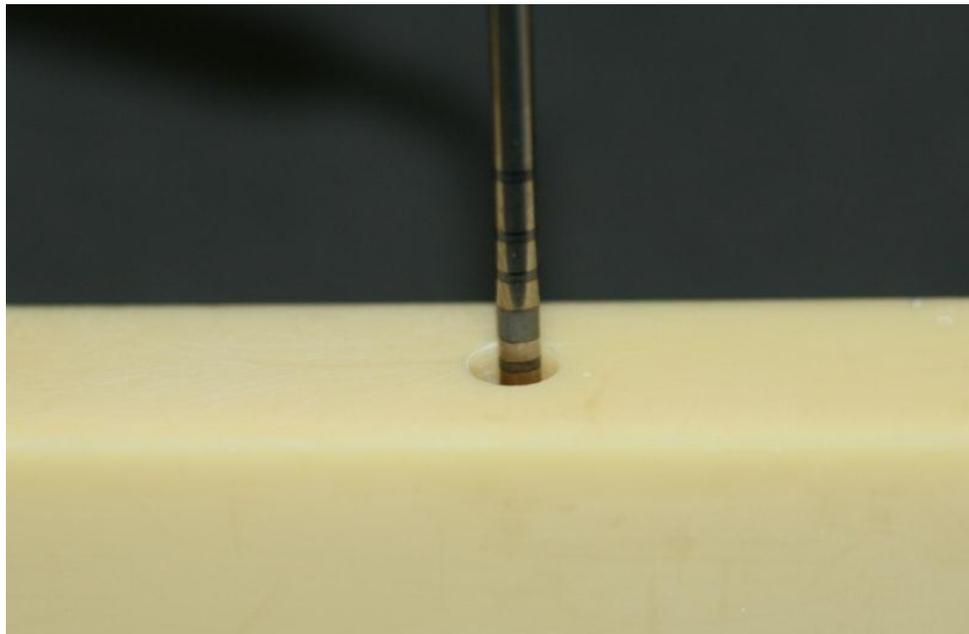


Figura 18 – Perfuração realizada evidenciando 8.5 mm de profundidade com sonda milimetrada.



Figura 19 – Implante convencional de 4.5 x 8.5 mm (esquerda) e pilar protético sólido de 10 mm de altura (direita).

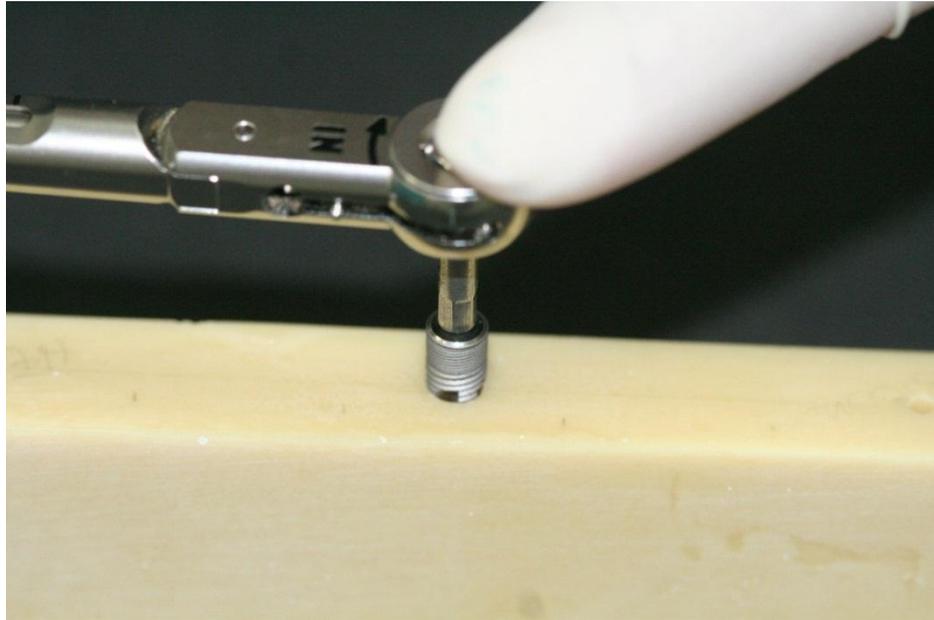


Figura 20 – Inserção do implante convencional com o auxílio da chave catraca cirúrgica manual.

Sobre a plataforma de assentamento dos implantes, foi posicionado o pilar protético Sólido de 10 mm de comprimento (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil) (figura 19) e parafusado com torque de 20 N.cm com auxílio de um torquímetro manual (AS TECHNOLOGY TITANIUM FIX – São José dos Campos, Brasil), conforme figura 21.



Figura 21 – Pilar protético sendo parafusado com torque de 20 N.cm.

O orifício do pilar para a inserção do parafuso de fixação foi preenchido com guta percha em bastão até 1 mm abaixo da superfície. Neste 1 mm restante, foi sobreposta uma camada de resina acrílica quimicamente ativada para simular condições clínicas.

#### 4.2 Colagem dos extensômetros

A superfície do bloco foi limpa com álcool isopropílico (Implastec Eletroquímicos, Sorocaba – Brasil) para remoção de gorduras de objetos utilizados para a planificação dos blocos (lixas), bem como de locais de trabalho. Para este estudo, foram utilizados 6 extensômetros do modelo PA-060-040AB-120-L (Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil) para cada implante (Figura 22). Os extensômetros foram colados com o adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) na superfície superior do bloco, tangenciando a plataforma do implante. Foram posicionados quatro extensômetros diametralmente opostos ao redor de cada um dos implante, sendo enumerados de 1 a 4 ao redor do implante platô e de 7 a 10 no implante convencional, conforme figura 23.

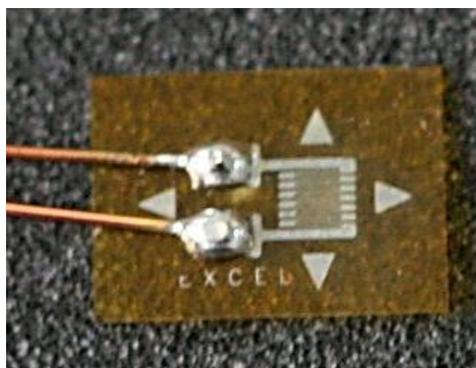


Figura 22 – Extensômetro modelo PA-060-040AB-120-L (Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil).

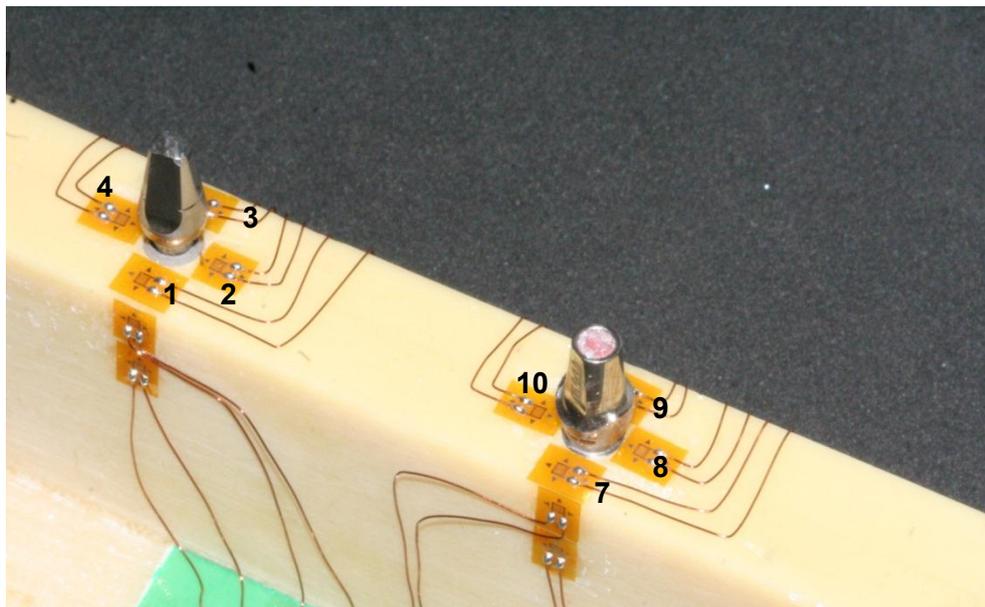


Figura 23 – Quatro extensômetros colados ao redor dos implantes convencionais (direita) e platô (esquerda). Também foram colados extensômetros no terço médio e apical na parede lateral do bloco de poliuretano.

Também foram posicionados extensômetros no terço médio e no terço apical para cada um dos implantes. Os extensômetros foram enumerados 5 e 6 para o terço médio e apical do implante platô e os números 11 e 12 para os extensômetros do terço médio e apical para o implante convencional, conforme a figura 24.

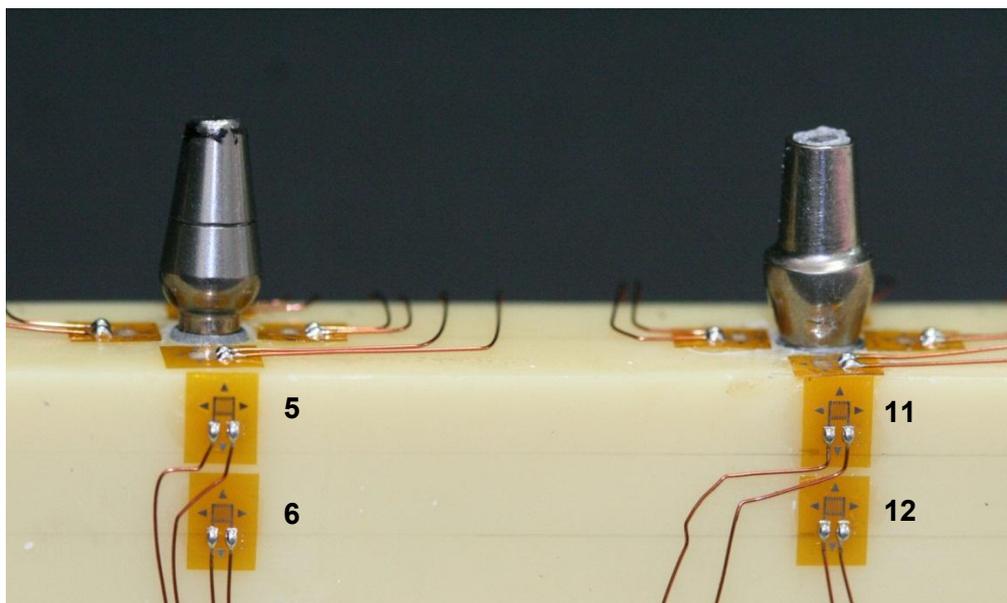


Figura 24 – Dois extensômetros colados na face lateral do bloco de poliuretano no terço médio e apical em cada um dos implantes.

Nas extremidades superiores dos lados maiores da base do bloco foram coladas, nas superfícies, as placas dos terminais (Excel Sensors Ind. Com. E Exportação Ltda., Embú, São Paulo – Brasil), onde foram realizadas as conexões elétricas. Essas conexões elétricas ligam os extensômetros ao aparelho Model 5100 Scanner – System 5000B (Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina - USA) que é um sistema integrado que engloba um conversor analógico-digital, que condicionou os sinais por meio de uma ligação com um computador contendo o programa Strain-Smart onde foram realizadas interpretações, modificações e processamento dos sinais.

### 4.3 Aplicação de cargas

Foi utilizado o dispositivo de aplicação de carga-DAC (Vasconcellos, Nishioka, 2008b) (Figura 25), que permitiu os carregamentos estáticos verticais sobre a estrutura do pilar protético dos implantes. O dispositivo possui uma ponta esférica que foi posicionada na região central dos pilares protéticos de cada sistema de implante e uma carga de 30 kg foi aplicada por um período de 10 segundos, conforme figuras 26 e 27. Foram realizadas 3 leituras para cada aplicação de carga e após cada leitura o aparelho foi zerado para uma nova medição. Para a interpretação dos resultados, foi obtida uma média das 3 leituras que representou cada extensômetro.

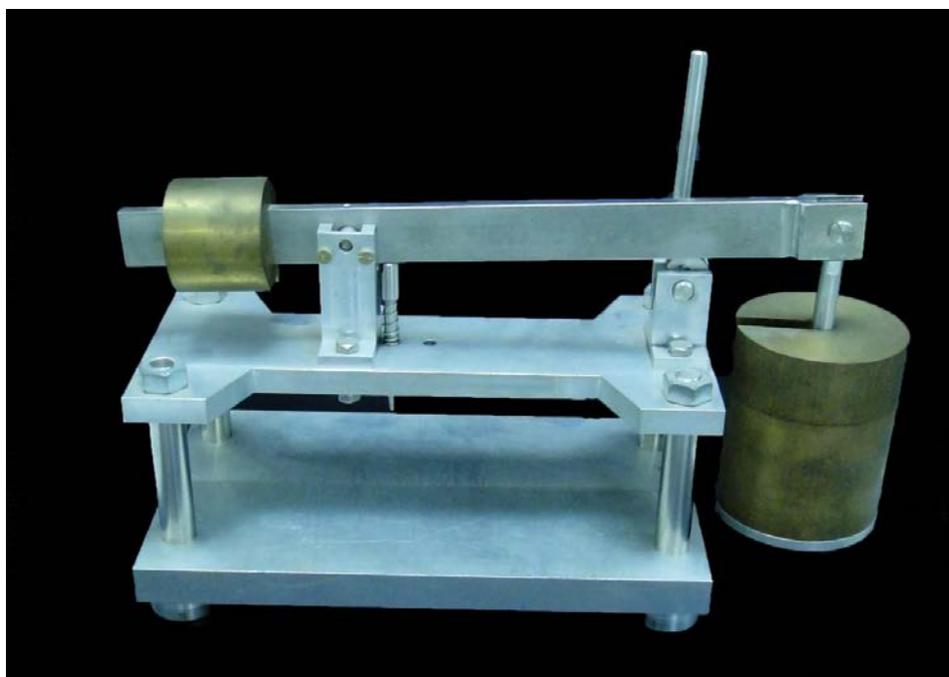


Figura 25 – Dispositivo de aplicação de carga (DAC).

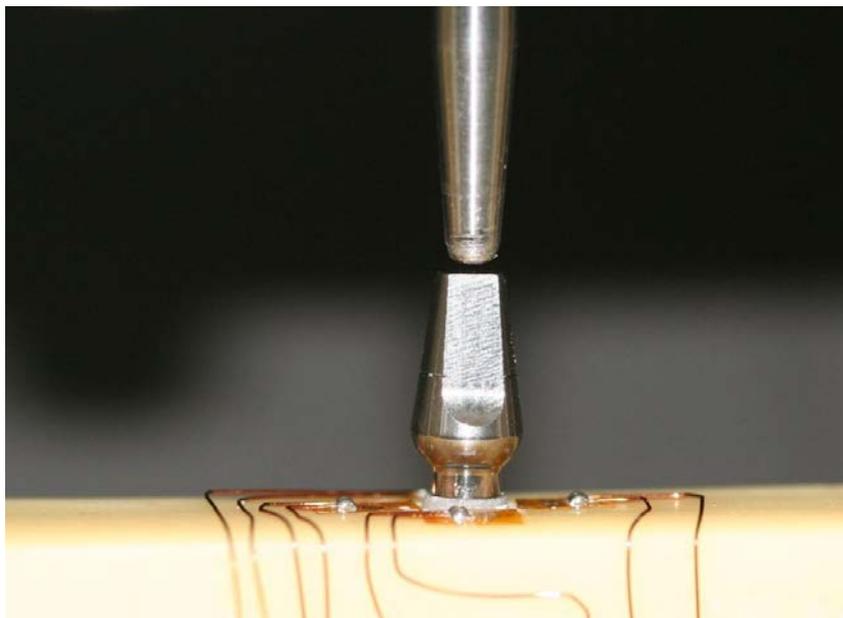


Figura 26– Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante platô.

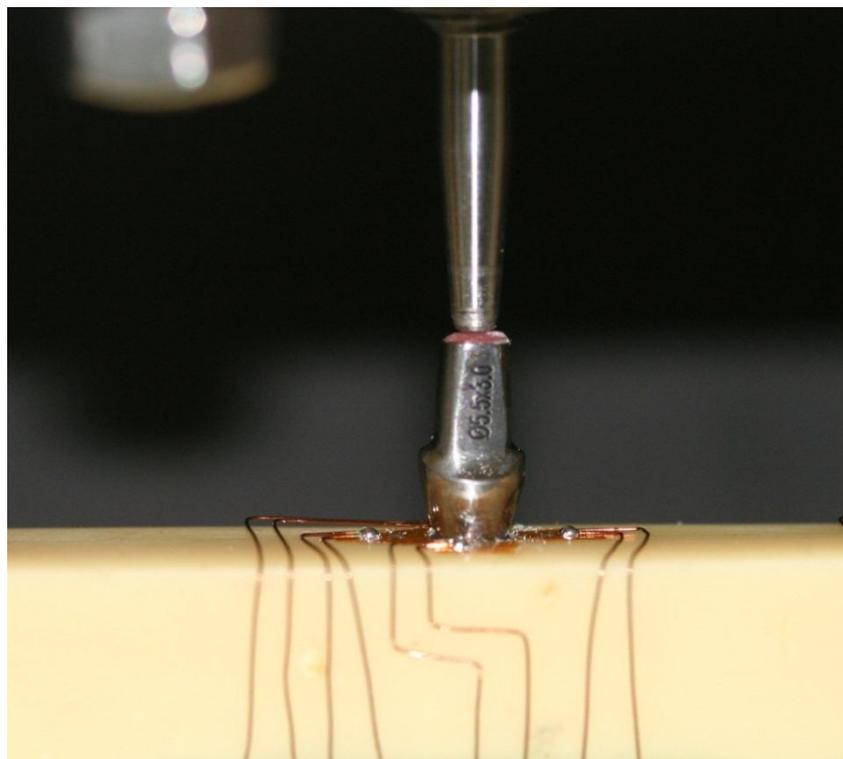


Figura 27– Aplicação da carga pelo DAC sobre o pilar do implante convencional.

#### **4.4 Delineamento experimental**

O delineamento deste experimento seguiu um esquema fatorial tipo 2 X 2. As variáveis ou fatores em estudo foram considerados: os dois tipos de implantes (convencional e com platôs), e as regiões (horizontal e vertical). A unidade experimental foi composta por um conjunto formado pelo bloco de poliuretano, implante e pilar. A variável resposta foram os valores de microdeformação médios obtidos através da extensometria.

## **5 RESULTADOS**

Foram obtidos 120 dados de cada um dos sistemas de implantes, pelos quatro extensômetros horizontais e pelos dois extensômetros verticais, os quais foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: GraphPad Prism (GraphPad Software, version 4.00, 2003); MINITAB (Minitab, version 14.12, 2004) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 8.0, 2003).

Nas tabelas abaixo foram apresentados todos os valores de microdeformações geradas ao bloco de poliuretano, no implante platô e no implante convencional.

A tabela 1 demonstra os dados de microdeformação obtidos no implante com platôs.

Tabela 1 – Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros (SG) colados na horizontal (SG1,SG2,SG3eSG4) e na vertical (SG5 e SG6)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1 - lingual	SG2 - mesial	SG3 - vestibular	SG4 - distal	SG5 - médio	SG6 - apical
1	5174	1229	5071	597	1514	372
	5031	1314	4629	577	1017	279
	4670	1206	4200	512	965	265
2	1945	174	1893	24	460	183
	1804	159	1763	27	485	185
	1678	135	1637	29	485	186
3	2324	489	1859	65	418	326
	2326	513	1842	102	367	426
	2489	535	1955	140	389	335
4	5786	12	427	1497	1339	419
	5724	8	330	1547	970	331
	5677	18	243	1514	1005	321
5	50	430	3745	1048	147	48
	48	373	3577	1029	141	52
	47	415	3587	997	141	46
6	2676	56	4185	1278	730	171
	2682	56	4244	1312	804	170
	2638	36	4115	1264	754	182
7	386	1796	545	2571	572	479
	377	170	539	2477	618	450
	368	1749	524	2516	632	418
8	4087	1224	3668	1593	1232	581
	1788	651	1681	626	1060	463
	2202	797	2135	783	1099	402
9	4082	352	2097	755	725	122
	3634	333	2826	731	753	39
	3842	347	2911	734	721	81
10	312	2380	511	587	1129	534
	326	2439	530	559	1157	594
	373	2691	530	596	1129	581

A tabela 2 demonstra os dados de microdeformação obtidos no implante convencional.

Tabela 2 – Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) obtidos nos implantes convencionais dos extensômetros (SG) colados na horizontal (SG7, SG8, SG9 e SG10) e na vertical (SG11 e SG12)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG7 - lingual	SG8 - mesial	SG9 - vestibular	SG10 - distal	SG11 - médio	SG12 - apical
1	1045	31	94	216	161	159
	1064	13	240	67	182	89
	1066	11	261	92	190	102
2	1269	419	1428	394	461	209
	1359	499	1484	425	467	180
	1680	595	1819	568	466	178
3	1076	661	899	199	417	112
	1317	880	1108	147	465	127
	1372	907	1140	140	487	66
4	872	401	679	95	641	38
	974	350	700	82	555	83
	946	33	672	78	585	94
5	1592	68	1111	766	56	1111
	2460	366	1779	823	35	1424
	2467	353	1716	761	25	1267
6	971	53	940	688	275	24
	1007	41	960	708	322	29
	960	38	911	698	318	57
7	1630	258	1532	1108	265	139
	1561	230	1449	227	234	279
	1485	208	1382	1032	227	343
8	1958	1775	2065	1225	204	691
	1888	1694	1995	1197	185	777
	1467	1365	1566	912	225	695
9	799	500	1309	699	18	545
	665	282	1588	507	25	685
	849	318	1748	693	15	709
10	535	1390	655	1182	289	199
	479	1437	935	1529	412	189
	888	1975	767	1526	423	190

Dos dados absolutos apresentados nas tabelas 1 e 2, foi realizada uma média a partir das 3 medições que assim determinou um valor para cada extensômetro. A estatística descritiva para os valores de

microdeformação dos implantes convencionais e com platôs são apresentados na tabela 3.

Tabela 3 – Descritiva para os implantes de convencionais e platô e dos extensômetros na horizontal e vertical

<b>Extensômetro</b>	<b>Implante</b>	<b>N</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Coefficiente de Variação</b>
Horizontal	Convencional	10	905	360	39,75
	Platô	10	1618	588	36,34
Vertical	Convencional	10	323,7	146	45,11
	Platô	10	533,3	243,6	45,69

A estatística descritiva para a variável dos extensômetros na vertical e horizontal em ambos os tipos de implante foi representada na tabela 4.

Tabela 4 – Descritiva para os extensômetros na vertical e horizontal

<b>Extensômetro</b>	<b>N</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio Padrão</b>	<b>Coefficiente de Variação</b>
Horizontal	20	1261	599	47,49
Vertical	20	428,5	223,1	52,07

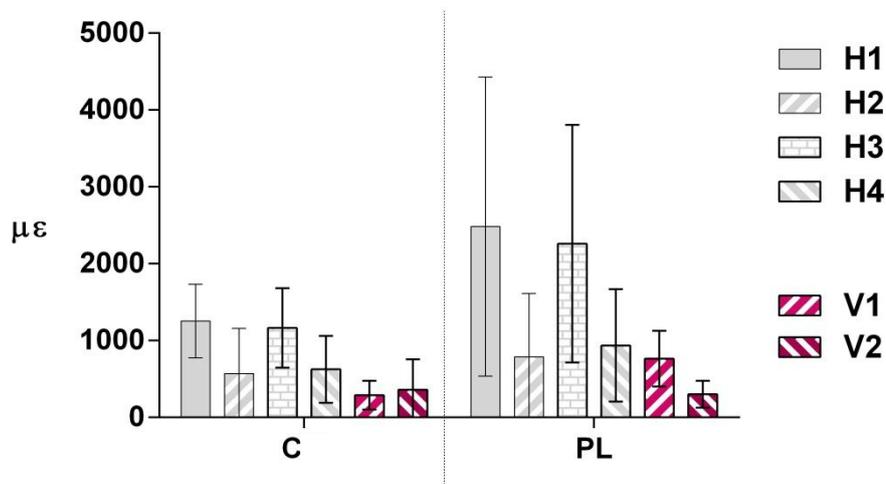


Figura 28- Gráfico de colunas (média  $\pm$  dp) dos valores de microdeformações dos 6 extensômetros verticais (V) e horizontais (H) dos dois tipos de implantes, convencional (C) e platô (PL).

Para avaliar o relacionamento entre o implante e a região horizontal ou vertical, os dados obtidos no experimento, foram submetidos ao modelo estatístico da análise de variância de medidas repetidas dois fatores.

Os valores resíduos, decorrentes do ajuste do modelo adotado, foram examinados para avaliar a adequabilidade do modelo para válidas inferências estatísticas e foi determinado que os dados originais propiciassem um adequado ajuste, porque os valores residuais se ajustaram a uma distribuição normal de probabilidade, e, ainda foi verificada a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade) por meio do gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados. Os gráficos estão disponíveis no apêndice.

Tabela 5- ANOVA de medidas repetidas para os dados de microdeformação

Efeito	gl	SQ	QM	Razão F	p-valor
Implante	1	2127737	2127737	11,82	0,0029
Resíduo I	18	3238917	179940		
Região	1	6933094	6933094	70,85	0,0001
Implante*Região	1	633146	633146	6,47	0,0204*
Resíduo II	18	1761395	97855		
Total	39	14690000			

\*p < 0,05

Verifica-se, na tabela 5, que o tipo de implante ( $p = 0,00029 < 0,05$ ), a região (horizontal e vertical) ( $p = 0,0001 < 0,05$ ), assim como o efeito interação ( $p = 0,02044 < 0,05$ ) foram estatisticamente significantes. Assim, pode-se estabelecer que o efeito do tipo de implante (Convencional versus Platô) apresentou diferença de  $713 \mu\epsilon$  na região horizontal diferente do efeito de  $210 \mu\epsilon$  na vertical, que pode ser apresentado também pela figura abaixo.

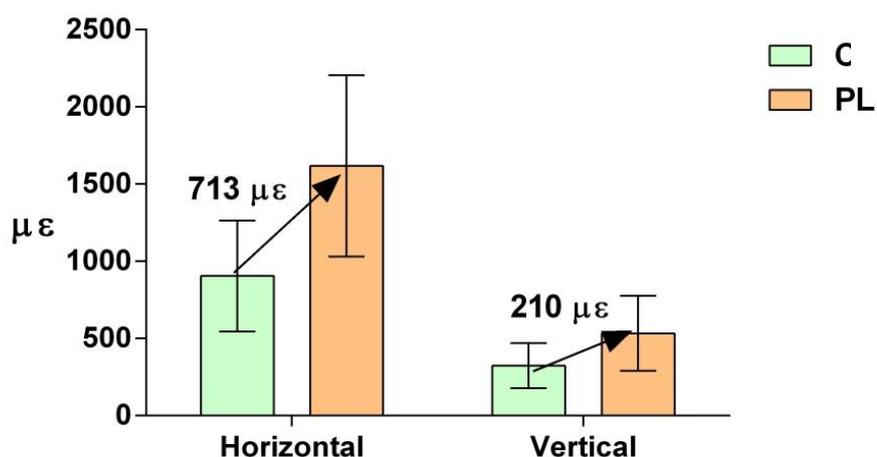


Figura 29- Gráfico de colunas (média  $\pm$  dp) dos valores de microdeformações no sentido horizontal e vertical dos dois tipos de implante, convencional (C) e platô (PL).

Na região horizontal, quando se comparam os valores médios de microdeformação nos dois tipos de implante (Convencional:  $904,7 \pm 360 \mu\epsilon$ ; Platô:  $1617,6 \pm 588 \mu\epsilon$ ), o teste de Sidak (5%), indicou diferença estatisticamente significativa.

Na região vertical, quando se comparam os valores médios de microdeformação nos dois tipos de implante (Convencional:  $323,7 \pm 146 \mu\epsilon$ ; Platô:  $533,3 \pm 243,6 \mu\epsilon$ ), o teste de Sidak (5%), não indicou diferença estatisticamente significativa.

Tabela 6- Teste de comparações múltiplas de Sidak's

<b>Teste de comparações múltiplas de Sidak's</b>	<b>Média</b>	<b>Significante</b>	<b>p-valor Ajustado</b>
<b>C x PL</b>			
Horizontal	-713	Sim	0,0003
Vertical	-210	Não	0,3862

Tabela 7- Teste de comparações múltiplas de Sidak's

<b>Teste de comparações múltiplas de Sidak's</b>	<b>Média</b>	<b>Significante</b>	<b>p-valor Ajustado</b>
<b>Horizontal x Vertical</b>			
CM	581	Sim	0,0012
PL	1084	Sim	< 0,0001

## 6 DISCUSSÃO

Dentre os vários fatores críticos que acercam e podem influenciar significativamente o processo de osseointegração juntamente com a manutenção óssea peri-implantar, o desenho dos implantes e o comprimento, têm papel fundamental para conhecimento e aplicabilidade na rotina clínica (Brunski, 1988). Assim, para a manutenção, sem complicações em longo prazo, de próteses sobre implantes acredita-se que a biomecânica na região peri-implantar é de extrema importância (Frost 1990). E já que o mercado oferece a cada dia mais versões de desenhos e conexões é fundamental que o profissional conheça as características de cada tipo inovador existente por meio da literatura.

A extensometria foi à técnica empregada neste estudo, o qual avaliou a influência do desenho estrutural na distribuição das microdeformações geradas em dois tipos de implantes. Outras técnicas também são utilizadas para realizar avaliações biomecânicas, entre elas, a análise fotoelástica que foi uma das primeiras técnicas utilizadas para o estudo das tensões em estruturas na qual, observam-se por meio de franjas de diferentes colorações a localização das tensões dentro de um modelo experimental (Clelland et al., 1993; Rubo, Souza, 2001). A quantidade total de franjas isocromáticas é diretamente proporcional às deformações encontradas no modelo de resina fotoelástica (Clelland et al., 1993).

O método de elementos finitos, também empregado para estudos biomecânicos, é representado através da reprodução em desenho computacional do objeto a ser analisado. Neste método são calculados

somente os deslocamentos de alguns pontos, que são os nós do modelo. Porém, o número de pontos escolhidos deve ser suficiente para representar o deslocamento do conjunto inteiro de forma aproximada. É comum neste tipo de técnica que os materiais estudados sejam considerados isotrópicos e homogêneos, podendo influenciar significativamente nos resultados, já que osso não é um substrato homogêneo (Saab et al., 2007; Lan et al., 2008; Sadrimanesh et al., 2012).

Dependendo do local de avaliação escolhido, os extensômetros podem ser colados próximos aos implantes (Heckmann et al., 2004; Karl et al., 2008; Akça et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009, 2011; Vasconcellos et al., 2011a), sobre os implantes (Çehreli MC et al., 2002a; Çehreli, Iplikçioğlu, 2002b; Hekimoglu et al., 2004), sobre os pilares protéticos (Suedam et al., 2009; Kim et al., 2009) e sobre a estrutura metálica da prótese (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2008). No presente estudo, a colagem e o posicionamento dos extensômetros foi baseada em estudos prévios de extensometria (Heckmann et al., 2004; Heckmann et al., 2006; Karl et al., 2006; Akça et al., 2009; Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009, 2010, 2011b; Vasconcellos et al., 2011a) os quais foram colados adjacentes aos implantes.

Os valores de microdeformações neste estudo foram transformados em absolutos (Seong et al., 2000; Heckmann et al., 2004, 2006; Karl et al., 2008; Nishioka et al., 2009, Vasconcellos et al., 2013) para a elaboração das médias, já que os valores negativos e positivos indicaram se foram geradas microdeformações de padrão de compressão ou de tração, não indicando valores menores que zero e não sendo, neste caso, o objeto deste estudo, já que independente do vetor de força esses indicaram microdeformações geradas ao bloco de poliuretano.

Neste estudo foram avaliados dois diferentes tipos de implantes curtos e ambos os resultados se enquadraram dentro de padrões de microdeformações aceitáveis (Frost, 1994). A literatura aborda que o estresse ósseo máximo é praticamente independente do comprimento do implante (Pierrisnard et al., 2003) e até mesmo que a largura do implante é mais importante do que o comprimento (Anitua, Orive, 2010a). Com base nestes dados, acredita-se que com um desenho otimizado, os implantes curtos podem desempenhar um papel de destaque na implantodontia, reduzindo as indicações para procedimentos de enxertia ósseas (Anitua, Tapia, 2010b).

A carga oclusal aplicada sobre o implante e distribuída para o osso suporte pode ser influenciada por diversos fatores (Rangert et al., 1997; Duyck et al., 2001; Çehreli MC et al., 2002a). Estudos prévios utilizaram osso humano (Akça et al., 2009; Çehreli et al., 2002a) como modelo experimental. Entretanto, o osso pode apresentar diferenças na anatomia, espessura de osso cortical e medular e densidades, tornando difícil a padronização do modelo experimental. Nesse sentido, visando facilitar a confecção e a reprodução do modelo experimental, diversos estudos *in vitro* (Akça et al., 2002b; Çehreli MC et al., 2002a; Çehreli MC, Iplikçioğlu, 2002b; Heckmann et al., 2006) têm empregado materiais considerados homogêneos e isotrópicos, isto é, materiais que possuem as mesmas propriedades em todas as direções. No presente estudo foi utilizado o poliuretano para confecção dos modelos experimentais, material que apresenta módulo de elasticidade próximo ao do osso medular humano, poliuretano: 3,6 GPa e osso medular humano: 4,0 a 4,5 GPa, (Wiskott, Belser, 1999; Rubo, 2001). Estudos recentes vêm utilizando o poliuretano para análises de cargas biomecânicas sobre implantes validando o uso deste material (Abreu et al., 2010; Nishioka et al., 2009, 2010, 2011; Vasconcellos et al., 2013).

Este estudo utilizou de dois tipos de implantes com as dimensões mais próximas possíveis disponíveis comercialmente, mas devido às características das roscas do implante convencional, a sensação de travamento foi maior em relação ao do sistema platô que foi pressionado e assentado no bloco de poliuretano com o auxílio de um martetele. Esta condição de inserção do implante pode ter determinado as diferenças significativas registradas nas microdeformações.

É importante salientar que independentemente do desenho de implante, a morfologia do osso lamelar ao longo das regiões em proximidade com a superfície do implante irá se desenvolver após vários meses em função, fornecendo suporte e biomecânica adequada para a resistência a função mastigatória (Lemons, 2004). Nesse sentido por este se tratar de um estudo *in vitro*, utilizou-se do bloco de poliuretano para se obter uma padronização dos modelos experimentais. E também é importante lembrar que todos os padrões de perfuração e instalação dos implantes foram seguidos rigorosamente assim como indicaram os fabricantes.

No presente estudo foi utilizada uma carga vertical sobre os implantes de 300 N. Entretanto, estudos biomecânicos em implantodontia utilizam pequenas cargas, variando de 35 a 100 N (Akça et al., 2002a; Çehreli MC et al., 2002a; Çehreli MC, Iplikçioğlu, 2002b; Karl et al., 2008; Suedam et al., 2009). Alguns trabalhos utilizam dispositivos especiais de aplicação de carga (Akça et al., 2002a; Çehreli MC et al., 2002; Çehreli, Iplikçioğlu, 2002b) e outros empregam máquinas de ensaio universal (Karl et al., 2008; Suedam et al., 2009), as quais podem realizar carregamentos extremamente elevados. No presente estudo os carregamentos verticais sobre os implantes foram de 30 kg (300 N), a mesma carga utilizada por Mericske-Stern et al., 1995 que avaliaram próteses fixas sobre implantes e utilizada também no estudo de Hasan et al., 2010, o qual analisou a biomecânica de implantes curtos com uma força oclusal estática. Foi

utilizado o dispositivo de aplicação de carga (DAC) para a aplicação, o qual pode realizar carregamentos de 5 a 40 kgf, com intervalos de 5 kgf. Vasconcellos e Nishioka (2008b) com auxílio da extensometria, compararam o DAC a uma máquina de ensaio universal, utilizando carregamentos axiais e não axiais. Os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os resultados obtidos na máquina de ensaio universal e no DAC, independente do tipo de carga. Desta forma, o aparelho DAC foi selecionado para a execução dos carregamentos no presente estudo.

Para os valores provindos dos extensômetros verticais apresentados no gráfico da figura 1, os relacionados ao nível médio foram menores no implante convencional em relação com o implante platô. Já para os extensômetros posicionados na região apical, os valores se apresentaram bem próximos, mas com leve tendência a serem maiores no implante convencional. Esses resultados podem ser justificados por uma melhor distribuição de microdeformações ao longo do comprimento do implante platô (Muftu et al., 1998; Pellizzer et al., 2011), sendo mais concentrada na região média e podendo diminuir as microdeformações na região apical proporcionalmente.

Os maiores valores de microdeformações encontrados neste estudo foram registrados como média para os implantes platô na análise horizontal, em 1618  $\mu\epsilon$ . Já no estudo de Hasan et al., 2010 os valores se apresentaram acima de 10.000  $\mu\epsilon$ , sendo para os autores, a magnitude das tensões claramente acima da fisiológica (Frost, 2003). Os achados de 10.000  $\mu\epsilon$  diferem dos resultados deste estudo e acreditamos que tal elevação de tensões pode ter se apresentado devido aos autores apresentarem uma única média para os três tipos de implantes curtos utilizados e não somente do implante platô. Também a utilização de comprimentos variados entre 5 e 7 mm para a realização da análise de

elementos finitos, pode ter influenciado nos resultados, o que não permitiu uma padronização para a avaliação.

Analisando os dados da tabela 1, a hipótese nula deste trabalho de que, o tipo de desenho de implante assim como a região de colagem dos extensômetros não tem relação com a interação das microdeformações geradas ao bloco de poliuretano foi negada, já que foi encontrada diferença das microdeformações no implante com platô (1618  $\mu\epsilon$ ) em relação ao convencional (905  $\mu\epsilon$ ) nos níveis horizontais. Acreditamos que a razão para tal diferença nos registros deveu-se ao estreitamento existente na secção transversal do implante platô, não encontrado no modelo de implante de roscas convencionais. (Bozkawa, 2004) que pode ter gerado uma redução na área de contato na parte superior do implante (Pellizer et al., 2011) em relação ao bloco. Acreditamos que esta situação também determinou condições de concentrações elevadas de microdeformações ao redor do implante.

Verificou-se na tabela 2 que nos dois tipos de implantes, platô e convencional, os maiores valores de microdeformações foram registrados com os extensômetros posicionados na horizontal (1261  $\mu\epsilon$ ) em relação aos posicionados na vertical (428.5  $\mu\epsilon$ ) o que corrobora com outros estudos que verificaram a maior concentração nesta área (Çehreli MC et al., 2002a; Karl et al., 2008; Kim et al., 2009) . Os resultados demonstraram que o corpo do implante possibilitou, independente da configuração, a tendência da dissipação da deformação ao longo do seu comprimento.

No presente estudo, os extensômetros foram colados adjacentes aos implantes simulando as regiões vestibular, lingual, mesial e distal e a colagem foi realizada sobre o bloco de poliuretano que possui características aceitáveis para comparação com o osso humano, como já descrito anteriormente (Wiskott, Belser, 1999; Rubo, 2001). Mas,

diferentemente dos achados deste estudo para os implantes platôs, os valores de microdeformações em torno do mesmo tipo de implante no estudo de Akça et al., 2008, foram menores apresentando um valor máximo de 339,75  $\mu\epsilon$ . Acreditamos que esse conflito de resultados entre as análises extensométricas se relacione ao fato da utilização de extensômetros em roseta e, sobretudo perante a colagem dos extensômetros sobre a resina fotoelástica empregados no estudo de Akça et al., 2008. Também é importante salientar que uma das limitações que pode ter influenciado nos resultados deste estudo é que logo após o assentamento dos pilares, a carga axial foi aplicada e foram feitas as medições. Já no estudo de Akça et al., 2008 antes das análises extensométricas serem realizadas, uma carga cíclica variando de 50 a 200 N foi aplicada durante 100 vezes em cada implante. Segundo os autores, o objetivo deste procedimento foi realizar um envelhecimento que poderia minimizar o efeito quando as forças da medição fossem geradas sobre o corpo de prova (Iplikcioglu et al., 2003, Cehreli M, et al., 2004b).

Neste estudo a confiabilidade dos implantes com platôs foi evidenciada através de estudo in vitro, destacando o sistema através das microdeformações avaliadas, como uma alternativa viável para uso na implantodontia. Para Gentile et al., 2005, que estimou in vivo a taxa de sobrevivência de 92,2% também para implantes com platôs com dimensões de 6 x 5,7 mm, esses implantes podem ser uma opção aceitável clinicamente para facilitar a reabilitação protética onde a altura do osso alveolar é reduzida ou existem limitações anatômicas.

Os valores médios de microdeformações dos implantes platôs tanto verticais 533,3  $\mu\epsilon$  como horizontais 1618  $\mu\epsilon$  se apresentaram dentro de um limiar permissível para a manutenção óssea (Frost, 2003) e mesmo mais elevados que os implantes convencionais, não se mostraram prejudiciais. No estudo in vitro de Chou et al., 2010, os platôs criaram variações de tensões locais de tal forma que os valores de

microdeformações foram relativamente mais altas próximos das pontas dos platôs mas, em seu interior eram menores gerando um padrão ósseo mais denso. Autores que avaliaram o implante platô in vivo, relatam acreditar fortemente que a chave para a baixa taxa de complicações protéticas é o mecanismo da conexão lockingtaper que combinado com a força do titânio e da liga de alumínio-vanádio de que o implante é construído contribuem para o sucesso das reabilitações (Muftu et al.,1998).

## **7 CONCLUSÃO**

Pode se concluir que para implante com platôs as microdeformações foram mais elevadas e que as microdeformações horizontais são maiores comparadas as verticais de ambos os implantes. Evidenciando que a diferença entre o tipo de conexão na região horizontal influenciou nas microdeformações ao redor dos implantes.

## 8 REFERÊNCIAS\*

Abreu CW. Extensometria: avaliação de implantes com conexão protética cone morse posicionados na configuração linear, sob carregamento axial [dissertação]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP- Univ Estadual Paulista; 2009.

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;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.

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

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

---

\* Baseado em:

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

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

Akça K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.* 2002b;29(4): 350-6.

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

Alkan I, Sertgöz A, Bülent E. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):319-25.

Anitua E, Orive, G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *Periodontol.* 2010a; 81(6):819-26.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010b;30(1):89-95.

Arlin ML. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Sep-Oct;21(5):769-76.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996;75(3):285-91.

Barros RR, Novaes AB Jr, Muglia VA, Iezzi G, Piattelli A. Influence of interimplant distances and placement depth on peri-implant bone remodeling of adjacent and immediately loaded Morse cone connection implants: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Apr 1;21(4):371-8.

Bourauel C, Aitlahrach M, Heinemann F, Hasan I. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implants:

extensional study of commercial implants. *BiomedTech*. 2012;57(1):21-32.

Bozkaya D, Muflu S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36(11):1649-58.

Bozkaya D, Müftü S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implant systems in compact bone at different load levels by finite element analysis, *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):523-30.

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago:Quintessence, 1985.

Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3(2):85-97.

Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone dental-implant Interface. *Adv Dent Res* 1999;13:99-119.

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

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

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

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

Çehreli M, Sahin S, Akça K. Role of mechanical environment and implant design on bone tissue differentiation: current knowledge and future contexts. *J Dent* 2004b; 32(2):123-32.

Cerqueira NM, Ozcan M, Gonçalves M, da Rocha DM, Vasconcellos DK, Bottino MA, et al. A strain gauge analysis of microstrain induced by various splinting methods and acrylic resin types for implant impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(2):341-5.

Chou HY, Jagodnik JJ, Muftu S. Predictions of bone remodeling around dental implant systems. *J Biomech* 2008;41(6):1365-73.

Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent*. 2010 Nov;104(5):293-300.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 2002; 29(6):565-74.

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

Coelho PG, Suzuki M, Guimaraes MV, Marin C, Granato R, Gil JN, et al. Early bone healing around different implant bulk designs and surgical techniques: A study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;12(3):202-8.

Coppedê AR. Estudo Biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse. [dissertação]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (SP): Universidade de São Paulo - USP; 2007.

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants-an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):86-93.

D'Ercole S, Scarano A, Perrotti V, Mulatinho J, Piattelli A, Iezzi G, et al. Implants with external hexagon and conical implant-abutment connections: an in vitro study of the bacterial contamination. 2011, *J Oral Implantol*. 2011 Dec 30. [Epub ahead of print]

de Oliveira RR, Novaes AB Jr, Taba M Jr, Papalexiou V, Muglia VA. Bone remodeling adjacent to Morse cone-connection implants with platform switch: a fluorescence study in the dog mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*;2009;24(2):257-66.

Driskell TD. History of implants. *CDA J*. 1987 Oct;15(10):16-25.

Duyck J, Ronold 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. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275(2):1081-101.

Frost HM. Wolff's law: the bone modelling problem. *Anat Rec* 1990;226(4):403–413.

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

Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003; 275(2):1081–101.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-98.

Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7 –mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005 Nov-Dec;20(6):930-7.

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

Grossmann Y, Finger MI, Block SM. Indications for splinting implant restorations. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(11):1642-52.

Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis of small diameter and short dental implant. *Biomed Tech (Berl)*. 2010; 55(6):341-50.

Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements: a biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res* 1999;10(5):394-405.

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;15(4):466-73.

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

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

Iplikcioglu H, Akca K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element analysis with in vitro strain-gauge measurements on a Morse-taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(2):258–65.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Impl Res* 2006;17Suppl 2:8-18.

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

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

Keating K, Dublin Institute of Technology, Department of Engineering Technology, *Connecting Abutments to Dental Implants 'An Engineer's Perspective'*, Irish Dentist, July 2001.

Khraisat A, Stegariou R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88(6):604-10.

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

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

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

Lemons JE. Biomaterials, biomechanics, tissue healing, and immediate-function dental implants. *J Oral Implantol.* 2004;30(5):318–24.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan;33(1):75-8.

Mautsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Twodimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: Diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16(1): 6–11.

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

Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE, editor. *Contemporary implant dentistry*. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999. p 329-43.

Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. 2 ed. São Paulo: Santos; 2000.

Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ. Short Dental Implants in Posterior Partial Edentulism: A Multicenter Retrospective 6-Year Case Series Study. *J Periodontol*. 2006;77(8): 1340-47.

Moon SI, Kim HJ, Son MK, Chung CH. Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. *J Adv Prosthodont* 2009;1:97-101.

Moraes SLD, Carvalho BM, Pellizzer EP, Fálcon-Antenucci RM, Santiago-Jr JF. Geometria das roscas dos implantes: revisão de literatura. *Rev Cir Traumatol Buco-Maxilo-fac*. 2009;9:115-24.

Muftu A, Chapman RJ. Replacing posterior teeth with freestanding implants: four-year prosthodontic results of a prospective study. *J. Am Dent Assoc*. 1998;129(8):1097-102.

Nishioka RS, Santos VMM, Nishioka GNM, Balducci I. A comparative study of microstrain around three-morse taper implants, casting with machined and plastic copings, under axial loading. *Rev Odontol UNESP*. 2011a; Jan-Feb;41(1): 56-61.

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-join, strain gauge analysis. *Applied Oral Sci*. 2010;18:225-30.

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

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

Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol.* 2011; Dec 30. [Epub ahead of print]

Perez MAJ. Influência do desenho dos implantes endósseos na distribuição de tensões após aplicação de cargas verticais e oblíquas. análise estrutural e fotoelástica [dissertação]. Piracicaba (SP): Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP; 2008.

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(4):254-62.

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

Renouard F, Rangert B. Fatores de risco em implantodontia: análise clínica simplificada para um tratamento previsível. 2 ed. São Paulo: Quintessence Editora Ltda; 2008.

Rettore-Júnior R, Bruno IO, Limonge-Neto CC. Abordagem biomecânica como forma de favorecer e estabelecer o uso de implantes curtos. *Implant News.* 2009;6(5):543-9.

Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applies to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001 Jul-Dez;9(3/4):97-103.

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

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

Santiago Junior JF, Verri FR, Pellizer EP, Moraes SLD, Carvalho BM . Implantes dentais curtos: alternativa conservadora na reabilitação bucal. *Rev cir traumatol buco-maxilo-fac.* 2010;10(2):67-76.

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

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

Snauwert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig* 2000; 4(1): 13-20.

Solnit GS, Schneider RL. An alternative to splinting multiple implants: use of the ITI system. *J Prosthodont.* 1998;7(2):114-9.

Sotto-Maior BS, Rocha EP, Almeida EO, Freitas-Junior AC, Anchieta RB, Del Bel Cury AA. Influence of High insertion torque on implant placement – an anisotropic bone stress analysis. *Braz Dent J* 2010, 21(6):508-14.

Spiekermann H, Donath K, Hassel T, Jovanic S, Richter J. Biomechanics. *Color atlas of dental medicine implantology.* New York: Thieme Medical Publishers; 1995.

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

Susarla SM, Chuang SK, Dodson TB. Delayed versus immediate loading of implants: survival analysis and risk factors for dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008;66(2):251-5.

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

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Period and Rest Dent.* 1993;13(5):409-31.

Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):275-82.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferraço R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg* 2011a; 22(6):2060-3.

Tonella BP, Pellizzer EP, Ferraço R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PSP, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Impl* 2011b; 37(4):401-10.

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

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

Vasconcellos LGO, Nishioka RS, Vasconcellos LM, Nishioka LN. Effect of axial loads on implant-supported partial fixed prostheses by strain gauge analysis. *J Appl Oral Sci.* 2011b; 19(6): 610-15.

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.* 2013 Apr 10. [Epub ahead of print].

Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. Trabalho a ser apresentado à 25<sup>a</sup> Reunião Científica da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas. Águas de Lindóia; 2008b.

Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. Trabalho a ser apresentado à 25<sup>a</sup> Reunião Científica da Sociedade Brasileira de Pesquisas Odontológicas. Águas de Lindóia; 2008b.

Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodont Restor Dent* 1996;16(3):253-65.

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.

Zadeh HH, Daftary F. Implant design for the spectrum of esthetic and functional requirements. *J Calif Dent Assoc* 2004;32(12):1003-10.

**APÊNDICE A – Tabela com as microdeformações positivas e negativas**

Tabela 8 – Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) positivos e negativos, obtidos no implante platô em cada um dos extensômetros (SG) colados na horizontal (SG1,SG2,SG3eSG4) e na vertical (SG5 e SG6)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG1 - lingual	SG2 - mesial	SG3 - vestibular	SG4 - distal	SG5 - médio	SG6 - apical
1	-5174	-1229	-5071	-597	1514	372
	-5031	-1314	-4629	-577	1017	279
	-4670	-1206	-4200	-512	965	265
2	-1945	-174	-1893	-24	460	-183
	-1804	-159	-1763	-27	485	-185
	-1678	-135	-1637	-29	485	-186
3	-2324	489	-1859	65	418	-326
	-2326	513	-1842	102	367	-426
	-2489	535	-1955	140	389	-335
4	-5786	12	427	-1497	1339	419
	-5724	8	330	-1547	970	331
	-5677	18	243	-1514	1005	321
5	-50	-430	-3745	-1048	-147	48
	-48	-373	-3577	-1029	-141	52
	-47	-415	-3587	-997	-141	46
6	-2676	-56	-4185	-1278	730	-171
	-2682	-56	-4244	-1312	804	-170
	-2638	-36	-4115	-1264	754	-182
7	-386	-1796	-545	-2571	572	-479
	-377	-1770	-539	-2477	618	-450
	-368	-1749	-524	-2516	632	-418
8	-4087	-1224	-3668	-1593	1232	581
	-1788	-651	-1681	-626	1060	463
	-2202	-797	-2135	-783	1099	402
9	-4082	-352	-2097	-755	725	-122
	-3634	-333	-2826	-731	753	-39
	-3842	-347	-2911	-734	721	-81
10	312	-2380	-511	-587	1129	-534
	326	-2439	-530	-559	1157	-594
	373	-2691	-530	-596	1129	-581

**APÊNDICE B-** Tabela com as microdeformações positivas e negativas

Tabela 9 – Valores de microdeformação ( $\mu\epsilon$ ) positivos e negativos, obtidos nos implantes convencionais dos extensômetros (SG) colados na horizontal (SG7, SG8, SG9 e SG10) e na vertical (SG11 e SG12)

Corpo de Prova	Horizontal				Vertical	
	SG7 - lingual	SG8 - mesial	SG9 - vestibular	SG10 - distal	SG11 - médio	SG12 - apical
1	-1045	-31	-94	-216	161	159
	-1064	-13	-240	67	182	89
	-1066	-11	-261	92	190	102
2	-1269	-419	-1428	-394	461	-209
	-1359	-499	-1484	-425	467	-180
	-1680	-595	-1819	-568	466	-178
3	-1076	-661	-899	-199	417	112
	-1317	-880	-1108	-147	465	127
	-1372	-907	-1140	-140	487	66
4	-872	401	-679	-95	641	38
	-974	-350	-700	-82	555	83
	-946	-33	-672	-78	585	94
5	-1592	68	-1111	-766	56	-1111
	-2460	366	-1779	-823	-35	-1424
	-2467	353	-1716	-761	25	-1267
6	-971	53	-940	-688	275	-24
	-1007	41	-960	-708	322	-29
	-960	38	-911	-698	318	-57
7	-1630	258	-1532	-1108	265	-139
	-1561	230	-1449	227	234	-279
	-1485	208	-1382	-1032	227	-343
8	-1958	-1775	-2065	-1225	204	-691
	-1888	-1694	-1995	-1197	185	-777
	-1467	-1365	-1566	-912	225	-695
9	-799	-500	-1309	-699	18	-545
	-665	-282	-1588	-507	25	-685
	-849	-318	-1748	-693	15	-709
10	-535	-1390	-655	-1182	289	-199
	-479	-1437	-935	-1529	412	-189
	-888	-1975	-767	-1526	423	-190

### APÊNDICE C- Gráficos dos valores resíduo em relação aos valores ajustados

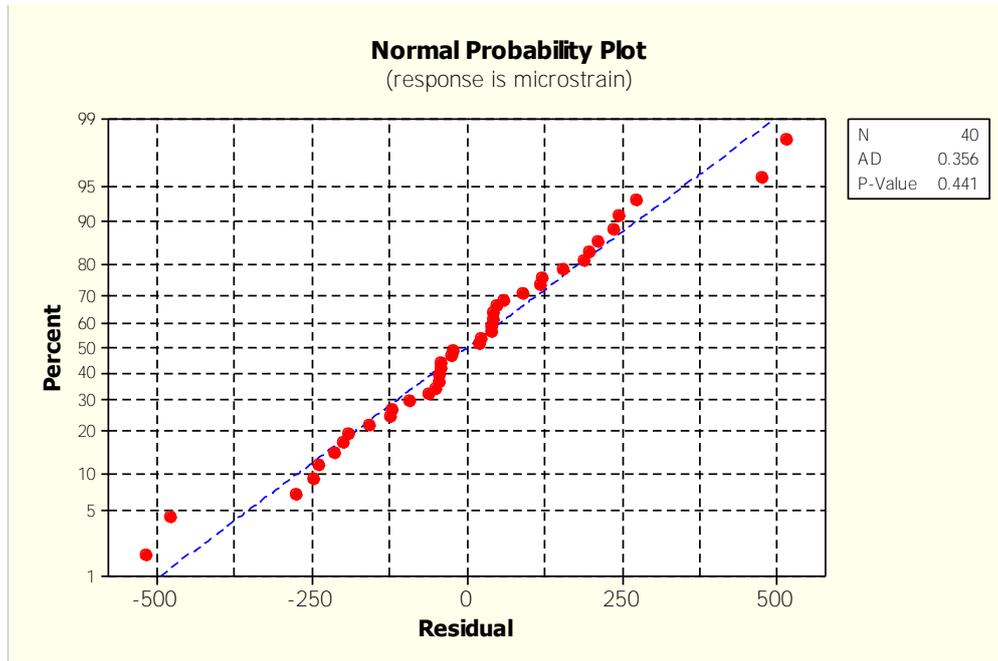


Figura 30- Gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados na curva normal

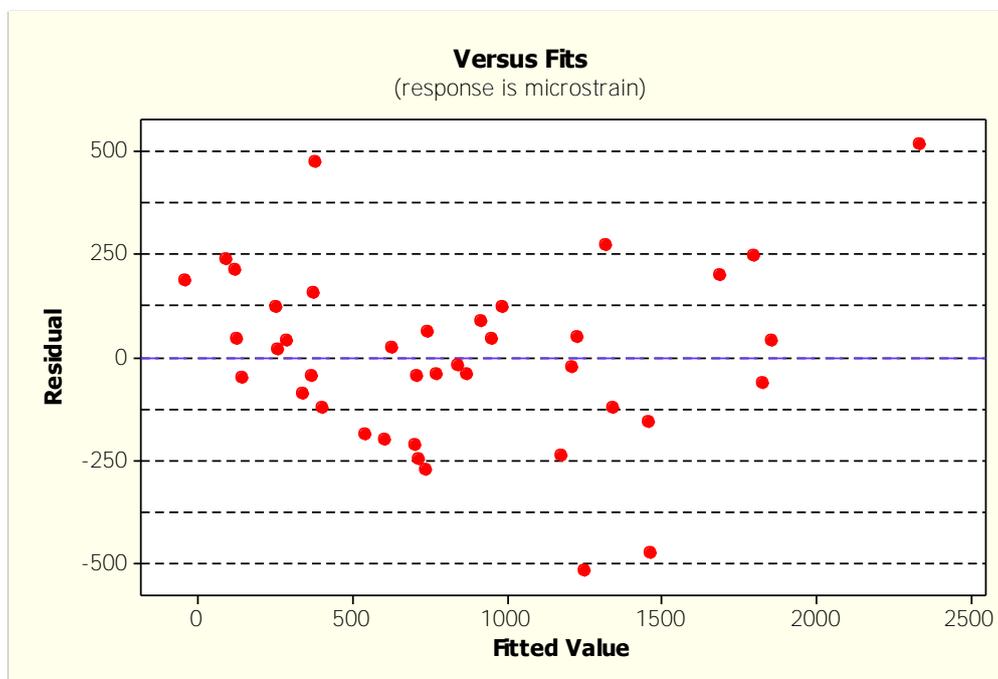


Figura 31- Gráfico dos valores resíduo em relação aos valores ajustados.