

ALBERTO NORIYUKI KOJIMA

EXTENSOMETRIA: avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada (*offset*), sob carregamento axial

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista – UNESP, como parte dos requisitos para obtenção do Título de DOUTOR, pelo programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

ALBERTO NORIYUKI KOJIMA

EXTENSOMETRIA: avaliação de implantes de sextavado externo posicionados na configuração linear e compensada (*offset*), sob carregamento axial

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista – UNESP, como parte do requisitos para obtenção do Título de DOUTOR, pelo programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka

São José dos Campos

2008

FOLHA DE APROVAÇÃO

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

São José dos Campos, 07 de julho de 2008.

Banca examinadora

1. Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos / UNESP

2. Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção
Faculdade de Odontologia de Araçatuba / UNESP

3. Prof. Dr. Alysson Noriyuki Kajishima Konno
Faculdade de Odontologia da Universidade Cruzeiro do Sul

4. Prof. Dr. Eduardo Shigueyuki Uemura
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos / UNESP

5. Prof. Dr. Osvaldo Daniel Andreatta Filho
Faculdade de Odontologia de São José dos Campos / UNESP

Dedicatória

Aos meus pais: Akinori e Aurea Kojima

À minha noiva Patricia Nagaoka

Às minhas irmãs Cíntia e Eloiza

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador **Prof. Adj. Renato Sussumu Nishioka**.
O meu profundo agradecimento, pela orientação, disponibilidade e dedicação para a realização deste trabalho. Que sempre primou por transmitir sabedoria e experiência profissional meus sinceros agradecimentos pela oportunidade concedida de aprimorar meus conhecimentos e minha formação.

AGRADECIMENTOS

À **UNESP – Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- Faculdade de Odontologia de São José dos Campos** – pela disponibilidade de aprendizado.

Ao **Prof. Adj. Marco Antonio Bottino**, a quem tive a oportunidade e o privilégio de conhecer e receber ensinamentos, minha gratidão pela amizade, apoio e incentivo durante a elaboração deste trabalho.

Ao **Prof. Ivan Balducci**, pela valiosa ajuda durante a realização da análise estatística.

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. José Roberto Rodrigues** e ao Vice-Diretor **Prof. Carlos Augusto Pavanelli**.

Ao **Prof. Adj. Clovis Pagani**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora.

Ao Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Prof. Adj. Estevão Tomomitsu Kimpara** pela oportunidade e apoio durante o curso de Pós-Graduação.

Aos **Docentes** do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP, pela amizade e convívio agradável.

À empresa **CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE**, pelo suporte para a realização desta pesquisa.

À **C.D. Angela e a Srta. Fátima** do laboratório de prótese Trevisan, pela execução de toda as fases laboratoriais.

Aos amigos **Luis Gustavo, Alfredo, Gilberto Duarte Filho, Renato Morales Jóias, Anderson** pelo apoio na realização deste trabalho.

Aos amigos do Programa de Pós-Graduação, **Rodrigo, Silvia, Priscilla, Kaizo, Aleska, Aline, Celina, Liliana, Marianna, Regina, Sandra, Sheila, Susana Fernanda, Graziela, Renata Marques, Renata Faria, Guilherme, Lucas.**

À **Silvana Alvarez**, Diretora Técnica de Serviços de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos – UNESP.

Às **Sras. Suzana**, secretária do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela atenção e carinho.

Às secretárias do departamento de Pós-Graduação, **Sras. Rosemary, Erena e Maria Aparecida e Lilian** sempre dispostas a ajudar.

Às funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Sras. Silvana, Dora, Neide, Renata, Deise, Sonia** pela ajuda.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	09
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE ABREVIATURAS.....	13
RESUMO.....	15
1 INTRODUÇÃO.....	16
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	20
3 PROPOSIÇÃO.....	57
4 MATERIAL E MÉTODO.....	58
4.1 Confeção do modelo experimental.....	58
4.2 Apresentação das matrizes.....	61
4.3 Realização das perfurações, inserção das fixações e conexão dos pilares protéticos.....	64
4.4 Obtenção dos corpos de prova.....	67
4.4.1 Enceramento da estrutura metálica.....	67
4.4.2 Inclusão das estruturas.....	69
4.5 Extensometria.....	70
4.6 Aplicação da carga.....	73

4.7 Análise estatística.....	75
4.7.1 Delineamento experimental.....	75
4.7.2 Análise estatística.....	75
5 RESULTADOS.....	77
6 DISCUSSÃO.....	86
7 CONCLUSÃO.....	96
8 REFERÊNCIAS.....	97
ABSTRACT.....	106

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Matriz metálica desmontada.....	59
FIGURA 2 -	Matriz metálica montada.....	59
FIGURA 3 -	Matriz metálica preenchida com o poliuretano.....	60
FIGURA 4 -	Bloco de poliuretano finalizado.....	60
FIGURA 5 -	Componente 1: base com a configuração linear. Posicionamento centralizado dos cilindros.....	62
FIGURA 6 -	Componente 1: base com a configuração compensada. Deslocamento do cilindro central.....	62
FIGURA 7 -	Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central.....	62
FIGURA 8 -	Componente 3, barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração linear.....	63
FIGURA 9 -	Componente 3, barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração compensada.....	63
FIGURA 10 -	Conjunto da matriz linear montada.....	63
FIGURA 11 -	Conjunto da matrix C: identificada pelo desalinhamento dos cilindros, denominada de configuração compensada.....	64
FIGURA 12 -	Matriz em alumínio fixa no bloco e os anéis adaptáveis. O anel prata é compatível para a fresa helicoidal de 2mm, o anel amarelo é compatível para a fresa de 3mm e o anel azul é compatível para a fresa de 3.15mm. a) matriz linear, b) compensada.....	65

FIGURA 13 - Perfurações realizadas com fresas de diâmetro progressivamente maiores.....	65
FIGURA 14 - Distância entre as perfurações lineares.....	65
FIGURA 15 - Perfuração central deslocada em 2mm (<i>offset</i>).....	66
FIGURA 16 - Pilares Micro-unit com cinta de 3mm de altura.....	66
FIGURA 17 - Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese.....	67
FIGURA 18 - Enceramento da configuração linear.....	68
FIGURA 19 - Enceramento da configuração compensada.....	68
FIGURA 20 - a) união do enceramento às coifas plásticas, b) aspecto final.....	69
FIGURA 21 - CP final.....	70
FIGURA 22 - Configuração linear.....	71
FIGURA 23 - Configuração compensada.....	71
FIGURA 24 - Sistema de condicionamento e conversão do sinal.....	72
FIGURA 25 - Dispositivo de aplicação de carga.....	74
FIGURA 26 - Ponta para aplicação de carga.....	74
FIGURA 27 - Locais de aplicação das cargas para o cp linear.....	75
FIGURA 28 - Histograma dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).....	79
FIGURA 29 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).....	79
FIGURA 30 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo, para verificar a uniformidade dos	80

resíduos (homocedasticidade).....

- FIGURA 31** - Gráfico de Interação para visualizar o efeito Coifa, Gráfico das médias referente aos dados de microdeformação estabelecidas pelas variáveis Posição e Coifa, na condição linear..... **82**
- FIGURA 32** - Gráfico de interação para visualizar o efeito Posição, Gráfico das médias referente aos dados de microdeformação estabelecidas pelas variáveis Coifa e Posição, na condição compensada..... **82**
- FIGURA 33** - Gráfico de interação para visualizar o efeito Configuração, Gráfico das médias referente aos dados de microdeformação para as dez condições experimentais estabelecidas pelas variáveis Configuração e Posição..... **83**

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média (\pm desvio padrão) dos registros de microdeformação obtidos em cada um dos extensômetros.....	78
Tabela 2 - Média (\pm desvio padrão) dos registros de microdeformação obtidos para os grupos linear e compensado, com coifas plástica e usinada nos cinco pontos de aplicação de carga.....	78
Tabela 3 - Resultados dos testes de Análise de Variância para os dados obtidos.....	81
Tabela 4 - Teste de Tukey (5%), comparação dos valores médios obtidos estabelecida pela variável posição.....	84
Tabela 5 - Teste de Tukey (5%), comparação dos valores médios de microdeformação obtidos em cinco condições experimentais, na configuração linear, Valores médios seguidos pela mesma letra não diferem estatisticamente.....	84
Tabela 6 - Teste de Tukey (5%), comparação dos valores médios de microdeformação obtidos em cinco condições experimentais, na configuração compensada, Valores médios seguidos pela mesma letra não diferem estatisticamente.....	85

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA – Análise de Variância

Bar – unidade de pressão

Co - cobalto

CP - corpo-de-prova

CPs - corpos-de-prova

Cr - cromo

Co - Cobalto

GHz – giga-hertz

GPa – giga-Pascal

Mb – mega bytes

N - Newton

n- numero de amostras

Hz – Hertz

V – Volt

min - minuto

ms – milisegundo (10^{-3} segundos)

cm – centímetro

mm - milímetro

MPa - megaPascal

$p < 0,05$ - probabilidade menor que 5 por cento

\pm - mais ou menos

μm - micrometro

% - por cento

$^{\circ}\text{C}$ - grau Celsius

μV – microvolts (10^{-6} Volts)

$\mu\varepsilon$ - microdeformação ($10^{-6} \varepsilon$)

Ω - ohm (resistência elétrica)

ε - deformação

> - maior

< - menor

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

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da extensometria, a distribuição de tensões ao redor de implantes em função dos diferentes locais para carregamento, tipo de coifa (plástica ou usinada) e configuração (linear e compensada). Para tanto, em um bloco de poliuretano, foram posicionados paralelos entre si e com uma configuração linear, implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo, com dimensões de 3,75 X 13mm, a uma distância de 7mm, de centro a centro. Em um outro bloco a fixação do meio foi deslocada em 2mm para gerar uma configuração compensada (*offset*). Pilares protéticos Micro-unit, com 3mm de cinta foram instalados sobre as fixações. Com duas matrizes em aço inoxidável foram confeccionados 10 enceramentos para cada bloco, distribuídos da seguinte forma: 5 para coifa plástica e 5 para coifas usinadas (n=5). A seguir esses padrões foram fundidos com uma liga de Co-Cr. Quatro extensômetros (*strain gauges*) foram colados na superfície superior de cada bloco tangenciando a plataforma de cada fixação. Um carregamento de 30kg durante 10s foi feito em cinco posições (A, B, C, D, E), sendo repetido três vezes para aquisição dos dados (em $\mu\epsilon$) pelo aparelho condicionador de sinais. Os dados obtidos foram submetidos a análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($p < 0,05$). Como conclusão da análise dos resultados obtidos pudemos observar que não houve diferença na utilização de coifas plásticas e usinadas, que não houve diferença entre as configurações linear e compensada; havendo diferença estatisticamente significativa para os locais de carregamento.

PALAVRAS-CHAVES: Extensometria; implantes dentários; prótese dentária; osseointegração.

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia e os altos índices de sucesso clínico dos tratamentos restauradores (SMEDBERG et al.⁴⁷, 1996; ADELL et al.¹, 1981), geraram a possibilidade de substituir as estruturas dentárias perdidas nos pacientes total e parcialmente edêntulos, melhorando sensivelmente a sua qualidade de vida.

A presença de um contato íntimo entre o osso e o implante de titânio é um pré requisito para a osseointegração. Essa proximidade possibilita a transmissão de forças com pequena movimentação do osso e da fixação (SKALAK⁴⁶, 1985). A possibilidade de falhas devido a fadiga tem estimulado um interesse crescente na biomecânica dos sistemas de implantes dentais.

A qualidade do osso frequentemente pode influenciar na distribuição de carga bem como a localização, número, e dimensões das fixações (comprimento e diâmetro) assim como a configuração do arco formado. Outra importante questão são os dentes antagonistas e as forças causadas pelo paciente durante os movimentos funcionais e parafuncionais. (ESKITASCIUGLU et al.¹³,2004)

As características dos mecanismos responsáveis pelas falhas de origem biológicas e mecânicas são complexas, apesar de se saber que a amplitude, a direção, a localização e a frequência das cargas oclusais afetam o comportamento do complexo prótese/fixação.

De acordo com Rangert et al.³⁸(1989) , as cargas axiais são melhores aceitas pelas fixações, enquanto que cargas transversais que produzem um momento de rotação tem maior potencial de induzir tensões mais altas no osso peri-implantar.

A conexão rígida existente entre os implantes osseointegrados e a estrutura da prótese fixa induzem tensões em cada um dos componentes expostos às forças. A sobreposição de cargas

mastigatórias funcionais e parafuncionais gera tensões adicionais que afetam todo o conjunto osso-implantes-próteses. Um dos maiores desafios para um profissional é conseguir uma prótese aceitável que não comprometa a longevidade do tratamento. (JEMT²⁵, 1996)

Questionamentos são direcionados para explicar alguns fracassos em tratamentos corretamente realizados, principalmente para os parciais na região posterior.

A perda de implantes e problemas mecânicos ocorrem numa frequência maior em próteses realizadas sobre duas fixações do que sobre três (HECKMANN et al.¹⁸, 2006). Duas fixações para uma resolução protética de três elementos demonstram comportamento biomecânico diferente da situação onde três fixações restabelecem três elementos protéticos. Assim sendo, próteses semelhantes submetidas a cargas oclusais de mesma intensidade, porém com grupo de três fixações instaladas sob diferentes configurações, a resultante das tensões a serem transmitidas para os implantes e para o osso de suporte podem agir diferentemente.

Se as fixações forem instaladas em linha reta a prótese estará sob influência negativa dos movimentos de rotações, sendo assim estarão sujeitas a tensões mais elevadas. A influência do momento de rotação sobre três fixações pode ser reduzida de 20% a 60% se a fixação central for posicionada em posição de compensação (*offset*) de 2 a 3 mm. (RANGERT et al.³⁸, 1997).

O efeito de uma excessiva e constante deformação ao redor do osso peri-implantar e a manutenção da osseointegração ainda não está completamente esclarecido (MILLINGTON; LEUNG³¹, 1995).

Esta dinâmica de fatores merece uma análise teórica complexa, sendo assim diversas técnicas são utilizadas para se compreender o comportamento das estruturas quando são submetidas as cargas oclusais: a fotoelasticidade, a análise com os elementos finitos e a extensometria linear. (SPIEKERMANN et al.⁴⁸, 1995)

Na prótese dentária, os *strain gauges* têm sido utilizados para analisar uma ampla quantidade de problemas relacionados com a biomecânica. Além disso, é um dos poucos métodos de investigação e

análise biomecânica que pode ser utilizado para investigações *in vivo* (HECKMANN et al.¹⁷, 2004).

A extensometria é uma técnica de medição de deformações associada a um equipamento específico que pode fornecer medidas *in vivo* e *in vitro* das deformações sob cargas estáticas ou dinâmicas. São utilizadas pequenas resistências elétricas (*strain gauges*) que à mínima deformação sofrida alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Os extensômetros lineares elétricos são compostos por fios ou lâminas metálicas de cobre-níquel, fixados a uma base isolante e recobertos por um laminado plástico. O alongamento ou a compressão alteram proporcionalmente a sua resistência elétrica, permitindo registros da deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados, geralmente podem ser colados aos implantes, pilares protéticos e às próteses (CLELLAND et al.¹³, 1996; VASCONCELLOS⁵¹, 2005; NISHIOKA³³, 2006).

A extensometria baseia-se na propriedade dos metais, que ao deformarem-se, têm sua resistência elétrica específica modificada (CLELLAND et al.¹⁰, 1996; KIM et al.²⁸, 1999). A resistência elétrica de um metal é diretamente proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional à sua secção transversal. Se o metal é alongado, aumenta-se o comprimento e reduz-se a secção transversal, aumentando-se a resistência elétrica. Se o metal é submetido a forças de compressão, aumenta-se a secção transversal, reduzindo-se o comprimento e a resistência elétrica (KIM et al.²⁸, 1999).

Ao aplicar uma força (tensão) a um determinado material, ocorre a deformação de seu arranjo estrutural. A deformação, expressa em “ ϵ ” (epsilon), pode ser quantificada por meio da razão entre as dimensões do

objeto sob estresse e suas dimensões originais, gerando valores absolutos e sem unidade (VASCONCELLOS⁵¹, 2005). Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado no presente estudo e que corresponde a $10^{-6}\epsilon$. Mil unidades de microdeformação ($1.000\mu\epsilon$) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (FROST¹⁴, 1994; WISKOTT; BELSER⁵⁷, 1999).

Os registros de microdeformação também permitem a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo, e forças de tracionamento, recebem como prefixo o sinal positivo.

A extensometria é uma técnica de medição de deformações que encontra aplicação em pesquisas científicas e tecnológicas. Para Spiekermann et al.⁴⁸ (1995), Clelland et al.¹⁰ (1996), esta técnica torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte. A extensometria é uma interessante opção para avaliações experimentais que procurem delinear as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais.

Diante dos resultados encontrados na literatura, desenvolvemos este estudo *in vitro* com o objetivo de analisar as deformações que ocorrem ao redor das fixações em próteses parciais fixas de três elementos utilizando duas diferentes configurações (linear e compensada).

2 REVISÃO DA LITERATURA

No estudo de 15 anos, Adell et al.¹ (1981) avaliaram 2.768 implantes instalados em 191 maxilas e 219 mandíbulas, num total de 371 pacientes. Em 405 maxilares operados, próteses foram instaladas aos implantes. Durante os controles destas próteses, complicações mecânicas como fratura de parafusos, de implantes e das próteses, e complicações biológicas como perda óssea marginal foram observadas. Os autores consideraram concentrações inadvertidas de estresse, devido à ausência de um ajuste absoluto entre a prótese fixa e as conexões, como a causa mais provável para as complicações ocorridas, recomendando esforços intensos com o objetivo de aumentar a precisão na adaptação entre tais componentes.

Uma das primeiras considerações biomecânicas sobre as próteses implanto-suportadas foi realizada por Skalak⁴⁶ (1983) que determinou que a utilização de parafusos rosqueáveis proporcionavam uma forma de travamento com o osso numa escala macroscópica que permitia uma total resistência do osso em compressão e cisalhamento, transmitindo todas as ondas de tensões ou cargas aplicadas sobre as fixações. Em situações onde a prótese é suportada por vários implantes, devido à rigidez e distribuição dos componentes envolvidos, os implantes, a prótese e o osso representam uma estrutura unificada, capaz de distribuir efetivamente as forças aplicadas. A distribuição de cargas verticais ou laterais aplicadas a uma prótese total fixa depende do número, distribuição e rigidez dos pilares protéticos utilizados, associado também a forma e a rigidez da estrutura das próteses. Geralmente a rigidez das próteses fixas é que irá distribuir mais efetivamente as tensões para as diversas fixações. Uma conexão adaptada firmemente da prótese parcial fixa com as fixações fornece uma estrutura combinada que pode agir em harmonia com o osso proporcionando uma resistência maior do que apenas a fixação ou o próprio osso mandibular isolados.

Rangert et al.³⁸, em 1989, concluíram que a geometria das próteses tem influência significativa na distribuição de cargas aos implantes. Os autores definiram a pré-carga como a força gerada no momento do aperto dos parafusos e que mantém os componentes unidos. A pré-carga deve ser suficiente para suportar as forças externas, que podem provocar a separação dos componentes e, em conseqüência, o afrouxamento dos parafusos. Dessa forma, duas condições básicas devem ser seguidas para o sucesso do tratamento: obtenção de adequada pré-carga e adaptação precisa da prótese. De acordo com os autores, os parafusos de retenção protética são a parte frágil deste sistema reabilitador, podendo ser considerados mecanismos de segurança. A principal causa do afrouxamento ou fratura destes parafusos é a falta de adaptação protética.

Setz et al.⁴⁵ (1989) investigaram o padrão de mastigação e o estresse nos implantes suportando barras protéticas para fixação de *overdentures*. Dezoito pacientes portadores de próteses totais inferiores conectadas a uma barra protética apoiada em dois implantes, na região anterior da mandíbula, foram submetidos a avaliações com eletrognatografia e extensometria, com e sem a barra protética implanto-suportada. A presença da barra determinou importantes incrementos na força mastigatória, e conseqüentemente reduziu o tempo para a trituração do bolo alimentar nestes pacientes. As avaliações realizadas com a técnica da extensometria *in vivo* demonstraram estresses nos implantes no momento da fixação da barra protética, que podem exceder as forças mastigatórias. Os implantes também foram submetidos a estresses durante a deglutição. Estas forças atingiram a metade do valor das forças mastigatórias.

Adell et al.², em 1990, num estudo longitudinal de 15 anos que monitorou implantes osseointegrados utilizados no tratamento de 700 pacientes totalmente desdentados, padronizaram um exame clínico e radiográfico para 4636 fixações. Verificaram que as próteses na maxila em

mais de 95% tiveram estabilidade entre 5 e 10 anos e pelo menos 92% em 15 anos. Para a mandíbula a estabilidade foi de 99% em todos os intervalos de tempo. A determinação mais precisa de como as fixações estavam osseointegradas poderia ter sido obtida se as próteses tivessem sido apertadas anualmente por meio de testes manuais e individuais de estabilidade. Contudo esta conduta determina um tempo clínico extra para atendimento e uma situação incomoda para o paciente.

Procurando soluções clínicas e laboratoriais para melhorar a precisão das próteses sobre implantes, Goll¹⁶ (1991) realizou um estudo que recomendou a seguinte relação de procedimentos:

- a) usar componentes usinados que têm adaptação mais previsível;
- b) conferir a adaptação do cilindro de ouro e componentes de transferência na primeira consulta, confirmando assim o seu perfeito assentamento;
- c) cobrir as conexões com capas protetoras, impedindo que resíduos se acumulem na superfície dos mesmos;
- d) conferir a precisão do modelo de gesso, empregando para isto um padrão de resina acrílica (*jig*) para verificação da fidelidade deste modelo em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente;
- e) usar componentes novos nas fases laboratoriais;
- f) antes de incluir a estrutura encerada no revestimento, limpar cuidadosamente a porção interna dos cilindros de ouro com solvente para cera;
- g) realizar a fundição em peça única;
- h) utilizar protetores para os cilindros de ouro durante o acabamento e polimento da peça.

Utilizando-se da análise da fotoelasticidade e da extensometria linear Clelland et al.⁹ (1993) verificaram a relação da configuração do pilar protético reto e angulado em 15° e 20° sobre a concentração de tensões e as deformações geradas. Um dinamômetro foi utilizado para aplicar uma carga de 178 N perpendicular a cada pilar

protético. Com o pilar protético reto ficou evidenciado um padrão isocromático das franjas regulares numa disposição simétrica, sendo que a terceira franja começou a aparecer no ápice do implante. Para o pilar protético angulado em 15° o padrão das franjas aumentou no lado oposto que foi aplicado a carga e a terceira franja foi perceptível do lado oposto da aplicação da carga. Para o pilar angulado em 20° mostrou a terceira franja ao longo da parede oposta a aplicação da carga. O ponto localizado mais inferior do implante exibiu a maior concentração de tensões de todas as outras posições examinadas, sendo que este ponto de tensão diminuiu com o aumento da angulação. Estatisticamente para as deformações compressivas foi mostrado uma diferença entre a angulação dos pilares protéticos que foi maior com o aumento da angulação. Para as deformações de tensão os menores valores foram registrados para o pilar reto, enquanto que para as outras angulações não houve diferença.

Glantz et al.¹⁵ (1993) empregaram a extensometria para registrar deformações funcionais *in vivo* e *in vitro* em uma prótese fixa suportada por cinco implantes osseointegrados. Quatro extensômetros lineares elétricos foram colados em cada conexão protética, e os sinais foram transferidos para um computador por um conversor de sinal analógico/digital. Um programa de computador foi utilizado para coleta e análise dos dados obtidos. Baseados nas informações obtidas com vários testes *in vitro*, experimentos *in vivo* foram desenvolvidos, com o paciente realizando máximo aperto dos dentes, bem como durante o ciclo mastigatório. Os resultados demonstram diferenças entre as condições clínicas e laboratoriais. Os autores alertaram para as altas concentrações de estresse durante o aperto dos parafusos de retenção da prótese às conexões. Esta importante observação está diretamente relacionada à inexistência do ligamento periodontal envolvendo os implantes osseointegrados. Para os autores, a

técnica de mensuração de deformações com o emprego da extensometria permite a precisa e acurada coleta de dados, garantindo a possibilidade do estudo de grande variedade de condições em implantodontia.

Weinberg⁵⁴ (1993) descreveu que a distribuição entre os membros de um sistema depende de um complexo relacionamento entre a rigidez da estrutura protética e o suporte (que pode ser o ligamento periodontal ou a osseointegração). A rigidez da prótese é necessária para distribuir as tensões. Quando a força é aplicada em uma parte de uma prótese convencional, o micromovimento do ligamento periodontal (0,5 mm em média) inicia um movimento de toda a estrutura rígida (dentes e prótese). Esta micromovimentação distribui as tensões para os dentes naturais que servem de pilar protético. Com as próteses fixas sobre implantes a aplicação de uma força em uma parte específica, é distribuída na fixação mais próxima. Devido a falta de micromovimentação nos implantes, a maioria da distribuição da força (ou carga) é concentrada na crista alveolar. Uma força vertical (carga oclusal) na vertente triturante vestibular produz uma resultante de força (F), que é perpendicular a carga aplicada. A quantidade de distribuição para as fixações remanescentes depende do grau de deformação (flexibilidade) do osso de suporte, fixação, pilar protético, parafuso de retenção e da prótese. Devido a interface osseointegrada não permitir movimentação a distribuição da força depende de alguma deformação do complexo: parafuso de retenção-pilar protético-fixação.

Avaliando fatores responsáveis pelo afrouxamento e fratura de parafusos protéticos, Burguete et al.⁵ (1994) verificaram que espaços verticais na interface conexão-prótese, em virtude da inexistência de um assentamento passivo, determinam um contato irregular das roscas do parafuso e conseqüente perda da força de travamento destes, além de estabelecer estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada. Nestas situações, nenhuma proteção contra a fadiga é obtida, uma vez que as forças externas ao sistema, que podem provocar a separação dos componentes, geram mais

estresse nos parafusos, que não é dissipado em função do encaixe inadequado dos componentes.

A lei de Wolff e as adaptações estruturais que ocorrem no osso sob determinados estímulos mecânicos foram conceitos revisados por Frost¹⁴ (1994). A remodelação baseada na unidade multicelular básica pode induzir a remoção ou conservação do osso, mas não pode ser adicionado. As atividades básicas de crescimento, modelação e remodelação determinam a arquitetura e resistência do osso. Locais onde o pico ósseo de deformação permanece abaixo de $50\mu\epsilon$ significa que está sob efeito de desuso. Deformações acima de $1500\mu\epsilon$ tendem a uma remodelação lamelar pela reconfiguração. Entretanto, com microdeformações iguais ou superiores a $4.000\mu\epsilon$, as avarias não possibilitam a recuperação pelos mecanismos convencionais de reparo, resultando em danos teciduais irreversíveis.

No mesmo ano, Kallus e Bessing²⁶ (1994) publicaram um estudo de cinco anos no qual investigaram a ocorrência de afrouxamento ou fratura de parafusos de ouro ou dos parafusos das conexões de próteses implanto-suportadas, e relacionaram os achados a diferentes parâmetros clínicos, entre eles a adaptação da estrutura metálica, visando elucidar a importância clínica da passividade no assentamento da estrutura metálica. Cinquenta pacientes que não haviam removido suas próteses por aproximadamente cinco anos, constituíram o material do estudo, totalizando 278 implantes conectados às próteses. Concluíram que parece existir uma correlação clinicamente significativa entre desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos de ouro. Entretanto, os resultados não são conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos, bem como próteses com pobre adaptação podem ter parafusos bem apertados.

Hurson²¹ (1995) observou que a obtenção de adaptação passiva satisfatória depende das diversas etapas clínicas e laboratoriais inerentes ao tratamento protético. Outro importante fator é o grau de adaptação que os componentes protéticos apresentam, ou seja, a precisão da usinagem durante a sua fabricação, que influencia diretamente o assentamento das próteses. Nas etapas do tratamento protético como

transferências, fundições, soldagens e aplicação da cerâmica, alterações são identificadas. Portanto, o autor considera fundamental que os componentes usinados apresentem uma excelente adaptação, reduzindo os riscos de finalizar o tratamento com próteses mal adaptadas.

Isa e Hobkirk²², em 1995, realizaram um estudo *in vitro* onde foi verificado o efeito do aperto do parafuso de ouro na instalação de estrutura metálica fundida em ouro com perfeito assentamento, bem como com diferentes graus de desajuste marginal. Foi utilizado um modelo com cinco implantes do Sistema *Brånemark* (Nobelpharma), dispostos linearmente em uma base metálica rígida. As mensurações de deformação foram realizadas com o uso de um par de extensômetros lineares elétricos fixados longitudinalmente em cada intermediário. Desajustes de 10, 30, 60 e 110µm foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. Os resultados demonstraram que o aperto do parafuso de ouro produziu altos valores de estresse estático no sistema, mesmo com a estrutura metálica apresentando desajustes marginais inferiores a 10µm.

Millington e Leung³¹ (1995), avaliaram com auxílio da fotoelasticidade o relacionamento entre a magnitude e a localização das discrepâncias de adaptação e a quantidade de distribuição das tensões superficiais nas estruturas dos implantes. Empregaram quatro implantes de sextavado interno posicionados linearmente numa estrutura metálica, que serviram para adaptar quatro pilares do tipo padrão (*standard*). Foi fundida uma supra estrutura linear em ouro sobre os quatro pilares e parafusadas com torque de 10 Ncm. Uma cobertura fotoelástica foi colada sobre um dos lados desta estrutura para medir as tensões geradas após o aperto dos quatro parafusos, sendo mensurada a reflexão em um polaroscópio. Associado a isto foi desenvolvida uma fita de metal para criar uma fenda vertical e realizar uma nova leitura. O local de maior tensão superficial na estrutura metálica sempre estava localizada sobre o pilar protético intermediário, indiferentemente da localização da desadaptação.

Um estudo *in vitro* da distribuição das cargas em sistemas de próteses sobre implantes foi idealizado por Patterson et al.³⁵ (1995) que

fixaram cinco implantes de 3.75 mm por 13 mm de comprimento em uma mandíbula humana desdentada, sobre cada pilar protético foram colados dois extensômetros lineares diametralmente opostos. Esta mandíbula com os sistemas protéticos foi montada num articulador com um desenho particular, para permitir o mesmo grau de liberdade que ocorre *in vivo*, permitindo uma rotação independente sobre o eixo horizontal, para esquerda e para a direita. A supra estrutura foi fundida em ouro. Após os parafusos de ouro terem sido apertados foram aplicadas cargas de 13.35 N (3lb), 55.59 N (12 lb) e 106.78 N (24 lb). Mudanças no comprimento da extensão distal teve um efeito relativamente pequeno sobre as cargas de tensão máxima, portanto a vida útil não deveria ser significativamente afetada. Em geral para as forças mastigatórias aplicadas na parte distal da prótese, as cargas axiais foram mais baixas do que análises teóricas realizadas anteriormente. Por esta razão que as previsões da vida útil foram sub-estimadas. Os momentos de flexão foram as mais elevadas adjacentes aos pilares distais e isto poderia ser esperado numa situação que levasse a fratura do parafuso de ouro, proporcional a extensão distal. Contudo com o aumento do comprimento da extensão distal, aumentou as cargas compressivas nos pilares adjacentes, porém teve pouco efeito nas cargas axiais nos pilares anteriores. Quando um simples parafuso de ouro foi removido para simular a influência da fratura ou perda, a tensão máxima e as cargas compressivas axiais estavam aumentadas, mas o momento de flexão estava praticamente imutável. A remoção de parafusos adjacentes aos pilares da extensão distal tiveram o pior efeito.

Rangert et al.³⁹, 1995; executaram uma análise clínica retrospectiva onde consideraram que a maioria das próteses que fraturaram ocorreram na região posterior e quando suportada por um ou por dois implantes, associado a combinação de extensão distal, o bruxismo ou uma força oclusal exagerada que induziria a uma flexão elevada. Conceituaram que a torção ou fulcro do implante é diretamente proporcional a distância do contato oclusal à crista do osso de suporte. Constataram que em um molar isolado, isto é um implante isolado pode ter uma elevada susceptibilidade a uma flexão exagerada. Um implante de 4mm de diâmetro pode ser usado

para melhorar a relação de resistência, porém não elimina a situação de flexão exagerada. As fraturas de implantes foram frequentemente precedidas por outros problemas mecânicos indicadores de uma sobrecarga. O *cantilever* ou qualquer extensão proximal da prótese, além da carga sobre o implante induz a um aumento de tensão tanto vertical como também lateral. A redução da extensão distal, estreitamento da distância vestibulo-lingual ou méσιο-distal, diminuição da inclinação das cúspides, centralização dos contatos oclusais, e a hipótese da instalação de implantes adicionais devem ser considerados para estas situações.

Spiekermann et al.⁴⁸ (1995) descreveu os principais métodos para investigação e análise biomecânica: análise de elementos finitos, fotoelasticidade extensometria (medidas de carga *in vivo* e *in vitro*) e estudos de resistência de união implante/osso. Para o autor, as medidas de carga (extensometria) tornam possível a obtenção de dados precisos em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte. Salientou a possibilidade da aquisição de valiosos resultados em estudos *in vitro*, pelo fato de as forças aplicadas poderem ser qualificadas e quantificadas com esta tecnologia.

Weinberg e Kruger⁵⁵ (1995), definiram como torque (momento) a força multiplicada pela distância perpendicular a da linha de força. Avaliaram comparativamente a ação do torque no parafuso de ouro, no parafuso do pilar protético e no implante em relação a inclinação das cúspides, inclinação do implante e o posicionamento do implante compensado (*offset*). A variação na inclinação das cúspides foi de 0°, 10°, 20°,30° e 40°, da mesma maneira que a inclinação na angulação dos implantes na maxila partiu de 0°, 10°, 20°,30° e 40°, e a porcentagem do torque em relação ao deslocamento vertical de 1,2,3 mm tendo como ponto inicial o centro do implante. O método de comparação foi expresso como uma porcentagem na mudança de uma configuração que partiu de um posicionamento implante/prótese hipotética e convencional. Verificaram que

para cada 10 graus de aumento na inclinação da cúspide, houve aproximadamente 30 % de aumento no carregamento para o conjunto implante/prótese. Para cada 10 graus de aumento na inclinação do implante houve aproximadamente 5 % de aumento no carregamento para o conjunto. Para cada 1mm de deslocamento lingual (*offset* lingual) houve um aumento de 15% no torque e para cada 1mm de deslocamento apical houve aproximadamente 4 % de aumento no torque.

Clelland et al.¹⁰ (1996) compararam as deformações geradas por estruturas metálicas implanto-suportadas retidas por parafusos, fundidas em monobloco ou separadas para soldagem. Cinco implantes distribuídos em um modelo fotoelástico simularam a reabilitação de uma mandíbula edêntula. Quatro extensômetros lineares elétricos posicionados neste modelo contribuíram para os registros de deformação. Três estruturas metálicas foram confeccionadas em um modelo de gesso feito a partir da moldagem dos implantes e conexões protéticas do modelo fotoelástico. Três registros de deformação foram realizados com as estruturas posicionadas no modelo mestre com cinco parafusos de ouro apertados com 10Ncm. Em seguida as estruturas foram seccionadas e soldadas em duas posições, mesialmente aos implantes terminais. Após a soldagem as estruturas retornaram ao modelo mestre para novas mensurações. Os resultados demonstraram ter ocorrido significativa redução na magnitude de deformação nas estruturas soldadas. Os autores concluíram que a separação e soldagem melhoram a precisão de assentamento de próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse transferido ao tecido ósseo perimplantar.

Isa e Hobkirk²³ (1996) pesquisaram os efeitos de diferentes graus de desadaptação da estrutura metálica na distribuição das forças oclusais. Três condições distintas de transmissão de cargas foram avaliadas:

- a) carga de 50 N sobre o *cantilever* a 10,5mm do centro do implante terminal;
- b) carga de 230 N sobre o implante central;
- c) carga de 230 N aplicada entre o implante central e o implante adjacente a ele.

Os autores concluíram que:

- a) a distribuição de forças nos implantes foi desigual, devido aos contatos assimétricos entre os diversos componentes do sistema;
- b) tanto tração como compressão foram observadas nos intermediários, podendo resultar em torque nos implantes em algumas situações;

Por meio da técnica fotogramétrica tridimensional de avaliação do assentamento protético, Jemt²⁵ (1996) mediu e comparou a precisão da adaptação de próteses implanto-suportadas sobre os modelos e posicionadas em boca. O estudo revelou que as medidas podem ser significativamente diferentes, dependendo do local onde a avaliação é realizada. A implicação deste estudo é a de que é impossível transferir um assentamento laboratorial para a situação clínica. O autor verificou a necessidade de intensa discussão e investigação, objetivando o esclarecimento das dúvidas em relação ao grau de desadaptação que poderia ser considerado clinicamente aceitável, ou seja, que não causaria problemas clínicos em longo prazo.

Um estudo *in vivo* e *in vitro* foi realizado sobre um caso protocolo com cinco implantes, por Smedberg et al.⁴⁷ (1996) para verificar as deformações que ocorreram nos pilares protéticos terminais, para isto colaram 3 extensômetros lineares no terço oclusal tanto no paciente como no modelo de estudo. Três tipos de supra estruturas foram construídas: um padrão de prótese do tipo barra fundida em ouro, um padrão convencional de prótese parafusada fundida em ouro e um padrão convencional de prótese parafusada fundida em titânio. Seis variáveis de sequência de apertamento

foram realizadas por um único operador. Mesmo em próteses bem adaptadas clinicamente, pode ainda existir um considerável força axial estática e uma alavanca atuando entre o implante e a construção protética oriundo da discrepância geométrica. Na sequência de apertamento houve uma diferença significativa *in vitro* no registro da força axial e a alavanca gerada, porém o mesmo não ocorreu *in vivo*.

A análise das defomações que ocorreram em 25 mm de extensão em *cantilever* foi estudado por Tashkandi et al.⁵⁰ (1996). Uma costela bovina fresca serviu para inserir 3 implantes posicionados (A, B e C) em linha reta a uma distância de 15 mm entre os centros. Foram utilizados os pilares protéticos *standard* para parafusar uma supra estrutura fundida em uma liga tipo III de paládio/ouro, tendo em uma das extremidades uma extensão suspensa de 30 mm que a partir do orifício do parafuso foram considerados marcações realizadas com um disco de carborundum com 5, 10, 15, 20 e 25 mm, para receberem uma carga axial de 10 e 20 libras. 6 extensômetros lineares foram posicionados no osso da seguinte maneira o extensômetro linear 1 mais próximo do implante C, sob a estrutura metálica, o 2 entre o implante C e B, o 3 entre o implante B e A, o 4 posicionado apicalmente ao implante C, o 5 apicalmente ao implante B e o 6 apicalmente ao implante A. Registros dinâmicos da deformação foram realizados em cada sensor, e os resultados revelaram diferenças significantes, com aumento da deformação óssea, à medida que se aumentava o comprimento do *cantilever*. A maior deformação ocorreu na região apical do implante terminal.

É postulado que o tripoidismo pode compensar o torque ou a flexão (momento) criada quando forças oclusais são aplicadas lateralmente aos implantes, sendo esta situação um conceito amplamente aceito. Weinberg e Kruger⁵⁶ (1996) avaliaram matematicamente o torque desta situação. A mudança da flexão em situações de implantes posicionados em equivalência ou compensados (*offset*) tanto por lingual como por vestibular foram comparados com os implantes tradicionalmente posicionados em linha. Partindo do conceito que o relacionamento cúspide e fossa é o mais indicado

pois pode gerar vetores de força mais verticais do que horizontais. Duas situações distintas foram analisadas o posicionamento de implantes equivalentes por vestibular e por lingual, sempre tendo como controle um posicionamento ideal, tanto na maxila como na mandíbula. Na maxila, quando os implantes por equivalência foram posicionados 1.5 mm por vestibular o braço de alavanca foi diminuído. O torque (momento) foi reduzido cerca de 30% no parafuso de ouro, 23% no parafuso de fixação e 20% no implante. Se o implante foi compensado lingualmente 1.5 mm o resultado matemático foi um aumento de 30% no parafuso de ouro, 23% no parafuso de fixação e 20% no implante. Na mandíbula o posicionamento de equivalência 1.5 mm por vestibular teve um valor de torque aumentado, contudo com valores proporcionalmente menores do que na maxila, no parafuso de ouro 61%, 47% no parafuso de fixação e 40% no implante. Se o implante de equivalência posicionou-se 1.5 mm para lingual houve uma diminuição do torque com valores proporcionalmente menores do que na maxila, 77% para o parafuso de ouro, 94% para o parafuso de fixação e 78% para o implante. A análise matemática indicou que a mandíbula teve explicitamente uma menor produção de torque do que a maxila.

Existe uma diferença biomecânica inerente no tratamento de implantes em pacientes completamente desdentados e os desdentados na região posterior. Rangert et al.³⁹ (1997) consideram que as próteses parciais não são beneficiadas pela estabilização cruzada entre arcos e portanto são mais susceptíveis as flexões. Uma mesma prótese com a mesma carga oclusal, pode exercer diferentes níveis de tensão nos implantes e no osso de suporte dependendo do número de implantes e da sua configuração geométrica em que são instalados. Se os implantes são colocados em linha reta e a prótese estiver sujeita a torções laterais, os implantes reagem com uma torção maior do que as forças axiais, elevando as tensões. A carga em implantes poderia variar devido ao número de implantes, seu posicionamento e o desenho do tipo de prótese a ser confeccionada. O momento de flexão numa prótese de três implantes pode ser reduzida de 20 a 60% se houver um desalinhamento (*offset* ou compensado) de 2 a 3 mm no implante central. Implantes alinhados induzem a um fator de carregamento de risco. Uma

prótese unitária implanto suportada pode ter uma flexão em qualquer direção e uma prótese sobre dois implantes pela definição proporciona somente um eixo de rotação. Entretanto ambas situações implicam automaticamente num fator de carregamento de risco.

A mecânica dos implantes foi descrita por McGlumphy et al.³⁰ (1998) que conceituaram os princípios que envolvem o relacionamento dos princípios dos componentes protéticos. Para entender como os parafusos podem ser mantidos apertados com segurança, é necessário entender porque eles se soltam. Quando duas parte são apertadas por um parafuso esta unidade é denominada de união parafusada. Os parafusos se soltam apenas se as forças externas para separá-las são maiores do que as forças para mantê-los unidos. As forças para manter as partes unidas podem ser denominadas de forças de aperto ou forças de travamento. As forças de separação não precisam ser eliminadas para prevenir a soltura do parafuso, elas precisam apenas permanecer abaixo do limiar das força de travamento. A resistência de união é afetada mais pela força de travamento do que pela resistência de tensão do parafuso. A carga de travamento é geralmente proporcional ao torque de apertamento. Torque é uma conveniente maneira mensurável de desenvolver uma tensão desejada. Um torque muito elevado pode causar a fratura ou espanar as rosca do parafuso. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso denominado de *preload* ou pré-carregamento. Esta força de tensão desenvolve uma força de aperto compressiva entre as duas parte. O torque (Ncm) é limitado pelo limite mecânico da resistência do parafuso e pela maneira que o torque é aplicado. Na teoria o máximo de carga inicial é desenvolvida justamente antes que ocorra a fratura de torção ocorra. Entretanto para aumentar a carga inicial e maximizar o risco de fratura durante o uso, uma margem de segurança é estabelecida. Simplificadamente um ótimo torque de apertamento pode ser calculado utilizando 75% do último valor de fratura.

Dois implantes IMZ foram instalados no osso ulna de um cadáver humano congelado para ser mensurado as deformações que ocorreram na superfície do osso cortical. Morton et al.³² (1998) colaram 2

extensômetros considerando a mesial e a distal de cada implante, para uma leitura, de bi-axialidade. Foram utilizados dois tipos de pilar protético um convencional de titânio e o outro de polyoxymetileno, denominado de *intra mobile*. Foi fundida uma supra estrutura numa liga contendo alto teor de paládio, com a característica de ter uma extensão terminal de 12mm. Uma máquina de ciclagem foi utilizada para aplicar uma carga de 20 a 200 N à 6mm do implante. O modelo ósseo comportou-se de maneira elástica e representou um modelo apropriado para verificar as deformações no osso cortical. As deformações na superfície do osso cortical foi caracterizada como linear e diretamente relacionada com a magnitude da carga aplicada, independente do tipo de pilar protético, sendo que o pilar protético de polyoxymetileno teve o mesmo comportamento que o pilar convencional, comprovando que a alteração de propriedades mecânicas dos componentes protéticos não é um método eficaz na redução da transmissão de estresse ao tecido ósseo.

Um estudo com elementos finitos tri-dimensionais foi idealizado por Stegaroiu et al.⁴⁹ (1998) para verificar as tensões ao redor do osso sob as seguintes simulações: M 1 – três implantes suportando três coroas conetadas, M 2 – dois implantes com um pântico suspenso, *cantilever* e M 3 – dois implantes suportando um pântico, uma prótese parcial convencional. Os implantes cilíndricos de titânio foram modelados tendo 10mm de comprimento e 4mm de diâmetro, 3,5mm para a altura do pilar protético, 0,5 mm para a espessura da fundição e 1.5mm de espessura para a porcelana. Considerou-se que todos os materiais utilizados fossem isotrópicos, homogêneos e mesma elasticidade linear. Foi simulado a aplicação de uma carga estática de 10 N sobre o centro da superfície oclusal de cada elemento protético. O pântico suspenso- *cantilever* pode induzir os maiores valores de tensão, enquanto que três coroas conectadas suportadas

por três implantes podem induzir os menores valores de tensão ao redor do osso. Além disto, sobre três pontos de carregamento predominantemente axiais uma prótese fixa suportada por dois implantes podem desenvolver tensões ao redor do osso comparáveis a três coroas conectadas e suportadas por três implantes. Forças vestibulo-linguais onde as três coroas estão conectadas e suportadas por três implantes podem minimizar os efeitos danosos deste tipo de carga. Cinco pacientes foram selecionados para constatar o que ocorreu com forças realizadas *in vivo* em dois implantes suportando uma sobredentadura na mandíbula.

Duyck et al.¹¹ (1999) analisaram a influência das variáveis do sistema de inserção da prótese: a) barra de formato ovóide (Dolder) com extensão bilateral, b) barra de formato ovóide sem extensão bilateral e c) com inserção no sistema de bola (sistema *o'ring*). 3 extensômetros lineares foram colados na superfície de cada pilar do tipo standard que possuíam de 5,5 a 7.0 mm de cinta. Uma carga axial de 50 N foi aplicada entre os implantes numa distância de 1 cm da distal do implante e a 1,5 cm da posição anterior. As cargas axiais nos implantes que receberam um sobredentadura não foram significativamente diferentes independente do sistema utilizados, isto é: se foram no sistema de bola ou no sistema de barra com ou sem extensão distal, contudo os níveis da alavanca que ocorreram foram maiores quando barras com extensão distais foram utilizadas.

Kim et al.²⁸ (1999) desenvolveram um estudo para comparar as deformações ocorridas ao redor dos implantes suportando próteses parafusadas e cimentadas submetidas a forças oclusais. Simularam uma situação clínica onde dois implantes suportariam uma prótese fixa com *cantilever* de 8 mm de extensão. Cargas de 110N foram direcionadas axialmente e na região do *cantilever*. Empregando análise fotoelástica e extensometria, os autores verificaram que as deformações ocorridas ao redor dos implantes, em função da aplicação das forças, foram semelhantes para as próteses parciais fixas retidas por parafusos e cimentadas definitivamente.

Wiskott e Belser⁵⁷ (1999) conceituaram que a aplicação de uma força ao osso (*stress*) acarretará uma deformação (*strain*) devido ao arranjo estrutural. *Stress* é definido como a força dividido pela unidade de

área (Mpa) enquanto que a resultante *strain* (ϵ) é a média entre o comprimento do objeto sob a aplicação de uma força e sua dimensão original. A deformação é portanto uma entidade dimensionada. Devido as mínimas variações observadas, mecanismos biológicos quantificam tais variações em *microstrains* ($\mu\epsilon$). Classificaram os seguintes valores para:

- a) desuso: tecido ósseo submetido a forças extremamente reduzidas que correspondem à microdeformações abaixo dos $100\mu\epsilon$.
- b) carga normal: tecido ósseo submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e $2.000\mu\epsilon$. Teoricamente, nesta faixa de deformações, a massa óssea estabiliza-se em função do equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise;
- c) suave sobrecarga: as forças geradas determinam deformações na faixa que se estende entre 2.000 e $4.000\mu\epsilon$. Nestes casos, observa-se um desequilíbrio positivo, com maior osteogênese, e conseqüentemente aumento da massa óssea;
- d) sobrecarga patológica: quando a estrutura óssea é submetida a forças que promovem deformações acima de $4.000\mu\epsilon$, torna-se incapaz de passar por um processo de adaptação e reparo, e os danos passam a ser irreversíveis;
- e) fratura: no tecido ósseo ocorreria com deformações entre 20.000 e $25.000\mu\epsilon$.

Asundi e Kishen⁴ (2000) analisaram, *in vivo* e *in vitro*, com o uso da extensometria linear elétrica e da fotoelasticidade a distribuição da deformação e das tensões no dente e nas estruturas. Puderam verificar que a concentração de deformação no osso alveolar localizaram-se no terço cervical e no terço médio e que houve uma diminuição até zero partindo do terço médio até o terço apical. No dente também encontraram que o máximo de deformação ocorreu no terço cervical diminuindo gradativamente em direção apical. Dos resultados obtidos pela fotoelasticidade constataram que

as tensões na superfície da raiz foram distribuídas ao longo do terço cervical e médio e que os padrões de tensão diminuíram em direção ao ápice. Estes estudos confirmaram que a maioria das forças axiais são distribuídas ao longo do terço cervical e médio da raiz e do osso e que existe um consenso dos resultados obtidos *in vivo* com a extensometria linear e com os obtidos *in vitro* da fotoelasticidade.

Pietrabissa et al.³⁷ (2000) realizaram um estudo experimental para comparar 3 sistemas de conexão de pilar protético com a capacidade de compensar erros dimensionais e/ou de configuração de prótese parafusada (pilar *standard* e Estheticone) e prótese cimentada (pilar CerAdapt), possuindo como modelo uma prótese fixa de três elementos, com uma distância de 20mm entre os pilares. Foram fundidas em ouro 6 próteses com a mesma configuração e dimensões, sobre a superfície superior foram colados dois extensômetros lineares. Os resultados mostraram que o pilar protético CerAdapt teve a melhor capacidade de compensar os erros de translação, o que poderia ser explicado pela presença do cimento capaz de compensar os erros de fundição, além de possuir a capacidade de absorver estas deformações. Os pilares *standard* e Estheticone mostraram aproximadamente a mesma capacidade de compensar os erros de translação e deformações da prótese, sendo que o pilar *standard* mostrou a menor deformação na presença de erros de rotação.

O método dos elementos finitos tri-dimensional foi utilizado por Sato et al.⁴² (2000) para simular uma situação clínica onde ocorreu a substituição do primeiro molar com dois implantes de 3.3mm de diâmetro por 10mm de comprimento utilizando pilar protético miruscone e comparando com a simulação da utilização um implante de largo diâmetro de 5 por 10mm associado ao pilar protético ceraone. Uma carga oclusal estática de 100 N foi aplicada sobre a vertente triturante vestibular a 2.4mm da fossa central, além disto 3 outros pontos receberam carregamento, 1,5; 3,5 e 5,5 mm do ponto de contato mesial, sendo denominados de ponto A, B e C. A razão para se utilizar implantes de plataforma reduzida, ao invés de plataforma regular deveu-se pela limitação do espaço méso-distal. As forças vertical e lateral sobre o implante mais largo foram quase que sempre constante entre os três

pontos analisados, mas as força sobre os implantes duplos tiveram uma maior variação. O implante mesial recebeu uma força maior que o implante largo, portanto o carregamento mais próximo da crista marginal (168% lateral e 140% vertical), o que sugeriram que clinicamente contato oclusais próximos a crista marginal deveriam ser eliminados. O torque do implante de plataforma larga diminuiu a medida que se distanciava do ponto de contato mesial e não foi evidenciado torque ao longo eixo dos implantes duplos. A vantagem biomecânica de implantes duplos para substituir um molar foi questionável, quando o contato oclusal era localizado próximo ao ponto de contato.

A análise das deformações que ocorreram no pilar protético em 3 tipos de resoluções protéticas para a mesma situação onde simulavam a perda do primeiro molar foi realizado por Seong et al.⁴⁴ (2000) que utilizaram 3 modelos idênticos de resina acrílica. Para a primeira resolução foi utilizado no espaço protético uma fixação convencional, 3.75 mm de diâmetro, para a segunda opção foi utilizado uma fixação de diâmetro mais largo, 5 mm e para última simulação duas fixações de diâmetro regular. Em cada pilar protético UCLA foram colados 4 extensômetros lineares na face: mesial, distal, lingual e vestibular. Na superfície oclusal das coroas foram realizadas três concavidades na crista marginal distal, na ponta da cúspide disto vestibular e a terceira sobre a restauração em amálgama que obliterou a perfuração oclusal. Foram aplicadas cargas de 35 e 70 N. Para a reabilitação de um único molar, todas as variáveis utilizadas afetaram o padrão de distribuição de deformação. Quando se utilizou uma única fixação de diâmetro mais largo reduziu a deformação em cerca de 40% em relação a fixação convencional, contudo a menor força de alavanca ocorreu com duas fixações. A mudança na localização dos contatos cêntricos podem ter um maior impacto na produção da deformação do que o aumento do número ou do diâmetro da fixação. A inclinação lingual da fixação aumentou significativamente as deformações vestibulo-lingual quando comparado com o eixo vertical.

A análise da distribuição das tensões e das deformações que ocorreram circunvizinhas às próteses parafusadas utilizando o sistema IMZ

foram verificadas por Watanabe et al.⁵³ (2000), que utilizou quatro métodos de confecção: 1º - fundição em uma única peça, unibloco; 2º - denominado de método da secção e soldagem, que foi a fundição em unibloco, e posterior seccionamento da peça, união com resina e soldagem; 3º - método da soldagem, que consistiu em encerar e fundir cada pilar protético isoladamente, união com resina e soldagem e 4º - método o sistema IMZ de “adaptação passiva”, que consistiu da utilização e fundição simultânea de copings de titânio e de plástico com a remoção com broca de carbide no local onde existia o coping de plástico e uma cimentação com cimento resinoso de um outro coping de titânio. Foi usado um bloco de poliuretano para inserir 3 implantes de 4mm de diâmetro por 13mm de comprimento. Foi fabricada uma moldeira individualizada e com um silicone foi obtido o modelo de trabalho de gesso pedra tipo IV. Para cada método foram fundidas quatro estruturas. 6 extensômetros lineares foram distribuídos ao redor do modelo em poliuretano. Além da variável de fundição foi também analisada a sequência de apertamento. Os melhores resultados, em relação à microdeformação ao redor dos implantes, foram obtidos pelas estruturas confeccionadas pelo método de assentamento passivo e pelas estruturas fundidas em segmentos, para então serem soldadas. Os piores resultados foram registrados pelas estruturas seccionadas após a fundição e soldadas, e pelas peças fundidas em monobloco. A seqüência de apertamento dos parafusos determinou diferenças significantes na produção de deformações em todas as estruturas testadas, com exceção das confeccionadas pelo método de assentamento passivo. Para as estruturas fundidas em partes separadas para posterior soldagem, quando o parafuso central foi apertado antes dos parafusos terminais, marcante redução na deformação perimplantar foi registrada.

A influência de cargas estáticas e dinâmicas e as reações que ocorreram ao redor de implantes de 10mm de comprimento em tibia de coelhos foi analisado por Duyck et al.¹¹ (2001) com auxílio de um modelo tri-dimensional com os elementos finitos. Foram realizados testes *pull-out* para fornecer informações a respeito da resistência do osso ao redor do implante e que serviu como guia para aplicar posteriormente as cargas dinâmicas . As análises histológicas e histomorfométricas foram realizadas para obter uma

descrição geral dos tecidos ao redor dos implantes. As análises histológicas confirmaram que todos os implantes estavam osseointegrados. Os resultados confirmaram a hipótese que micro danos causados pela excessiva carga dinâmica levaram a reabsorção óssea, defeitos ósseos no formato de cratera, enquanto que nenhuma carga estática foi suficiente para provocar qualquer micro dano, acreditando-se portanto que um excessivo carregamento pode causar uma reabsorção óssea, apesar de ter sido realizado por um período curto.

Um estudo com 13 pacientes com próteses totais fixas implanto suportadas com seis implantes foram utilizados por Duyck et al.¹² (2001) para verificarem as deformações que ocorreram no apertamento inicial dos parafusos de ouro. Este estudo também teve uma parte laboratorial que utilizou quatro próteses totais fixas com adaptação passiva clínica que com o auxílio dos extensômetros lineares verificaram a cinco sequências de apertamento: I) 1-2-3-4-5-6, II) 6-5-4-3-2-1, III) 6-4-2-5-3-1, IV) 1-3-5-2-4-6 e V) 5-4-3-6-1-2, sempre com torque de 10 Ncm. Nos pacientes os pilares protéticos convencionais foram trocados por pilares protéticos colados com os extensômetros lineares apertados também com 10 Ncm e a condição de apertamento inicial foi registrada. Os resultados laboratoriais não puderam indicar a influência da sequência de torque de apertamento. O efeito da sequência de apertamento não foi estatisticamente significante nem para as forças verticais como para o momento de torção. A desadaptação de uma prótese fixa total induziu a condições de apertamento inicial de suporte dos implantes. Na média a diminuição das cargas axiais e a diminuição do momento de torção foram observados. Distorção das próteses durante o apertamento resultou numa diminuição do apertamento inicial interno e um aumento do apertamento inicial externo que constantemente ocorrem no implante. Apesar da presença de apertamento inicial externo ocorreu devido a má adaptação, nenhum problema relevante clínico ocorreu no período de observação.

Nissan et al.³⁴ (2001) utilizando-se de 30 modelos de gesso contendo cinco análogos, que foram obtidos a partir de um modelo mestre metálico que serviu de matriz para a construção de uma armação metálica

bem adaptada em cuja superfície superior foi distribuída quatro extensômetros lineares. Três experientes protesistas conduziram diferentes forças de apertamento (10 e 20 Ncm), duas diferentes sequências de apertamento (da direita para esquerda e da esquerda para a direita), sempre realizados com um torquímetro elétrico. Verificaram que não houve diferença significativa na tensão de apertamento da supra estrutura quando isto foi realizado por diferentes operadores, pela força de apertamento ou pela sequência de apertamento.

Rubo e Souza⁴¹ (2001) descreveram, em um artigo de revisão de literatura, os métodos computacionais disponíveis para análise e solução de problemas complexos encontrados nas reabilitações implanto-suportadas. Esses recursos envolvem, entre outros, a análise de fotoelasticidade, o método de elementos finitos e a extensometria. De acordo com os autores, a extensometria é a melhor opção para avaliações experimentais que procurem delinear de forma mais precisa as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Concluíram que nenhum dos três métodos apresentados possui total preponderância sobre outro e que as potencialidades que estes recursos apresentam para a pesquisa se complementam.

Cehreli et al.⁷ (2002) utilizaram extensômetros lineares que foram colados diametralmente no terço cervical de pilares protéticos de 10 implantes de 3,75x10 mm. Todos os implantes foram posicionados linearmente com exceção do número 6 e 9 que ficaram posicionados 3mm aquém deste alinhamento, e para simular uma angulação mesial ou distal os implantes 1 e 7 foram inseridos com 15° de angulação. Foram utilizados pilares protéticos retos (M.I.S. Implant Technologies Ltd., Israel), para constituir 5 grupos de diferentes próteses fixas constituídos por 4 elementos, totalizando para cada grupo 7 fundições em NiCr (Bego - Germany). As próteses foram cimentadas com um cimento temporário (Temp bond - Kerr). Uma carga estática de 50 N foi aplicada em cada um dos elementos. Os resultados revelaram que o desalinhamento dos implantes aumentou a deformação. Concluíram que o tipo de deformação depende do ponto de aplicação da carga, do posicionamento do implante, do desenho da prótese.

A análise, com o uso da extensometria, de cargas axiais e não axiais em prótese parciais fixas implanto suportadas e cimentadas foi pesquisado por Cehreli e Iplikcioglu⁶ (2002). Dez implantes com extensômetros lineares colados foram inseridos numa determinada configuração para simular diferentes situações clínicas. Quatro grupos foram formados com dois implantes e que receberam uma prótese fixa de três elementos. As próteses foram cimentadas com um cimento temporário. Em locais pré determinados foram aplicadas 50 cargas verticais axial e não axialmente. Os indicadores da leitura de deformação foram registradas e padronizadas após cada sequência de carregamento. Comparativamente, as cargas não axiais causaram um fulcro de tensão no implante que poderia afetar a perda de osso ao redor do implante. As cargas oclusais axiais deveriam ser obtidas pelo uso de implantes de largo diâmetro, uma tábua oclusal menor e contatos oclusais apropriados.

Diferentes alternativas de tratamento para restaurar a região posterior foram realizadas por Sato et al.⁴³ (2002) que simularam estas opções utilizando análise geométrica tri dimensional para calcular a tensão aplicada nos parafusos de ouro. Foram simulados geometricamente uma situação clínica para a inserção de fixações regulares de 3,75 mm de diâmetro e 10mm de comprimento para os locais do primeiro pré-molar (34), segundo pré-molar (35) e primeiro molar (36) e posicionados em linha reta. Para o pilar protético foi simulado o miruscone e a construção da coroa teve como preocupação a inclinação das cúspides em 10° e 20°. O carregamento oclusal foi de 100 N aplicado na vertente triturante a 2.4mm da fossa central. Duas condições de simulação de colocação em compensação (offset) foram realizadas: a primeira denominado compensação lingual onde o 35 ficou deslocado 1mm para lingual e o 34 e 36 ficaram deslocados 1mm para vestibular e a segunda configuração denominado de compensação vestibular onde o 35 ficou deslocado 1mm para vestibular e o 34 e 36 ficaram deslocados 1mm para lingual. Na terceira simulação as fixações regulares estavam posicionados em linha, porém o 36 foi trocado por uma fixação de 5mm. A análise geométrica tri-dimensional mostrou que a colocação de fixações em compensação nem sempre diminuiram a força de tensão nos

parafusos de ouro, enquanto que a fixação mais larga e a inclinação menor das cúspides diminuíram a força de tensão nestes parafusos.

Quatro crânios secos com aproximadamente a mesma idade foram utilizados por Yacoub et al.⁵⁸ (2002) para caracterizar as deformações ósseas que ocorreram próximo e distantes dos implantes e para comparar a resposta sob uma mesma carga em implantes de plataforma de diâmetro pequeno e de diâmetro largo. Foram utilizados implantes de 7mm de comprimento auto-rosqueáveis, sendo que o mesmo local das perfurações foi utilizado para o implante de 3.75 de diâmetro que após ter sido removido foi inserido um implante de 4 mm de diâmetro, da mesma maneira, mesma localização e orientação. Em três crânios foram aplicadas cargas de 0 a 100N com uma inclinação de 10° em relação ao longo eixo dos implantes e no quarto crânio foi aplicada uma carga com a mesma intensidade, porém direcionada ao longo eixo. Extensômetros uniaxiais ou 3 extensômetros em roseta foram colados em 4 locais: no osso cortical na região acima do molar, no osso cortical acima do incisivo na sutura zigomaticomaxilar e na sutura zigomaticotemporal. As deformações ósseas resultantes da carga aplicada nos implantes foram transmitidas ao osso cortical, não apenas adjacente mas também distante dos implantes. Sob a mesma carga aplicada, a deformação no osso cortical foi significativamente maior para o implante de diâmetro maior em todas os locais estudados exceto numa localização posterior a sutura zigomaticotemporal, isto sugere que os implantes de diâmetro largo facilitam a transferência das tensões.

A conexão da parte protética (sextavado externo - Branemark e cone morse – Astra e ITI) foi verificado por Cehreli et al.⁸ (2004) utilizando a análise fotoelástica e a extensometria linear elétrica. Na fotoelasticidade sob uma força vertical todos os desenhos de implantes geraram um padrão simétrico na disposição de franjas, e as maiores concentrações de tensões ocorreram na região apical, contudo o implante cônico Branemark teve as maiores concentrações de tensões na região apical e cervical. Sob uma força vertical de 100 e 150N as maiores deformações ocorreram ao redor do implante cilíndrico Astra, ITI e os cônicos Astra e Branemark. Ficou concluído que as conexões protéticas de

sextavado externo ou cone morse possuem uma padrão de distribuição de forças semelhantes, portanto a característica destas conexões não é um fator decisivo que poderia afetar a magnitude de tensão ou deformação no estímulo ósseo.

Um estudo tri-dimensional de elementos finitos de um modelo mandibular simulando a perda do segundo pré-molar, foi idealizado por Eskitascioglu et al.¹³ (2004) para investigar o efeito de diferentes localizações de forças que possam afetar a distribuição e os valores das tensões no osso ao redor dos implantes. Foi utilizado um implante do sistema cone morse. O modelamento da instalação do pilar protético foi do tipo sólido, cujo metal utilizado para o coping ou supra estrutura seria de cobalto-cromo e aplicação de uma porcelana de recobrimento feldspática. A média da força estática oclusal foi de 300 N distribuídas nos seguintes pontos: A) apenas sobre a ponta da cúspide vestibular (300 N), B) na ponta de cúspide vestibular (150 N) e fossa distal (150 N) e C) ponta de cúspide vestibular (100 N), fossa distal (100 N) e fossa mesial (100 N). A aplicação de um carregamento em uma localização produziu os valores de tensão de von Mises mais elevados ao redor do osso em torno de 106.65 MPa em relação a duas localizações (99.01 MPa) e em três locais (102.55 MPa). Em relação ao implante o carregamento em um ponto gerou os valores de von Mises também mais elevados (89.99 MPa) em relação a dois pontos (64.16 MPa) e em relação a três pontos (67.99 MPa) . O carregamento em duas ou três localizações diminuíram os valores de von Mises dentro do osso e as tensões ficaram concentradas no coping metálico e sobre a superfície oclusal.

Cimentação ou retenção por parafuso: parâmetros de uma adaptação passiva. Foi um estudo *in vitro* realizado por Heckmann et al.¹⁷ (2004) com auxílio da técnica da extensometria linear para verificar o grau de deformação que ocorreu no osso ao redor de dois implante (ITI) e na supra estrutura de próteses parciais fixa de 3 elementos. Seis grupos com 10 amostras foram fundidos em um liga aurica (Degudent U): grupo c- mea: prótese cimentada encerada diretamente sobre o modelo de medida; grupo c- rep: prótese cimentada fabricada de modelos mestres obtidas do reposicionamento; grupo c- pic: prótese cimentada fabricada de modelos

mestres obtidas de moldagem pela técnica da captura; grupo r- pla: prótese parafusada fabricada pela fundição de copings plásticos; grupo r-cas: prótese parafusada fundidade de cilindros de ouro e grupo r- bon: prótese parafusada unida aos cilindros de ouro. Os extensômetros lineares foram colados na mesial e distal de cada implante. O desenvolvimento das deformações foram registradas durante o ato da cimentação e durante parafusamento da prótese. Nenhuma dos sistemas de próteses analisadas mostraram uma verdadeira adaptação passiva sem que a deformação ocorresse. Cerca de 50% das deformações medidas encontradas foram geradas pela obtenção da moldagem e pela fabricação do modelo, sendo que das 50% remanescentes foram relatadas a imprecisão das técnicas laboratoriais. A técnica de moldagem utilizada não revelou qualquer diferença significativa em termos de precisão. Ambos os modelos de prótese: cimentada ou parafusada provocaram níveis elevados de tensão. Na fabricação das próteses parciais fixas retidas por parafusos os resultados foram similares usando os copings plásticos ou utilizando os copings usinados. As armações de prótese unida diretamente aos cilindros de ouro e diretamente no implante reduziram significativamente o desenvolvimentos de deformação.

As deformações *in vitro* que ocorreram ao redor de implantes dentais tendo como antagonistas dentes ou implantes foram analisadas por Hekimoglu et al.¹⁹ (2004) que utilizaram-se de um modelo com dentes de resina adequadamente articulados em máxima intercuspidação, sendo que na região do primeiro molar, de um lado implantes e do lado oposto dente natural. Extensômetros lineares foram colados nas mesiais, distais e vestibulares destes dentes, formando uma ponte de Wheatstone individual. Uma simulação da força mastigatória axial e lateral foi repetida 4 vezes com 75 e 100 N. Deformações compressivas foram verificadas ao redor tanto do implante como no dente como resultado de uma carga estática axial, sendo que uma combinação de deformação de compressão e de tensão foram constatadas durante a simulação do carregamento lateral dinâmico. As deformações que ocorreram ao redor do dente natural foram significativamente menor do que ao redor do lado que ocorreu a articulação com implante independente do tipo de carga aplicada. Houve uma tendência

para aumentar a deformação ao redor do implante tendo antagonista o dente, principalmente sob a aplicação de cargas dinâmicas laterais.

Os aspectos biomecânicos da reabsorção do osso marginal ao redor de implantes osseointegrados, dentro dos limites fisiológicos foram idealizados por Kitamura et al.²⁹ (2004) empregando a análise tri-dimensional com os elementos finitos. Foi idealizado um osso cortical de 1 a 3 mm de espessura rodeando o osso medular que serviu de base para um implante de 10 mm da ITI onde foi conectado um pilar protético sólido de 4mm de altura. Foram criados nove modelos: um sem reabsorção (base) e oito variações com três diferentes profundidades de reabsorção com a combinação de reabsorção apenas vertical ou uma outra denominada como cônica (vertical e horizontal). Cargas axiais de 100N e horizontais vestibulo-linguais de 50 N foram aplicadas no centro da supra-estrutura que simulou uma fundição de ouro com uma cobertura de porcelana. Nos modelos de pura reabsorção vertical, as tensões do osso cortical e medular aumentaram com a profundidade da reabsorção. Em contraste, para todas as profundidades de reabsorção os modelos de reabsorção cônica as tensões do osso cortical foram inferiores do que nos modelos sem reabsorção e o modelo de pura reabsorção vertical. Além disto uma discreta reabsorção cônica pode ser considerada como o resultado parcial da adaptação biomecânica do osso as cargas oclusais no implantes integrados com sucesso. Contudo com o progresso da reabsorção óssea e com o aumento das tensões no osso medular sob cargas laterais podem colocar em risco de fratura o implante.

Para pesquisar a influência do comprimento e a localização da distribuição das tensões ao redor do osso, em próteses parciais fixas de 3 elementos confeccionadas sobre dois implantes e localizados na região posterior da mandíbula, Yokohama et al.⁵⁹ (2004) simularam uma mandíbula com auxílio da análise de elementos finitos, onde puderam também verificar a influência do espaço protético, ou seja a proximidade entre os implantes. O implante mesial era cilíndrico com 10mm de comprimento e 4 mm de diâmetro e o implante distal com o mesmo diâmetro porém com 10 ou 12 mm de comprimento, que poderia estar localizado em 5 diferentes posições. Foram simuladas a aplicação de cargas de 100 N incidindo num ângulo de

30° sobre o centro da superfície oclusal em três situações: a) apenas sobre a coroa do segundo pré-molar, b) apenas sobre a coroa do primeiro molar, c) apenas sobre a coroa do segundo molar e d) simultaneamente sobre as três coroas. Ficou determinado que a localização do implante em relação a estrutura óssea poderia ser um fator significativo na distribuição das tensões. Na região cervical do osso adjacente tanto ao implante mesial como no distal ficou registrada a máxima tensão e da mesma forma que quanto maior a distância maior a tensão. A utilização do implante mais longo, o de 12 mm ficou demonstrado que teve pouca influência na distribuição das tensões.

As deformações que ocorreram na face vestibular de dentes anteriores e após as respectivas exodontias com a inserção imediata de implantes, com as diferentes resoluções: próteses isoladas, ferulizadas parcial (hemi-arco) e totalmente ferulizadas (unibloco) foram analisados por Akkocaoglu et al.³ (2005) que utilizaram dois cadáveres humanos recém congelados. Seis extensômetros elétricos lineares foram unidos ao osso vestibular marginal na região anterior da maxila. Os dentes naturais foram submetidos a uma carga em oclusão cêntrica, e utilizando-se de um splint oclusal onde foi adaptado duas células de carga em miniatura. As mensurações foram realizadas na amostra com 10kHz e sob uma carga máxima de 100N, simultaneamente monitorada por um computador conectado a um sistema de aquisição de dados. Após a exodontia dos dentes anteriores, implantes – ITI de 4.1 mm e 4.8 mm foram inseridos nos alvéolos dos incisivos e caninos respectivamente. Valores de torque de instalação de cada implante foi medido por uma catraca comum e pela análise de frequência de ressonância. As mensurações das deformações foram realizadas para 1- próteses sobre implantes isoladas, 2- implantes situados na região anterior ferulizados unilateralmente e 3- ferulização bilateral dos implantes situados na região anterior. Finalmente uma resina acrílica foi injetada no interior do alvéolo para simular a osseointegração e a mensuração das deformações foram realizadas. As microdeformações de todos os grupos foram estatisticamente comparáveis ($p > 0.05$), sendo que as deformações ao redor dos implantes inseridos nos alvéolos foram menores do que ao redor dos dentes. As deformações ao redor do implante na região

do canino foram comparavelmente mais elevadas do que ao redor do dente canino. Para todos os grupos as microdeformações ao redor dos caninos foram maiores do que ao redor do lateral ($p < 0.05$) e para o incisivo central ($p < 0.01$) que tiveram níveis de deformação similares. Os valores da análise de ressonância foram comparáveis. Os valores de torque de instalação dos implantes nos alvéolos dos incisivos laterais e caninos foram similares e foram mais elevados do que os valores do incisivo lateral.

Uma condição experimental protética de 5 elementos com 3 implantes foi utilizado por Karl et al.²⁷ (2005) que analisou 8 possibilidades de solução protética e as possíveis deformações que ocorreriam nestas diferentes configurações, para isto utilizaram-se de um bloco de resina para inserir os implantes, sendo colados e alinhados os extensômetros lineares elétricos entre eles e sobre a resina. As seguintes possibilidades foram analisadas: a) prótese cimentada, obtida pela técnica de moldagem pelo reposicionamento, fundição do coping plástico e infra-estrutura metálica; b) prótese cimentada, obtida pela técnica de moldagem pelo reposicionamento, fundição do coping plástico e cobertura cerâmica; c) prótese parafusada, obtida pela técnica de moldagem por captura, fundição do coping plástico e infra-estrutura metálica; d) prótese parafusada, obtida pela técnica de moldagem por captura, fundição do coping plástico e cobertura cerâmica; e) prótese parafusada, obtida pela técnica de moldagem por captura, sobre-fundição do coping de ouro e infra-estrutura metálica; f) prótese parafusada, obtida pela técnica de moldagem por captura, sobre-fundição do coping de ouro e cobertura cerâmica; g) prótese parafusada, obtida pela técnica de moldagem por captura, cimentação da fundição ao cilindro de ouro e infra estrutura metálica; h) Prótese parafusada, obtida pela técnica de moldagem por captura, cimentação da fundição ao cilindro de ouro e cobertura cerâmica. A sequência do apertamento dos parafusos iniciou-se pelo central e seguindo de distal para mesial. Dos resultados obtidos pela deformação não houve diferenças na comparação entre prótese cimentada ou parafusada, isto também pôde ser demonstrado entre a fundição de copings de plástico e a sobre-fundição de copings usinados em ouro. As próteses parafusadas que foram cimentadas aos copings de ouro evidenciaram o

menor desenvolvimento de deformação do que qualquer outro tipo de prótese. A cobertura cerâmica resultou num aumento de deformação para todos os sistemas convencionais de confecção de prótese.

Uma avaliação comparativa dos desenhos dos implantes: a influência do diâmetro, do comprimento e da conicidade, nas deformações que ocorreram na crista óssea alveolar foi determinada por Petrie e Williams³⁶ (2005) com auxílio da análise tri-dimensional dos elementos finitos. Para a construção dos modelos exatamente com a mesma geometria foi simulado uma secção da mandíbula na região de primeiro pré-molar. O primeiro modelo tinha características de osso com elevada densidade óssea e o segundo com baixa densidade. Não foram utilizados implantes convencionalmente encontrados no mercado, para isto foi realizado 16 desenhos de implantes variando o comprimento, o diâmetro, e a forma: paralelo e cônico. Foi simulado a aplicação de uma carga vertical de 100 N na parte mais coronária da coroa, sobre o longo eixo da coroa e uma carga de 20 N horizontalmente. Cada uma das variáveis de configuração foi analisada separadamente. Se o objetivo é minimizar as deformações peri-implantares na crista óssea, os autores sugerem que a melhor escolha é utilizar implantes largos e relativamente longos e sem conicidade. O modelo com baixa densidade óssea exibiu uma maior deformação peri-implantar quando comparado com o modelo de densidade elevada. Nestas situações deve ser evitado implantes curtos e de diâmetro reduzido, assim como os cônicos. A conicidade possui um efeito deletério para implantes curtos e estreitos.

Vasconcellos⁵¹, em 2005, estudou o efeito dos ciclos térmicos para a aplicação de porcelana no assentamento protético de estruturas metálicas implanto suportadas, bem como analisou a influência do pré-condicionamento térmico no controle das alterações dimensionais do metal em altas temperaturas. Em um bloco experimental de poliuretano foram posicionados quatro implantes cilíndricos com hexágono externo, simulando a reabilitação de um mandíbula edêntula. Dez estruturas metálicas de próteses implanto suportadas, retidas por parafusos, foram confeccionadas com liga nobre (Pd-Ag) e coifas usinadas, empregando-se dois procedimentos: grupo controle (n=5): fundição em seguímentos, seguida de

soldagem a laser; e grupo teste, fundição em segmentos, seguida de pré-condicionamento térmico (simulando o ciclo de oxidação) e soldagem a laser. Com as estruturas metálicas em posição, oito extensômetros registraram a microdeformação provocada pela ausência de passividade, em três momentos: após a soldagem a laser, após a oxidação do metal, após oxidação e simulação dos ciclos de aplicação da cerâmica. Foi realizado RM ANOVA de dois fatores, e as comparações individuais foram feitas pelo teste *t* (*Student*) para amostras dependentes. Todas as estruturas geraram microdeformações ao serem apertados os parafusos de retenção protética. Os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para a aplicação da cerâmica, determinaram alterações dimensionais significantes nas estruturas metálicas, com conseqüente aumento da microdeformação. Estas alterações ocorreram principalmente durante os ciclos realizados após a oxidação da liga. O pré-condicionamento térmico das estruturas metálicas controlou a alteração dimensional do metal em altas temperaturas.

A quantificação das deformações geradas por próteses parciais fixas de três elementos cimentadas e parafusadas com auxílio de extensômetros lineares *in vivo* e *in vitro* foi executada por Heckmann et al.¹⁸ (2006) que também utilizaram o método dos elementos finitos para determinar a magnitude no carregamento ósseo provocado pela supra-estrutura protética. Foram realizados seis grupos com dez amostras: Grupo C-meia: cimentado com a prótese parcial fixa (p.p.f.) com enceramento realizado diretamente sobre o modelo de medida; Grupo C-rep: cimentado com a p.p.f. realizada sobre o modelo obtido pela técnica de moldagem com reposicionamento; Grupo C-pic: cimentado com a p.p.f. realizada sobre o modelo obtido pela técnica de moldagem por captura; Grupo S-pla: p.p.f.. parafusada e obtida utilizando copings plástico para fundição; Grupo S- p.p.f. parafusada e obtida pela fundição de cilindros de ouro e Grupo S-bon: p.p.f. parafusada com cimentação de cilindros de ouro. Para os testes *in vitro* os extensômetros foram colados sobre o pântico e ao redor dos implantes. Para os testes *in vivo* os extensômetros foram colados apenas sobre o pântico. Para calcular o estado de tensão no osso ao redor do implante, o grau de carregamento foi de 200 N axialmente em um implante. A precisão de

adaptação que pode ser obtida comumente nos laboratórios e os procedimentos clínicos de fabricação das fundições ou supra-estruturas parece produzir restaurações que não provocam danos ao osso. Acreditaram que a questão da adaptação passiva deveria ser reavaliada para um bom desempenho das próteses parciais fixas e a análise com os elementos finitos que indicaram que um determinado nível de desadaptação parece ser tolerado pelo osso.

O método dos elementos finitos tri-dimensional foi selecionado para simular uma situação com uso de três implantes de 3.75 mm de diâmetro e 12 mm de comprimento na região de segundo pré-molar, primeiro e segundo molar, cuja restauração protética foi obtida com coroas metalo-cerâmicas ferulizadas, e este modelo serviu para que Huang et al.²⁰ (2006) analisassem a variação da instalação dos implantes em linha e na forma compensada (*offset*), sendo que o implante central ficou deslocado de 1 a 2 mm para vestibular e também para lingual. O material dos implantes e das coroas foi considerado como isotrópicos e com linearidade elástica. Dois tipos de orientações de cargas foram consideradas na simulação, uma força vertical incidindo na fossa central das coroas e a outra inclinada num ângulo de 45° sobre a cúspide vestibular. A simulação da intensidade da carga aplicada foi de 100 N. As condições de aplicação foram divididas em carregamento múltiplo: as três coroas submetidas simultaneamente e carregamento unitário: isoladamente para cada coroa. No carregamento múltiplo sob incidência de 45°, resultou em um aumento em pelo menos sete vezes comparada com a incidência vertical, a análise unitária revelou que também a incidência oblíqua de carregamento foi mais elevada do que a vertical. Uma diferença não significativa nas tensões geradas foi observada nos implantes posicionados em linha ou na forma de compensação (*offset*) quando submetidas a cargas verticais. Contudo quando submetidos a cargas oblíquas a forma de compensação diminuiu num máximo de 17% a tensão gerada. Clinicamente poderia ocorrer sob um carregamento unitário e sendo submetido a uma mastigação de um alimento mais rígido, esta vantagem de diminuição das tensões não poderia ser garantida para todos os outros implantes. A tensão máxima no osso cortical e medular ao redor de cada

implante não mostrou diferenças entre o posicionamento em linha e o em forma de compensação. Para o osso o posicionamento compensado não apresentou vantagens na redução de tensões quando comparado com o posicionamento linear.

Em 2006, Nishioka³³ avaliou as microdeformações ao redor de implantes de hexágono externo, interno e cone morse na configuração linear e compensada durante o torque dos parafusos protéticos. Foram fundidas estruturas em monobloco em CoCr, com coifas plásticas e coifas pré-fabricadas (n=5). Quatro extensômetros lineares foram posicionados tangenciando a superfície das plataformas dos implantes. O apertamento seguiu a seguinte ordem: central, esquerda e direita com torque de 10Ncm. Os registros foram repetidos cinco vezes para cada amostra. Os dados coletados foram submetidos a ANOVA três fatores e ao teste de Tukey em nível de 5% de significância. Para o hexágono externo, os valores de microdeformação foram estatisticamente inferiores aos da configuração compensada, independente do tipo de coifa. Para o hexágono interno os valores médios de microdeformação para a configuração linear foram inferiores aos registrados para a configuração compensada apenas para os casos de coifa plástica retificada. Para o cone morse os valores de microdeformação para a configuração linear foram superiores aos valores médio obtidos para a configuração compensada, independente do tipo de coifa.

Jaime et al.²⁴ (2007) avaliaram o efeito de retificadores de cilindros fundidos na desadaptação marginal de pilares protéticos implanto-suportados tipo UCLA, fundidos em níquel-cromo, usando como referência pilares usinados em liga nobre. Os autores concluíram que o uso dos

retificadores reduziu significativamente a desadaptação dos pilares fundidos em Ni-Cr. Após a aplicação da cerâmica, os cilindros retificados apresentaram valores de desadaptação semelhantes aos dos componentes usinados em ouro. Segundo os autores, a aplicação da cerâmica não modificou o desajuste marginal dos componentes investigados.

Devido a pequenos valores de carregamento comumente utilizados na odontologia, Vasconcellos e Nishioka⁵² em 2008 desenvolveram um dispositivo de aplicação de carga (DAC), visando substituir a máquina de ensaios universal Emic (DL 1000). A extensometria foi a técnica selecionada para a análise comparativa. Inicialmente foi construído um bloco de poliuretano com dimensões de 95mm x 45mm x 30mm. No centro deste foi inserido um implante hexágono externo com 13mm x 3,75mm e conectado um pilar protético esteticone com cinta metálica de 1mm. Sobre o pilar protético foi parafusada uma coifa plástica que foi modelada em formato cônico com 4.1mm de base, 8 mm na plataforma superior e 8 mm de altura. A modelagem inicial em resina foi moldada e do molde foram obtidos dez modelagens iguais que foram fundidos em níquel cromo, conforme proposto por Binon (1996). Posteriormente, quatro extensômetros (L2A-06-062LW-120 – Vishay Micro-Measurements & SR4, USA) foram diametralmente distribuídos ao redor do implante e colados na superfície do bloco de poliuretano. Cada corpo de prova foi retido ao pilar protético com o torque de 10 Ncm. Em seguida, foram aplicadas cargas axiais e não-axiais estáticas de 30 kg, em ambos os aparelhos, DAC e Emic, formando quatros grupos: G1) DAC/carga axial; G2) DAC/carga não-axial; G3) Emic/carga axial; G4) Emic/não-axial. Os valores foram registrados em microdeformação ($\mu\epsilon$) e submetidos aos testes estatístico ANOVA e de Tukey ($p < 0,05$). Os grupos obtiveram as seguintes médias e desvio-padrão: G1=307,6 \pm 144,8; G2=691,0 \pm 105,9; G3=309,5 \pm 71,9; G4=725,0 \pm 59,7. Os resultados demonstraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre a Emic e o DAC, independente do tipo de carga. Constatou-se que a aplicação de carga não-axial determinou um aumento significativo de tensões ao redor do implante Os autores concluíram que com a utilização da extensometria, o

DAC e a Emic produziram magnitudes semelhantes de microdeformação, tornando o DAC uma opção viável para aplicação de cargas axiais e não axiais.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo *in vitro* foi desenvolvido com o objetivo de investigar, por meio da extensometria, as seguintes hipóteses:

- a) se o tipo de coifa (plástica ou usinada) modificam as deformações ao redor das fixações;
- b) se a disposição das fixações compensadas diminuem a concentração de tensões;
- c) se os locais de carregamento possuem influência na deformação ao redor das fixações.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confeção do modelo experimental

Uma matriz confeccionada em aço inoxidável foi utilizada para confeccionar dois blocos idênticos de poliuretano (Poliuretano F16 Axson, Cercy – France) para serem utilizados como o modelo experimental homogêneo. Essa matriz era constituída por cinco partes, uma base maior e quatro chapas menores que eram montadas e unidas por meio de parafuso (Figuras 1 e 2).

Foram homogeneizados os dois líquidos do poliuretano (base e catalizador) com medidas idênticas em uma cuba plástica e com uma espátula. Após a homogeneização, a matriz foi preenchida e esperou-se a polimerização final do material, que era caracterizada pela perda do brilho (Figura 3).

Este poliuretano possui propriedades elásticas uniformes (isotrópico) e módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5Gpa) (WISKOTT e BELSER⁵⁷, 1999). Este material utilizado foi considerado como sendo isotrópico, homogêneo e com linearidade elástica.

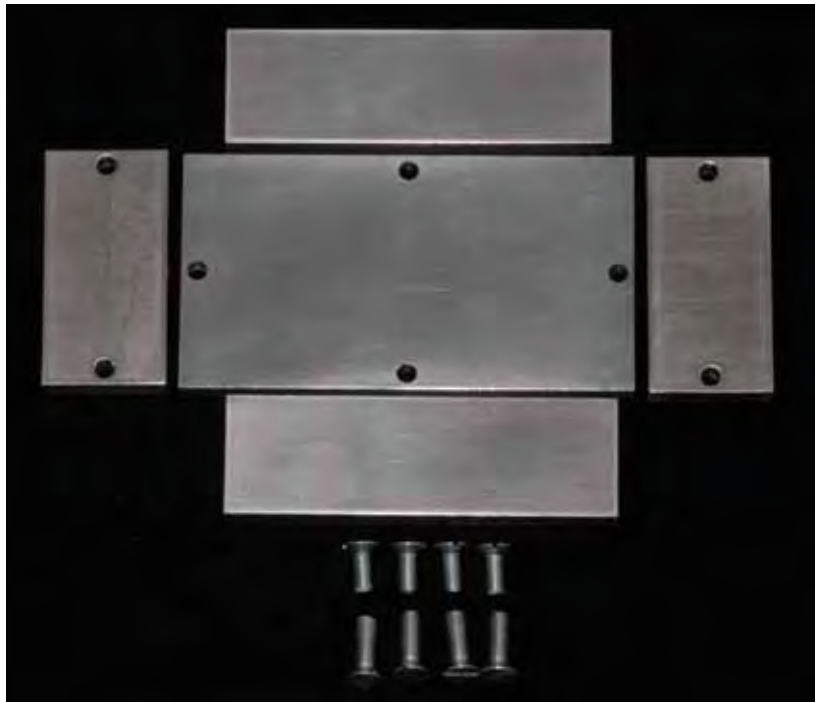


FIGURA 1 – Matriz metálica desmontada



FIGURA 2 - Matriz metálica montada

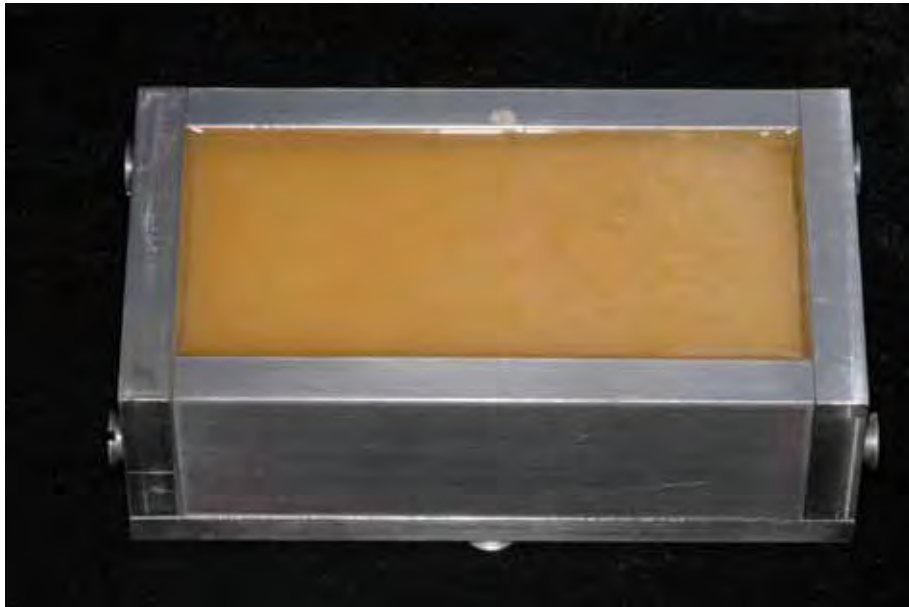


FIGURA 3 - Matriz metálica preenchida com o poliuretano

Após a polimerização do poliuretano, as superfícies foram trabalhadas com lixas d'água com granulação mais baixa (220 a 600), até a obtenção de uma superfície com o menor número de irregularidades (Figura 4). As dimensões finais dos blocos foram de 95mm de comprimento por 45mm de largura e 20mm de altura.



FIGURA 4 - Bloco de poliuretano finalizado

4.2. Apresentação das matrizes

Foi desenvolvida (NISHIOKA³³, 2006) um conjunto de matrizes confeccionadas em aço inoxidável. Duas matrizes foram usinadas em alumínio sendo formada por três componentes:

a) componente 1 (Figura 5 e 6): base retangular com 75 mm de comprimento, 40 mm de largura e 5 mm de espessura. É identificada por possuir na parte central três cilindros equidistantes a três milímetros. Cada cilindro possui quatro milímetros de altura e quatro milímetros de diâmetro. Para finalizar existem quatro perfurações centralizadas, bilaterais e diametralmente localizadas possuindo 2mm de diâmetro e que permitem rosquear parafusos específicos para promover uma união dos componentes 2 e 3;

b) componente 2 (Figura 7): estrutura retangular usinada em aço com 75mm de comprimento, 40 mm de largura e 4 mm de espessura; com uma abertura central. É fixada à base por quatro parafusos verticais;

c) componente 3 (Figura 8 e 9): usinado em aço inoxidável com um formato retangular possuindo 75mm de comprimento, 10 mm de largura e 3mm de espessura. Contém três orifícios centrais com 4mm de diâmetro e que coincidem com a localização dos cilindros posicionados na base. Na parte interna de cada orifício foram confeccionadas roscas para colocação de anéis de diferentes diâmetros para o direcionamento das perfurações.

Estas matrizes possuem configurações diferentes. A configuração da primeira matriz, denominada de L, foi idealizada para simular uma situação clínica de posicionamento linear das fixações. A segunda matriz foi identificada por C foi caracterizada pelo deslocamento de 2mm do cilindro central em relação ao alinhamento inicial sendo assim foi denominada de configuração compensada (ou também denominada de *offset*).



FIGURA 5 - Componente 1: base com a configuração linear. Posicionamento centralizado dos cilindros

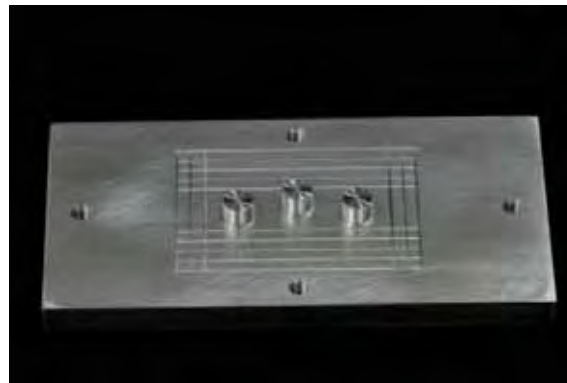


FIGURA 6 - Componente 1: base com a configuração compensada. Deslocamento do cilindro central



FIGURA 7 – Componente 2: estrutura retangular caracterizada pela abertura central

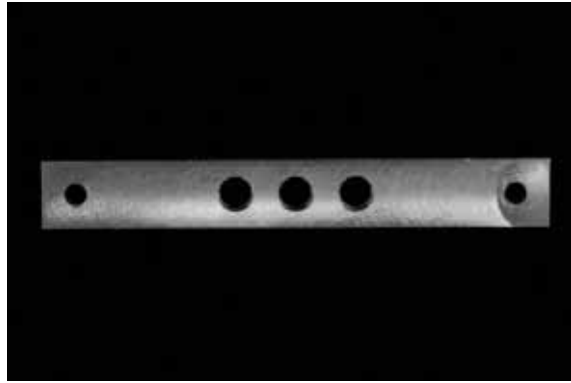


FIGURA 8 - Componente 3, barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração linear

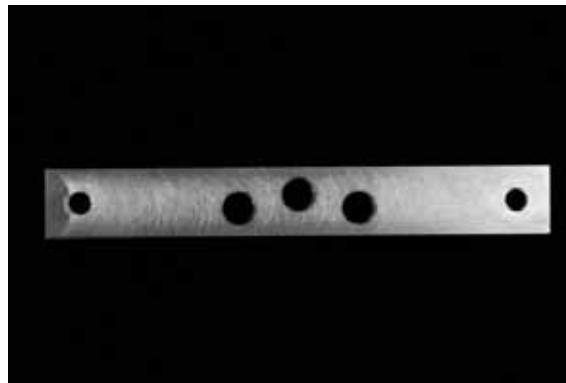


FIGURA 9 - Componente 3, barra retangular com os orifícios compatíveis com os cilindros do componente 1 com configuração compensada.\

O conjunto montado das duas matrizes podem ser observados nas figuras 10 e 11.



FIGURA 10 - Conjunto da matriz linear montada

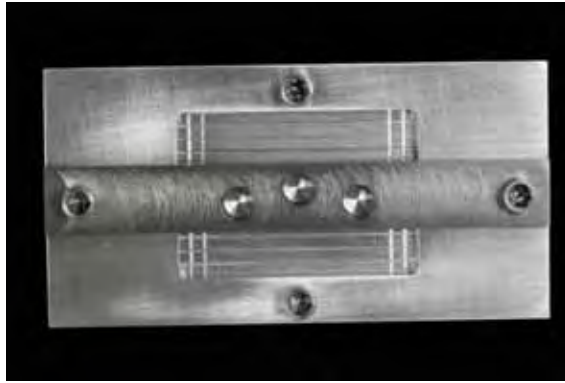


FIGURA 11 - Conjunto da matriz compensada: identificada pelo desalinhamento do cilindro central

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

Para a padronização dos locais das perfurações foi utilizada o componente 3 que possuiam nas extremidades locais para fixá-lo ao bloco de poliuretano. Em uma das barras existiam três orifícios colocados linearmente, e na outra o orifício central foi deslocado 2mm. Para realizar as perfurações foram utilizados anéis adaptáveis aos orifícios com diâmetro interno progressivamente maiores compatíveis com os diâmetros das fresas utilizadas (Figura 12 e 13). Esse dispositivo possibilitou a realização das perfurações com uma mesma inclinação e distância.

As perfurações foram realizadas utilizando-se um contra-ângulo redutor 16:1 associado ao motor elétrico BLM 600 (Driller – São Paulo, Brasil). Em um bloco foram realizadas três perfurações em linha e no outro houve o deslocamento da fixação central em 2mm, simulando uma compensação (*offset*). (Figura 14 e 15)



FIGURA 12 – Matriz em alumínio fixa no bloco e os anéis adaptáveis. O anel prata é compatível para a fresa helicoidal de 2mm, o anel amarelo é compatível para a fresa de 3mm e o anel azul é compatível para a fresa de 3.15mm. a) matriz linear, b) compensada

O protocolo para realização das perfurações obedeceu aos padrões convencionais, excluindo os cuidados de assepsia. A velocidade média das perfurações foi de 1800 rpm e a da inserção das fixações foi de 14 rpm, sendo finalizada manualmente com o auxílio de uma catraca.

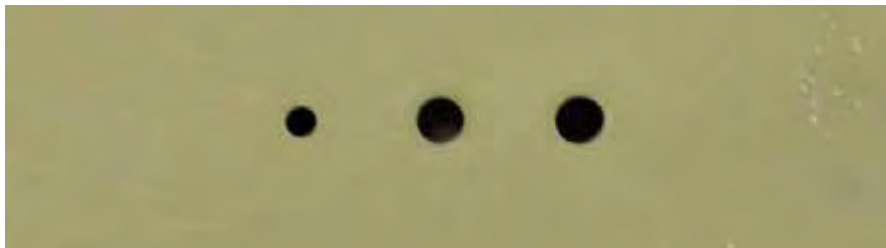


FIGURA 13 - Perfurações realizadas com fresas de diâmetro progressivamente maiores

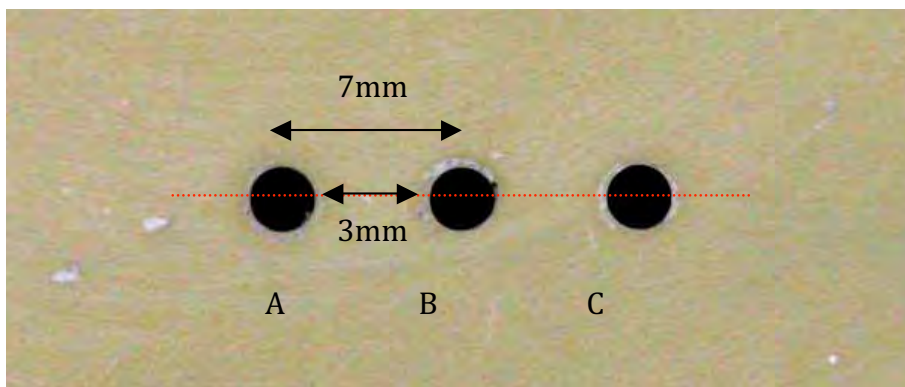


FIGURA 14: Distância entre as perfurações lineares

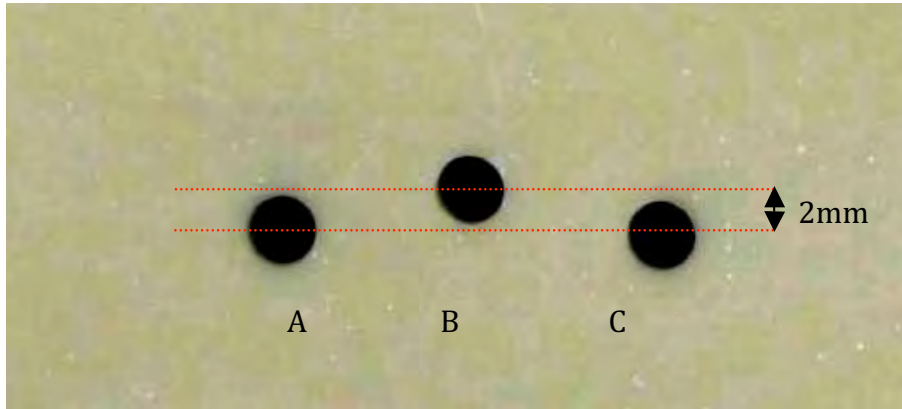


FIGURA 15: Perfuração central deslocada em 2mm (*offset*)

Três implantes auto-rosqueáveis (A, B e C) de hexágono externo com medidas de 3,75mm de diâmetro por 13mm de comprimento (Master Screw - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados paralelos entre si neste bloco, a uma distância de 7mm de centro a centro. Desta forma foi reproduzida uma situação clínica onde três implantes, suportam uma prótese fixa parafusada de três elementos. Sobre a plataforma de assentamento da fixação foi posicionado o componente tipo Micro-Unit (132023 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) com 3mm de altura de cinta metálica (Figura 16), com torque de 20Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) conforme recomendação do fabricante. (Figura 17)



FIGURA 16 - Pilares Micro-unit com cinta de 3mm de altura



FIGURA 17: Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese

4.4 Obtenção dos corpos de prova

4.4.1 Enceramento da estrutura metálica

Procedimentos laboratoriais padronizados foram empregados para fabricação das estruturas metálicas fundidas.

Uma padronização do enceramento foi obtida utilizando-se o componente 1 e 2. A base contendo na parte central três cilindros, com diâmetro ligeiramente maior do que das coifas plásticas, e com a mesma distribuição da matriz para perfuração. A parte superior era caracterizada por possuir uma espessura de 4mm e o centro vazado para acondicionar a cera liquefeita. Sendo as duas partes fixadas por meio de parafusos posicionados verticalmente

Foi realizado o enceramento da estrutura padrão com formato retangular (Ceras Babinete, DCL Campinense Ltda, São Paulo - Brasil), possuindo 35mm no sentido vestibulo-lingual e 4mm no sentido ocluso-cervical (Figuras 18 e 19). Na região de união do cilindro com o pilar, 1,0mm da superfície do cilindro foi mantida exposta, preservando assim esta área. Também não foi permitido que a cera ultrapassasse o limite oclusal do cilindro, para não necessitar de acabamento da estrutura nesta região, após a fundição.

Com os cilindros de plástico (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo - Brasil) parafusados ao modelo mestre com torque de 10Ncm, o

enceramento foi posicionado e unido às coifas. Cinco estruturas (n=5) em cera, idênticas, foram obtidas desta maneira para cada bloco. Seguindo-se essa mesma metodologia, outras 5 bases para cada bloco foram produzida com coifas usinadas em Co-Cr (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo - Brasil) (Figura 20).



FIGURA 18 – Enceramento da configuração linear



FIGURA 19 – Enceramento da configuração compensada



FIGURA 20: a) união do enceramento às coifas plásticas, b) aspecto final

4.4.2 Inclusão das estruturas

Para a inclusão do padrão de cera foram utilizados anéis de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo – Brasil) com capacidade máxima de 180g. Na base formadora de cadinho foi adaptado um conduto de alimentação e posteriormente foi aplicado um redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa, São Paulo – Brasil).

O revestimento utilizado para a inclusão foi o do tipo fosfatado (Bellavest SH Bego, Bremen - Alemanha), preparado na proporção de 50ml de líquido para 160 gramas de pó. Inicialmente foi incorporado o pó ao líquido, seguido de espatulação mecânica à vácuo (20psi) por 30 segundos à velocidade de 425 rotações por minuto na Espatuladora Polidental modelo A300 (Ind. e Com. Ltda., Brasil).

A base formadora de cadinho e o anel de silicone foram removidos após 20 minutos. O bloco de revestimento foi levado a um forno EDG 1800 (EDG- Brasil) pré aquecido a temperatura de 800° C e que se manteve por 30 minutos. Após atingir a temperatura de 900° C permaneceu por mais 30 minutos, para completa eliminação da cera.

Para as fundições foi utilizada a liga de CoCrMo, Wirobond SG (Bego, Bremen - Alemanha), sendo 61% de Co, 26% de Cr, 6% de Mo, 5% de W, 1% Si e 1% de outros componentes.

A fundição foi realizada numa centrífuga convencional com gás acetileno e ar . E após o resfriamento das fundições foi feita a desinclusão com um martetele de madeira e uma tesoura reta. Um jato de ar sob pressão de 60psi contendo pó de óxido de alumínio com partículas de 110 µm foi usado para a remoção do restante do revestimento.

Os canais de alimentação foram removidos com discos de carborundum, com espessura de 0,5mm (Dentorium, New York – USA) e a usinagem do metal foi realizada com pedras de óxido de alumínio não contaminantes e jatos de óxido de alumínio de 50µm. Durante este processo, análogos de Micro-Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram fixados para reduzir o risco de danos na região da interface cilindro/conexão (Figura 21).



FIGURA 21 - CP final

4.5 Extensometria

A superfície do bloco foi limpa cuidadosamente com álcool isopropílico e 4 extensômetros uniaxiais (PA-06-060CA-120L - Excel Sensores Ltda. – São Paulo, Brasil), numerados de 1 a 4 da esquerda para a direita, foram posicionados tangenciando os pilares protéticos. Para a colagem foi usada uma quantidade reduzida de adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo – Brasil) que permaneceu sob pequena pressão durante três minutos. (Figuras 22 e 23)

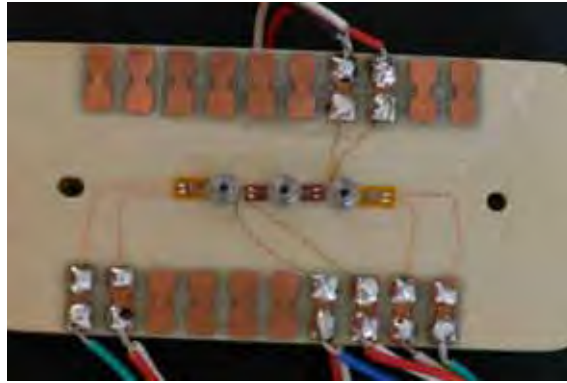


FIGURA 22 - Configuração linear

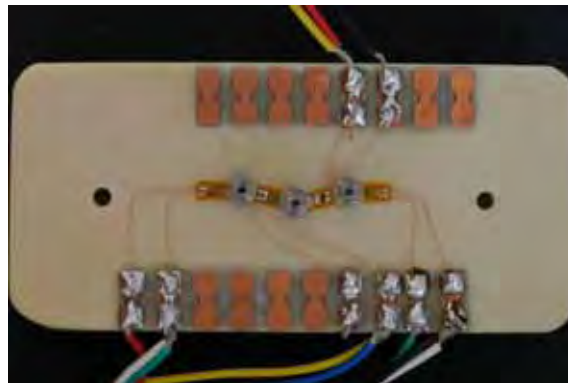


FIGURA 23 - Configuração compensada.

Os extensômetros foram conectados por meio de soldas a cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm multicabo, São Paulo, Brasil) a um aparelho modificador dos sinais elétricos (Vishay System 5000, Vishay Intertechnology, Inc. Malvern, PA, EUA) (FAPESP proc: 07/53293-4). Cada extensômetro formou uma ligação denominada de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω , caracterizando um circuito elétrico específico para analisar as mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação. Estas variações ocorrem em escala milinésima (μv) e, para serem adequadamente registradas, foram amplificadas pelo aparelho modificador que além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e amplificar o sinal gerado, realizou a conversão de sinal analógico para digital. (Figura 24)



FIGURA 24: Sistema de condicionamento e conversão do sinal

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação pelo *software* de aquisição de dados (StrainSmart), responsável pelo registro das informações. Instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 3.0Ghz, 512 MB de memória RAM.

A extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação, que envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros elétricos ou *strain gauges*. São pequenas resistências elétricas que, coladas à superfície de um determinado material, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a resistência à passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que os percorre. Com equipamento adequado, as variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em micro-deformação, permitindo registros exatos deste fenômeno.

A análise e processamento dos dados foram realizados por um módulo independente que acompanha o *software* de aquisição.

Cada extensômetro correspondeu a um canal do aparelho, na seguinte ordem:

- a) Canal 1 (C_1) – mesial da fixação A;

- b) Canal 2 (C_2) – entre as fixações A e B;
- c) Canal 3 (C_3) – entre as fixações B e C;
- d) Canal 4 (C_4) – distal da fixação C;

A magnitude de deformação em cada extensômetro foi registrada em microdeformação ($\mu\epsilon$). Sendo que antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado.

Para as medidas de microdeformação, as estruturas metálicas foram individualmente posicionadas sobre as conexões dos implantes no bloco experimental, e os parafusos de encaixe hexagonal (157004 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram inicialmente apertados com chave manual (060300 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) até que a primeira resistência fosse observada. A partir deste ponto, o aperto foi concluído utilizando-se torquímetro mecânico (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) com torque de 10Ncm. foi respeitada a seqüência de aperto de parafusos proposta por Jemt²⁹ (1996), na seguinte ordem dos implantes: B, A, C.

4.6 Aplicação da carga

O modelo experimental foi levado ao dispositivo de aplicação de carga (Vasconcellos, 2008) onde foi aplicada uma carga constante de 30Kg, durante 10 segundos. Confeccionou-se uma ponta romba de 2mm de diâmetro para o carregamento das amostras (Figura 25 e 26).

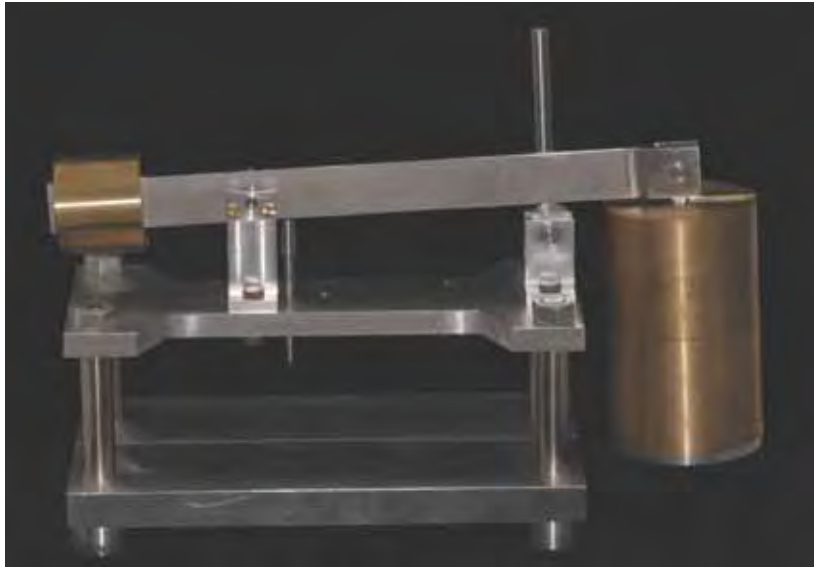


FIGURA 25 - dispositivo de aplicação de carga



FIGURA 26 - ponta para aplicação de carga

As microdeformações determinadas pelo carregamento sobre as barras, foram registradas em cinco pontos (A, B, C, D, E da esquerda para a direita) (Figura 27). Onde foram realizadas 3 leituras em cada ponto da amostra.

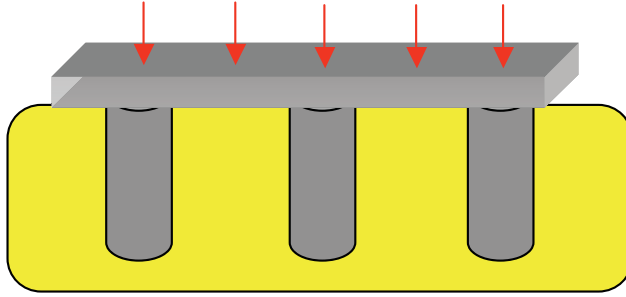


FIGURA 27: locais de aplicação das cargas para o cp linear

4.7 Análise estatística

4.7.1 Delineamento experimental

A investigação seguiu um esquema fatorial do tipo 2X2X5. As variáveis experimentais, foram: disposição das fixações (linear e compensado); tipo de coifa (plástica e usinada); e local de aplicação de carga (5 pontos) . A variável resposta foi o valor de microdeformação.

A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica, liga de cobalto-cromo. Essa estrutura metálica foi denominada corpo-de-prova

4.7.2 Análise estatística

Valores médios foram calculados para os grupos, e os dados obtidos foram submetidos à análise estatística por meio de programas

computacionais: *MINITAB* (*Minitab, version 14.12, 2004*) e *STATISTICA* (*Statsoft, version 8.0, 2003*) .

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios-padrão das amostras de cada grupo. A estatística inferencial consistiu no teste de Análise de Variância de medidas repetidas (RM ANOVA). O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

Comparações entre os valores médios de microdeformação referentes aos ensaios, foram realizadas por meio do teste de Tukey (5%).

5 RESULTADOS

Após a obtenção dos dados (em $\mu\epsilon$) relativos ao carregamento das amostras, calculou-se a média de cada grupo (Tabelas 1 e 2). Os dados obtidos referentes às condições experimentais são apresentados no Apêndice A.

A distribuição dos valores obtidos nos cinco momentos de avaliação (cinco pontos de carga) referentes a cada um dos tipos de coifa, e o tipo de configuração, tiveram representação gráfica e estatística descritiva. A unidade experimental foi o sistema formado pela estrutura metálica, liga de cobalto-cromo. Essa estrutura metálica foi denominada corpo-de-prova. A variável resposta foi o valor de microdeformação ($\mu\epsilon$) obtido na extensometria após o ensaio dos corpos de prova.

Os dados obtidos 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).

A estatística inferencial consistiu no teste de análise de variância (ANOVA), por ser indicada para comparar grupos com dados numéricos com distribuição normal dentro de cada grupo e que apresentam a mesma variância e independência. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

No delineamento do nosso experimento, foram consideradas como variáveis experimentais, ou fatores em estudo, o local para carregamento das amostras, a configuração (linear e compensada) e a coifa (plástica e usinada).

Tabela 1 – Média (\pm desvio padrão) dos registros de microdeformação obtidos em cada um dos extensômetros

Configuração	1	2	3	4
Linear plástica ponto A	133,74	218,59	65,04	105,27
Linear plástica ponto B	124,54	286,7	142,44	71,49
Linear plástica ponto C	164,37	246,07	274,53	160,41
Linear plástica ponto D	167,48	160,11	350,68	241,00
Linear plástica ponto E	317,90	73,59	128,09	407,97
Linear usinada ponto A	237,17	237,51	52,20	48,37
Linear usinada ponto B	144,59	352,80	142,59	79,45
Linear usinada ponto C	158,90	226,92	334,43	158,37
Linear usinada ponto D	236,29	170,86	379,94	333,04
Linear usinada ponto E	275,80	78,81	166,34	335,88
Compensada plástica ponto A	179,31	160,60	59,23	132,17
Compensada plástica ponto B	221,43	361,87	148,30	96,93
Compensada plástica ponto C	110,25	269,20	300,16	180,61
Compensada plástica ponto D	67,47	121,60	406,51	264,45
Compensada plástica ponto E	100,33	32,67	260,18	140,25
Compensada usinada ponto A	157,19	212,76	111,56	117,76
Compensada usinada ponto B	140,29	188,11	128,14	104,13
Compensada usinada ponto C	198,86	185,84	206,54	218,98
Compensada usinada ponto D	240,26	177,16	193,16	308,63
Compensada usinada ponto E	241,36	76,37	118,35	278,92

Tabela 2 – Média (\pm desvio padrão) dos registros de microdeformação obtidos para os grupos linear e compensado, com coifas plástica e usinada nos cinco pontos de aplicação de carga

CONFIGURAÇÃO

	<i>Linear</i>		Compensada	
	<i>Plástica</i>	Usinada	<i>Plástica</i>	Usinada
A	130,66±11,29	143,80±47,30	132,83±16,81	149,80±43,10
B	156,29±17,73	179,90±53,50	207,10±26,70	140,20±20,00
C	211,30±38,60	219,70±86,90	215,10±38,80	202.60±77.40
D	229,80±54,20	280,00±63,20	215,00±51,20	229.80±99.90
E	231,90±66,90	214,20±43,90	133,36±19,92	178.70±73.40

As suposições estatísticas foram avaliadas antes da Análise Estatística. Os resultados indicaram que valores resíduos do modelo de análise de variância de medidas repetidas (variável Posição como fator repetido) foram normalmente distribuídos (histograma e curva normal de probabilidade, Figuras 28 e 29) e, também, que houve uniformidade (homocedasticidade) (curva resíduos vs valores ajustados, Figuras 30). Conseqüentemente, nenhuma das suposições da análise de variância foram violadas.

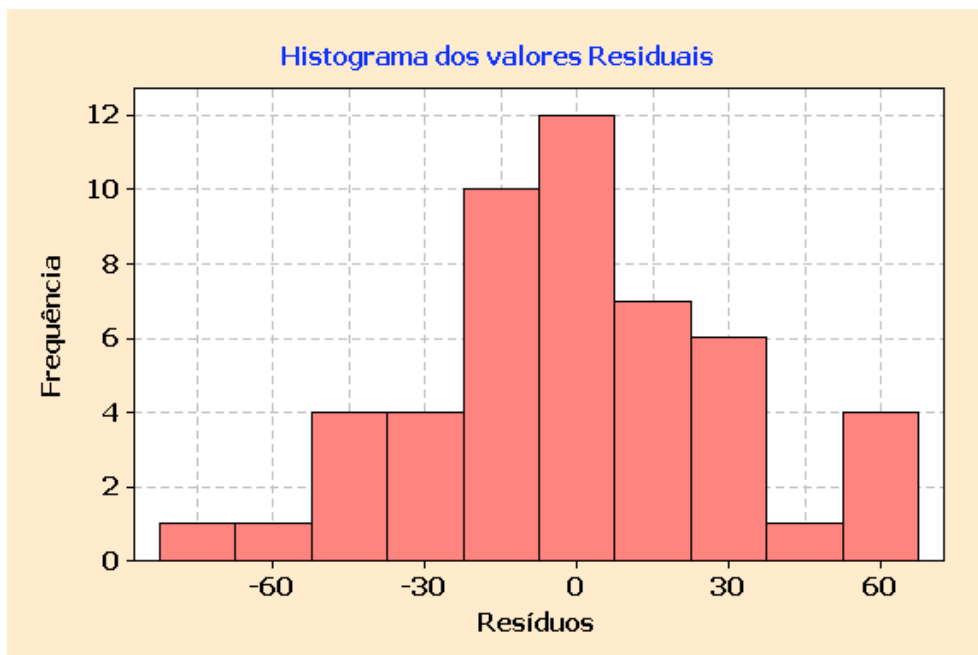


FIGURA 28 - Histograma dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade)

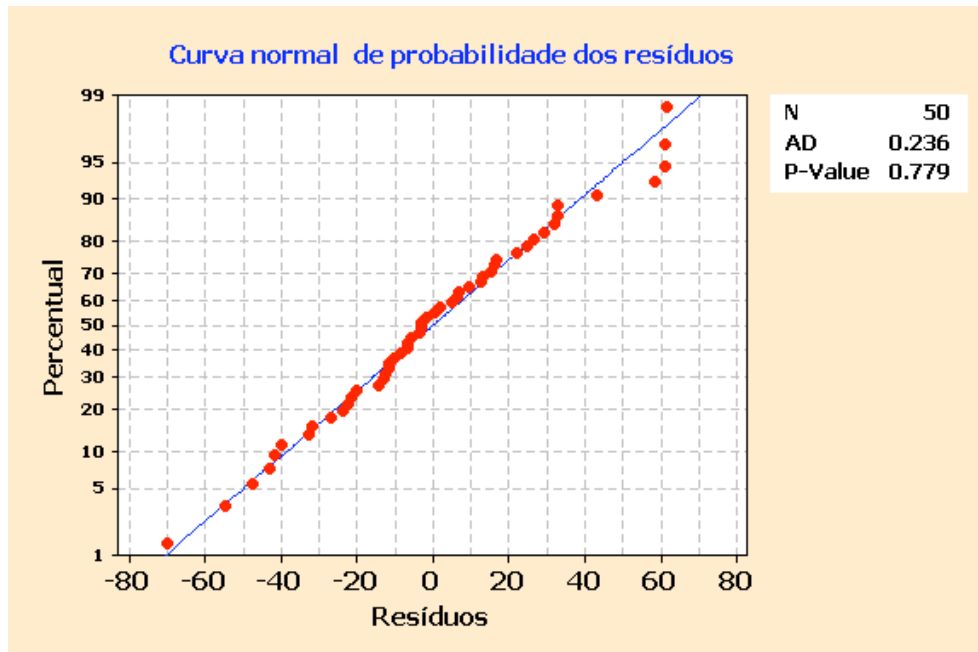


FIGURA 29 - Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade)

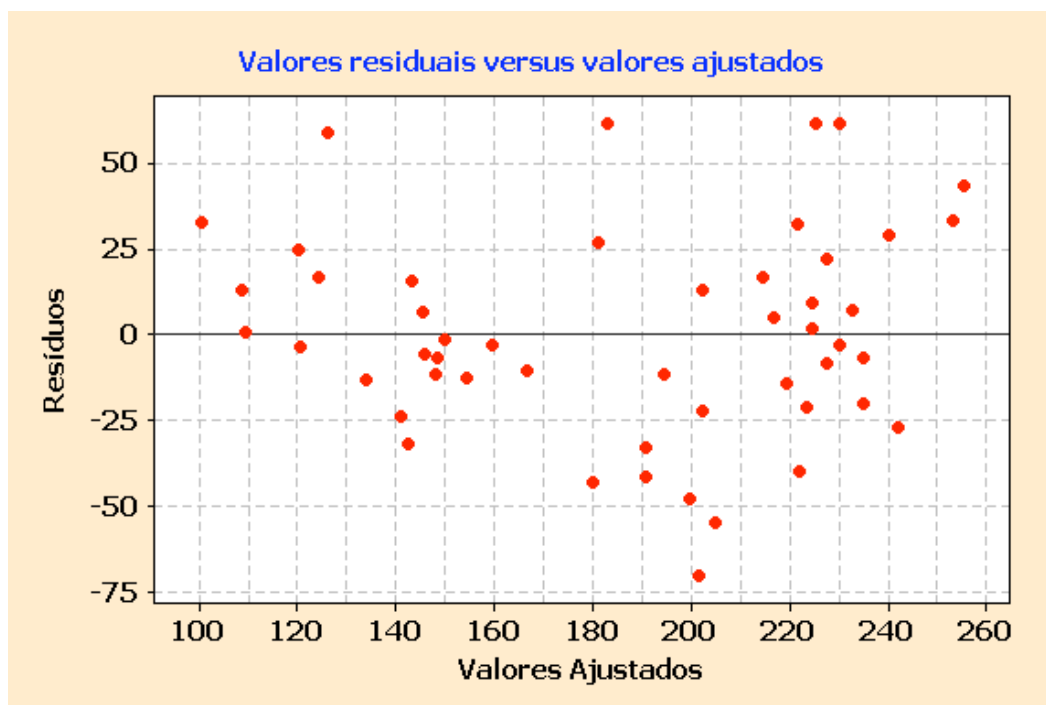


FIGURA 30 - Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo, para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade)

Partindo-se do pressuposto que a distribuição dos dados obedeceu aos parâmetros da normalidade, a estatística inferencial foi realizada por meio de testes paramétricos para variáveis quantitativas.

Os resultados do teste de Análise de Variância (RM ANOVA) encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3 – Resultados dos testes de Análise de Variância para os dados obtidos.

Fonte	gl	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
Coifa	1	1	1	1	0,01	0,992
Configuração	1	1604	1604	1604	1,14	0,294
R(Grupos)	8	14272	14272	1784	1,26	0,296
Posição	4	50387	50387	12597	8,93	0,001*
ConfigxPosição	4	29725	29725	7431	5,27	0,002*
ConfigxPosxCoifa	4	3245	3245	811	0,40	0,894
Error	32	45149	45149	1411		
Total	49	141137				

*p<(0,05)

Pela Tabela ANOVA verifica-se que o efeito configuração e a interação Grupos e configuração apresentaram diferenças estatisticamente

significantes ($p < 0,05$). Assim o relacionamento entre os grupos não é o mesmo nas diferentes posições, Os efeitos principais configuração e coifa não foram estatisticamente significante.

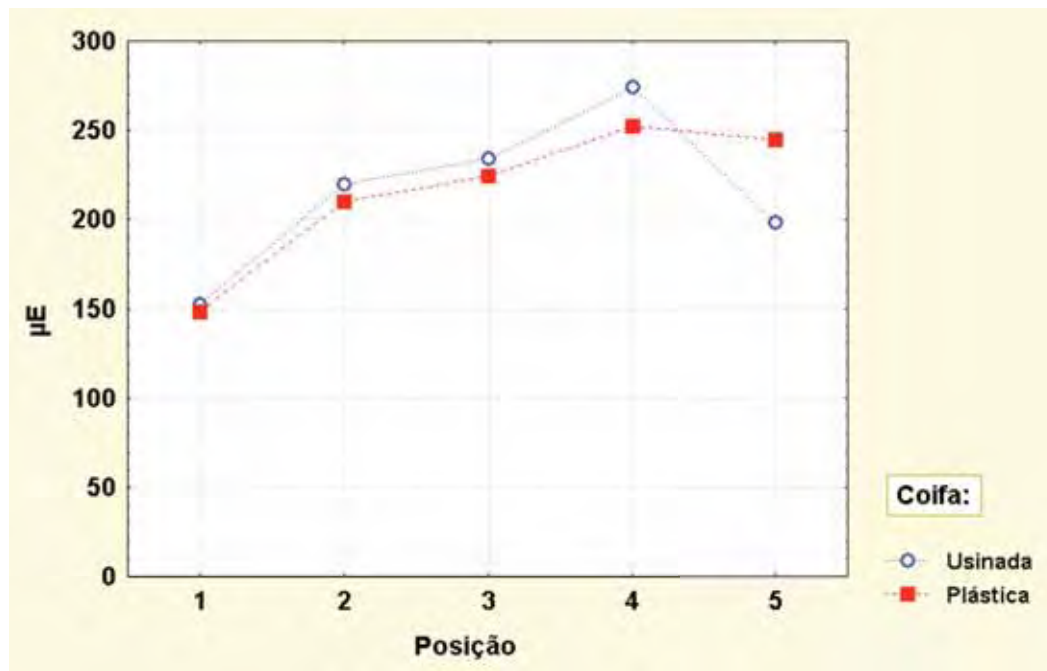


Figura 31 - Gráfico de Interação para visualizar o efeito Coifa, Gráfico das médias referente aos dados de microdeformação estabelecidas pelas variáveis Posição e Coifa, na condição linear

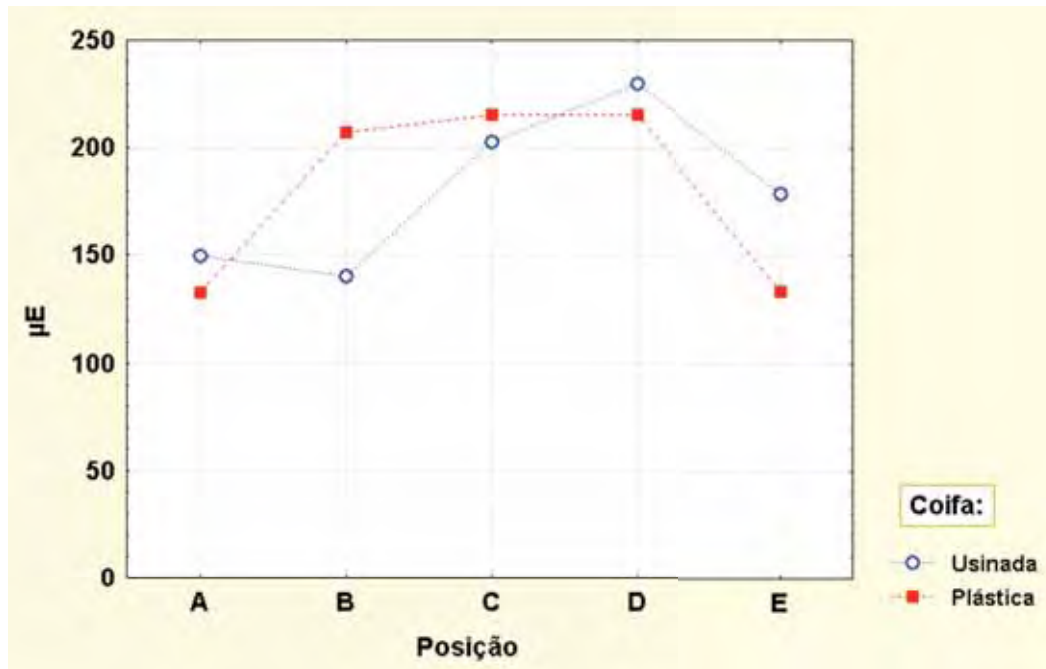


Figura 32 - Gráfico de interação para visualizar o efeito Posição, Gráfico das médias referente aos dados de microdeformação estabelecidas pelas variáveis Coifa e Posição, na condição compensada

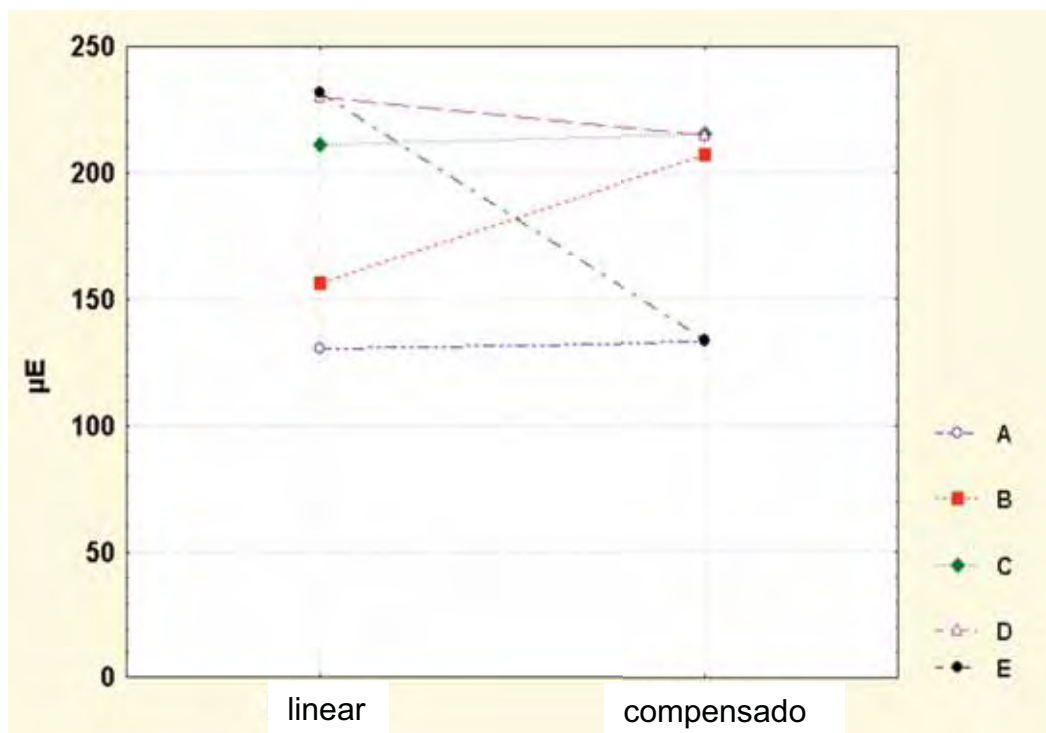


Figura 33 - Gráfico de interação para visualizar o efeito Configuração, Gráfico das médias referente aos dados de microdeformação para as dez

condições experimentais estabelecidas pelas variáveis Configuração e Posição

Comparações entre os valores médios de microdeformação referentes às duas configurações, e dentro de cada procedimento (intra-grupo), foram realizadas por meio do teste de Tukey ($p < 0,05$). As comparações dos valores médios de microdeformação referentes à posição dos dois grupos encontram-se na Tabela 4.

Tabela 4 – Teste de Tukey (5%), comparação dos valores médios obtidos estabelecida pela variável posição

Posição	média	Grupos Homogêneos
<i>D</i>	222,41	A
<i>C</i>	213,20	A
<i>E</i>	182,62	A
<i>B</i>	181,71	A
<i>A</i>	131,74	B

Quando se comparam os valores médios das condições experimentais, Tabela 4, pode-se observar que há diferença significativa entre os valores médios de microdeformação quando submetidas à aplicação de carga, com a formação de dois grupos homogêneos,

As comparações dos valores médios de microdeformação referentes às cinco posições do grupo linear e compensado (intra grupo) encontram-se na Tabela 5 e 6.

Tabela 5 - Teste de Tukey (5%), comparação dos valores médios de microdeformação obtidos em cinco condições experimentais, na configuração linear, Valores médios seguidos pela mesma letra não diferem estatisticamente

Posição	Média	Grupos Homogêneos		
A	130,6608	A		
B	156,2932	A	B	
C	211,3468		B	C
D	229,8198			C
E	231,8912			C

Tabela 6 - Teste de Tukey (5%), comparação dos valores médios de microdeformação obtidos em cinco condições experimentais, na configuração compensada, Valores médios seguidos pela mesma letra não diferem estatisticamente

Posição	Média	Grupos Homogêneos		
----------------	--------------	--------------------------	--	--

A	132,8280	A	
E	133,3550	A	
B	207,1312		B
D	215,0086		B
C	215,0534		B

Ao se analisar os valores médios das condições estudadas, por meio do teste de Tukey (5%) (Tabela 5 e 6), pôde-se observar que houve diferença significativa entre os valores médios de microdeformação quando submetida aos cinco pontos de carregamento.

6 DISCUSSÃO

Muitos estudos científicos revelam o sucesso da Implantodontia como tratamento protético restaurador (SMEDBERG et al.⁴⁷, 1996). Entretanto, apesar da evolução das técnicas e dos materiais, alguns problemas ainda são frequentes. Diversos estudos têm sido realizados no intuito de entender e reduzir estas complicações, principalmente com relação à biomecânica.

Apesar do índice de insucesso no tratamento com implantes ser reduzido, Rangert et al.⁴⁰ (1995) verificaram que 90% dessas falhas ocorriam na região posterior, sendo que 77% delas eram suportadas por uma ou duas fixações, situação onde momentos de rotação estavam presentes.

No presente estudo, utilizamos a extensometria para avaliar a distribuição das tensões ao redor das fixações. Na literatura podemos observar diversas metodologias para análise biomecânica na implantodontia, sendo os principais métodos a fotoelasticidade, a análise de elementos finitos e a extensometria. (SPIEKERMANN et al.⁴⁸, 1995; VASCONCELLOS⁵¹, 2005; NISHIOKA³³, 2006).

A fotoelasticidade foi uma das primeiras formas para avaliação das tensões. Nesta técnica utiliza-se uma resina fotoelástica e uma luz monocromática polarizada, que sob tensão apresenta franjas de diferentes colorações. Comparando-se áreas submetidas ou não a determinada força, pode-se inferir a quantidade de deformação. (SPIEKERMANN et al.⁴⁸; RUBO & SOUZA⁴¹, 2001). Entretanto modelos mais complexos com diferentes densidades são difíceis de serem obtidos.

O método de elementos finitos é um modelo computacional, que é a reprodução em desenho do objeto a ser analisado (SPIEKERMANN et al.⁴⁸, 1995). 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. Quanto mais bem especificado for esse comportamento interno, mais a resposta do modelo se aproxima do comportamento real da estrutura, proporcionando cálculos da distribuição e concentração de forças no interior dos implantes e nos tecidos de suporte adjacentes. Para este tipo de análise é comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos. Este fato pode influenciar significativamente os resultados, uma vez que o osso não é um substrato homogêneo, apresentando propriedades físicas anisotrópicas (VASCONCELLOS⁵¹, 2005).

A extensometria é uma técnica de medição de deformações associada a um equipamento específico que pode fornecer medidas in vivo e in vitro das deformações sob cargas estáticas ou dinâmicas. São utilizadas pequenas resistências elétricas (*strain gauges*) que à mínima deformação sofrida alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. O alongamento ou a compressão alteram proporcionalmente a sua resistência elétrica, permitindo registros da deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados, geralmente podem ser colados aos implantes, pilares protéticos e as próteses (CLELLAND et al.⁹, 1996; VASCONCELLOS⁵¹, 2005; NISHIOKA³³, 2006).

Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado no presente estudo e que corresponde a $10^{-6}\epsilon$. Mil unidades de microdeformação ($1.000\mu\epsilon$) correspondem ao alongamento ou compressão de 0,1% da estrutura em questão (VASCONCELLOS⁵¹, 2006).

Os dados de microdeformação também permitem a caracterização qualitativa das forças aplicadas. Forças compressivas recebem como prefixo o sinal negativo, e forças de tracionamento, recebem como prefixo o sinal positivo. Como os sinais são prefixos que caracterizam

as forças deformantes, para a análise estatística utilizaram-se os valores absolutos.

Para Spiekermann et al.⁴⁸ (1995), Clelland et al.⁹ (1996), Nishioka³³ (2006), esta técnica torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte. Além disso, é um dos poucos métodos de investigação e análise biomecânica que pode ser utilizado para investigações *in vivo* (HECKMANN et al.²³, 2004).

Com o objetivo de simular o osso humano *in vivo* optou-se, no presente estudo, por um modelo artificial homogêneo com propriedades elásticas uniformes (isotrópico), assim como preconizado por Clelland et al.¹⁰ (1996), Kim et al.²⁸ (1999), Watanabe et al.⁵³ (2000), Heckmann et al.¹⁷ (2004), Vasconcellos⁵¹ (2005), Nishioka³³ (2006). Foi utilizado um bloco à base de poliuretano com módulo de elasticidade semelhante ao do tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6GPa / osso medular: 4,0 a 4,5Gpa) (WISKOTT; BELSER⁵³, 1999), sendo que a simulação laboratorial foi uma situação próximo ao que ocorre clinicamente de estabilidade primária e osseointegração (ADELL et al.² 1990).

Alguns trabalhos na literatura utilizaram osso humano ou bovino como modelo experimental para o posicionamento dos implantes dentais e subseqüentes avaliações (TASHKANDI et al.⁵⁰, 1996; MORTON et al.³², 1998). Porém o osso não é um substrato homogêneo e suas propriedades físicas variam sensivelmente conforme a espécie, idade, sexo, tipo do osso, forma e dimensões da amostra. Estas características impedem a comparação direta de pesquisas que empregam substrato ósseo bovino ou humano como modelo experimental. Contudo não é raro a utilização dos extensômetros em humanos, como verificamos com os trabalhos de Duyck et al.¹¹ 2001, Cehreli et al.⁸ 2004, Akkocaoglu et al.³ 2004.

Os modelos experimentais usados para a extensometria *in vitro* são de certa forma insuficientes para simular a morfologia real do osso (PATTERSON et al.³⁵, 1995; SMEDBERG et al.⁴⁷, 1996; TASHKANDI et al.⁵⁰, 1996). Um material que simule a estrutura cortical e o trabeculado ósseo ainda não foi desenvolvido, sendo que sua utilização não afeta o tipo mas sim

a quantidade de tensão (PATTERSON et al.³⁵, 1995; SMEDBERG et al.⁴⁷, 1996; TASKANDI et al.⁶⁰, 1996; MILLINGTON; LEUNG³¹, 1995; CEHRELI et al.⁷, 2002).

Conforme salientaram Kim et al.²⁸ (1999), existe a possibilidade de serem estabelecidas correlações entre os resultados obtidos com modelos artificiais e os encontrados em situações clínicas.

Baseado no processo de osteogênese e osteólise o tecido ósseo está em constantes ciclos de remodelação. Estudos clínicos e laboratoriais indicaram que este equilíbrio fisiológico depende diretamente da estimulação mecânica permanente (FROST¹⁴, 1994). Segundo Wiskott e Belser⁵⁷ (1999), para o equilíbrio fisiológico tecidual intensidades adequadas de deformação são necessárias. Para evitar reabsorções ósseas, são necessárias deformações acima da faixa de 100 $\mu\epsilon$. Quando há queda desse estímulo ocorre um desequilíbrio na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção. Entretanto para que não haja injúria permanente, os valores não devem ultrapassar o limite fisiológico de 4000 $\mu\epsilon$ (FROST¹⁴, 1994; WISKOTT; BELSER⁵⁷, 1999).

O presente estudo buscou avaliar, em um modelo experimental, a microdeformação ao redor de implantes, no momento de aplicação de forças verticais sobre as estruturas metálicas. As fixações foram posicionadas em linha reta e na configuração compensada (*offset*). Em ambos os grupos investigados, os níveis médios de microdeformação gerados nos diferentes pontos de carregamento (Tabela 2), estão distantes do limite tecidual fisiológico de 4000 $\mu\epsilon$. Verificou-se que estes valores médios, que variaram de 130,66 $\mu\epsilon$ a 280,00 $\mu\epsilon$, encontram-se distribuídos dentro da faixa classificada por Wiskott & Belser⁵⁷ (1999) como normal, quando o tecido ósseo é submetido a forças com microdeformações entre 100 e 2.000 $\mu\epsilon$ e conseqüente equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise.

A utilização das matrizes usinadas utilizando anéis com diâmetros progressivamente maiores foi baseada em sistemas de carga imediata (Novum – Nobel Biocare, Speed Master – Conexão Sistema de Prótese). Com isto as perfurações puderam ser padronizadas (disposição,

distância e axialidade), uma vez que as fresas entravam apenas na posição determinada. Além disso, permitiu a reprodutibilidade e confecção padronizada das barras metálicas com a mesma disposição das perfurações.

Após a fundição, todos os corpos de prova foram examinados, sendo que apresentavam-se com adaptação clinicamente aceitáveis (JEMT²⁵, 1996). A realização das estruturas metálicas diretamente sobre o modelo teve como objetivo minimizar os efeitos dos procedimentos de moldagem de transferência e obtenção de modelo de trabalho, que segundo Heckmann et al.^{17,18} (2004, 2006), verificaram que as PPF fabricadas diretamente sobre o modelo mestre mostraram diferença estatisticamente significativa quando comparadas com os outros tipos de próteses fabricadas. Este grupo que foi realizado sem a utilização de transferência mostrou 50% a menos de deformação; indicando que as imprecisões podem ser atribuídas ao procedimento de moldagem de transferência e os outros 50% devido aos procedimentos laboratoriais.

A fundição em monobloco foi feita devido aos resultados encontrados por Goll¹⁶ (2001) que preconiza esta técnica para minimizar a desadaptação das próteses sobre implantes. Outro estudo (WATANABE et al.⁵³, 2000) verificou que as fundições em monobloco não diferiram daquelas realizadas em segmentos e soldadas posteriormente, com relação a distribuição das tensões em próteses sobre implantes parafusadas.

A razão para a utilização de uma estrutura metálica plana foi avaliar os carregamentos axiais, somente. Pois dependendo da inclinação das cúspides uma força horizontal apareceria, e a magnitude do carregamento axial seria alterado (CEHRELI et al.⁷, 2002).

Com próteses suportadas por múltiplos implantes, a aplicação de força em uma porção é distribuída para a fixação mais próxima. A quantidade de tensão depende do grau de deformação (flexibilidade) do osso, da fixação, dos pilares, parafusos de retenção e das próteses (WEINBERG⁵⁴, 1993; MILLINGTON & LEUNG³¹, 1995).

O fator crucial que afeta o resultado final do tratamento com implantes é a forma como as forças oclusais são transferidas para a interface osso-implante através da supra-estrutura e o implante (CEHRELI et al.⁸, 2004), sendo que altas concentrações de tensões podem levar a incapacidade de reparação óssea, que podem causar reabsorção óssea ao redor da fixação e momento de torção (FROST¹⁴, 1990; RANGERT et al.³⁹ 1997; DUYCK et al.¹¹, 2001).

Assim como no trabalho de Eskitascioglu et al.¹³ (2004), utilizamos uma carga de 300N e uma liga de Co-Cr. A liga de Co-Cr com seu alto módulo de elasticidade permitiu uma distribuição mais homogênea das tensões dentro das amostras, promovendo um carregamento mais eficiente. Sendo que a concentração das tensões foi transferida ao redor do pescoço do implante devido a conexão rígida entre implante e osso). Além disso, ligas à base de Co-Cr vêm sendo utilizadas com mais freqüência devido a sua biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e baixo custo (NISHIOKA³³, 2006).

Visando minimizar variações durante as etapas laboratoriais, o mesmo operador conduziu todos os procedimentos laboratoriais. Um novo jogo de parafusos de retenção protética foi utilizado para cada grupo investigado, em cada um dos intervalos da avaliação, assim como preconizou a metodologia de Heckmann et al.¹⁷ (2004) e Nishioka³³ (2006). Um torquímetro mecânico foi usado para assegurar torque constante de 10Ncm em todos os parafusos durante as medidas de microdeformação. Três leituras de cada amostra, para ambos os grupos, objetivaram minimizar erros durante as mensurações. Igualmente aos trabalhos apresentados por Nissan et al.³⁴ (2001), Heckmann et al.¹⁷ (2004), Vasconcellos⁵¹ (2005) altos valores de desvio padrão foram registrados, que podem ter sido resultado da elevada sensibilidade dos extensômetros. Apesar da busca pela padronização cada estrutura metálica é um produto único que implica em alterações tridimensionais (HECKMANN et al. 2004).

A seqüência de aparafusamento utilizada nesta pesquisa foi a mesma preconizada por Jemt²⁵ (1996), começando pelos parafusos centrais e finalizando com os parafusos terminais. Este protocolo foi

confirmado posteriormente por Watanabe et al.⁵³ (2000), empregando análise extensométrica. Os autores concluíram que a tensão é melhor dissipada quando a finalização do torque é dada nos implantes terminais (VASCONCELLOS⁵¹, 2005).

O local de colagem dos extensômetros influencia diretamente o tipo de deformação registrada (CEHRELLI et al.⁸, 2004). Por isso o local selecionado para a colagem dos extensômetros foi ao redor da plataforma das fixações devido a tendência de concentração de tensões, o que foi evidenciado por vários estudos (HECKMANN et al.¹⁷ 2004; STEGAROIU et al.⁴⁹ 1998; WISKOTT; BELSER⁵⁷ 1999; CEHRELI et al.⁸ 2004).

Não se realizou a colagem na superfície dos pilares protéticos, como relatado nos trabalhos de Isa e Hobkirk^{22,23} (1995 e 1996) e Kim et al.²⁸ (1999) pois esta superfície é circular o que dificulta a sua colagem e a deformação que ela sofre é menor quando comparada com a que ocorre ao redor das fixações.

No nosso estudo ao comparar o efeito do tipo de coifa utilizada, pudemos verificar que esta condição não apresentou diferença estatisticamente significativa tanto na condição linear como na compensada. Isto está de acordo com o relatado por Heckmann et al.¹⁷(2004), Karl et al.²⁷ (2005), Nishioka³³ (2006) e Jaime et al.²⁴ (2007) que não encontraram diferença ao utilizar coifas plásticas e usinadas.

Pudemos observar em nosso estudo que o efeito principal configuração não foi estatisticamente significativa. Sendo que o efeito posição de carregamento das amostras apresentou diferença, assim como a interação entre configuração e posição.

Alguns estudos têm indicado que o momento de torção nos implantes pode ser diminuído se os implantes forem colocados numa forma compensada (RANGERT et al.³⁹, 1997). Rangert et al.³⁸ (1989) avaliaram a força entre múltiplos implantes com uma análise matemática e demonstraram que a colocação de implantes em linha reta não era indicada devido ao momento de torção dos parafusos de ouro.

No entanto alguns artigos não concordam sobre o real efeito

do offset. Estes estudos encontraram que a disposição compensada dos implantes não diminuíram a carga sobre eles (WEINBERG; KRUGER⁵⁶, 1996; SATO et al.⁴³ 2000). Ao contrário induziriam altas tensões no osso adjacente.

O ponto de carregamento afetou quantitativamente as tensões nos grupos linear e compensado. As microdeformações registradas nos diferentes pontos de avaliação do grupo linear (intra grupo), foram estatisticamente diferentes entre si. Os valores gerados pelas amostras deste grupo após a realização dos carregamentos axiais mostraram a formação de 3 grupos homogêneos (A=B, B=C e C=D=E). No grupo compensado, houve a formação de dois grupos homogêneos onde os carregamentos mais externos foram semelhantes (A=E) e os internos (B=C=D).

No estudo de Sato et al.⁴³ (2001), uma única força foi aplicada sobre um segundo molar, o que restringiu suas observações. A análise geométrica tri-dimensional mostrou que a colocação de fixações em compensação nem sempre diminuíram a força de tensão nos parafusos de ouro, enquanto que a utilização de uma fixação mais larga e a inclinação menor das cúspides diminuíram a força de tensão nestes parafusos.

No estudo de Weinberg e Kruger^{55,56} (1995, 1996), eles ignoraram a interação de carregamento das coroas adjacentes por causa da falta de ferulização entre elas sendo avaliado o efeito de apenas um único implante e não do efeito de tripoidismo. E verificaram que o posicionamento do implante compensado para vestibular na maxila e para lingual na mandíbula diminuíram o torque nos parafusos de ouro.

Huang et al.²⁰ (2006), ao estudar a configuração compensada utilizando-se de análise de elementos finitos, encontraram uma diminuição do pico de tensão de 17% e 13% sob carga vertical e oblíqua respectivamente. Entretanto o posicionamento compensado nem sempre demonstrou melhor vantagem mecânica que a configuração linear sendo que em alguns carregamentos a compensada foi pior. Neste estudo, em geral, o pico de tensão sobre o implante foi maior na configuração linear, mas a vantagem desta configuração em reduzir a tensão sobre os implantes não foi absoluta

em todos os implantes pois o *offset* aumentou a deformação em algumas fixações, principalmente durante carregamento único, que pode ocorrer durante a mastigação de um alimento duro. Por esta razão a configuração compensada não promoveu uma vantagem mecânica óbvia, e pode por em perigo o osso de alguns implantes.

Isto também foi observado no nosso estudo, onde verificamos que nos pontos A e B ocorreu um aumento da microdeformação registrada do grupo compensado. Pudemos conferir também, que em geral a maior alteração ocorreu nas amostras do grupo linear, mas isso não foi constada em todas as fixações, mostrando que nossos resultados corroboram com os encontrados por Huang et al.²⁰ (2006), embora neste caso tenha sido utilizado uma metodologia diferente.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com a metodologia empregada nos permitiram concluir que:

- a) a utilização de coifas plásticas ou usinadas não alteraram o resultado final de distribuição de tensão após o carregamento axial;
- b) o efeito configuração não mostrou diferença entre os grupos linear e compensado, exibindo nenhuma influência estatisticamente significativa entre os resultados obtidos;
- c) os diferentes locais de carregamento apresentaram influência na distribuição das tensões ao redor das fixações.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387-416.
- 2 Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Bränemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:347-59.
- 3 Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implant Res.* 2005;16:202-9.
- 4 Asundi A, Kishen A. A strain gauge and photoelastic analysis of in vivo strain and in vitro stress distribution in human dental supporting structures. *Archives of Oral Biology.* 2000;45:543-50.
- 5 Burguete, RL. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.

* Baseado em:

Cybrary. References, bibliography Vancouver by style. Austrália: University of Queensland; 2005 [disponibilidade em jun. 2005] Disponível em: <http://www.library.uq.au/useit/>

- 6 Cehreli MC, Iplikcioglu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002;11:286-92.
- 7 Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir ÖG. 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.* 2002;29(4):394-400.
- 8 Cehreli M. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(2):249-57.
- 9 Clelland NL, Gilat A, McGumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:541-48.
- 10 Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont.* 1996;5(3):193-200.
- 11 Duyck J, Ronold HJ, VanOosterwyck H, Naert I, Van 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;12: 207-

18.

- 12 Duyck J, Oosterwyck V, Sloten JV, Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an *in vivo* study. *J Oral Rehabil.* 2001;28(3):226-33.
- 13 Eskitascioglu G. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2004;91:144-150.
- 14 Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod.* 1994;64(3):175-88.
- 15 Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnuidarson B, Randik, et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1993;4(2):99-105.
- 16 Goll GE. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I: clinical procedures. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):377-84.
- 17 Heckmann SM, Karl M, Wichmann M, 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.
- 18 Heckmann SM, Karl M, Wichmann M, 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 Impl Res. 2006;18:345-50.
 - 19 Hekimoglu C, Cehreli M. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. J Prosthet Dent. 2004;92:41-6.
 - 20 Huang HL, Lin CL, Ko CC, Chang CH, Hsu JT, Huang JS. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in line versus offset placement of implants. J Oral Rehabil. 2006;33:501-08.
 - 21 Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. Int J Dent Symp. 1995;3(1):22-5.
 - 22 Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units. Part I: the effects of tightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1995;3(6):247-53.
 - 23 Isa ZM, Hobkirk JA. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units. Part 2: the effects of loading a

- superstructure with varying degrees of fit. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1996;4(1):11-4.
- 24 Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of ulca abutments. J Appl Oral Sci. 2007;15(3):169-74
- 25 Jemt T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(2):151-8.
- 26 Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(2):169-78.
- 27 Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Hechmann S. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. J Prosthet Dent. 2005;93:324-30.
- 28 Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. *In vitro* stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent. 1999;8(2):141-51.
- 29 Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around ossointegrated implants: considerations basead on a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implant Res 2004;15:401-12.

- 30 McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dental Clin North Am.* 1998;42:71- 89.
- 31 Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: stresses generated on superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont.* 1995;8:511-6.
- 32 Morton D, Stanford CM, Aquilino SA. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. *J Prosthet Dent.* 1998;80(1):46-51.
- 33 Nishioka RS. Extensometria: estudo da deformação ao redor das fixações de sextavado externo, interno e cone morse na configuração linear e compensada(offset). [Tese Livre Docência] - São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2006.
- 34 Nissan J. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):20-3.
- 35 Patterson EA, Burguere RL, Johs RB. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:552-60.

- 36 Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2005;16:486-94.
- 37 Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(5):448-57.
- 38 Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;3:241-47.
- 39 Rangert B, Sullivan R, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12:360-70.
- 40 Rangert B, Krogh P, Langer B, Roedel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326-34.
- 41 Rubo JH, Souza EAC. Computational methods applied to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. *Rev Fac Odontol Bauru.* 2001;9(3/4):97-103.
- 42 Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. A biomechanical effect of wide implant placement and offset

- placement of three implants in the posterior partially edentulous region. *J Oral Rehabil.* 2000;27:15-21.
- 43 Sato Y, Shindoi N, Hosokawa R, Tsuga K, Akagawa Y. Biomechanical effects of double or wide implants for single molar replacement in the posterior mandibular region. *J Oral Rehabil.* 2000;27:842-5.
- 44 Seong WJ, Koriath TWP, Hodges JS. Experimentally induced abutment strains in three types of single-molar implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2000;84:318-26.
- 45 Setz J, Kramer A, Benzing V, Werber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(2):107-11.
- 46 Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49(6):843-8.
- 47 Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO. The influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(1):55-63.
- 48 Spiekermann H. Biomechanics. In:____. *Color atlas of dental medicine implantology.* New York: Thieme Medical Publishers, 1995.

- 49 Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakama O. Influence of restoration type of stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1998;13:82-90.
- 50 Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent*. 1996;76(2):158-64.
- 51 Vasconcellos DK. Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria. [tese]. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista; 2005.
- 52 Vasconcellos LGO, Nishioka RS. Análise comparativa de dois aparelhos de aplicação de carga, por meio da extensometria. Trabalho enviado para SBPqO; 2008.
- 53 Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):209-218.
- 54 Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.

- 55 Weinberg LA, Kruger BA. Comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont*. 1995;8:421-33.
- 56 Weinberg LA, Kruger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual offset. *Int J Periodont Restor Dent*. 1996;16:253-65.
- 57 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;10(6):429-44.
- 58 Yacoub N, Ismail YH, Mao JJ. Transmission of bone strain in the craniofacial bones of edentulous human skulls upon dental implant loading. *J Prosthet Dent*. 2002;88:192-9.
- 59 Yokohama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2004;91:234-40.

Kojima AN. Strain Gauge analysis: evaluation of external hexagon implants positioned in linear and offset configuration, under axial load [Doctorate thesis]. São José Dos Campos: School of dentistry of São José dos Campos, UNESP – São Paulo State University; 2008.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate, using strain gauge, the load distribution surround the implants according different loading sites, coping types (plastic and machined) and configuration (linear and offset). In one polyurethane block, three cylindrical implants with external hexagon (3.75mm x 13mm) were fixed parallel with 7mm between their centers in a linear configuration. In another block the middle implant was positioned in a 2mm offset. Micro-units abutments with 3mm of metallic neck were fixed. With two metallic matrix, it was manufactured 10 wax patterns for each block, distributed in the following form: 5 for plastic copings and 5 for machined copings (n=5). After, patterns were casted in cobalt-chromium alloy. Four strain gauges were positioned on the upper surface of each polyurethane model around the implants. An axial load of 30kg within 10 seconds in five positions (A, B, C, D, E), with three repeated measurements for data acquisition (in $\mu\epsilon$) by the multichannel bridge machine. The data were submitted to ANOVA and Tukey test ($p < 0.05$). Such as conclusion from the obtained data treatment: there was no difference between the plastic and machined copings, there was no difference between the linear and offset configuration; there was statistical significance only with the different loading sites.

KEY-WORDS: Strain gauge analysis; dental implants; dental prosthesis; osseointegrated.