

DIEGO KLEE DE VASCONCELLOS

**EFEITO DOS CICLOS TÉRMICOS PARA
APLICAÇÃO DA CERÂMICA NA PASSIVIDADE
DE PRÓTESES IMPLANTO-SUPORTADAS,
OBSERVADO PELA EXTENSOMETRIA**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Bottino

**São José dos Campos
2005**

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Apresentação Gráfica e normalização de acordo com:

BELLINI, A. B; SILVA, E. A. **Manual para elaboração de monografias: estrutura do trabalho científico.** São José dos Campos: FOSJC/UNESP, 2002. 82p.

VASCONCELLOS, D.K. **Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria.** 2005. 123f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

DEDICATÓRIA

À minha esposa **Adriana**, companheira de todas as horas e emoções. Obrigado pelo amor, compreensão e apoio fundamentais para a conclusão desta etapa. Sempre acreditando em meus sonhos e me incentivando a lutar para torná-los realidade, mesmo que para isso tivesse que abrir mão dos seus próprios projetos. Agradeço por existires e me ajudares a ser uma pessoa melhor.

À minha filha **Catherine**, alegria de minha vida. Sua chegada iluminou a minha existência, trazendo forças em um momento de muitas dificuldades.

Ao Meu Pai, **Luiz Carlos**, pela conduta correta e íntegra, exemplo de honra e honestidade, primordiais na minha formação.

À minha mãe, **Heloísa Helena**, por seu exemplo de força e coragem, ao lutar bravamente contra as armadilhas da vida. Sua memória permanece viva em meu coração. Eterna incentivadora, fonte inesgotável de amor.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A Deus

A Deus agradeço por ter-me concedido o dom maior, a vida, para que eu possa, conforme as minhas possibilidades, contribuir para o bem da humanidade e para o fortalecimento da ciência.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Aos Meus Irmãos

Aos meus irmãos, Rodrigo, Rafael e Heloísa, pelo constante incentivo e manifestações de carinho.

À Minha Sogra

À Sra. Ana Kotzias Peixoto, pelo amor que sempre demonstrou, acolhendo-me como um filho, sempre compreendendo e apoiando minhas iniciativas.

Ao Meu Sogro

Ao Sr. Aldo Peixoto, por sua amizade e apoio, fundamentais para concretizar este sonho.

Aos Meus Amigos

Ângelo Campelli, Sérgio Boabaid e Renato Brincas, pelo constante apoio e incentivo e por compreenderem a minha ausência.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador – **Prof. Dr. Marco Antonio Bottino** – agradeço a confiança ao acreditar na possibilidade da realização deste trabalho, concedendo-me a oportunidade de fazer parte de sua distinta equipe, e o privilégio de sua convivência. Obrigado por sua sabedoria, liderança, disponibilidade e, acima de tudo, seu caráter. Meus sinceros agradecimentos por sua importante contribuição para minha formação.

AGRADECIMENTOS

À UNESP - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos - pela disponibilidade de aprendizado àqueles que buscam o aperfeiçoamento profissional, cedendo estrutura física e mestres de competência inquestionável.

Aos Professores e amigos, Dr. Antônio Carlos Cardoso, Dr. Ricardo de Souza Magini, Dr. Marco Aurélio Bianchini e Dr. Wilson Andriani Jr., pela confiança e estímulo e pelas oportunidades concedidas. É uma honra fazer parte desta qualificada equipe.

À empresa CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE, representada pelos Srs. Rodolfo Cândia Alba Júnior, Douglas Figueira e João Vaiano, pela estrutura e suporte oferecidos para a realização de meu doutorado. Agradeço a amizade, o incentivo e, principalmente, a confiança em mim depositada.

Aos Docentes do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pelo convívio e aprendizado.

À CAPES, pelo apoio ao Programa de Pós-Graduação e pelo auxílio a mim concedido.

Ao Prof. Dr. Clóvis Pagani, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, pela determinação no exercício de suas funções.

Aos Professores Dr. Estevão Tomomitsu Kimpara, Dr. Fernando Eidi Takahashi, Dr. Marcos Koiti Itinoche e Dr. Renato Sussumu Nishioka pelo convívio, amizade e trabalho em conjunto.

Ao Professor e amigo, Dr. Ivan Balducci, pela análise estatística dos resultados.

Aos colegas do doutorado, Osvaldo Daniel Andreatta Filho, Fabíola Pereira Pessoa Leite, Luiz Felipe Valandro e Renato Morales Jóias que compartilharam as dificuldades e as alegrias vividas, visando o alcance de um objetivo comum, a incansável busca do conhecimento.

Aos amigos da Pós-Graduação, Alberto Kojima, Alexandre Alonso, Alfredo Mesquita, Denise Kanashiro, Edson Hilgert, Elza Valadares da Costa, Fernanda Pelógia, Gilberto Duarte Filho, Graziela Galhano, Guilherme Saavedra, Karine Landim, Leonardo Buso, Renata Faria, Renata Melo, Silvia Helena Barbosa e Vanessa Vasquez, pelo apoio e amizade. Obrigado pelo convívio e boa sorte a todos.

Ao especial amigo, Rander Pereira Avelar, pelo incentivo e por contribuir para o meu crescimento, disponibilizando experiências, aconselhando, de forma sempre positiva, quando surgiam as dúvidas e os obstáculos.

Ao Prof. **Dr. Maximiliano Neisser**, pelo carinho e atenção dispensados.

Ao grande amigo, **José Cícero Dinato**, por conciliar duas nobres qualidades, humildade e grandeza, ao dividir seus conhecimentos e experiências, um exemplo a ser seguido.

À colega de Pós-Graduação, **Renata Faria**, por ter viabilizado a aquisição do equipamento necessário para a realização deste estudo.

À Deputada Federal **Mariângela Duarte**, pela doação do equipamento de Aquisição de Dados, fundamental para esta pesquisa.

Ao Sr. **Hertezi Lourenço Paulino**, pelo curso avançado de Aquisição e Análise de Dados Extensométricos, indispensável para o desenvolvimento desta investigação.

Aos laboratórios **VAIAZZI** e **ERO**, representados, respectivamente, pelos Srs. Antônio Vaiano Jr. e Rômulo Gavazzi Neto e pelo Sr. Elias Rosa Oliveira, pela estrutura e suporte oferecidos para a realização deste trabalho.

À técnica em prótese dental, **Simone Mello**, pelo empenho e dedicação para a realização das soldagens a laser.

Às secretárias do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, **Eliane** e **Suzana**, pela disposição e manifestações de apreço continuamente demonstradas.

À Sra. **Nilza Maria Teixeira**, secretária da Revista Ciência Odontológica Brasileira, pelo apoio e amizade.

Às secretárias da Pós-Graduação, Erena, Rose e Cida,
pela dedicação com que executam suas tarefas.

À Sílvia Scarpel pelo apoio na formatação deste trabalho.

À Sra. Ângela de Brito Bellini, Bibliotecária da Faculdade
de Odontologia de São José dos Campos, pela dedicação na revisão final
deste trabalho.

A todos que, de alguma maneira, contribuíram para o
êxito deste trabalho.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	14
LISTA DE TABELAS.....	17
RESUMO.....	18
1 INTRODUÇÃO.....	19
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	23
2.1 Precisão de assentamento em próteses sobre implantes.....	23
2.2 Extensometria em implantodontia.....	33
2.3 Alteração dimensional térmica do metal.....	44
3 PROPOSIÇÃO.....	53
4 MATERIAL E MÉTODO.....	54
4.1 Confeção do modelo experimental.....	54
4.2 Obtenção dos corpos de prova.....	56
4.2.1 Moldagem e confecção do modelo de trabalho.....	56
4.2.2 Enceramento da estrutura metálica.....	59
4.2.3 Inclusão das estruturas.....	63
4.2.4 Sobrefundição das estruturas.....	64
4.2.5 Acabamento das estruturas.....	65
4.2.6 Soldagem a laser.....	67
4.3 Simulação da aplicação da cerâmica.....	71
4.4 Extensometria.....	73
4.5 Análise estatística.....	78
4.5.1 Delineamento experimental.....	78
4.5.2 Análise estatística.....	78

5 RESULTADOS.....	80
6 DISCUSSÃO.....	89
7 CONCLUSÃO.....	103
8 REFERÊNCIAS.....	104
APÊNDICE.....	113
<i>ABSTRACT</i>	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ANOVA - Análise de Variância

GC - grupo controle

GHz - giga-hertz

GPa - giga-Pascal

GT - grupo teste

Hg - mercúrio

M1 - momento 1

M2 - momento 2

M3 - momento 3

Mb - mega bytes

N - Newton

n - número de amostras

Ni-Cr - Níquel-Cromo

Nº - Número

p - valor de probabilidade

Pd-Ag - Paládio – Prata

Pd-Cu - Paládio – Cobre

psi - Unidade de pressão correspondente a uma libra por polegada quadrada.

RAM - random access memory (memória de acesso aleatório)

RM ANOVA - Análise de Variância de medidas repetidas

V - Volt

μV - microvolts (10^{-6} Volts)

min - minuto

ms - milisegundos (10^{-3} segundos)

cm - centímetro

mm - milímetro

μm - micrometro

ε - deformação

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

$^{\circ}$ - graus

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

α - nível de significância

Ω - ohm (resistência elétrica)

% - porcentagem

> - maior que

< - menor que

\pm - mais ou menos

\neq - diferente

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Desenho esquemático do bloco experimental.....	54
FIGURA 2 -	Vista frontal do bloco experimental de poliuretano...	55
FIGURA 3 -	Vista frontal dos Implantes posicionados no bloco experimental com as conexões instaladas.....	56
FIGURA 4-	Vista frontal dos transferentes de moldagem unidos com resina acrílica.....	57
FIGURA 5-	Vista frontal da moldeira acrílica adaptada com folga aos transferentes.....	58
FIGURA 6-	Análogos dos pilares Micro-Unit posicionados no molde.	58
FIGURA 7-	Vista frontal do modelo de trabalho.....	59
FIGURA 8-	Vista frontal dos cilindros usinados (C) posicionados sobre os análogos (A) do modelo de trabalho. No detalhe o controle microscópico da adaptação marginal.....	60
FIGURA 9-	Vista frontal do enceramento do corpo de prova no modelo de trabalho.....	61
FIGURA 10-	A partir da estrutura encerada, criou-se uma muralha de silicone para possibilitar réplicas padronizadas.....	62
FIGURA 11-	Com os cilindros parafusados ao modelo de trabalho, a muralha era posicionada e permitia a injeção de cera fundida, garantindo peças semelhantes, já seccionadas em quatro segmentos.....	62

FIGURA 12-	Estrutura encerada e dividida em quatro segmentos.....	63
FIGURA 13-	Os quatro segmentos de cada estrutura foram unidos em conjunto aos canais de alimentação	64
FIGURA 14-	Máquina de fusão por indução em alta frequência...	65
FIGURA 15-	Fundição removida do revestimento.....	66
FIGURA 16-	Os segmentos das estruturas foram provados no modelo experimental, para verificar a manutenção da adaptação.....	67
FIGURA 17-	Os segmentos de uma das barras em posição, unidos com resina acrílica.....	68
FIGURA 18-	Modelo de referência para a soldagem.....	68
FIGURA 19-	Máquina de soldagem a laser.....	69
FIGURA 20-	Forno de cerâmica que foi usado nesta investigação.....	71
FIGURA 21-	Vista superior de um extensômetro elétrico.....	74
FIGURA 22-	Vista superior dos extensômetros colados na superfície superior do bloco experimental.....	75
FIGURA 23-	Sistema de condicionamento e conversão do sinal, e software para aquisição, análise e processamento de dados.....	76
FIGURA 24-	Para as medidas de deformação, a estrutura metálica era posicionada no bloco experimental, e os parafusos apertados com torquímetro mecânico..	77
FIGURA 25-	Distribuição dos valores obtidos ao redor do valor médio (<i>dot plot</i>), para as seis diferentes condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Procedimento e Momento.....	81

FIGURA 26-	Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) para os valores obtidos em seis diferentes condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Procedimento e Momento.....	82
FIGURA 27-	Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).....	83
FIGURA 28-	Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo, para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).....	84
FIGURA 29-	Gráfico de médias referente às seis diferentes condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Procedimento e Momento.....	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 1-	Média (\pm desvio padrão) dos registros de microdeformação obtidos para os grupos controle e teste em três diferentes momentos de análise.....	80
Tabela 2-	Diferenças entre as médias dos registros de microdeformação obtidos para os grupos controle e teste em três diferentes momentos de análise.....	81
Tabela 3-	Resultados do teste de Análise de Variância para os dados obtidos.....	85
Tabela 4-	Grupo controle. Intervalo de confiança (95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios de microdeformação. Resultado do teste <i>t</i> (<i>Student</i>) para amostras dependentes, $\alpha^{**} = 5\%$	87
Tabela 5-	Grupo teste. Intervalo de confiança (95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios de microdeformação. Resultado do teste <i>t</i> (<i>Student</i>) para amostras dependentes, $\alpha^{**} = 5\%$	87

VASCONCELLOS, D.K. **Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria.** 2005. 123f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) - Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista, São José dos Campos, 2005.

RESUMO

Este estudo *in vitro* foi desenvolvido com o objetivo de investigar o efeito dos ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica no assentamento protético de estruturas metálicas implanto-suportadas, bem como analisar a influência do 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 uma mandíbula sem dentes. Dez estruturas metálicas de próteses implanto-suportadas, retidas por parafusos, foram confeccionadas com liga nobre (Pd-Ag) e cilindros protéticos usinados, empregando-se dois procedimentos: grupo controle (n=5): fundição em segmentos, seguida de soldagem a laser; e grupo teste (n=5): fundição em segmentos, seguida de condicionamento térmico (simulação do ciclo de oxidação) e soldagem a laser. Após a soldagem, todos os corpos de prova foram submetidos a ciclos térmicos, simulando a aplicação da cerâmica (oxidação, opaco, cerâmica e vitrificação). Com as estruturas metálicas em posição, oito extensômetros elétricos fixados ao redor dos implantes, registraram a microdeformação provocada pela ausência de passividade, em três momentos: após a soldagem a laser, após a oxidação do metal e após os ciclos térmicos para simulação da aplicação da cerâmica. A análise estatística foi realizada com o teste de Análise de Variância de dois fatores para medidas repetidas (*RM ANOVA*), e as comparações individuais foram feitas pelo teste *t* (*Student*) para amostras dependentes, aplicando-se correção de *Bonferroni* para o nível de significância. 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 perimplantar. Estas alterações ocorreram principalmente durante os ciclos realizados após a oxidação da liga. O condicionamento térmico das estruturas metálicas controlou a alteração dimensional do metal em altas temperaturas.

PALAVRAS-CHAVE: Osseointegração; implantes dentários; prótese dentária; extensometria; *in vitro*; planejamento de prótese dentária.

1 INTRODUÇÃO

O advento da osseointegração modificou positivamente a odontologia restauradora e suas perspectivas atuais, melhorando sensivelmente a qualidade de vida dos pacientes edêntulos. Implantes osseointegrados, utilizados para reabilitações protéticas, têm sucesso clínico consistente respaldado pela literatura, e representam um impacto consideravelmente positivo na situação psicossocial destes pacientes (ADELL et al.¹, 1981; COX & ZARB¹⁴, 1987).

Pelo fato de os implantes serem completamente envolvidos por osso, e a interface não ser resiliente, ao serem submetidos à força, mínimo movimento é observado, que pode ser atribuído à deformação óssea. Portanto, o estresse gerado como resultado da ausência da adaptação passiva em próteses implanto-suportadas, não se dissipa com o tempo, em virtude do caráter anquilótico da osseointegração, o que confirma a necessidade da busca pela precisão de assentamento protético (JEMT & BOOK³¹, 1996; MICHAELS et al.³⁸, 1997).

Encaixes mecanicamente perfeitos entre os componentes protéticos, reduziriam consideravelmente as forças estáticas induzidas pelo estresse nos parafusos protéticos (GOLL²⁰, 1991; BURGUETE et al.⁶, 1994; HURSON²⁵, 1995), as quais podem, dependendo da magnitude, determinar instabilidade significativa e conseqüente afrouxamento de parafusos, fratura por fadiga dos componentes protéticos e perda óssea marginal ao redor dos implantes (ADELL et al.¹, 1981; BURGUETE et al.⁶, 1994; KALLUS & BESSING³³, 1994; GUICHET et al.²¹, 2000; RICCI et al.⁴⁶, 2004).

Portanto, o assentamento protético passivo, que pode ser traduzido pela perfeita adaptação na interface prótese - intermediário protético, determinando a inexistência de deformação óssea na ausência de forças oclusais, é tido como um importante pré-requisito para a manutenção da interface osso-implante, por meio de resposta biológica tecidual favorável, bem como a integridade estrutural protética. (RANGERT et al.⁴⁵, 1989; SAHIN & CEHRELI⁴⁸, 2001)

Contudo, após a técnica de osseointegração ter sido empregada por mais de quarenta anos e uma evolução significativa dos componentes protéticos ter ocorrido, a definição formal do que é uma adaptação aceitável entre prótese e conexões, ainda não foi estabelecida.

Reconhece-se que o assentamento passivo absoluto é inatingível (JEMT²⁹, 1994; SAHIN & CEHRELI⁴⁸, 2001) e que alterações dimensionais das estruturas metálicas provavelmente jamais serão evitadas. O material e as técnicas, usados na confecção de estruturas protéticas, apesar da avançada tecnologia, não são dimensionalmente precisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento. Os componentes protéticos apresentam um certo grau de desadaptação, que pode variar dependendo do fabricante. Paralelo a isso, os procedimentos clínicos e laboratoriais necessários à confecção da prótese tendem a aumentar esse desajuste marginal (GOLL²⁰, 1991; GULBRANSEN²², 1994; HURSON²⁵, 1995).

Tem sido amplamente relatado na literatura que o assentamento de estruturas metálicas, independentemente da liga empregada, deteriora-se durante os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para aplicação da cerâmica. (KULMER et al.³⁶, 1978; BRYANT & NICHOLLS⁵, 1979; BRIDGER & NICHOLLS⁴, 1981; CAMPBELL & PELLETIER⁷, 1992; CAMPBELL et al.⁹, 1995; GEMALMAZ & ALKUMURU¹⁷, 1995; GEMALMAZ et al.¹⁸, 1996; ZERVAS et al.⁶⁰, 1999, PAPAZOGLU et al.⁴², 2001; FONSECA et al.¹⁵, 2003; VASCONCELLOS et al.⁵⁶, 2005)

A liberação do estresse armazenado durante a solidificação da liga metálica, que ocorre no seu primeiro ciclo de aquecimento (oxidação), parece ser o fator etiológico primário, responsável por grande parte da alteração dimensional de estruturas metálicas (KULMER et al.³⁶, 1978; CAMPBELL & PELLETIER⁸, 1992; CAMPBELL et al.⁹, 1995; GEMALMAZ et al.¹⁸, 1996; ZERVAS et al.⁶⁰, 1999).

Em função deste comportamento estrutural, alguns autores (CAMPBELL & PELLETIER⁸, 1992; CAMPBELL et al.⁹, 1995; ZERVAS et al.⁶⁰, 1999; VASCONCELLOS et al.⁵⁶, 2005) sugerem em suas investigações a realização de condicionamento térmico das estruturas metálicas antes de sua avaliação clínica. De acordo com esses pesquisadores, este procedimento permitiria o melhor julgamento da adaptação destas estruturas metálicas. As etapas subseqüentes poderiam ser então realizadas de forma convencional, sem perda adicional de adaptação marginal.

Prótese, implantes e osso representam uma estrutura unificada (SKALAK⁵⁰, 1983). A ausência de passividade de assentamento protético produz, como já salientado, forças estáticas nesse sistema. Pelo fato de os implantes serem completamente envolvidos por osso, e a interface não ser resiliente, estas forças determinam deformações no tecido ósseo perimplantar.

A extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação, que envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros lineares elétricos ou *strain gauges*. São pequenas resistências elétricas, que, à mínima deformação ocorrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre, medindo com grande precisão a deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aderidos.

Este estudo *in vitro* foi desenvolvido com o objetivo de investigar, por meio da extensometria, o efeito dos ciclos térmicos para a

aplicação da cerâmica no assentamento protético de estruturas metálicas implanto-suportadas, bem como analisar a influência do condicionamento térmico no controle das alterações dimensionais do metal em altas temperaturas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Para a melhor compreensão deste capítulo, optou-se por sua divisão em três assuntos distintos: precisão de assentamento em próteses sobre implantes, extensometria em implantodontia e alteração dimensional térmica do metal.

2.1 Precisão de assentamento em próteses sobre implantes

No clássico estudo prospectivo 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.

Dois anos depois, Skalak⁵⁰ (1983) apresentou um trabalho pioneiro de avaliação biomecânica de próteses implanto-suportadas. De acordo com o autor, a maneira como o estresse mecânico é transferido dos implantes para o osso circunjacente, é um aspecto crítico que pode afetar a longevidade da osseointegração. É fundamental que estas

estruturas não sejam submetidas a forças além de sua capacidade de fadiga em longo prazo. 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. Entretanto, qualquer desajuste na adaptação entre os componentes poderá induzir perigosos estresses estáticos e determinar o fracasso do conjunto reabilitador frente às forças externas.

Em 1987, Cox & Zarb¹⁴ com um estudo longitudinal prospectivo de três anos, realizado em um centro independente (Toronto), buscaram analisar a eficácia do protocolo desenvolvido por *Brånemark*. Foram avaliados 26 pacientes reabilitados com próteses totais fixas mandibulares em relação ao nível ósseo, qualidade e quantidade do tecido gengival, índice de placa e de sangramento. Os resultados mostraram taxas de sucesso de 87,5% dos implantes e de 96% das próteses. Entre as complicações relatadas, observou-se o alto número de fraturas das estruturas (12 das 26), atribuído à liga utilizada e ao desenho da estrutura, sendo o problema resolvido com a substituição da liga (prata-paládio tipo III para tipo IV) e mudança no desenho da prótese. Duas fraturas de parafusos protéticos foram relatadas, relacionadas ao desajuste da prótese. Os autores salientaram que a falta de adaptação da prótese é capaz de colocar os componentes sob estresse, podendo levar à sua fratura bem como à perda óssea perimplantar.

Rangert et al.⁴⁵, 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.

Procurando soluções clínicas e laboratoriais para melhorar a precisão das próteses sobre implantes, Goll²⁰ (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.

Avaliando fatores responsáveis pelo afrouxamento e fratura de parafusos protéticos, Burguete et al.⁶ (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 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.

No mesmo ano, Kallus & Bessing³³ (1994) publicaram um estudo prospectivo 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.

Métodos de obtenção e testes de verificação da adaptação de estruturas metálicas de próteses sobre implantes foram expressos por renomados autores em um Fórum de atualidades, publicado no ano de 1994. Buscando a obtenção de uma estrutura metálica precisa, Binon³ (1994) recomendou a utilização de um padrão de resina acrílica (*Jig*) para verificação da fidelidade do modelo mestre em relação ao posicionamento dos implantes na boca do paciente, bem como a obtenção de um modelo de referência a partir desse *Jig* de verificação. Sugeriu o uso de componentes protéticos pré-fabricados e a divisão de estruturas metálicas

longas em dois ou três segmentos para que sejam posteriormente soldadas. Desta forma, todas as discrepâncias possíveis em longas próteses fixas sobre implantes seriam minimizadas.

Neste mesmo Fórum, Jemt²⁹ (1994) destacou o fato de que nenhuma estrutura metálica irá apresentar um completo assentamento passivo sob a análise microscópica. Portanto, procedimentos clínicos que verificam se a adaptação das estruturas metálicas aos implantes encontra-se aceitável devem ser criteriosamente empregados. Sugeriu a avaliação da alteração dimensional geral da fundição por meio do aperto de um parafuso localizado em um dos extremos da prótese, verificando a adaptação dos demais componentes do lado oposto. Esta técnica é especialmente efetiva em trabalhos extensos, nos quais discrepâncias verticais podem ser observadas. Após este teste inicial, a avaliação continua, apertando-se desta vez um dos parafusos intermediários até que se perceba a primeira resistência. Nesse momento, observa-se a posição da chave de aperto. No máximo uma torção de 180° deverá ser dada para alcançar um torque de 10N/cm a 15 N/cm e completar o assentamento do parafuso, o que corresponde a uma desadaptação vertical clinicamente aceitável, e que será totalmente eliminada ao final do aperto do parafuso. Espaços maiores resultarão em uma maior resistência contra o aperto do parafuso, o que indicará uma desadaptação inaceitável. Com o primeiro parafuso deixado em posição, procede-se o aperto dos outros parafusos, alternando-se os lados (direito/esquerdo), seguindo sempre o mesmo protocolo, deixando-se por último os dois parafusos terminais. A resposta do paciente durante a prova da estrutura também deve ser cuidadosamente observada. Uma pequena sensação de pressão, que desaparece após alguns minutos, pode ser aceitável enquanto severo desconforto pode ser indicativo de assentamento inadequado.

Ainda nesta publicação, Gulbransen²² (1994) observou as possíveis fontes de imperfeições que existem nos procedimentos para confecção da peça protética, tais como:

- a) procedimentos e materiais para impressão e confecção do modelo;
- b) técnicas e materiais para enceramento, inclusão e fundição da estrutura metálica;
- c) propriedades das ligas, entre outros.

Segundo o autor, a cuidadosa avaliação da adaptação de peças protéticas sobre implantes é uma etapa crítica na implantodontia. Estruturas mal adaptadas estabelecem estresse desnecessário na interface osso-implante, mesmo antes que a carga oclusal venha a ser aplicada.

Finalizando este Fórum, Parel⁴³ (1994) descreveu uma técnica de análise do assentamento passivo por meio de inspeção visual e avaliação tátil. A inspeção visual é realizada apertando-se o parafuso mais distal e observando-se a formação de fendas entre a estrutura metálica e os demais implantes. Esta técnica é fácil de ser executada no laboratório, e pode ser repetida clinicamente, tornando-se de pouco valor quando temos conexões subgingivais. Após esta visualização, parte-se para a avaliação tátil. Todos os parafusos restantes são apertados até se perceber a primeira resistência. Após essa etapa, aplica-se o torque manual final, com força e firmeza. O número de voltas necessárias para o aperto final de todos os parafusos deve ser semelhante, caso contrário, teremos um indicativo de ausência de passividade.

Hurson²⁵ (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. Também concluiu que as próteses cimentadas, adequadamente adaptadas sobre implantes, permitem um ambiente mais estável e de maior passividade que o obtido com as próteses retidas por parafusos, que apresentam características desfavoráveis no momento de aplicar-lhes as cargas.

Jemt & Book³¹ (1996) avaliaram clinicamente a perda óssea marginal supostamente provocada pela ausência de adaptação passiva, por meio da técnica fotogramétrica tridimensional para mensuração da desadaptação da prótese, e de radiografias intra-orais para mensuração das perdas ósseas. Foi realizada uma análise prospectiva correlacionando a perda óssea marginal durante o primeiro ano de função com a adaptação das próteses no momento de sua instalação, e uma análise retrospectiva, pela comparação da perda óssea marginal com a adaptação das próteses após cinco anos da instalação dos intermediários. Os dados encontrados mostraram uma média de desadaptação protética de 100µm, sendo que nenhuma das próteses foi considerada passiva. Os autores não encontraram relação estatisticamente significativa entre a desadaptação protética e a perda óssea marginal, o que indicou uma determinada tolerância biológica às forças estáticas ao osso. Além disso, seus estudos revelaram que a alteração dimensional protética permanece com o passar do tempo, devido à natureza anquilótica da osseointegração e sugeriram que tais desadaptações podem estar associadas a “lesões protéticas”, devido à fadiga do metal, como afrouxamento ou fratura de parafusos.

Por meio da técnica fotogramétrica tridimensional de avaliação do assentamento protético, Jemt³⁰ (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.

Usando avaliação clínica e radiográfica e análise histomorfométrica, Carr et al.¹⁰ (1996) investigaram a resposta óssea à desadaptação protética sem a influência de cargas oclusais em implantes colocados na mandíbula de babuínos. Dois grupos de próteses, exibindo níveis de desadaptação distintos (médias de 38 μ m e 345 μ m), foram analisados entre 24 horas até quatro semanas. Os resultados desse estudo sugerem que desajustes da estrutura protética melhoraram a qualidade óssea ao redor dos implantes. Este fato demonstrou uma certa tolerância biológica para a falta de assentamento passivo da prótese. Os autores alertam que o estudo não reproduziu as condições clínicas, onde as cargas oclusais funcionais somam-se às forças geradas pelo desajuste protético e, desta forma, não é possível afirmar que o desajuste não afeta a osseointegração.

Nesse mesmo ano, May et al.³⁷ (1997) investigaram o uso do instrumento Periotest para avaliação da interface implante-conexão e conexão-prótese no sistema de implantes *Brånemark*. Os implantes e conexões, posicionados em osso bovino fresco, foram estudados sob condições de adaptação e desadaptação, para verificar a sensibilidade e validade deste instrumento como uma ferramenta clínica, para avaliação da adaptação de componentes. Concluíram que este aparelho pode ser utilizado para quantificar a adaptação das interfaces protéticas. Os resultados sugeriram que desadaptações na junção implante-conexão não determinam efeito algum na estabilidade do conjunto. Entretanto, a

desadaptação na interface conexão-prótese pode produzir instabilidade significativa no sistema.

Em estudo publicado no mesmo ano, Michaels et al.³⁸ (1997) avaliaram o resultado biológico de forças induzidas por estruturas protéticas desadaptadas sobre implantes instalados em tíbias de coelhos. Decorrido um período de seis meses de osseointegração, nove estruturas foram parafusadas aos implantes, apresentando uma discrepância de 400µm e mantidas por um período de 12 semanas. Após análises clínicas, radiográficas e histomorfométricas, não foram identificadas evidências de fracasso da osseointegração, apesar de terem percebido o remodelamento ósseo. Os resultados demonstraram existir uma tolerância biológica dos tecidos quanto às desadaptações protéticas.

Jemt & Lekholm³² (1998) empregaram a técnica fotogramétrica tridimensional, objetivando mensurar deformações no osso e em infraestruturas metálicas, induzidas pela ausência de adaptação passiva. Quatro coelhos receberam três implantes cada um, na porção proximal da tíbia. Após o período de cicatrização de oito semanas, uma estrutura de titânio com desadaptação no implante central foi conectada. Os autores verificaram um movimento vertical do implante central no sentido da infraestrutura, com uma magnitude média de 123µm (variando de 60µm a 200µm). Conseqüentemente, considerando-se tanto a flexão do metal como a do osso, concluíram que desadaptações maiores que 100µm poderiam ser fechadas na situação clínica, por meio do aperto dos parafusos protéticos. Sugeriram que pelo menos parte da remodelação da crista óssea observada durante o primeiro ano de função, pode ser induzida pelo estresse estático gerado no momento da instalação da prótese. As mensurações indicaram um complexo e inconsistente padrão de deformação onde a estrutura metálica, bem como o osso, podem sofrer flexões acima de 100µm como resultado de desadaptações.

Guichet et al.²¹ (2000) compararam, com auxílio de microscopia óptica associada à análise fotoelástica, a integridade

marginal e a produção de estresse durante a instalação de próteses implanto-suportadas retidas por cimento e por parafusos. Foram confeccionadas cinco próteses cimentadas e cinco próteses parafusadas para um modelo artificial, simulando uma prótese parcial fixa posterior com três implantes de 10mm de comprimento. Após a cimentação e o parafusamento das próteses, os autores observaram que as aberturas marginais das estruturas retidas por parafusos ($16,5\mu\text{m}$) foram significativamente menores que as cimentadas ($49,1\mu\text{m}$), entretanto, as próteses cimentadas produziram níveis inferiores de estresse transmitido aos implantes. Analisando estes resultados, os autores concluíram que o aperto dos parafusos de ouro pode mascarar desadaptações, determinando os altos índices de estresse observados neste sistema.

Em revisão de literatura sobre o significado da adaptação passiva em próteses sobre implantes, Sahin & Cehreli⁴⁸ (2001) concluíram que assentamento passivo absoluto não pode ser alcançado. Segundo estes pesquisadores, não há consenso, mas, sim, várias sugestões relativas ao nível aceitável de desajuste. À luz do conhecimento atual, apesar de existirem várias teorias que defendam o assentamento passivo como um fator fundamental para a manutenção da osseointegração, e conseqüentemente para o sucesso dos implantes, faltam estudos longitudinais que suportem esta afirmação. Por outro lado, falhas mecânicas no sistema têm sido relacionadas à falta de adaptação das próteses. Portanto, a avaliação clínica da adaptação deve ser realizada para evitar estas falhas. Embora a secção e soldagem da estrutura não resulte em uma peça absolutamente passiva, obtém-se uma redução geral do estresse nos parafusos, diminuindo a sua freqüência de afrouxamento. Os autores ressaltam que todos os procedimentos protéticos influenciam a adaptação final da peça, desde os componentes utilizados, materiais empregados e técnicas escolhidas.

Uma avaliação retrospectiva clínica e radiográfica da perda óssea marginal após cinco anos de função, foi realizada por Ricci et al.⁴⁶

(2004) em um grupo de 51 pacientes tratados com 112 implantes do sistema Frialit-2. Após este período de tempo, 100% dos implantes estavam em função e a média de reabsorção óssea foi de 2,17(\pm 1,6)mm. Entretanto, 32 implantes (28,6%) apresentaram perda óssea maior que 3mm. Entre as complicações protéticas, observou-se afrouxamento de parafusos em oito implantes (7,1%), problema atribuído a hábitos parafuncionais. Em cinco implantes (4,5%), as próteses foram consideradas inadequadas em relação a sua adaptação e não apresentaram bons resultados clínicos e radiográficos na avaliação de cinco anos, com perdas ósseas maiores que 5mm. Os autores concluíram que, falhas de adaptação entre a prótese e as conexões podem gerar estresses na interface osso-implante, resultando em rápida reabsorção óssea e eventual perda do implante. De acordo com os pesquisadores, o tempo necessário para que uma prótese desajustada resulte em perda óssea não pode ser precisamente determinado.

Jaime et al.²⁸ (2005) no ano seguinte 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. Verificaram também a influência da aplicação da cerâmica no desajuste marginal destes componentes. 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.

Neste mesmo ano, Vasconcellos et al.⁵⁵ (2005) avaliaram o efeito da força de aperto de parafusos de retenção na desadaptação marginal de próteses sobre implantes. A investigação foi conduzida baseada em resultados fornecidos por nove estruturas metálicas implanto-

suportadas de seis elementos (dois retentores e quatro pânticos), retidas por parafusos. Os autores verificaram que o emprego de torquímetros mecânicos, independente do valor de torque, determinou redução significativa na abertura marginal. A desadaptação média na interface conexão/prótese após o aperto com chave manual até a primeira resistência do parafuso, foi de 41,56 μ m. O emprego do torquímetro de 10Ncm reduziu 52% desta fenda marginal, para uma média de desadaptação de 19,71 μ m, enquanto o torquímetro de 20Ncm reduziu 69% da desadaptação marginal inicial, para uma média de 12,82 μ m. Concluíram que a força de aperto dos parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas tem importante efeito na mensuração da desadaptação marginal, uma vez que pode modificar consideravelmente as fendas na interface conexão/prótese.

2.2 Extensometria em implantodontia

Setz et al.⁴⁹ (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.

Glantz et al.¹⁹ (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. Salientaram a importância da prevenção de perigosas concentrações de estresse estático no sistema reabilitador, ao serem apertados os parafusos de retenção protética. 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.

De acordo com Frost¹⁶ (1994), quando o tecido ósseo é submetido à microdeformações em torno de $2.000\mu\epsilon$, as unidades básicas multicelulares da remodelação óssea podem reparar facilmente os danos ocorridos. 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. Segundo o autor, o desenho estrutural dos implantes ósseos deveria manter a deformação do tecido de suporte abaixo do limite fisiológico de $4.000\mu\epsilon$. Entretanto, avaliando todos os implantes disponíveis, médicos e

odontológicos, o pesquisador concluiu que somente os implantes tipo *Brånemark* obtiveram sucesso neste quesito.

Spiekermann et al.⁵² (1995) descreveu os principais métodos para investigação e análise biomecânica: análise de elemento finito, fotoelasticidade (análise de birrefringência), 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. Saliou 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.

Isa & Hobkirk²⁶, 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 110 μ m 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 10 μ m.

Aplicando a mesma metodologia em outra investigação publicada no ano seguinte, Isa & Hobkirk²⁷ (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 50N sobre o *cantilever* a 10,5mm do centro do implante terminal;
- b) carga de 230N sobre o implante central;
- c) carga de 230N aplicada entre o implante central e o implante adjacente a ele.

Desajustes de 10, 30, 60 e 110 μ m foram introduzidos nas conexões dos implantes terminais e do implante central, utilizando-se arruelas de aço inoxidável entre intermediários e cilindros de ouro. 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;
- c) força vertical de 230N sobre os implantes ou entre eles, foi capaz de eliminar desajustes de 30 μ m;
- d) força vertical de 50N no *cantilever* foi capaz de eliminar desajustes de 110 μ m no intermediário distal.

Clelland et al.¹³ (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.

Em investigação clínica e laboratorial conduzida neste mesmo ano, Smedberg et al.⁵¹ (1996) empregaram a extensometria para registrar a deformação ocorrida em conexões protéticas terminais, quando diferentes configurações protéticas eram instaladas. As próteses eram posicionadas sobre as conexões e os parafusos apertados, empregando diferentes seqüências. Além disso, na avaliação *in vitro*, as conexões intermediárias, que não possuíam extensômetros lineares elétricos, foram substituídas por conexões que introduziram desadaptação de 100µm em relação à estrutura protética. Os resultados demonstraram que mesmo com a prótese considerada perfeitamente adaptada, estresses relativamente altos foram registradas tanto *in vitro* quanto *in vivo*. As diferentes seqüências de aperto dos parafusos não determinaram alterações nos resultados clínicos, mas sim nos laboratoriais, provavelmente em função da ausência de resiliência do modelo experimental, confeccionado em gesso. Com a introdução do desajuste protético, ocorreu o aumento substancial dos estresses estáticos do conjunto. Concluíram que a extensometria é um método que pode ser seguramente empregado para a mensuração da desadaptação protética em implantodontia.

Tashkandi et al.⁵³ (1996) desenvolveram um estudo laboratorial dos efeitos da extensão do *cantilever* na distribuição de carga aos implantes de uma prótese fixa. Costela bovina fresca foi utilizada para simular uma situação clínica na qual três implantes suportariam uma prótese fixa implanto-suportada com *cantilever*. Seis extensômetros lineares elétricos foram fixados ao tecido ósseo em posições estratégicas,

onde outras investigações reportaram altas concentrações de estresse. O modelo experimental foi submetido a cargas por meio de máquina de ensaio universal (Instron). As cargas de 5 e 10Kg foram aplicadas a 5, 10, 15, 20 e 25mm de distância do implante terminal, ao longo da extensão do *cantilever*. 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.

Buscando validar o uso de osso fresco humano para mensurações de deformação óssea *in vitro*, Morton et al.³⁹ (1998) avaliaram o efeito de um componente resiliente incorporado a um implante de titânio em resposta a cargas dinâmicas variadas. Duas conexões protéticas (IMZ – *Interpore International*) foram usadas: uma totalmente em titânio e outra com elemento resiliente para fixação do transmucoso de titânio. Foi criado um modelo experimental com dois implantes posicionados em osso humano fresco, proveniente da ulna. Quatro extensômetros lineares elétricos registraram a deformação na cortical óssea superior, na porção mesial e distal de cada implante. Durante a investigação, uma estrutura metálica protética posicionada sobre os *abutments*, foi dinamicamente carregada na região de *cantilever*, 6mm distante do implante terminal. Os resultados indicaram que o osso humano comportou-se de maneira elástica e, portanto, representa ser um modelo experimental viável para investigação da deformação óssea. Além disso, concluíram que as duas conexões comportaram-se de maneira semelhante na geração de deformações ao redor dos implantes, comprovando que a alteração de propriedades mecânicas dos componentes protéticos não é um método eficaz na redução da transmissão de estresse ao tecido ósseo.

Helldén & Dérand²⁴ (1998) descreveram e avaliaram com fotoelasticidade e extensometria um método (*CrescoTi*) para a correção

da distorção de estruturas metálicas fundidas em titânio. Verificaram que as alterações dimensionais ocorridas durante o processo de fundição determinam a desadaptação protética, gerando estresses na estrutura protética, nas conexões, nos implantes, e no tecido ósseo. Os resultados do experimento demonstraram que o método apresentado determina passividade no assentamento protético similar à encontrada após a separação e subsequente soldagem de estruturas fundidas em ouro. É, portanto, um procedimento eficiente para a correção de desajustes de estruturas protéticas implanto-suportadas fundidas em titânio.

Kim et al.³⁵ (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 8mm de extensão. Para obtenção de assentamento passivo, as dez estruturas metálicas confeccionadas para esta investigação, cinco cimentadas e cinco parafusadas, foram seccionadas e soldadas. 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 & Belser⁵⁹ (1999) delimitaram os seguintes grupos, conforme os valores de estimulação, atuando sobre o tecido ósseo, bem como as respostas teciduais a estes valores:

- a) desuso: tecido ósseo submetido a forças extremamente reduzidas que correspondem à microdeformações abaixo dos $100\mu\epsilon$. A substancial queda de estresses funcionais causa um desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea, comumente identificada durante o

fenômeno de reabsorção que ocorre no processo alveolar após a extração de um dente;

- 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 $\mu\epsilon$.

De acordo com os autores, para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação tornam-se, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, deformações acima da faixa descrita como de “desuso” são necessárias. Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico (4000 $\mu\epsilon$) que levaria a danos irreparáveis. Os pesquisadores demonstraram preocupação com superfícies lisas na região cervical de implantes, que não permitiriam adequado acoplamento biomecânico com o tecido ósseo circunvizinho, determinando substancial queda de estresses funcionais com desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea da crista marginal.

No ano seguinte, Watanabe et al.⁵⁸ (2000) investigaram a deformação produzida ao redor de implantes, quando próteses parciais fixas retidas por parafusos, confeccionadas por meio de quatro diferentes métodos, eram instaladas, bem como o estresse gerado quando a seqüência de apertamento dos parafusos era alterada. Foram comparadas estruturas fundidas em monobloco, estruturas fundidas em monobloco e em seguida seccionadas e soldadas, estruturas fundidas em segmentos para serem posteriormente soldadas e, finalmente, estruturas confeccionadas pelo método de assentamento passivo descrito pelos autores. Para o registro das deformações, seis extensômetros lineares elétricos foram posicionados na superfície de um bloco de poliuretano, que havia recebido três implantes. Concluíram que, independentemente da estrutura empregada, deformações foram produzidas ao redor dos implantes, quando estas eram parafusadas, e desapareciam quando eram removidas. 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.

Neste mesmo ano, Pietrabissa et al.⁴⁴ (2000) realizaram estudo laboratorial comparando três modelos de conexões (*Standard*, *Estheticone* e *Ceradapt* - Nobel Biocare) com relação à capacidade de compensarem estresses induzidos por desajustes protéticos. O modelo laboratorial desenvolvido para o estudo consistia em dois implantes

suportando as conexões e a estrutura protética na qual foram fixados os extensômetros lineares elétricos. Os autores verificaram que o pilar *Estheticone* determinou as maiores concentrações de estresse na presença de desadaptações protéticas. Concluíram que a baixa capacidade desta conexão em compensar os desajustes protéticos deve-se a sua grande altura, que determina maiores deslocamentos horizontais. Apesar de o pilar *Ceradapt* ser mais alto que o pilar *Estheticone*, seu comportamento foi superior em função do efeito compensatório da camada de cimento.

Rubo & Souza⁴⁷ (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. Descreveram os extensômetros lineares elétricos como pequenas resistências elétricas que, à mínima deformação sofrida, alteram a resistência criada à corrente de baixa intensidade que as percorre. Estes pequenos sensores têm a capacidade de registrar, com grande precisão, qualquer deformação sofrida pelo objeto ao qual estão aplicados, quando este é submetido à ação de uma força. 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.

Nissan et al.⁴¹ (2001) avaliaram o efeito de diferentes forças (10 e 20Ncm) e seqüências de aperto de parafusos de retenção de próteses sobre implantes (da esquerda para a direita e vice-versa), conduzidos por três experientes protesistas, na geração de microdeformações em uma estrutura metálica com ótimo assentamento

protético. Trinta modelos de trabalho foram confeccionados a partir de um modelo mestre de aço, contendo cinco implantes, com a técnica da moldagem com transferentes quadrados unidos e moldeira aberta. As deformações foram registradas em todos os modelos de gesso, por meio de quatro extensômetros lineares elétricos colados na superfície superior de uma estrutura protética, construída sobre o modelo mestre. Os resultados do estudo sugeriram que modificações na força e seqüência de aperto dos parafusos de retenção protética, bem como dos operadores que conduziram os apertos, não causaram alterações significantes nas deformações registradas na estrutura metálica. Os autores concluíram que a técnica empregada para moldagem foi a responsável pelo perfeito assentamento da prótese sobre os modelos experimentais de gesso, minimizando o potencial de diferentes operadores, forças e seqüências de aperto gerarem estresses estáticos prejudiciais.

Cehreli et al.¹² (2004) utilizaram a extensometria e a fotoelasticidade para analisar a distribuição de forças e a intensidade de microdeformação geradas por implantes de hexágono externo e implantes tipo cone-morse, quando forças axiais e oblíquas de 100 e 150N eram aplicadas aos pilares protéticos. Concluíram que os dois formatos de plataforma determinaram características semelhantes na transmissão das forças e que o desenho da região de união com o pilar protético não modificou a intensidade de microdeformação perimplantar em modelos experimentais simulando o tecido ósseo. Para os autores, este comportamento justifica as insignificantes diferenças encontradas na literatura, quando se comparam os dois tipos de plataforma em relação à perda óssea marginal.

Visando avaliar diferentes técnicas de transferência em implantodontia, Naconecy et al.⁴⁰ (2004) empregaram a extensometria em seu experimento. As técnicas avaliadas foram as seguintes:

- a) técnica direta esplintada (transferentes quadrados rigidamente conectados com pinos de aço e resina

acrílica autopolimerizável e moldeira individual aberta);

b) técnica direta não-esplintada (transferentes quadrados não conectados e moldeira individual aberta);

c) técnica indireta (transferentes cônicos e moldeira individual fechada).

Concluíram que a técnica direta que emprega transferentes quadrados rigidamente conectados e moldeira aberta foi o método mais preciso de impressão de múltiplos pilares em próteses implanto-suportadas.

Heckmann et al.²³ (2004) realizaram uma investigação *in vitro* da microdeformação perimplantar determinada por próteses fixas de três elementos suportadas por dois implantes, confeccionadas com diferentes recursos clínicos e laboratoriais comumente empregados em implantodontia. Dois implantes foram posicionados em um modelo artificial com propriedades mecânicas semelhantes a do tecido ósseo humano. Seis grupos de próteses foram confeccionados (n=10), variando-se a técnica de moldagem (transferentes cônicos com moldeira fechada / transferentes quadrados com moldeira aberta), o método de fundição (cilindros plásticos e fundição / cilindros de ouro e sobre-fundição) e o mecanismo de retenção protética (parafusada / cimentada). Para os registros de deformação, quatro extensômetros lineares elétricos foram fixados na mesial e distal dos implantes e um extensômetro linear elétrico foi colado no pântico das estruturas protéticas. Os resultados não revelaram diferenças significantes entre as técnicas de moldagem, os métodos de fundição e os mecanismos de retenção protética.

Dois métodos de esplintagem com resina acrílica de transferentes quadrados, usados para técnica direta de transferência em próteses sobre implantes, foram avaliados por Vasconcellos et al.⁵⁷ (2005). Dois implantes com pilares protéticos foram posicionados no centro de um bloco de poliuretano. Dezesesseis amostras foram fabricadas

neste modelo, cada uma empregando dois transferentes quadrados, rigidamente conectados com resina acrílica autopolimerizável. Metade das amostras formaram o grupo monobloco (n=8). Para o grupo seccionado (n=8), a outra metade das amostras foi armazenada durante 24 horas, quando a esplintagem foi dividida e os dois segmentos foram novamente unidos com pequena quantidade de resina acrílica. Quatro extensômetros lineares elétricos posicionados ao redor dos implantes, no bloco de poliuretano, registraram as deformações geradas por cada amostra. Os autores concluíram que a técnica de esplintagem de transferentes com resina acrílica seguida da separação do bloco e nova união após 24 horas foi mais precisa que a técnica na qual a resina foi empregada em monobloco.

2.3 Alteração dimensional térmica do metal

Kulmer et al.³⁶ (1978) verificaram que o relaxamento do estresse induzido à liga metálica durante sua solidificação, que ocorre no primeiro ciclo térmico ao qual esta é submetida (ciclo de oxidação), antes da aplicação da cerâmica, é o fator etiológico primário da alteração térmica dimensional. Os autores foram pioneiros ao demonstrar que as distorções em casquetes metálicos submetidos ao condicionamento térmico suportados por revestimento, previamente à oxidação do metal, são significativamente menores que as alterações ocorridas em casquetes diretamente submetidos ao calor para este processo.

Preocupados com as conseqüências clínicas da oxidação das ligas metálicas, bem como dos ciclos térmicos necessários para aplicação da cerâmica, Bryant & Nicholls⁵ (1979) conduziram uma investigação buscando identificar os efeitos das altas temperaturas

empregadas nestes processos sobre as estruturas metálicas de próteses fixas. Verificaram que as alterações dimensionais resultantes dos ciclos térmicos de oxidação e cocção da cerâmica podem ser clinicamente significantes, quando precauções não são tomadas. Sugeriram a confecção de armações personalizadas para o suporte de longas estruturas metálicas durante estes ciclos, com o objetivo de reduzir tais alterações. Segundo os autores, modificações na composição das ligas metálicas, realizadas com o objetivo de reduzir as distorções do metal em altas temperaturas, não atingiram o resultado desejado.

Em outro artigo, nesta mesma linha de pesquisa, Bridger & Nicholls⁴ (1981) verificaram que estruturas metálicas de próteses parciais fixas apresentavam perda de adaptação durante os ciclos térmicos necessários para aplicação da cerâmica, comparados à adaptação inicial. Essa alteração dimensional do metal determinava um aumento do espaço entre a prótese e o dente preparado, fornecendo um nicho para a retenção de placa bacteriana. Concluíram que:

- a) a alteração dimensional ocorreu em estruturas metálicas de próteses parciais fixas longas e com curvatura durante os ciclos térmicos;
- b) esta distorção foi resultado de modificações estruturais do metal e da contração da cerâmica;
- c) a maior alteração dimensional ocorreu no estágio de oxidação da liga metálica e no estágio final de vitrificação, quando as estruturas foram submetidas às maiores temperaturas e às mais rápidas quedas de temperatura ao final do ciclo;
- d) a distorção provocada pela aplicação e queima da cerâmica é reversível, pois quando esta é quimicamente removida, ocorre uma recuperação elástica do metal;

e) a alteração dimensional é clinicamente importante, pois pode levar a desadaptações marginais detectáveis.

Anusavice & Carroll² (1987) avaliaram as desadaptações marginais em coroas metalocerâmicas submetidas a condições desenvolvidas para maximizar os efeitos da alteração dimensional. Para isso utilizaram finos casquetes metálicos confeccionados com ligas de baixo módulo de elasticidade e, portanto, pouca resistência à deformação, e cerâmica com coeficiente de expansão térmica significativamente diferente do metal. As alterações na adaptação marginal, resultantes da cocção da cerâmica, foram notavelmente pequenas, indicando para os autores que a diferença de coeficiente de expansão térmica entre metal e cerâmica, não pode ser considerada fator etiológico primário na alteração dimensional de casquetes metálicos.

Dois anos mais tarde, Terada & Hirayasu⁵⁴ (1989) conduziram um estudo cuja proposta era validar o emprego de mensurações radiográficas do estresse residual superficial em casquetes metálicos confeccionados com ligas de ouro cerâmico após a fundição, usinagem, oxidação e simulação dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica. Os resultados confirmaram que as mensurações radiográficas de estresse são possíveis para ligas contendo 70 a 80% de ouro. Os autores verificaram que o estresse compressivo aumentou consideravelmente após a usinagem do metal, e que tais valores foram reduzidos após os ciclos térmicos subseqüentes. Concluíram que a usinagem determinou o armazenamento de energia na superfície da liga, a qual foi liberada com as queimas subseqüentes.

No ano seguinte, Campbell & Pelletier⁷ (1992) criaram um modelo geométrico experimental simplificado que permitiu a mensuração direta da alteração térmica dimensional de ligas metálicas nobres. Aplicaram essa metodologia para avaliar a distorção provocada pelos ciclos térmicos de oxidação e cocção da cerâmica, variando-se a espessura da margem dos casquetes metálicos. Concluíram que:

- a) todos os corpos de prova testados sofreram distorções durante os ciclos térmicos;
- b) a alteração dimensional ocorreu durante o primeiro ciclo térmico da liga (ciclo de oxidação);
- c) nenhuma alteração dimensional significativa resultou da aplicação do opaco, da cerâmica e da vitrificação;
- d) casquetes metálicos com espessuras marginais inferiores a 0,8mm podem aumentar a possibilidade de desadaptações em coroas metalocerâmicas.

Sugeriram que a prova clínica das estruturas metálicas, anterior à aplicação da cerâmica, seja feita após o ciclo térmico inicial de oxidação da liga. Isto permitiria uma melhor avaliação da adaptação destas peças.

Em outro artigo publicado no mesmo ano, Campbell & Pelletier⁸ (1992), aplicando a mesma metodologia, realizaram o estudo da etiologia da alteração dimensional de ligas metálicas submetidas a ciclos térmicos para aplicação da cerâmica. Verificaram que a alteração dimensional significativa ocorreu durante o primeiro ciclo térmico (ciclo de oxidação), e que a aplicação da cerâmica não provocou distorções adicionais. Concluíram que causa primária da alteração dimensional térmica do metal é a liberação de estresse induzido durante a solidificação da liga, associado ao efeito sinérgico da usinagem do metal. Os autores sugeriram o uso dos seguintes métodos para minimizar a deformação resultante da oxidação das ligas metálicas:

- a) submeter a estrutura metálica a um condicionamento térmico, simulando o ciclo inicial de oxidação, imediatamente após a sua remoção do revestimento, sem que nenhuma manipulação (usinagem) da estrutura tivesse ocorrido;
- b) submeter a estrutura metálica, ainda envolta no revestimento, à temperatura de oxidação por 20 minutos, antes de separá-los.

De acordo com os pesquisadores, essas técnicas determinariam sensível redução da alteração dimensional da estrutura metálica nos ciclos térmicos subseqüentes. O metal poderia então ser preparado para aplicação de cerâmica (usinagem e oxidação) sem deformação adicional.

Castellani et al.¹¹ (1994) compararam a distorção térmica de coroas totalmente cerâmicas e coroas metalocerâmicas. Casquetes metálicos e cerâmicos idênticos foram submetidos a três ciclos térmicos consecutivos para aplicação da cerâmica e vitrificação. Os resultados demonstraram que os materiais exibiram comportamentos diferentes. A desadaptação das coroas metalocerâmicas estabilizou após uma perda inicial de adaptação marginal. Já as coroas totalmente cerâmicas continuaram a distorcer a cada ciclo térmico. Os investigadores concluíram que as coroas totalmente cerâmicas são mais sensíveis aos ciclos térmicos necessários para a aplicação da cerâmica quando confrontadas com coroas metalocerâmicas.

No ano seguinte, Gemalmaz & Alkumuru¹⁷ (1995) investigaram com microscopia eletrônica de varredura, as mudanças provocadas por ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na adaptação marginal de casquetes metálicos confeccionados em liga nobre (Pd-Cu) e liga básica (Ni-Cr) com terminos cervicais em ombro e chanfro. Os resultados revelaram grandes alterações dimensionais durante os ciclos térmicos para aplicação da cerâmica, verificados principalmente na etapa de oxidação dos casquetes metálicos. Os autores não constataram diferenças significativas ao compararem os diferentes terminos cervicais. Identificaram distorções mais evidentes para os casquetes fundidos com liga metálica nobre (Pd-Cu).

No mesmo ano, Campbell et al.⁹ (1995) avaliaram o efeito dos ciclos térmicos e da usinagem do metal na adaptação marginal de casquetes metálicos para coroas metalocerâmicas. Métodos para minimizar a perda da adaptação foram investigados. Três grupos

contendo dez casquetes de ouro/paládio para metalocerâmica sofreram diferentes tratamentos:

- a) grupo 1: os casquetes foram usinados e submetidos a dois ciclos térmicos de oxidação;
- b) grupo 2: os casquetes foram oxidados previamente à usinagem e, então, submetidos a novo ciclo térmico de oxidação;
- c) grupo 3: os casquetes foram revestidos e submetidos a tratamento térmico por 20 minutos, à temperatura de oxidação. Após isto, as peças foram removidas do revestimento, usinadas e novamente oxidadas.

Concluíram que:

- a) os ciclos térmicos determinaram aumento de desadaptações marginais em casquetes metálicos;
- b) a maior parte da desadaptação ocorreu durante o ciclo térmico de oxidação da liga metálica;
- c) as fundições que foram usinadas e então oxidadas (processo convencional) tiveram desadaptações marginais significativamente maiores que os outros grupos;
- d) submeter o metal a um ciclo térmico inicial antes de sua usinagem, resultou numa melhora substancial na adaptação marginal dos casquetes metálicos;
- e) tratamento térmico com os casquetes dentro do revestimento, resultou numa melhora substancial na adaptação marginal dos casquetes metálicos;
- f) nenhuma perda adicional de adaptação marginal ocorreu devido à usinagem e subsequente oxidação quando tais procedimentos foram realizados em casquetes submetidos ao tratamento térmico inicial.

Os autores sugeriram que a prova dos casquetes fosse realizada após o ciclo térmico inicial para, então, serem usinados e oxidados para aplicação da cerâmica. Outro método alternativo preconizado foi o de concluir a fundição, mas não removê-la do revestimento. Após o resfriamento à temperatura ambiente, todo o conjunto seria aquecido e mantido por vinte minutos em temperatura de oxidação. A fundição poderia, então, após resfriamento, ser removida do revestimento e tratada de forma convencional (usinagem e oxidação) sem perda adicional de adaptação marginal.

Em estudo *in vitro* publicado no ano seguinte, Gemalmaz et al.¹⁸ (1996) investigaram as alterações dimensionais provocadas pela oxidação de estruturas metálicas de próteses parciais fixas metalocerâmicas de três elementos, bem como o efeito de tratamento térmico realizado previamente a este ciclo, com as estruturas suportadas por revestimento, visando minimizar esta deformação. Duas ligas metálicas foram avaliadas neste estudo: paládio-cobre e níquel-cromo. Os autores verificaram que todas as estruturas metálicas sofreram alguma forma de distorção durante o processo de oxidação. Os resultados demonstraram que o tratamento térmico controlou a alteração dimensional de estruturas de paládio-cobre, quando realizado após a usinagem inicial do metal, já que tal procedimento também induziu altos índices de estresse superficial na fundição. Desta maneira, tanto o estresse da solidificação da liga quanto o da sua usinagem foram liberados sob o controle de um revestimento de suporte. Apesar do tratamento térmico com as peças novamente revestidas após a usinagem ter sido efetivo, os autores concluíram ser um procedimento que consome tempo e requer um segundo processo de remoção do revestimento, que poderá determinar discrepâncias devido à perda do metal em decorrência de novos jateamentos.

Zervas et al.⁶⁰ (1999) avaliaram a alteração dimensional inerente à fundição, soldagem e ciclos térmicos para aplicação da

cerâmica, em próteses fixas implanto-suportadas de três elementos retidas por parafusos. A mensuração da desadaptação marginal vertical e horizontal foi realizada com microscopia óptica. Os autores confirmaram resultados de trabalhos anteriores, demonstrando que durante a aplicação da cerâmica, a alteração dimensional ocorreu primariamente no ciclo de oxidação do metal, e mínima alteração dimensional ocorreu durante a aplicação do opaco, da cerâmica e na fase de vitrificação. Segundo os pesquisadores, o procedimento de separação e soldagem não melhorou a adaptação das próteses confeccionadas para esta investigação. Recomendaram a oxidação de estruturas metálicas implanto-suportadas antes da prova em boca, para avaliação com maior exatidão do assentamento das mesmas.

Papazoglou et al.⁴² (2001) avaliaram a alteração dimensional durante a simulação dos ciclos térmicos necessários para a aplicação da cerâmica, empregando como corpos de prova casquetes metálicos unitários confeccionados com ligas de alto teor de paládio. Utilizando marcas de referência nas margens dos casquetes, mensuraram com microscopia óptica a desadaptação dos casquetes em quatro momentos:

- a) após a fundição;
- b) após a oxidação do metal;
- c) após a simulação da queima de duas camadas de opaco;
- d) após a simulação da queima de duas camadas de cerâmica.

Concluíram que o maior volume de alteração dimensional ocorreu durante o ciclo térmico inicial de oxidação do metal. Entretanto, de acordo com os autores, as distorções observadas não produziram problemas clínicos, já que os valores foram baixos e inúmeras técnicas laboratoriais existem como contra-medidas para tais alterações.

Dois anos mais tarde, Fonseca et al.¹⁵ (2003) realizaram um estudo para avaliar o efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na adaptação marginal de casquetes metálicos fundidos em titânio comercialmente puro e liga de titânio-alumínio-vanádio. Verificaram também a efetividade de tratamento térmico no controle da distorção destes metais. Este tratamento consistia em submeter os casquetes metálicos no interior do revestimento original ao primeiro ciclo térmico para aplicação da cerâmica. As avaliações de desajuste marginal foram realizadas com microscopia óptica antes da simulação dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica e à medida que a simulação de cada ciclo (adesivo, opaco, dentina e vitrificação) era finalizada. Concluíram que as queimas necessárias para a aplicação da cerâmica aumentaram a desadaptação marginal de casquetes metálicos fundidos em titânio. Além disso constataram que o condicionamento térmico com as estruturas metálicas suportadas pelo revestimento original não determinou modificações na distorção do metal.

Vasconcellos et al.⁵⁶ (2005) avaliaram as conseqüências das altas temperaturas empregadas para aplicação da cerâmica na desadaptação marginal de estruturas metálicas implanto-suportadas, bem como o efeito do condicionamento térmico nas alterações dimensionais destas estruturas. A investigação foi conduzida baseada em resultados fornecidos por dois grupos de estruturas metálicas fundidas em níquel-cromo. Ambos foram submetidos à simulação dos ciclos para a aplicação da cerâmica. Entretanto as estruturas do grupo teste, ainda no interior do revestimento, foram submetidas a um tratamento térmico simulando o primeiro ciclo recomendado para aplicação da cerâmica. As medidas de desadaptação marginal foram realizadas com microscopia eletrônica de varredura antes e após as simulações das queimas. Os resultados demonstraram que nas estruturas que não foram submetidas ao condicionamento térmico, os ciclos de queima determinaram aumento significativo da desadaptação marginal. O condicionamento

térmico não apresentou efeito no controle da distorção das estruturas do grupo teste; todavia, causou a antecipação da distorção, que se manifestou quase que integralmente antes dos ciclos de aplicação da cerâmica. Concluíram que o condicionamento térmico de estruturas metálicas previamente à sua prova clínica, permite a avaliação do assentamento com a maior parte da alteração térmica dimensional já manifestada, minimizando consideravelmente distorções após a aplicação da cerâmica.

3 PROPOSIÇÃO

Com base na revisão da literatura, objetivou-se testar, por meio da extensometria, as seguintes hipóteses:

- a) os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para a aplicação da cerâmica, determinam alterações dimensionais nas estruturas metálicas implanto-suportadas;
- b) a maior parte da alteração dimensional do metal ocorre durante o primeiro ciclo de aquecimento do metal (ciclo de oxidação) e mínimas alterações resultam da aplicação do opaco, da cerâmica e de sua vitrificação;
- c) o condicionamento térmico das estruturas metálicas, previamente à soldagem a laser e às queimas convencionais da cerâmica, permite o controle das alterações dimensionais térmicas do metal.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Confeção do modelo experimental

Para esta investigação foi criado um modelo experimental homogêneo à base de poliuretano (Poliuretano para vazamento F16 - Axson - Cergy, França), com 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 & BELSER⁵⁹, 1999; RUBO & SOUZA⁴⁷, 2001). A forma semicircular simulou um arco mandibular desdentado com rebordo plano (Figuras 1 e 2).

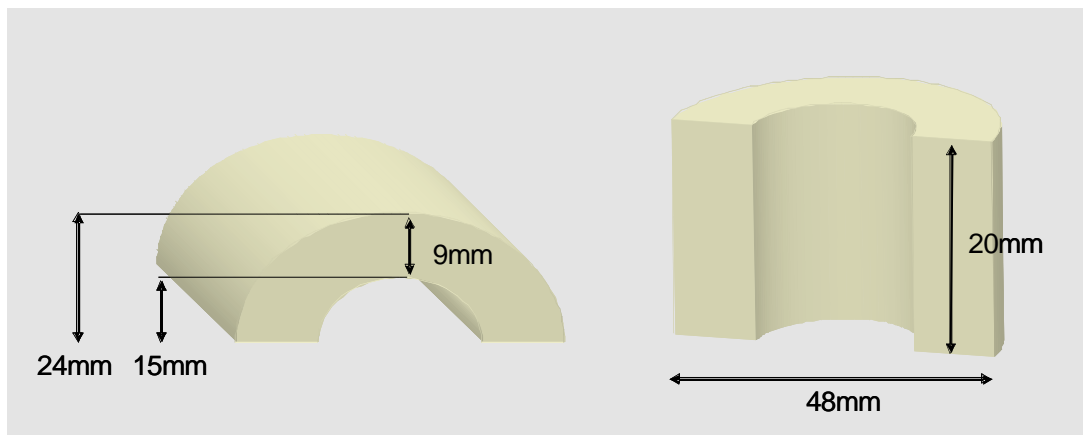


FIGURA 1 – Desenho esquemático do bloco experimental.

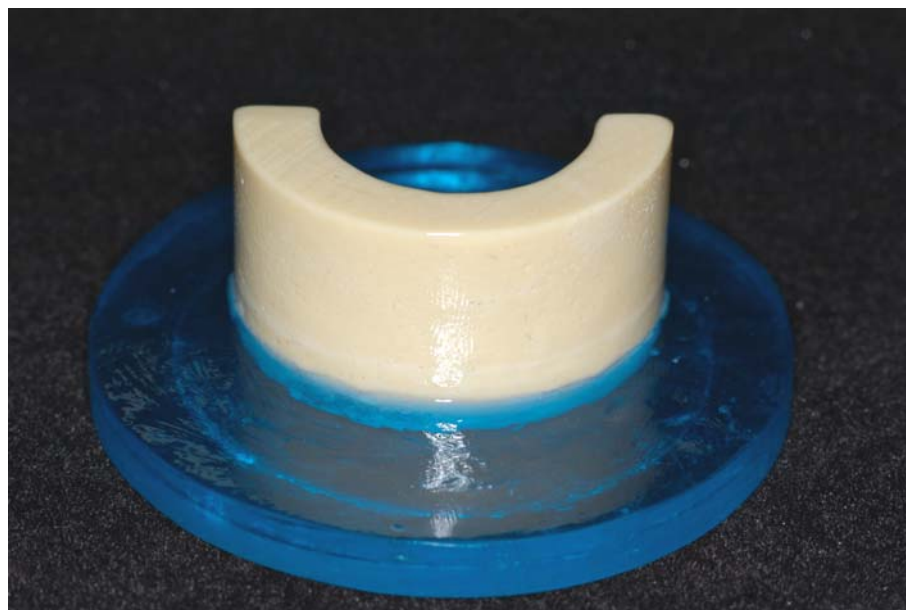


FIGURA 2 – Vista frontal do bloco experimental de poliuretano.

Quatro implantes auto-rosqueáveis de hexágono externo com medidas de 4,0mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento (Master Screw - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados paralelos entre si neste bloco, a uma distância de 14mm de centro a centro, seguindo o protocolo cirúrgico recomendado, excluindo os cuidados com a assepsia. Os implantes foram numerados de um a quatro, no sentido horário. Desta forma reproduziu-se uma situação clínica onde quatro implantes posicionados entre os forames mentuais, suportariam uma prótese fixa metalocerâmica aparafusada de dez elementos. Conexões protéticas tipo Micro-Unit (132023 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) com 3mm de altura de cinta metálica foram instaladas sobre os implantes (Figura 3), com torque de 20Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil) conforme recomendação do fabricante.

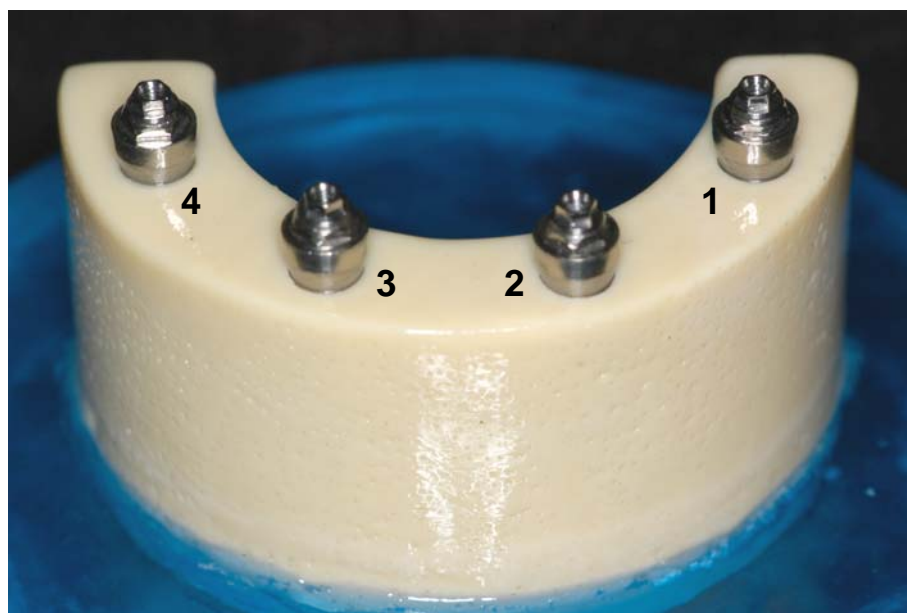


FIGURA 3 – Vista frontal dos Implantes posicionados no bloco experimental com as conexões instaladas.

4.2 Obtenção dos corpos de prova

Procedimentos clínicos e laboratoriais padronizados foram empregados para fabricação das estruturas metálicas.

4.2.1 Moldagem e confecção do modelo de trabalho

Sobre as conexões protéticas dos implantes, transferentes quadrados (094000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), para a técnica direta de moldagem com moldeira aberta, foram posicionados e unidos entre si com resina acrílica (G.C. Pattern Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão) (Figura 4). Após 24 horas, a esplintagem de resina acrílica foi seccionada eqüidistante dos pilares protéticos, com disco diamantado dupla-face (40601-001 - Microdont - São Paulo, Brasil). Os segmentos foram reposicionados no modelo

experimental com torque de 10Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil), e novamente unidos, com mínima quantidade de resina acrílica. Seguindo os princípios da técnica da moldagem aberta, uma moldeira acrílica foi recortada para adaptar-se com folga aos transferentes (Figura 5). Para a moldagem foi empregado poli-vinil-siloxano (Aquasil – Dentsply - Petrópolis, Brasil). Os análogos dos pilares Micro-Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram posicionados no molde (Figura 6). Utilizou-se gesso tipo IV (Durone – Dentsply - Petrópolis, Brasil) para a confecção do modelo de trabalho (Figura 7).

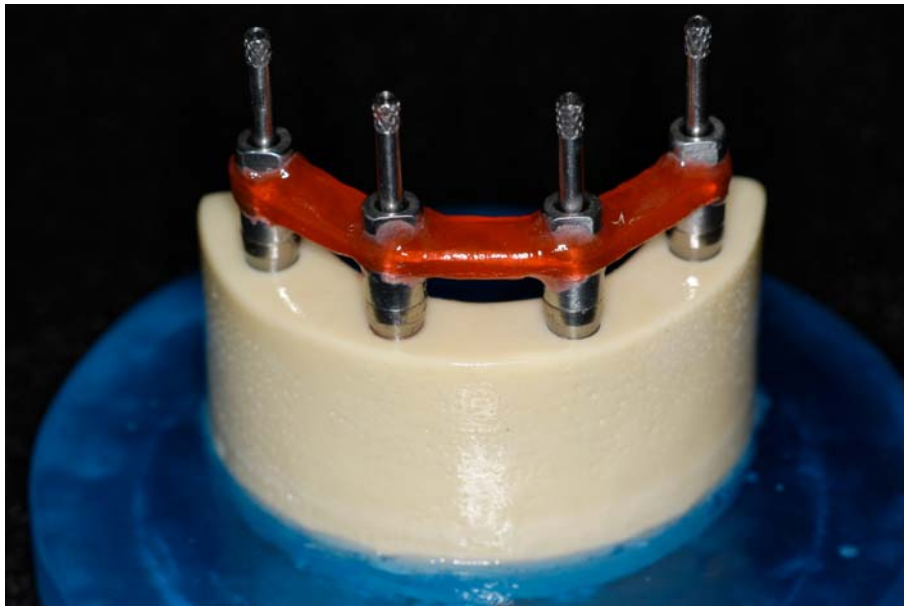


FIGURA 4 – Vista frontal dos transferentes de moldagem unidos com resina acrílica.



FIGURA 5 – Vista frontal da moldeira acrílica adaptada com folga aos transferentes.



FIGURA 6 – Análogos dos pilares Micro-Unit posicionados no molde.

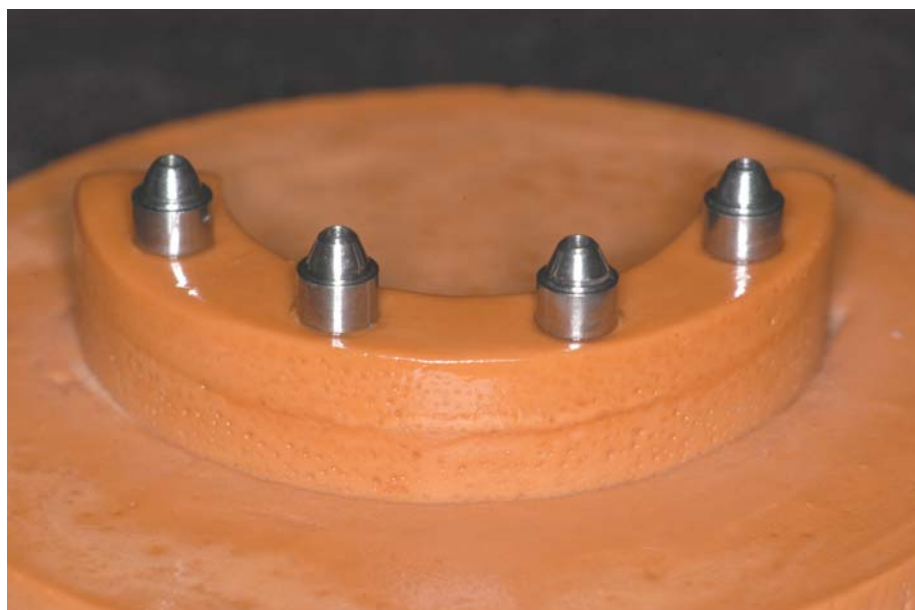


FIGURA 7 – Vista frontal do modelo de trabalho.

4.2.2 Enceramento da estrutura metálica

Os cilindros protéticos (144002 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), usinados em metal nobre (Pors-on® - Degussa S.A. - São Paulo, Brasil), foram posicionados sobre os análogos do modelo de trabalho, com parafusos laboratoriais (142100 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) apertados com torquímetro mecânico (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), com torque de 10Ncm (Figura 8). Utilizando um microscópio óptico com 230X de magnificação (Sprint 100 - RAM Optical Instrumentation - Irvine, USA), realizou-se o controle de qualidade da adaptação marginal dos cilindros usinados, descartando-se os que apresentassem desajuste superior a 10 μ m.

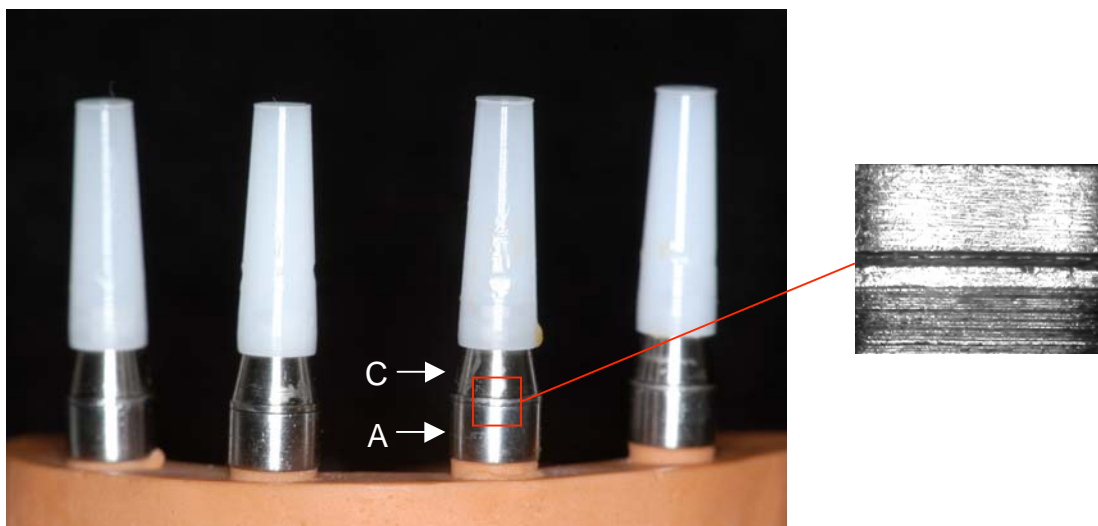


FIGURA 8 – Vista frontal dos cilindros usinados (C) posicionados sobre os análogos (A) do modelo de trabalho. No detalhe o controle microscópico da adaptação marginal.

Realizou-se o enceramento da estrutura padrão com formato retangular (Occlusal Wax 40114 - Bego - Bremen, Alemanha), possuindo 4mm no sentido vestibulo-lingual e 3mm no sentido ocluso-cervical (Figura 9). Na região de união do cilindro com o análogo, 1.0mm da superfície polida do cilindro foi mantida exposta, preservando assim esta área para observação da adaptação. Também não foi permitido que a cera ultrapassasse o limite oclusal do cilindro usinado, para não necessitar de acabamento da estrutura nesta região, após a fundição.

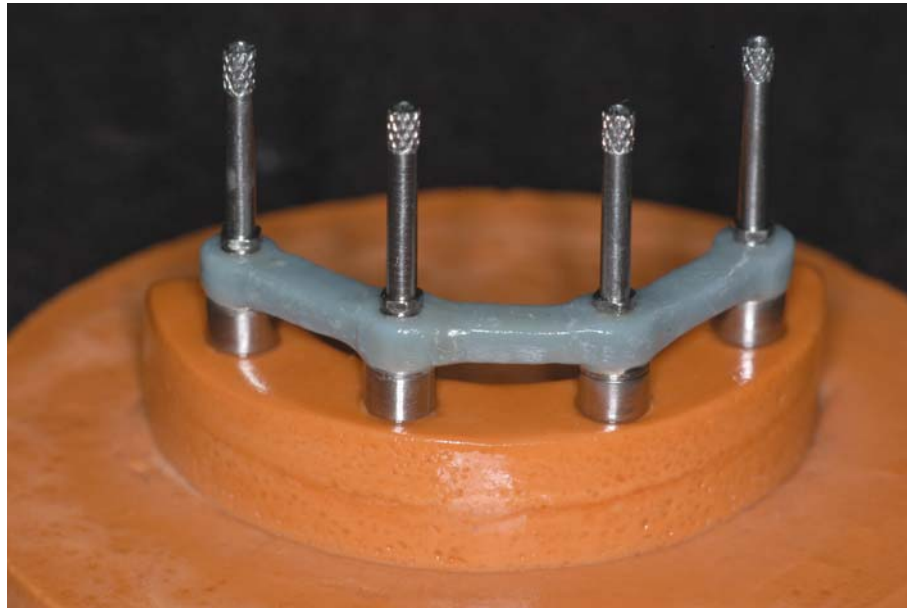


FIGURA 9 – Vista frontal do enceramento do corpo de prova no modelo de trabalho.

Com material para duplicação, à base de poli-vinil-siloxano (Stern Tek - Sterngold Restorative Systems - Attleboro, USA) foi confeccionada uma muralha a partir do padrão de cera, que possibilitou múltiplas réplicas padronizadas (Figura 10). No ponto equidistante entre dois cilindros protéticos, lâminas de barbear de aço inoxidável (Gillette do Brasil Ltda. - São Paulo, Brasil), com espessura de 0,01mm (10 μ m), foram estabilizadas na muralha de silicone. Com os cilindros usinados parafusados ao modelo de trabalho com torquímetro mecânico (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil), com torque de 10Ncm, a muralha era posicionada (Figura 11) e permitia a injeção de cera fundida, garantindo peças semelhantes, já divididas em quatro segmentos. Dez estruturas em cera, idênticas, foram obtidas desta maneira (Figura 12).

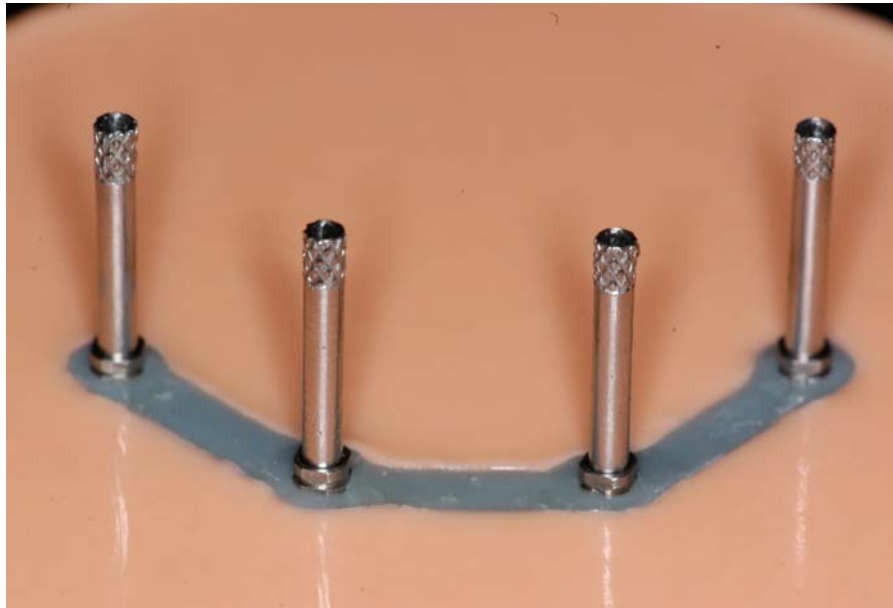


FIGURA 10 - A partir da estrutura encerada, criou-se uma muralha de silicone para possibilitar réplicas padronizadas.



FIGURA 11 – Com os cilindros parafusados ao modelo de trabalho, a muralha era posicionada e permitia a injeção de cera fundida, garantindo peças semelhantes, já seccionadas em quatro segmentos.



FIGURA 12 – Estrutura encerada e dividida em quatro segmentos.

4.2.3 Inclusão das estruturas

Os quatro segmentos de cada estrutura foram unidos em conjunto aos canais de alimentação e fixados em uma base formadora de cadinho (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil) (Figura 13). Neste momento, foi aplicado agente redutor de tensão superficial (Waxit – Degussa – São Paulo, Brasil), seguido da adaptação de um anel de silicone (DCL. Dental Campinense Ltda. – São Paulo, Brasil) à base formadora de cadinho, para verter o revestimento (Bellavest SH – Bego – Bremen, Alemanha), conforme recomendações do fabricante. O revestimento foi preparado em máquina espatuladora a vácuo (EasyMix - Bego - Bremen, Alemanha) e vazado sob intensa vibração em torno dos segmentos das barras.



FIGURA 13 – Os quatro segmentos de cada estrutura foram unidos em conjunto aos canais de alimentação.

4.2.4 Sobrefundição das estruturas

Ao completar 30 minutos da espatulação do revestimento, os cilindros foram removidos da base e anel de silicone, e foram levados ao forno de pré-aquecimento controlado por microprocessador (Vulcan 3550PD - Degussa / Ney Dental Inc. - Yucaipa, USA). A partir da temperatura ambiente, foi iniciado o ciclo de aquecimento convencional: aumento de 5°C/min até atingir a temperatura de 250°C, que foi mantida por 30 minutos; em seguida aumento de 7°C/min, até atingir a temperatura de 850°C, que foi mantida por 60 minutos. A sobrefundição foi realizada, empregando-se liga metálica preciosa à base de paládio-prata (Williams W1 – Ivoclar Vivadent – Amherst, NY – USA), em máquina de fusão por indução em alta frequência (EasyTi System - Flli Manfredi - Torino, Itália) (Figura 14), respeitando-se as recomendações do fabricante (temperatura de fusão 1320°C).



FIGURA 14 – Máquina de fusão por indução em alta frequência.

4.2.5 Acabamento das estruturas

Após o resfriamento em temperatura ambiente, as fundições foram removidas do revestimento de maneira usual, inicialmente com martelo pneumático, e em seguida com o emprego de jatos de óxido de alumínio de 50 μ m, com pressão de 75 psi (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha), com exceção das interfaces críticas (Figura 15).



FIGURA 15 – Fundição removida 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 50 μ m (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha). 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. Jatos de vapor (Triton-Bego - Bremen, Alemanha) seguidos de submersão em unidade ultra-sônica (Vita Sonic II - Vita - Bad Säckingen, Alemanha), com álcool isopropílico por 10 minutos, concluíram esta etapa. As estruturas foram assentadas no modelo experimental (Figura 16), e novamente realizou-se o controle de qualidade da adaptação marginal, empregando-se o microscópio óptico com 230X de magnificação (Sprint 100 - RAM Optical Instrumentation – Irvine, USA), descartando-se fundições com cilindros que apresentassem desajuste superior a 15 μ m.

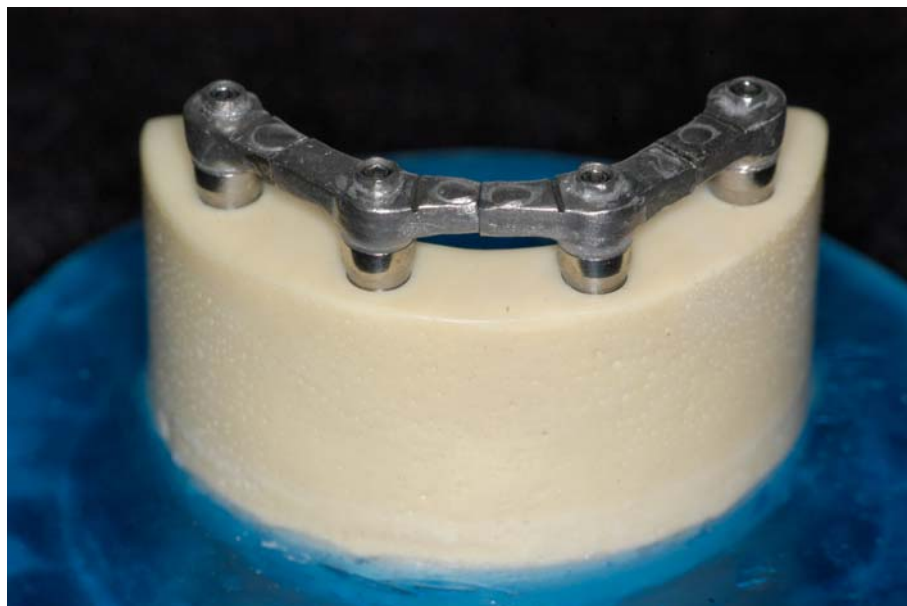


FIGURA 16- Os segmentos das estruturas foram provados no modelo experimental, para verificar a manutenção da adaptação.

4.2.6 Soldagem a laser

Os segmentos de uma das barras, posicionados no bloco de poliuretano com parafusos de titânio (157004 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) apertados, utilizando-se torquímetro mecânico com 10Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), foram unidos com resina acrílica (G.C. Pattern Resin - G. C. Dental Industrial - Tóquio, Japão) (Figura 17). A estrutura foi removida do modelo experimental e quatro análogos dos pilares Micro-Unit (147000 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) foram fixados a ela. Criou-se, em seguida, com gesso tipo IV (Snap Stone - Whip Mix - Louisville, USA), um modelo de referência para a realização da soldagem a laser (Figura 18).

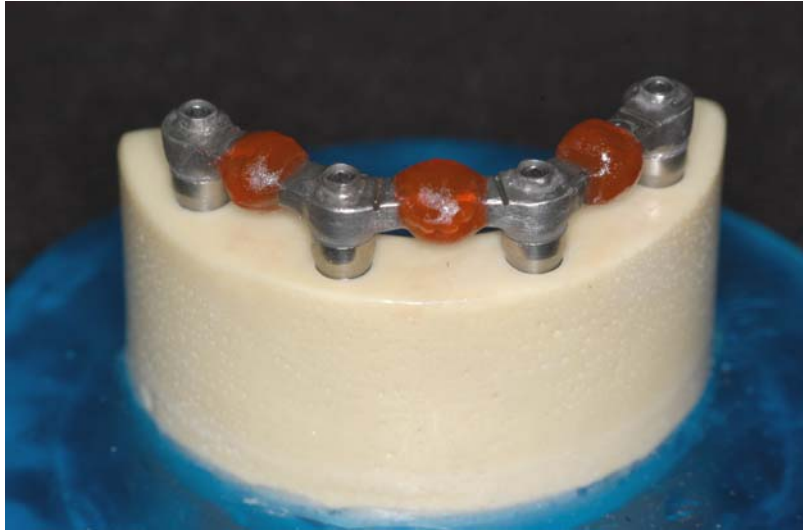


FIGURA 17– Os segmentos de uma das barras em posição, unidos com resina acrílica.

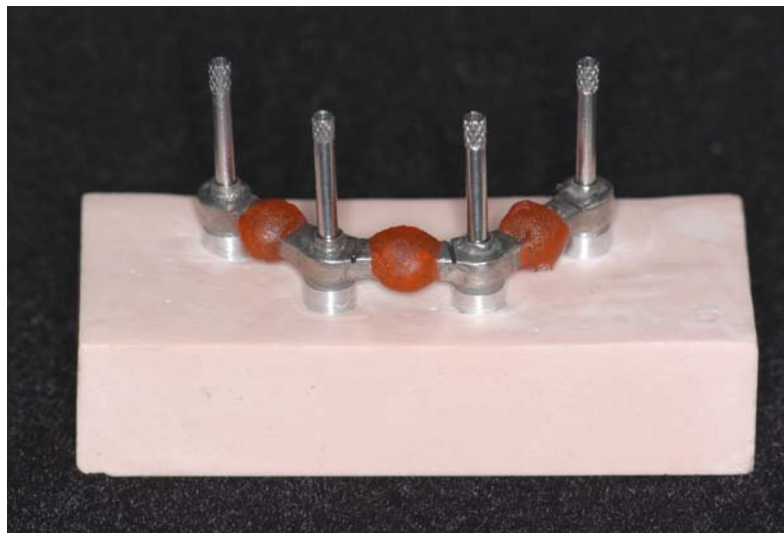


FIGURA 18 – Modelo de referência para a soldagem.

Antes do procedimento de soldagem a laser, as dez estruturas fundidas foram aleatoriamente divididas em dois grupos:

- a) grupo controle (GC) composto por cinco estruturas (n= 5);
- b) grupo teste (GT) composto por cinco estruturas (n= 5).

No grupo controle (GC), os segmentos dos corpos de prova foram posicionados sobre os análogos no modelo de referência, com parafusos de titânio (157004 - Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) apertados, utilizando-se torquímetro mecânico com 10Ncm (Torquímetro progressivo 400000 - Conexão Sistemas de Prótese – São Paulo, Brasil). A união foi feita no aparelho de soldagem a laser (DL 2002 S - Dentaurum, Alemanha)(Figura 19).



FIGURA 19 – Máquina de soldagem a laser.

Respeitaram-se as recomendações do fabricante: cobertura de gás protetor (argônio), válvula de gás mantida a cerca de 5mm do segmento a ser soldado e o raio laser com inclinação de 15°. A soldagem foi realizada alternando-se os locais de aplicação, inicialmente por vestibular e lingual, em seguida nas porções superior e inferior, mantendo-se o mesmo número de pontos de soldagem em todas as faces, bem como a mesma energia para todas as estruturas. O laser que foi empregado produz uma forte concentração de calor na zona a ser soldada, realizando assim, a fusão local do metal. A tensão da máquina regula a energia e é diretamente proporcional à penetração de soldagem. Já a duração do impulso regula o diâmetro do ponto de soldagem. Quanto maior esta duração, maior o diâmetro do ponto de soldagem. Em função da liga utilizada (Williams W1 – Ivoclar Vivadent – Amherst, NY – USA) e da espessura das barras metálicas, a tensão empregada foi de 325V e a duração de impulso foi de 8ms. Esta potência de soldagem permitiu a penetração de 60% do raio laser de cada lado, garantindo a sobreposição de pontos opostos. Para cada união foram realizados cerca de 40 pontos de solda a laser (120 pontos por estrutura), levando em consideração que cada ponto foi sobreposto ao outro (vizinho) em cerca de três quartos.

As cinco estruturas do grupo teste (GT) após a remoção do revestimento e usinagem, foram submetidas ao condicionamento térmico, que consistiu na simulação do ciclo de oxidação da liga. Os segmentos das estruturas metálicas foram levados ao forno de cerâmica (Vacumat 40 - Vita – Bad Säckingen, Alemanha) preaquecido a 600°C (Figura 20). Esta temperatura foi elevada 55°C/min sob vácuo parcial (720mmHg.) até atingir 1010°C. Permaneceram nesta temperatura por 5 minutos, sob vácuo parcial. Após este condicionamento, as estruturas foram resfriadas em temperatura ambiente e submetidas aos procedimentos para soldagem a laser, da mesma maneira anteriormente descrita para o grupo controle.



FIGURA 20 – Forno de cerâmica que foi usado nesta investigação.

4.3 Simulação da aplicação da cerâmica

As estruturas foram novamente jateadas com óxido de alumínio de 50 μ m (Easyblast - Bego - Bremen, Alemanha), para a remoção de impurezas provenientes do processo de soldagem. 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. Em seguida, jatos de vapor (Triton-Bego - Bremen, Alemanha) e submersão em unidade ultra-sônica (Vita Sonic II - Vita - Bad Säckingen, Alemanha), com álcool isopropílico por 10 minutos, concluíram a limpeza das peças.

Foram, então, individualmente submetidas à simulação dos ciclos térmicos necessários para aplicação da cerâmica (Omega 900 - Vita - Bad Säckingen, Alemanha), seguindo recomendações do

fabricante, de acordo com “DIN EM ISO 9693”. Entretanto a cerâmica não foi aplicada.

Para o ciclo térmico de simulação da oxidação do metal, as estruturas foram levadas ao forno de cerâmica (Vacumat 40 - Vita – Bad Säckingen, Alemanha) preaquecido a 600°C. Esta temperatura foi elevada 55°C/min sob vácuo parcial (720mmHg.) até atingir 1010°C. Permaneceram nesta temperatura por 5 minutos, sob vácuo parcial.

O ciclo térmico para a simulação da queima da primeira camada de opaco (pré-opaco) foi realizado, levando-se as peças ao forno cerâmico preaquecido a 600°C e mantendo-as por 2 minutos nesta temperatura. Em seguida, a temperatura foi elevada 75°C/min sob vácuo parcial (720mmHg.) até atingir 900°C. As peças permaneceram por 2 minutos nesta temperatura, sem vácuo. Após o resfriamento natural das peças, foi realizado o ciclo para a simulação de queima da segunda camada de opaco, semelhante ao anterior, reduzindo-se o tempo de permanência em 900°C para 1 minuto.

A simulação da queima da primeira camada de cerâmica foi realizada, levando-se as peças ao forno cerâmico com temperatura de 600°C e mantendo-as nesta temperatura por 6 minutos. Em seguida, a temperatura foi elevada 50°C/min sob vácuo parcial (720mmHg.) até atingir 900°C. As peças permaneceram por 1 minuto nesta temperatura, sem vácuo. O resfriamento iniciou com as peças no interior do forno, até atingirem a temperatura de 700 °C. A partir daí, resfriaram em temperatura ambiente.

As simulações das queimas da segunda e terceira camada de cerâmica foram realizadas, levando-se as peças ao forno cerâmico com temperatura de 600°C e mantendo-as nesta temperatura por 6 minutos. Em seguida, a temperatura foi elevada 48°C/min sob vácuo parcial (720mmHg.) até atingir 890°C. As peças permaneceram por 1 minuto nesta temperatura, sem vácuo. O resfriamento iniciou com as

peças no interior do forno, até atingirem a temperatura de 870°C. A partir daí, resfriaram em temperatura ambiente.

Para simular a vitrificação natural, as estruturas foram introduzidas no forno preaquecido à temperatura de 600°C, que foi aumentada 110°C/min, até atingir 930°C, permanecendo por 2 minutos nesta temperatura, sem vácuo. Todos os corpos de prova resfriaram naturalmente, até a temperatura ambiente, antes que se iniciasse a queima seguinte.

4.4 Extensometria

A extensometria é uma técnica de medição e registro do fenômeno da deformação, que envolve a utilização de sensores chamados de extensômetros lineares elétricos ou *strain gauges* (Figura 21). 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 aparelhagem adequada, as variações dos sinais elétricos são identificadas e convertidas em micro-deformação, permitindo registros exatos deste fenômeno.

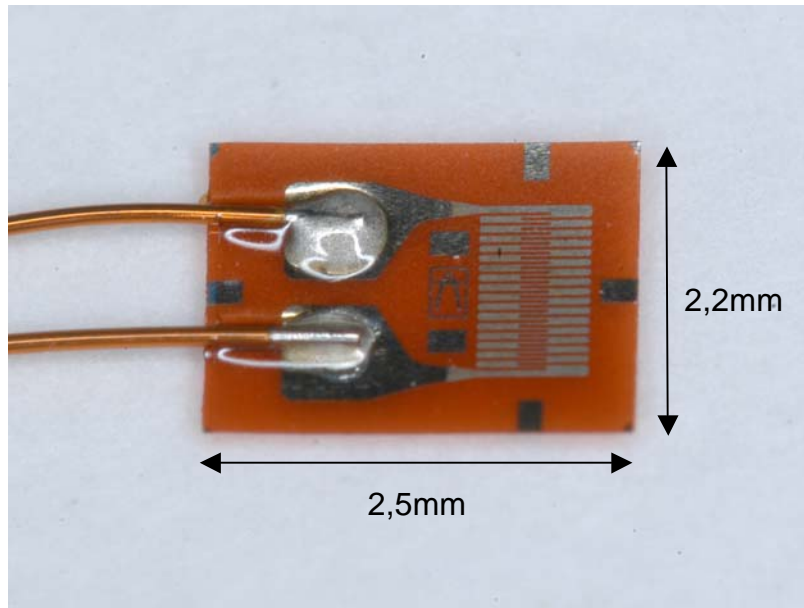


FIGURA 21 – Vista superior de um extensômetro linear elétrico.

Oito extensômetros lineares elétricos (Self Temperature Compensating - KFG-02-120-C1-11N30C2 Kyowa Electronic Instruments Co., Ltd – Tokyo, Japan) foram colados na superfície superior do bloco experimental de poliuretano, tangenciando a plataforma dos implantes (Figura 22). A superfície do bloco foi limpa com álcool isopropílico. Uma pequena quantidade de adesivo de cianoacrilato (Super Bonder - Loctite, São Paulo, o Brasil) foi aplicada na superfície de contato dos sensores elétricos. Após o correto posicionamento, a eles foi exercida uma pressão digital interposta por uma tira de poliéster, por um período de 3 minutos.

Por meio de cabos elétricos blindados (26 AWG 0,14mm - Multicabo – São Paulo, Brasil), os extensômetros lineares elétricos foram conectados a um aparelho condicionador de sinais elétricos (ADS 2000IP - Lynx - São Paulo, Brasil) (Figura 23), formando uma ligação chamada de $\frac{1}{4}$ de ponte de *Wheatstone* de 120Ω , que é um circuito elétrico apropriado para detectar mínimas alterações de resistência provocadas pela deformação. Estas variações ocorrem em escala milionésima (μV) e, para serem adequadamente registradas, foram amplificadas pelo aparelho condicionador que, além de alimentar as pontes de *Wheatstone* e

amplificar o sinal gerado, realizou a sua conversão de analógico para digital (conversor A/D 16 bits - tempo de conversão: 12,5ms/canal).

As variações elétricas foram aritmeticamente transformadas para unidades de microdeformação pelo *software* de aquisição de dados (AqDados - Lynx - São Paulo, Brasil), responsável também pelo registro das informações. Instalado em microcomputador com processador *Pentium* III 1.1Ghz, 256MB de memória *RAM*, o *software* permitiu a gravação contínua dos dados diretamente no *hard disk* do computador. A análise e processamento dos dados foram realizados por um módulo independente que acompanha o *software* de aquisição (AqAnalysis - Lynx - São Paulo, Brasil).

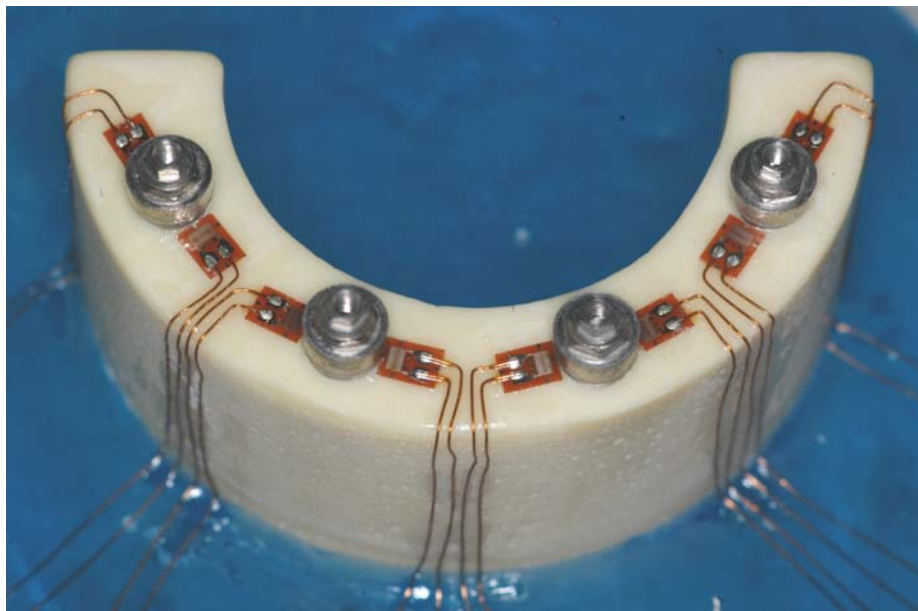


FIGURA 22 – Vista superior dos extensômetros lineares elétricos colados na superfície superior do bloco experimental.

Cada extensômetro linear elétrico correspondia a um canal do aparelho condicionador, na seguinte ordem:

- a) Canal 1 (C_1) – distal do implante 4;
- b) Canal 2 (C_2) – mesial do implante 4;
- c) Canal 3 (C_3) – distal do implante 3;
- d) Canal 4 (C_4) – mesial do implante 3;
- e) Canal 5 (C_5) – mesial do implante 2;
- f) Canal 6 (C_6) – distal do implante 2;
- g) Canal 7 (C_7) – mesial do implante 1;
- h) Canal 8 (C_8) – distal do implante 1.

A magnitude de deformação em cada extensômetro linear elétrico foi registrada em microdeformação ($\mu\epsilon$). Antes de cada leitura, o aparato foi balanceado e calibrado a $\pm 10\mu\epsilon$, sem estresse no modelo experimental.



FIGURA 23 – Sistema de condicionamento e conversão do sinal, e software para aquisição, análise e processamento de dados.

Para as medidas de microdeformação, as estruturas metálicas foram individualmente posicionadas sobre as conexões dos implantes no bloco experimental, e os quatro 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 (Figura 24). Foi respeitada a seqüência de aperto de parafusos proposta por Jemt²⁹ (1994), na seguinte ordem dos implantes: 2,3,1,4. A microdeformação produzida em cada extensômetro linear elétrico foi medida e registrada durante 30 segundos, assim que o último parafuso foi apertado. O mesmo operador conduziu o procedimento descrito cinco vezes para cada estrutura. A temperatura ambiente foi mantida em 21°C durante o desenvolvimento das etapas laboratoriais.

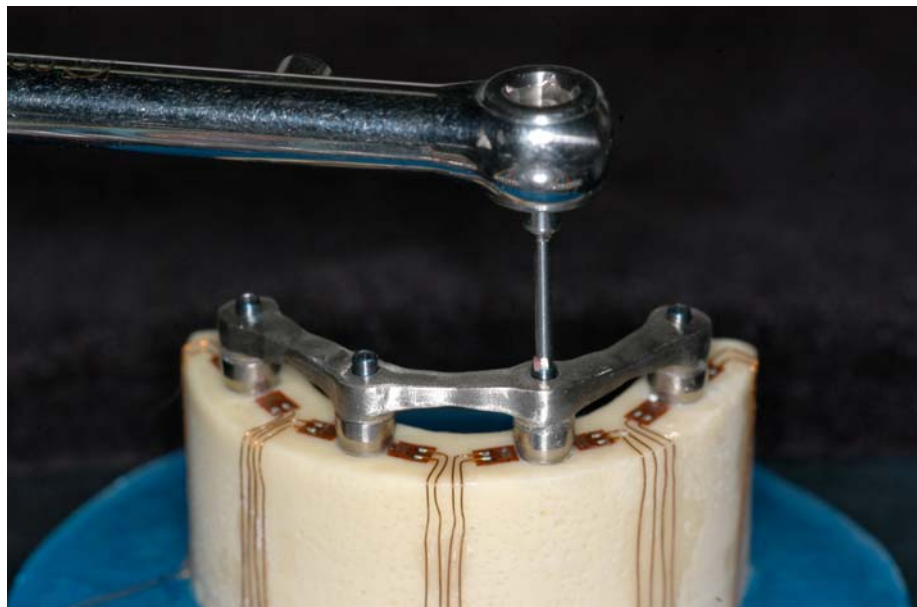


FIGURA 24 – Para as medidas de deformação, a estrutura metálica era posicionada no bloco experimental, e os parafusos apertados com torquímetro mecânico.

As microdeformações determinadas pela ausência de passividade, tanto no grupo controle como no grupo teste, foram registradas em três momentos:

- a) momento 1 - leituras realizadas imediatamente após a soldagem a laser, antes dos ciclos térmicos para simulação da aplicação da cerâmica;
- b) momento 2 - leituras realizadas após ciclo térmico de simulação da oxidação do metal;
- c) momento 3 - leituras realizadas após conclusão dos ciclos térmicos de simulação da aplicação da cerâmica.

4.5 Análise estatística

4.5.1 Delineamento experimental

A investigação seguiu um esquema fatorial do tipo 2 x 3. As variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram os procedimentos (controle e teste) e os intervalos de avaliação (momentos 1, 2 e 3). A variável resposta foi o valor de microdeformação, obtido no ensaio de extensometria. A unidade experimental foi a estrutura protética. Os corpos de prova foram designados aleatoriamente aos procedimentos.

4.5.2 Análise estatística

Foram obtidos trinta dados (seis condições experimentais / cinco amostras) que foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: *MINITAB* (*Minitab, version 14.12, 2004*) e *STATISTICA* (*Statsoft, version 5.5, 2000*).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios-padrão. A estatística inferencial consistiu no teste de Análise de Variância de dois fatores (procedimento e momento) para medidas repetidas (*RM ANOVA*), onde a variável momento foi considerada o fator repetido. O estudo do efeito interação foi conduzido por meio do gráfico

de médias. O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

Comparações entre os valores médios de microdeformação referentes aos três momentos, dentro de cada procedimento, foram realizadas por meio do teste *t* (*Student*) para amostras dependentes, aplicando-se correção de *Bonferroni* para o nível de significância ($\alpha= 0,0167$), com representação gráfica (diagrama de dispersão e gráfico de colunas).

5 RESULTADOS

Após a realização da etapa laboratorial, os valores originais da microdeformação gerada pelas estruturas metálicas dos grupos controle (GC) e teste (GT), registrada pelos oito extensômetros lineares elétricos nos três momentos de avaliação (Apêndices A e B), foram analisados estatisticamente.

As médias de microdeformação de cada corpo de prova, bem como as médias e desvios-padrão geral de cada grupo nos diferentes intervalos da investigação, são apresentados na Tabela 1. As diferenças entre as médias dos grupos nos diferentes momentos do estudo, são apresentados na Tabela 2 e as representações gráficas, nas Figuras 25 e 26.

Tabela 1– Média (\pm desvio padrão) dos registros de microdeformação obtidos para os grupos controle e teste em três diferentes momentos de análise

CP	GRUPO CONTROLE M1	GRUPO CONTROLE M2	GRUPO CONTROLE M3	GRUPO TESTE M1	GRUPO TESTE M2	GRUPO TESTE M2
1	494,28	495,15	565,43	569,60	469,44	402,42
2	458,96	488,25	522,28	198,94	211,96	197,81
3	276,46	391,48	450,34	440,94	446,5	464,12
4	179,53	288,81	388,98	347,95	279,08	198,25
5	368,79	405,72	449,08	250,57	269,72	273,44
Média	355,6	413,9	475,2	361,6	335,3	307,2
Desvio Padrão	129,8	84,2	69,1	148,8	115,1	121,1

* Valores absolutos em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Tabela 2– Diferenças entre as médias dos registros de microdeformação obtidos para os grupos controle e teste em três diferentes momentos de análise

	Momento 1	Momento 2	Momento 3
GRUPO CONTROLE	355,6	413,9	475,2
GRUPO TESTE	361,6	335,3	307,2
≠	6	78,6	168

* Valores absolutos em microdeformação ($\mu\epsilon$)

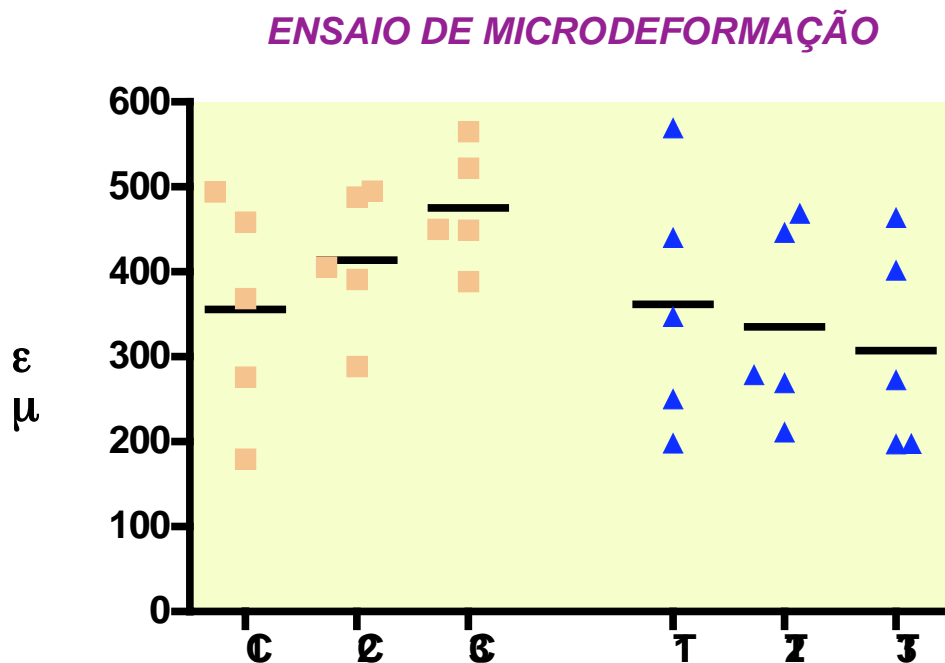


FIGURA 25- Distribuição dos valores obtidos ao redor do valor médio (*dot plot*), para as seis diferentes condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Procedimento e Momento.

ENSAIO DE MICRODEFORMAÇÃO

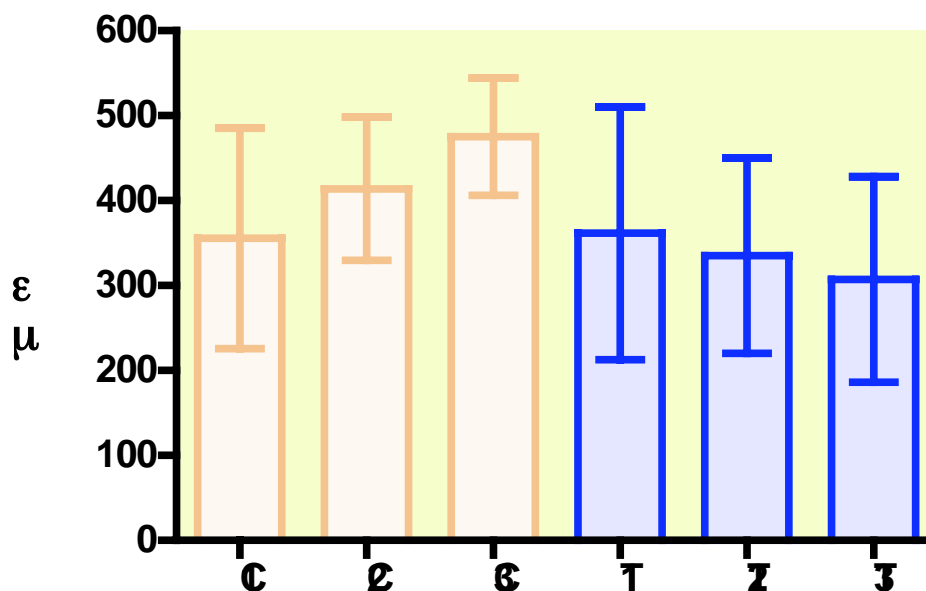


FIGURA 26- Gráfico de colunas (média \pm desvio padrão) para os valores obtidos em seis diferentes condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Procedimento e Momento.

Constatou-se que as seis condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo (Procedimento e Momento) demonstraram variabilidade semelhante em torno das médias.

Os dois grupos apresentaram médias muito parecidas no momento inicial do trabalho (momento 01/ grupo teste: 361,6 $\mu\epsilon$ e grupo controle: 355,6 $\mu\epsilon$). Com a evolução da pesquisa (momentos 2 e 3), percebe-se a ascensão das médias de microdeformação no grupo controle, e um declínio nas médias do grupo teste.

As suposições estatísticas foram avaliadas antes da Análise de Variância de dois fatores para medidas repetidas (RM ANOVA). Os resultados indicaram que valores residuais do modelo de

Análise de Variância se ajustaram a uma distribuição normal de probabilidade (Figura 27) e que na dispersão destes resíduos em relação aos valores ajustados pelo modelo, há uniformidade (homocedasticidade) (Figura 28). Desta maneira, nenhuma das suposições da Análise de Variância foi violada.

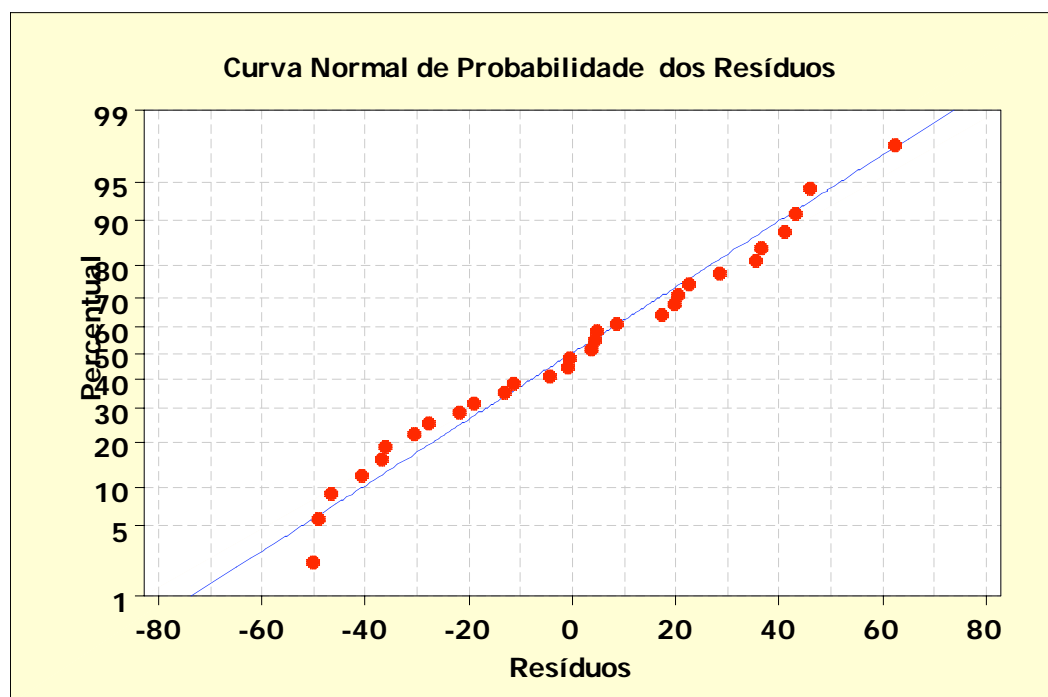


FIGURA 27- Curva normal dos valores resíduos do modelo ANOVA para verificar a distribuição dos resíduos (normalidade).

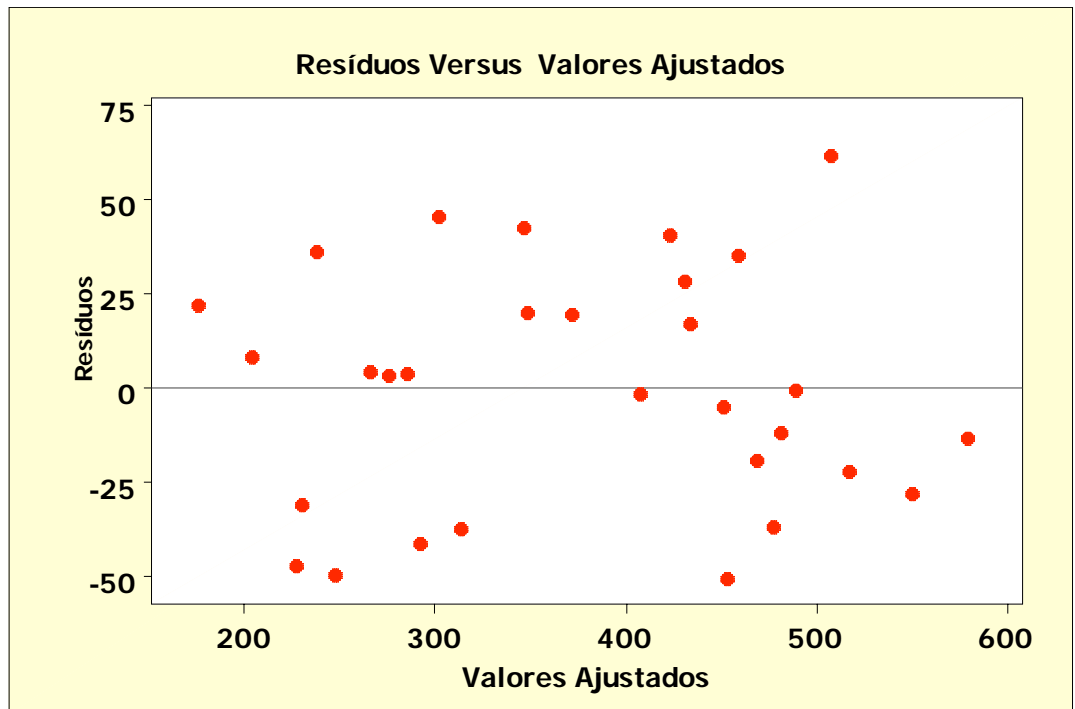


FIGURA 28- Diagrama de dispersão dos valores resíduos do modelo ANOVA em relação aos valores ajustados pelo modelo, para verificar a uniformidade dos resíduos (homocedasticidade).

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 de dois fatores para medidas repetidas (*RM ANOVA* - variável momento como fator repetido) para comparações entre os grupos, encontram-se na Tabela 3.

Tabela 3 - Resultados do teste de Análise de Variância para os dados obtidos

F.V.	gl	S.Q.	Q.M.	F	P
Procedimento	1	48224	48224	1.35	0.279
Resíduo I	8	285933	35742		
Momento	2	5319	2659	1.46	0.261
Interação (M x P)	2	37859	18930	10.41	0.001*
Resíduo II	16	29090	1818		
Total	29	406425			

*diferença estatisticamente significativa – $p < 0,05$

Pela Tabela ANOVA verifica-se que o efeito interação (Procedimento e Momento) apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Assim, o relacionamento entre os procedimentos não é o mesmo nos diferentes momentos (Figura 29). Os dois efeitos principais (Procedimento e Momento) não foram estatisticamente significantes.

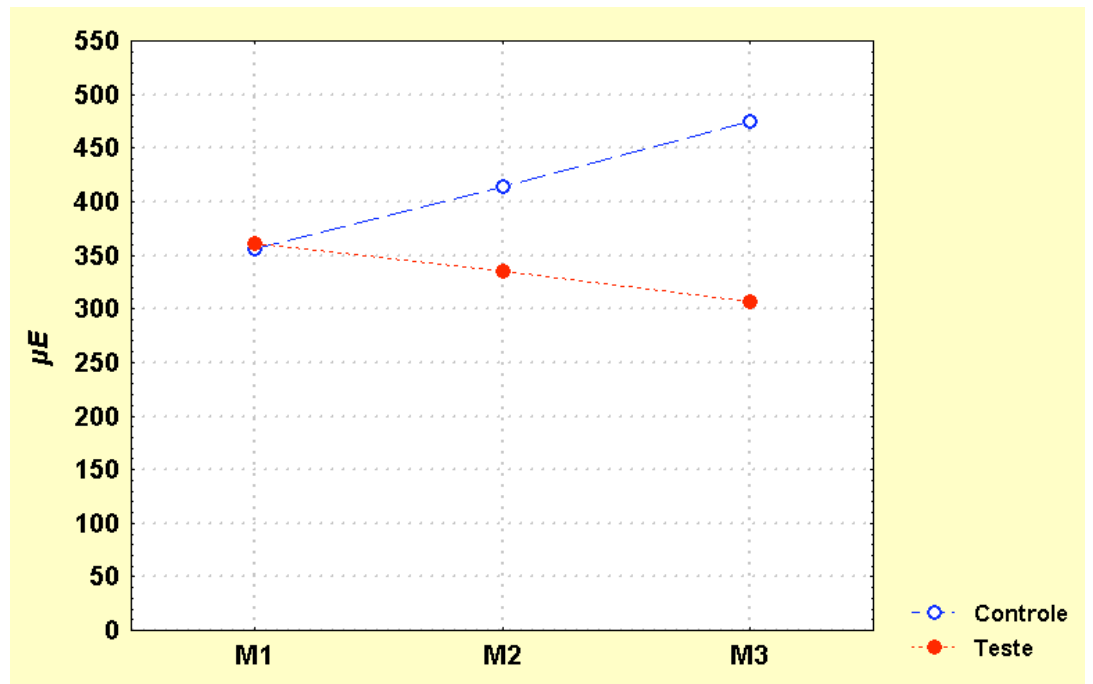


FIGURA 29- Gráfico de médias referente às seis diferentes condições experimentais estabelecidas pelas duas variáveis em estudo: Procedimento e Momento.

Comparações entre os valores médios de microdeformação referentes aos três momentos, dentro de cada procedimento (intra-grupo), foram realizadas por meio do teste *t* (*Student*) para amostras dependentes, aplicando-se correção de *Bonferroni* para o nível de significância ($\alpha = 0,0167$). Desta maneira foi possível selecionar os contrastes considerados importantes para o delineamento do estudo, reduzindo as possibilidades de encontrar diferença estatística devido ao acaso (erro tipo I).

As comparações dos valores médios de microdeformação referentes aos três momentos do grupo controle, por meio do teste *t* (*Student*) para amostras dependentes, encontram-se na Tabela 4.

Tabela 4- Grupo controle. Intervalo de confiança (95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios de microdeformação. Resultado do teste *t* (*Student*) para amostras dependentes, $\alpha^{**} = 5\%$

COMPARAÇÕES	IC (95%)	t	p-valor
GCM1 x GCM2	-121,63 a 5,07	2,55	0,063
GCM1 x GCM3	36,14 a 203,09	3,98	0,016*
GCM2 x GCM3	29,30 a 93,37	5,32	0,006*

** com correção de *Bonferroni*

* diferença estatisticamente significativa ($p < 0,0167$)

As comparações dos valores médios de microdeformação referentes aos três momentos do grupo teste, por meio do teste *t*(*Student*) para amostras dependentes, encontram-se na Tabela 5.

Tabela 5- Grupo teste. Intervalo de confiança (95%) e teste de hipótese na comparação dos valores médios de microdeformação. Resultado do teste *t* (*Student*) para amostras dependentes, $\alpha^{**} = 5\%$

COMPARAÇÕES	IC (95%)	t	p-valor
GTM1 x GTM2	-41,44 a 93,96	1,08	0,342
GTM1 x GTM3	-64,42 a 173,21	1,27	0,273
GTM2 x GTM3	-25,96 a 82,22	1,44	0,222

** com correção de *Bonferroni*

Com estas informações, verificou-se evidência amostral para se rejeitar a hipótese nula de igualdade entre os diferentes momentos de avaliação no grupo controle. As microdeformações geradas

pelas amostras deste grupo no intervalo 03 (475,2 $\mu\epsilon$), foram estatisticamente diferentes dos valores identificados nos intervalos 01 (355,6 $\mu\epsilon$) e 02 (413,9 $\mu\epsilon$). No grupo teste, ao contrário, as evidências obtidas não foram suficientes para rejeitar a hipótese nula de igualdade entre os três momentos. As microdeformações registradas neste grupo (M1: 361,6 $\mu\epsilon$ / M2: 335,3 $\mu\epsilon$ / M3: 307,2 $\mu\epsilon$), não foram estatisticamente diferentes.

6 DISCUSSÃO

Spiekermann et al.⁵² (1995) e Rubo & Souza⁴⁷ (2001) descreveram a extensometria, a fotoelasticidade e a análise de elemento finito como os principais métodos para investigação e análise biomecânica em implantodontia.

A técnica da fotoelasticidade permite observar a distribuição e o comportamento das forças em todo o modelo experimental. Comparando-se áreas submetidas ou não a estresses, pode-se inferir a quantidade de deformação resultante de uma determinada força. Entretanto, modelos mais complexos com diferenças de densidade na estrutura de ancoragem, são difíceis de serem obtidos (RUBO & SOUZA⁴⁷, 2001).

O método dos elementos finitos permite a simulação de fenômenos físicos por meio de modelos computacionais, proporcionando avaliações detalhadas das estruturas de próteses implanto-suportadas, bem como cálculos da distribuição e concentração de forças e deformações no interior dos implantes e nos tecidos de suporte circunvizinhos (SPIEKERMANN et al.⁵², 1995). Entretanto, também apresenta algumas desvantagens. Simplificações e suposições que não representam a realidade biológica devem ser feitas a fim de tornar possível a solução do problema. 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 (HELLDÉN & DÉREAND²⁴, 1998; RUBO & SOUZA⁴⁷, 2001). Da mesma forma, a interface osso-implante é

considerada homogênea e contínua por toda a superfície do implante, o que não é necessariamente realidade (RUBO & SOUZA⁴⁷, 2001).

A extensometria é uma técnica de medição de deformações que encontra aplicação em uma vasta gama de atividades científicas e tecnológicas, englobando várias áreas da engenharia e das ciências biológicas. Para Spiekermann et al.⁵² (1995), Clelland et al.¹³ (1996) e Rubo & Souza⁴⁷ (2001), esta técnica torna possível a obtenção de dados reais em relação às forças exercidas sobre os implantes e transferidas às estruturas de suporte. De acordo com estes autores, a extensometria é uma interessante opção para avaliações experimentais que procurem delinear precisamente as características dos procedimentos clínicos e laboratoriais. Segundo Smedberg et al.⁵¹ (1996), esta técnica pode ser usada com segurança para avaliações de assentamento de próteses fixas implanto-suportadas. 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).

Quando os metais deformam-se devido a forças externas, sua resistência elétrica específica modifica-se (CLELLAND et al.¹³, 1996; KIM et al.³⁵, 1999). A resistência elétrica de um metal é diretamente proporcional ao seu comprimento e inversamente proporcional à sua seção transversal. Se o metal é alongado, aumenta-se o comprimento e reduz-se a seção transversal, aumentando-se a resistência elétrica. Se o metal é submetido a forças de compressão, aumenta-se a seção transversal, reduzindo-se o comprimento e a resistência elétrica (KIM et al.³⁵, 1999). A extensometria baseia-se nesta propriedade dos metais. Os extensômetros lineares elétricos são compostos por fios ou lâminas metálicas de cobre-níquel (constantan), fixados a uma base isolante (poliimida) e recobertos por um laminado plástico. O alongamento ou a compressão alteram proporcionalmente a resistência elétrica criada à corrente de baixa intensidade que os percorre, permitindo registros da

deformação sofrida pelo objeto ao qual estão colados (CLELLAND et al.¹³, 1996).

Ao aplicar uma força (estresse) 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. Estes valores são extremamente pequenos, e assim a compressão ou o alongamento relativo são expressos em $\mu\epsilon$ (microdeformação), sufixo empregado na presente investigação 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 (FROST¹⁶, 1994; WISKOTT & BELSER⁵⁹, 1999).

Após a soldagem a laser, todas as amostras pareciam ajustar-se passivamente ao modelo experimental, com adaptação satisfatória quando submetidas a métodos e instrumentos de exame utilizados clinicamente (BINON³, 1994; JEMT²⁹, 1994; GULBRANSEN²², 1994; PAREL⁴³, 1994). Entretanto, ao apertarem-se os parafusos de retenção da barra aos pilares protéticos, microdeformações foram geradas ao redor dos implantes, como demonstram os resultados da Tabela 1 (média do momento 01/ grupo teste: $361,6\mu\epsilon$ e grupo controle: $355,6\mu\epsilon$). Estes resultados reafirmam pesquisas anteriores (SETZ et al.⁴⁹, 1989; JEMT²⁹, 1994; JEMT³⁰, 1996; JEMT & BOOK³¹, 1996; SAHIN & CEHRELI⁴⁸, 2001; HECKMANN et al.²³, 2004), demonstrando que nenhuma estrutura metálica apresenta assentamento passivo absoluto. O material e as técnicas usadas na confecção de próteses, apesar da avançada tecnologia, não são dimensionalmente precisos e exigem mais pesquisa e desenvolvimento (GULBRANSEN²², 1994; HURSON²⁵, 1995). Paralelo a isto, há a necessidade do desenvolvimento de melhores testes de avaliação clínica do assentamento protético de estruturas implanto-suportadas, para prevenir o desenvolvimento de forças estáticas críticas

durante o aperto dos parafusos de retenção protética (GLANTZ et al.¹⁹, 1993; GUICHET et al.²¹, 2000).

As microdeformações registradas nos diferentes intervalos de avaliação do grupo controle, no qual confeccionaram-se as estruturas protéticas de maneira convencional, foram estatisticamente diferentes entre si (Tabela 4). Os valores gerados pelas amostras deste grupo após a conclusão dos ciclos térmicos de simulação da aplicação da cerâmica (grupo controle momento 3 - média: 475,2 $\mu\epsilon$), foram estatisticamente superiores aos valores identificados imediatamente após a soldagem a laser, antes dos ciclos térmicos (grupo controle - momento 1 - média: 355,6 $\mu\epsilon$) e aos valores apresentados pelas estruturas após a oxidação do metal (grupo controle - momento 2 - média: 413,9 $\mu\epsilon$). Verificou-se, portanto, a alteração dimensional de estruturas metálicas durante os ciclos térmicos para a aplicação da cerâmica, resultado que está em concordância com os trabalhos de Kulmer et al.³⁶ (1978), Bryant & Nicholls⁵ (1979), Bridger & Nicholls⁴ (1981), Campbell & Pelletier⁷ (1992), Campbell et al.⁹ (1995), Gemalmaz & Alkumuru¹⁷ (1995), Gemalmaz et al.¹⁸ (1996), Zervas et al.⁶⁰ (1999), Papazoglou et al.⁴², (2001), Fonseca et al.¹⁵ (2003) e Vasconcellos et al.⁵⁶ (2005). As estruturas metálicas deste grupo, após a oxidação do metal (momento 02), apresentaram microdeformação média numericamente maior que no momento inicial, quando as peças ainda não haviam sido submetidas a nenhuma forma de aquecimento (grupo controle - momento 1 - média: 355,6 $\mu\epsilon$ / grupo controle - momento 2 - média: 413,9 $\mu\epsilon$; \neq 58,3 $\mu\epsilon$). Entretanto, estas alterações dimensionais, determinadas pela oxidação, não foram estatisticamente significantes (Tabela 4). Com as seis queimas subseqüentes, simulando a aplicação do opaco, da cerâmica e a vitrificação, a média geral de microdeformação do grupo controle (grupo controle - momento 3 - média: 475,2 $\mu\epsilon$) apresentou aumento estatisticamente significativo, com resultados que diferem tanto do momento um quanto do momento dois. Concluiu-se, portanto, que a

oxidação das estruturas determinou alteração dimensional que, somada às alterações provocadas pelas queimas subseqüentes (opaco, cerâmica e vitrificação), determinou a diferença estatisticamente significativa registrada entre os intervalos inicial e final da investigação no grupo controle. Conclusões diferentes foram relatadas por Kulmer et al.³⁶, 1978; Campbell & Pelletier⁸, 1992; Castellani et al.¹¹, 1994; Gemalmaz & Alkumuru¹⁷ (1995) Campbell et al.⁹ (1995), Zervas et al.⁶⁰ (1999), Papazoglou et al.⁴² (2001) que verificaram alteração dimensional somente durante o primeiro ciclo térmico da liga (ciclo de oxidação) e nenhuma alteração dimensional significativa resultante da aplicação do opaco, da cerâmica e de sua vitrificação. Bridger & Nicholls⁴ (1981) e Fonseca et al.¹⁵ (2003), por outro lado, relataram resultados semelhantes aos verificados no presente estudo, com as estruturas metálicas apresentando perda de adaptação nos ciclos térmicos subseqüentes ao ciclo de oxidação.

O condicionamento térmico realizado no grupo teste consistiu em submeter as estruturas metálicas ao tempo e temperatura recomendados pelo fabricante para a oxidação da liga metálica antes do procedimento de soldagem a laser. Em função das observações relatadas por Terada & Hirayasu⁵⁴ (1989), Gemalmaz & Alkumuru¹⁷ (1995); Gemalmaz¹⁸ et al. (1996) e Campbell et al.⁹ (1995), os quais verificaram que o estresse superficial induzido pela usinagem da estrutura metálica também é liberado quando esta é submetida ao primeiro ciclo térmico, realizou-se a usinagem das estruturas antes do condicionamento térmico proposto. Objetivou-se, desta forma, a liberação dos estresses de solidificação da liga e de sua usinagem. As microdeformações registradas neste grupo (momento 1: 361,6 $\mu\epsilon$ / momento 2: 335,3 $\mu\epsilon$ / momento 3: 307,2 $\mu\epsilon$) não foram estatisticamente diferentes entre si (Tabela 5). Desta maneira, concluiu-se que, ao realizar o condicionamento térmico do metal antes da união dos segmentos com soldagem a laser, foi possível controlar as alterações dimensionais das estruturas metálicas implanto-

suportadas, provocadas por queimas para aplicação da cerâmica, confirmando as recomendações de Campbell & Pelletier⁷ (1992), Campbell et al.⁹ (1995), Zervas et al.⁶⁰ (1999) e Vasconcellos et al.⁵⁶ (2005).

Pela Análise de Variância (Tabela 3) verificou-se que o efeito interação (momento com procedimento) apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Assim, o relacionamento entre os procedimentos não foi o mesmo nos diferentes momentos. No início da pesquisa, as médias de microdeformação dos grupos teste e controle foram extremamente parecidas (momento 1/ grupo teste: $361,6\mu\epsilon$ e grupo controle: $355,6\mu\epsilon$; $\neq 6\mu\epsilon$). No segundo intervalo de avaliação, esta interação sofreu uma sensível alteração, com as médias se afastando (momento 2/ grupo teste: $335,3\mu\epsilon$ e grupo controle: $413,9\mu\epsilon$; $\neq 78,6\mu\epsilon$), em função do aumento dos valores de microdeformação do grupo controle e da redução no grupo teste. Na última avaliação, esta tendência se manteve, com as médias se afastando mais intensamente (momento 3/ grupo teste: $307,2\mu\epsilon$ e grupo controle: $475,2\mu\epsilon$; $\neq 168\mu\epsilon$). Estes resultados confirmam que a alternativa técnica que preconiza o condicionamento térmico das estruturas metálicas previamente à soldagem a laser e às queimas convencionais da cerâmica (grupo teste), apresentou resultado no controle da alteração dimensional térmica do metal, minimizando perdas adicionais de ajuste marginal e conseqüentemente de passividade, em função das altas temperaturas para aplicação da cerâmica.

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 (+). Analisando-se os valores originais de microdeformação ($\mu\epsilon$) gerados pelas estruturas metálicas dos grupos controle e teste, registrados pelos oito extensômetros lineares elétricos nos três momentos de avaliação (Apêndices A e B), verifica-se

que precisamente metade das deformações foram provocadas por compressão e a outra metade por tração. Este comportamento era esperado, em função do posicionamento simétrico dos extensômetros lineares elétricos em relação às plataformas dos implantes, monitorando a região cervical mesial e distal de cada implante. Quando as estruturas protéticas eram posicionadas sobre as conexões dos implantes no bloco experimental, e os parafusos apertados, forças estáticas eram transmitidas aos implantes. Se a força gerava compressão de um lado do implante, conseqüentemente gerava tração do lado oposto, e vice-versa. Esta é a razão da distribuição homogênea dos resultados em relação à qualidade das forças, que foram importantes para validar a metodologia empregada. Como os sinais são prefixos que caracterizam as forças deformantes, para a análise estatística utilizaram-se os valores absolutos.

A distorção das estruturas metálicas ocorre, como anteriormente salientado, devido a fatores estruturais relacionados ao aquecimento do metal. Para Anusavice & Carroll² (1987), a diferença de coeficiente de expansão térmica entre o metal e a cerâmica, não pode ser considerada fator etiológico primário na alteração dimensional do metal. Campbell & Pelletier^{7,8} (1992) e Jaime et al.²⁸ (2005) concordam que a aplicação da cerâmica não tem efeito significativo na distorção de estruturas metálicas. Procurando minimizar as variáveis experimentais, optou-se, nesta pesquisa, pela simulação das queimas para aplicação da cerâmica, uma vez que a sua presença não modificaria os resultados da pesquisa.

A fisiologia normal do tecido ósseo implica em constantes ciclos de remodelação óssea. O processo de formação chama-se de osteogênese e o de reabsorção, de osteólise. Em condições normais no adulto, existe um equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise, pela ação combinada e harmônica entre osteoblastos e osteoclastos, mantendo-se constante a massa de osso calcificado e, por conseguinte, a função mecânica e metabólica tecidual. Evidências clínicas e laboratoriais

indicam que este equilíbrio fisiológico depende diretamente da estimulação mecânica permanente (FROST¹⁶, 1994). Segundo Wiskott & Belser⁵⁹ (1999), para estruturas ósseas maduras que não estejam em estágios de desenvolvimento, intensidades adequadas de deformação são, portanto, essenciais para o equilíbrio fisiológico tecidual. Para evitar reabsorções ósseas, são necessárias deformações acima da faixa descrita por estes autores como de “desuso” (até 100 $\mu\epsilon$), quando a substancial queda de estresses causa um desequilíbrio negativo na remodelação óssea, prevalecendo a reabsorção óssea. Entretanto, os valores não deverão ultrapassar o limite fisiológico (sobrecarga patológica > 4000 $\mu\epsilon$) que levariam a danos irreparáveis (FROST¹⁶, 1994; WISKOTT & BELSER⁵⁹, 1999).

O presente estudo buscou acessar, em modelo laboratorial, a microdeformação estática ao redor de implantes, ao serem instaladas as diferentes estruturas metálicas. Em ambos os grupos investigados, os níveis médios de microdeformação gerados nos diferentes momentos da investigação (Tabela 1), estão distantes do limite tecidual fisiológico de 4000 $\mu\epsilon$ que levaria ao fracasso da osseointegração. Verifica-se que estes valores médios, que variaram de 179,53 $\mu\epsilon$ a 569,60 $\mu\epsilon$, encontram-se distribuídos dentro da faixa classificada por Wiskott & Belser⁵⁹ (1999) como de “carga normal”, quando o tecido ósseo é submetido a forças envolvendo microdeformações entre 100 e 2.000 $\mu\epsilon$ e ocorre um equilíbrio entre a osteogênese e a osteólise.

Analisando-se os valores de microdeformação individuais dos extensômetros lineares elétricos (Apêndices A e B), mesmo o maior valor registrado (grupo controle – momento 3 – corpo de prova 5 – leitura 1 - canal 6: -1.706,43 $\mu\epsilon$) encontra-se dentro da faixa classificada como “carga normal” por Wiskott & Belser⁵⁹ (1999). Contudo, é importante salientar que os implantes osseointegrados também estão expostos a forças dinâmicas de várias magnitudes, promovidas pela fisiologia do sistema estomatognático. Novas investigações se fazem necessárias para

investigar a microdeformação gerada pela ação conjunta de forças estáticas e dinâmicas, bem como sua influência na remodelação do tecido ósseo.

Alguns trabalhos identificados na literatura utilizam osso humano ou bovino como modelo experimental para o posicionamento dos implantes dentais e subsequentes avaliações (TASHKANDI et al.⁵³, 1996; MAY et al.³⁷, 1997; MORTON et al.³⁹, 1998). O osso não é um substrato homogêneo e suas propriedades físicas variam sensivelmente conforme a espécie, idade, sexo e tipo do osso. Estas propriedades também podem variar dependendo da forma e dimensões da amostra tecidual. Este comportamento estrutural ocorre em função da característica anisotrópica do tecido ósseo, o que determina diferentes propriedades mecânicas em diferentes direções na mesma amostra (HELLDEN & DÉREAND²⁴, 1998; RUBO & SOUZA⁴⁷, 2001). Estas características comprometem diretamente a reprodutibilidade de pesquisas que empregam substrato ósseo bovino ou humano como modelo experimental. Paralelo a isto, Keaveny et al.³⁴ (1994) verificaram que estruturas ósseas apresentam comportamento elástico linear somente até serem submetidas a estresses. Mesmo quando relativamente baixas, estas forças determinam permanentes alterações em suas propriedades elásticas, devido a trincas ou fraturas microestruturais. Estas lesões *in vivo* atuam como estímulos para a remodelação óssea (WISKOTT & BELSER⁵⁹, 1999). Entretanto, tal característica torna-se indesejável para um modelo *in vitro* no qual se deseja avaliar e comparar microdeformações promovidas por diferentes estruturas em diferentes momentos.

Em função destas observações, optou-se na presente investigação por um modelo artificial homogêneo com propriedades elásticas uniformes (isotrópico), assim como preconizado por Clelland et al.¹³ (1996), Helldén & Dérand²⁴ (1998), Kim et al.³⁵ (1999), Watanabe et al.⁵⁸ (2000) e Heckmann et al.²³ (2004). Foi criado 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 & BELSER⁵⁹, 1999; RUBO & SOUZA⁴⁷, 2001), visando simular o desempenho do osso humano *in vivo*.

Admite-se que o comportamento do tecido vivo é mais complexo, com magnitudes e padrões de microdeformação diferentes dos encontrados em blocos artificiais. Entretanto, a localização bem como as características gerais de microdeformação não são substancialmente diferentes. Conforme salientaram Kim et al.³⁵ (1999), existe a possibilidade de serem estabelecidas legítimas correlações entre os resultados obtidos com modelos artificiais e os encontrados em situações clínicas.

Muitos estudos de assentamento protético identificados na literatura, empregaram, em suas metodologias, microscopia óptica ou eletrônica de varredura (CAMPBELL & PELLETIER⁸, 1992; CASTELLANI et al.¹¹, 1994; CAMPBELL et al.⁹, 1995; GEMALMAZ & ALKUMURU¹⁷, 1995; ZERVAS et al.⁶⁰, 1999; PAPAZOGLU et al.⁴², 2001; FONSECA et al.¹⁵, 2003; VASCONCELLOS et al.⁵⁷, 2005). Apesar da ampla utilização, tal metodologia apresenta uma desvantagem. De acordo com Vasconcellos et al.⁵⁷ (2005), as variações nas forças de aperto dos parafusos de retenção de próteses sobre implantes (aperto com chave manual até a primeira resistência e aperto com torquímetros de 10Ncm e 20 Ncm), podem afetar a mensuração microscópica da desadaptação marginal. A redução das fendas na interface conexão/prótese, que ocorre à medida em que se aumenta a força de aperto dos parafusos protéticos, conduz a uma incorreta avaliação do real desajuste marginal.

Técnicas que avaliam o efeito da desadaptação marginal (extensometria), ao invés de quantificar a desadaptação propriamente dita (microscopia), são, portanto, muito valiosas. Ao apertarem-se os parafusos de retenção com o torque estabelecido, a microdeformação ao redor dos implantes, gerada pela ausência de passividade da estrutura protética, é qualificada e quantificada pelos extensômetros lineares

elétricos, sem que nenhuma interferência externa possa distorcer os resultados obtidos.

A perfeita transferência da posição dos pilares protéticos para o modelo de trabalho é fundamental para alcançar restaurações com precisão de assentamento. Naconecy et al.⁴⁰ (2004) empregaram a extensometria para comparar diferentes técnicas de transferência em implantodontia. Concluíram que a técnica que utiliza transferentes quadrados rigidamente conectados com resina acrílica autopolimerizável e moldeira aberta, conforme empregado neste estudo, é o método mais exato para moldagens em próteses implanto-suportadas. A rigidez da esplintagem com resina acrílica resiste a forças potenciais de distorção, aumentando a precisão do modelo de gesso. Entretanto, quantidades relativamente grandes de resina são usadas para a conexão dos transferentes, e isto pode conduzir à significativa contração de polimerização, e conseqüentes imperfeições na moldagem. Vasconcellos et al.⁵⁷ (2005) empregaram a extensometria como método para avaliação do efeito da contração de polimerização da resina acrílica usada na esplintagem de transferentes para o método direto de moldagem. Demonstraram que a união de transferentes quadrados com resina acrílica, seguida da separação do bloco e nova união após 24 horas, é mais precisa que a técnica na qual a resina é empregada em monobloco, minimizando os efeitos prejudiciais da contração de polimerização. Optou-se, desta maneira, pela separação da esplintagem de resina 24 horas após a polimerização inicial, seguida de nova união para a transferência da posição dos pilares protéticos para o modelo de trabalho.

Clelland et al.¹³ (1996) concluíram que a separação e soldagem melhoram a precisão de assentamento de próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse transferido ao tecido ósseo perimplantar. Binon³ (1994) sugeriu o uso de cilindros protéticos usinados em ligas nobres, assim como Goll²⁰ (1991), e a divisão de estruturas metálicas longas em dois ou três segmentos para que posteriormente

sejam soldadas. Sahin & Cehreli⁴⁸ (2001) concluíram que, embora a secção e soldagem da estrutura não resultem em uma peça absolutamente passiva, obtém-se uma redução geral dos estresses nos parafusos de retenção, diminuindo a sua frequência de afrouxamento. Watanabe et al.⁵⁸ (2000) utilizaram a extensometria para registrar deformações ao redor dos implantes e concluíram que os melhores resultados foram obtidos pelas estruturas fundidas em segmentos e posteriormente soldadas, quando comparadas a estruturas seccionadas após a fundição e soldadas, e a peças fundidas em monobloco. Em função destas observações, optou-se no presente trabalho pela fundição das barras experimentais segmentadas, empregando-se cilindros usinados em liga nobre, e posteriormente realizou-se a união dos segmentos por meio da soldagem a laser.

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 (momentos 1, 2 e 3), assim como preconizou a metodologia de Heckmann et al.²³ (2004) e Naconecy et al.⁴⁰ (2004). Torquímetro mecânico foi usado para assegurar torque constante de 10Ncm em todos os parafusos durante as medidas de microdeformação. Cinco leituras de cada amostra, para ambos os grupos, nos três intervalos de avaliação, objetivaram minimizar erros durante as mensurações. Assim como nos trabalhos apresentados por Nissan et al.⁴¹ (2001) e Heckmann et al.²³ (2004), altos valores de desvio padrão foram registrados, que podem ter sido resultado da elevada sensibilidade dos extensômetros lineares elétricos, comparados com as forças geradas no sistema. É importante ser salientado que cada estrutura metálica, apesar da busca pela padronização, é um produto único que implica em alterações tridimensionais imprevisíveis.

A seqüência de aparafusamento utilizada nesta pesquisa foi a mesma preconizada por Jemt²⁹ (1994), começando pelos parafusos centrais e finalizando com os parafusos terminais. Este protocolo foi confirmado posteriormente por Watanabe et al.⁵⁸ (2000), empregando análise extensométrica. Os autores concluíram que o estresse é melhor dissipado quando a finalização do torque é dada nos implantes terminais.

Os extensômetros lineares elétricos foram estrategicamente posicionados na superfície superior do bloco experimental de poliuretano, para registrar a microdeformação na região cervical dos implantes. A seleção desta localização, seguindo a metodologia descrita por Clelland¹³ et al. (1996), Tashkandi et al.⁵³ (1996), Morton et al.³⁹ (1998) Watanabe et al.⁵⁸ (2000), Heckmann et al.²³ (2004) e Cehreli et al.¹² (2004), ao invés de colar na superfície dos pilares protéticos, como relatado nos trabalhos de Isa & Hobkirk²⁷ (1995 e 1996) e Kim et al.³⁵ (1999), é justificada por três razões relevantes. A primeira refere-se ao maior grau de deformação que este material apresenta em relação ao metal das conexões protéticas. A segunda é relativa à superfície plana do bloco de poliuretano, que em comparação à forma circular dos pilares, facilitou a colagem dos extensômetros lineares elétricos. Finalmente, por esta região receber as maiores concentrações de estresse em função da ausência de passividade protética, como relatado por Adell et al.¹ (1981), Jemt & Lekholm³², (1998), Tashkandi et al.⁵³ (1996) e Cehreli et al.¹² (2004), sendo, portanto, a mais indicada para a monitoração das microdeformações.

Mesmo com a eficácia da tecnologia dental contemporânea, usada na confecção das estruturas protéticas deste estudo, o assentamento passivo absoluto, traduzido pela ausência de microdeformações perimplantares, não foi alcançado. Ao apertarem-se os parafusos de retenção das barras aos pilares protéticos, todas as estruturas metálicas geraram estresses estáticos ao redor dos implantes.

Apesar de a passividade protética absoluta parecer uma utopia, a busca pela melhor adaptação possível permanece como um princípio fundamental para o sucesso em longo prazo na implantodontia. Materiais e procedimentos precisos são recomendados para a obtenção do melhor assentamento possível das próteses implanto-suportadas, reduzindo o estresse ósseo na ausência de forças oclusais e mantendo uma resposta biológica tecidual favorável na interface osso-implante. Próteses bem adaptadas minimizam a colonização bacteriana nas interfaces, prevenindo a inflamação dos tecidos perimplantares que colocariam em risco a osseointegração. Além disso, reduzem-se os estresses estáticos que aceleram a fadiga mecânica dos componentes protéticos, comprometendo sua integridade estrutural. Daí a importância da investigação de mecanismos para controle da alteração dimensional em estruturas metálicas implanto-suportadas, objetivando melhorar o assentamento protético.

Os resultados do presente estudo *in vitro* demonstraram que os ciclos térmicos em altas temperaturas para a queima da cerâmica aumentaram consideravelmente os desajustes protéticos de estruturas metálicas implanto-suportadas, causando perdas adicionais da passividade de assentamento, objeto da preocupação de pesquisadores e clínicos desta especialidade. Grande parte da distorção do metal ocorreu durante os ciclos realizados após a oxidação da liga, para aplicação do opaco, da cerâmica e sua vitrificação.

Além disso, constatou-se claramente a possibilidade de controle das alterações dimensionais do metal em altas temperaturas, com um procedimento simples, acessível e que não demanda investimentos estruturais onerosos, impedindo perdas adicionais de ajuste marginal e de passividade de assentamento protético. Os resultados desta investigação encorajam, portanto, a recomendação irrestrita do condicionamento térmico das estruturas metálicas previamente à soldagem a laser e às queimas convencionais da cerâmica em próteses sobre implantes.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com as condições experimentais investigadas foram estatisticamente analisados e permitiram as seguintes conclusões:

- a) os ciclos térmicos em altas temperaturas, empregados para aplicação da cerâmica, determinaram significantes alterações dimensionais nas estruturas metálicas implanto-suportadas, causando perdas adicionais da passividade de assentamento;
- b) grande parte da alteração dimensional das estruturas metálicas ocorreu durante os ciclos térmicos realizados após a oxidação da liga, para aplicação do opaco, da cerâmica e sua vitrificação;
- c) o condicionamento térmico das estruturas metálicas implanto-suportadas previamente à soldagem a laser e aos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica, controlou a alteração dimensional do metal em altas temperaturas, evitando perdas adicionais de ajuste marginal e de passividade de assentamento.

8 REFERÊNCIAS*

- 1 ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.
- 2 ANUSAVICE, K.J.; CARROLL, J. E. Effect of incompatibility stress on the fit of metal ceramic crowns. **J Dent Res**, v.66, n.8, p.1341-5, Aug. 1987.
- 3 BINON, P.P. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.470-1, 1994.
- 4 BRIDGER, D.V.; NICHOLLS, J.I. Distortion of ceramometal fixed partial dentures during the firing cycle. **J Prosthet Dent**, v.45, n.5, p.507-14, May 1981.
- 5 BRYANT, R.A.; NICHOLLS, J.I. Measurement of distortions in fixed dentures resulting from degassing. **J Prosthet Dent**, v.42, n.5, p.515-20, Nov. 1979.

* Baseado em:
ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Informação e documentação:** referências, elaboração NBR 6023. Rio de Janeiro. 2002. 23p.

- 6 BURGUETE, R.L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, v.71, n.6, p.592-9, June 1994.
- 7 CAMPBELL, S.D.; PELLETIER, L.B. Thermal cycling distortion of metal ceramics. Part I: metal collar width. **J Prosthet Dent**, v.67, n.5, p.603-8, May 1992.
- 8 CAMPBELL, S.D.; PELLETIER, L.B. Thermal cycling distortion of metal ceramics. Part II: etiology. **J Prosthet Dent**, v.68, n.2, p.284-9, Aug. 1992.
- 9 CAMPBELL, S.D. et al. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. **J Prosthet Dent**, v.74, n.5, p.476-1, Nov. 1995.
- 10 CARR, A.B.; GERARD, D.A.; LARSEN, P.E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J Prosthet Dent**, v.76, n.5, p.500-9, Nov. 1996.
- 11 CASTELLANI, D. et al. Thermal distortion of different materials in crown construction. **J Prosthet Dent**, v.72, n.4, p.360-6, Oct. 1994.
- 12 CEHRELI, M. et al. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clin Oral Implants Res**, v.15, n.2, p. 249-57, Apr. 2004.

- 13 CLELLAND, N.L.; CARR, A.B.; 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**, v.5, n.3, p.193-200, Sept. 1996.
- 14 COX, J.F.; ZARB, G.A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.2, n.2, p.91-100, Spring 1987.
- 15 FONSECA, J.C. et al. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. **Dent Mater**, v.19, n.7, p.686-91, Nov. 2003.
- 16 FROST, H.M. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **Angle Orthod**, v.64, n.3, p.175-88, 1994.
- 17 GEMALMAZ, D.; ALKUMRU, H.N. Marginal fit changes during porcelain firing cycles. **J Prosthet Dent**, v.73, n.1, p.49-54, Jan. 1995.
- 18 GEMALMAZ, D. et al. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. **Quintessence Int**, v.27, n.3, p.193-201, Mar. 1996.
- 19 GLANTZ, P.O. et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. **Clin Oral Implants Res**, v.4, n.2, p.99-105, June 1993.

- 20 GOLL, G.E. Production of accurately fitting full-arch implant frameworks. Part I: clinical procedures. **J Prosthet Dent**, v.66, n.3, p.377-84, Sept. 1991.
- 21 GUICHET, D.L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.2, p.239-46, Mar./Apr. 2000.
- 22 GULBRANSEN, H.J. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.472-3, 1994.
- 23 HECKMANN, S.M. et al. 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**, v.15, n.4, p.466-73, Aug. 2004.
- 24 HELLDÉN, L.B.; DÉRAND, T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n.2, p.190-6, Mar./Apr. 1998.
- 25 HURSON, S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. **Int J Dent Symp**, v.3, n.1, p.22-5, 1995.
- 26 ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. 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**, v.3, n.6, p.247-53, Dec. 1995.

- 27 ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. 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**, v.4, n.1, p.11-4, Mar. 1996.
- 28 JAIME, A.P.G. et al. Efeito de retificadores de cilindros fundidos na adaptação marginal de pilares UCLA fundidos em liga de Ni-Cr. **Braz Oral Res**, v. 19, Supplement (Proceedings of the 22nd Annual SBPqO Meeting), p.65, 2005.
- 29 JEMT, T. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.471-2, 1994.
- 30 JEMT, T. *In vivo* measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.2, p.151-8, Mar./Apr. 1996.
- 31 JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, n.5, p.620-5, Sept./Oct. 1996.
- 32 JEMT, T.; LEKHOLM, U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures: a pilot study in rabbits. **Clin Oral Implants Res**, v.9, n.4, p.272-80, Aug. 1998.
- 33 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**, v.9, n.2, p.169-78, Mar./Apr. 1994.

- 34 KEAVENY, T.M. et al. Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. **J Biomechanics**, v.27, n.9, p.1127-36, 1994.
- 35 KIM, W.D.; JACOBSON, Z.; NATHANSON, D. *In vitro* stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. **Implant Dent**, v.8, n.2, p.141-51, 1999.
- 36 KULMER, S. et al. Dimensionänderungen der kronendurchmesser von metallkeramikronen während des oxydglühens. **Osterr Z Stomatol**, v.75, p.408-10, 1978.
- 37 MAY, K. B. et al. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. **J Prosthet Dent**, v.77, n.5, p.497-502, May 1997.
- 38 MICHAELS, G.C.; CARR, A. B.; LARSEN, P. E. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol Endod**, v.83, n.2, p.198-205, Feb. 1997.
- 39 MORTON, D.; STANFORD, C.M.; AQUILINO, S.A. Evaluation of resilient abutment components on measured strain using dynamic loading conditions. **J Prosthet Dent**, v.80, n.1, p.46-51, July 1998.
- 40 NACONECY, M.M. et al. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.2, p.192-8, Mar./Apr. 2004.

- 41 NISSAN, J. et al. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J Prosthet Dent**, v.86, n.1, p.20-3, July 2001.
- 42 PAPAZOGLU, E.; BRANTLEY, W.A.; JOHNSTON, W.M. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. **J Prosthet Dent**, v.85, n.2, p.133-40, Feb. 2001.
- 43 PAREL, S. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.473-4, 1994.
- 44 PIETRABISSA, R. et al. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. **Clin Oral Implants Res**, v.11, n.5, p.448-57, Oct. 2000.
- 45 RANGERT, B.; JEMT, T.; JORNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.4, n.3, p.241-7, Fall 1989.
- 46 RICCI, G. et al. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.4, p.597-602, July/Aug. 2004.
- 47 RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Computational methods applies to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. **Rev Fac Odontol Bauru.**, v.9, n.3/4, p.97-103, jul./dez. 2001.

- 48 SAHIN, S.; CEHRELI, M. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, v.20, n.10, p.85-92, 2001.
- 49 SETZ, J. et al. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.4, n.2, p.107-11, Summer 1989.
- 50 SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, v.49, n.6, p.843-8, June 1983.
- 51 SMEDBERG, J.I. et al. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. **Clin Oral Implants Res**, v.7, n.1, p.55-63, Mar. 1996.
- 52 SPIEKERMANN, H. et al. Biomechanics. In:____. **Color atlas of dental medicine implantology**. New York: Thieme Medical Publishers, 1995, p.81-90.
- 53 TASHKANDI, E.A.; LANG, B.R.; EDGE, M.J. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. **J Prosthet Dent**, v.76, n.2, p.158-64, Aug.1996.
- 54 TERADA, Y.; HIRAYASU, R. Radiographic stress measurement of two metal ceramic gold alloys. **Int J Prosthodont**, v.2, n.2, p.123-7, Mar./Apr. 1989.

- 55 VASCONCELLOS, D.K. et al. Accuracy of two implant impression splinted techniques: strain-gauge analysis. **J Dent Res**, v. 84, special issue A (proceedings of the 83rd General Session & Exhibition of the IADR), CD ROM, 2005.
- 56 VASCONCELLOS, D.K. et al. High temperature dimensional alterations of implant supported frameworks. **Braz J Oral Sci**, v.4, n.12, p.689-94, Jan./Mar. 2005.
- 57 VASCONCELLOS, D.K. et al. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of Implant-supported frameworks. **J Appl Oral Sci**, v.13, n.2, p. 120-5, Apr. /June 2005.
- 58 WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.2, p.209-18, Mar./Apr. 2000.
- 59 WISKOTT, H.W.; BELSER U.C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin Oral Implants Res**, v.10, n.6, p.429-44, Dec. 1999.
- 60 ZERVAS, P. J. et al. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. **J Prosthodont**, v.8, n.3, p.171-9, Sept. 1999.

Apêndice A - Valores originais da microdeformação ($\mu\epsilon$) gerada pelas estruturas metálicas do grupo controle (GC) e registrada pelos oito extensômetros lineares elétricos nos três momentos de avaliação.

Quadro 1 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 1

GRUPO CONTROLE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 01								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	66,4413	-30,4256	-20,9692	171,701	1249,59	-1175,14	-887,529	413,228
REGISTRO 2	17,3563	-11,4617	-37,7255	21,0258	1213,99	-1247,52	-839,902	412,913
REGISTRO 3	140,934	-6,90537	-19,2867	51,8007	1139,43	-1144,43	-838,856	424,372
REGISTRO 4	140,673	-20,9478	-44,687	28,7658	1128,96	-1225,51	-906,889	415,683
REGISTRO 5	95,4327	-104,46	-5,14929	104,585	1232,14	-1475,41	-884,5	374,87
MÉDIA	92,16746	-34,8401	-25,5635	75,57566	1192,822	-1253,6	-871,535	408,2132
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 01								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	232,68	-130,507	-118,818	116,347	657,063	-981,346	-940,738	493,09
REGISTRO 2	253,816	-260,653	-186,584	26,9745	661,255	-1135,83	-880,221	464,227
REGISTRO 3	367,23	-303,395	-163,843	93,5735	684,423	-1232,57	-972,264	412,461
REGISTRO 4	245,576	-260,813	-129,309	71,5526	656,213	-1153,79	-979,746	444,396
REGISTRO 5	339,66	-312,435	-151,33	28,6158	681,848	-1224,56	-906,767	449,624
MÉDIA	287,7924	-253,561	-149,977	67,41268	668,1604	-1145,62	-935,947	452,7596
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 01								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	219,28	-483,659	-195,442	234,854	664,412	-1405,61	-1118,22	150,127
REGISTRO 2	207,372	-493,804	-214,566	146,371	857,177	-1439,51	-1017,2	119,447
REGISTRO 3	206,454	-438,162	-161,799	54,4596	856,416	-1382,57	-954,223	138,751
REGISTRO 4	188,814	-427,473	-175,618	202,344	921,382	-1565,07	-970,639	114,969
REGISTRO 5	190,133	-394,242	-151,703	226,651	1185,7	-1679,15	-858,507	205,348
MÉDIA	202,4106	-447,468	-179,825	172,936	897,0174	-1494,38	-983,758	145,7284

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 2 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 2

GRUPO CONTROLE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 02								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-554,165	500,983	193,042	-854,523	31,4684	-233,822	-794,92	364,669
REGISTRO 2	-540,22	486,307	172,935	-916,781	43,3624	-295,937	-846,018	371,578
REGISTRO 3	-498,771	537,295	207,54	-947,308	48,4465	-289,535	-872,41	449,237
REGISTRO 4	-474,02	390,059	140,473	-956,109	33,495	-373,945	-880,738	388,997
REGISTRO 5	-428,164	522,053	214,831	-921,248	12,2126	-291,534	-869,896	409,592
MÉDIA	-499,068	487,3394	185,7642	-919,194	33,79698	-296,955	-852,796	396,8146
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 02								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-440,099	459,714	183,093	-838,933	11,8944	-391,615	-984,541	533,879
REGISTRO 2	-392,901	401,463	193,362	-1025,32	89,6107	-289,708	-980,702	471,335
REGISTRO 3	-314,608	357,657	190,105	-1077,02	84,2228	-370,731	-1067,86	428,033
REGISTRO 4	-363,189	380,758	187,139	-1067,75	30,5562	-395,226	-956,823	474,479
REGISTRO 5	-419,372	437,607	191,874	-1181,4	1,52588	-441,417	-943,798	478,995
MÉDIA	-386,034	407,4398	189,1146	-1038,08	43,562	-377,739	-986,745	477,3442
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 02								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-239,814	282,831	139,887	-1266,18	179,261	-471,674	-1233,78	196,043
REGISTRO 2	-531,746	285,447	75,3308	-1132,84	451,143	-378,245	-1261,29	142,022
REGISTRO 3	-514,364	306,433	115,861	-1311,69	46,3569	-627,276	-1070,58	237,193
REGISTRO 4	-341,942	332,177	179,884	-1371,11	18,3822	-679,788	-1164,58	171,283
REGISTRO 5	-450,217	282,022	153,579	-1366,67	10,989	-593,303	-1101,3	176,744
MÉDIA	-415,617	297,782	132,9084	-1289,7	141,2264	-550,057	-1166,31	184,657

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 3 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 3

GRUPO CONTROLE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 03								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	87,7566	-33,2764	197,029	-796,718	82,6743	-223,843	-310,857	278,72
REGISTRO 2	6,32847	-48,612	182,829	-808,712	17,9255	-188,529	-286,675	258,76
REGISTRO 3	149,728	-172,77	167,972	-907,407	4,44437	-143,471	-398,123	270,799
REGISTRO 4	95,1835	-214,846	140,353	-1000,81	91,0996	-287,772	-403,997	303,809
REGISTRO 5	54,4552	-161,592	150,885	-997,926	182,578	-285,358	-366,055	298,008
MÉDIA	78,69035	-126,219	167,8136	-902,315	75,74435	-225,795	-353,141	282,0192
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 03								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	48,6743	-187,055	192,847	-953,975	124,692	-691,526	-379,264	356,586
REGISTRO 2	6,06295	-66,8148	164,712	-1087,27	243,208	-682,287	-450,821	332,176
REGISTRO 3	188,799	-94,6352	167,38	-1032,63	303,517	-493,388	-520,873	366,553
REGISTRO 4	16,7259	-224,289	128,338	-1188,63	232,98	-683,534	-426,28	382,294
REGISTRO 5	29,5116	-261,275	81,6253	-1166,05	387,844	-424,036	-555,775	334,29
MÉDIA	57,95475	-166,814	146,9805	-1085,71	258,4482	-594,954	-466,603	354,3798
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 03								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	43,8641	-251,681	31,1458	-1095,99	568,693	-592,632	-749,986	153,498
REGISTRO 2	98,2084	-260,98	38,2292	-1262,02	506,296	-754,297	-680,745	138,224
REGISTRO 3	46,9613	-225,96	122,719	-1444,53	211,55	-888,992	-570,528	206,206
REGISTRO 4	62,3829	-235,531	66,811	-1417,56	285,523	-829,804	-567,75	180,927
REGISTRO 5	13,2448	-268,353	188,175	-1404,2	115,054	-711,599	-508,77	214,271
MÉDIA	52,9323	-248,501	89,416	-1324,86	337,4232	-755,465	-615,556	178,6252

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 4 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 4

GRUPO CONTROLE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 04								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	122,951	-0,8795	53,7567	-485,623	647,3	-26,4442	-93,8862	17,7289
REGISTRO 2	35,8873	-239,225	35,1651	-271,642	453,513	-191,886	-19,5903	93,23
REGISTRO 3	69,1502	-230,475	29,0136	-326,948	587,264	-11,5517	-41,1655	129,103
REGISTRO 4	77,6385	-218,419	3,37342	-373,913	609,323	-22,3502	-87,4888	94,8432
REGISTRO 5	66,3301	-108,937	58,2223	-295,943	524,433	-169,357	-161,869	95,7917
MÉDIA	74,39142	-159,587	35,90622	-350,814	564,367	-84,3178	-80,8	86,13936
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 04								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	85,2278	-45,2608	34,8927	-580,915	783,624	-245,319	-82,2386	71,3993
REGISTRO 2	43,5755	-246,308	90,7324	-577,185	908,16	-228,618	-52,1972	9,96498
REGISTRO 3	87,1433	-325,6	90,4238	-439,892	814,491	-275,523	-85,9467	107,874
REGISTRO 4	66,7211	-411,011	73,4191	-603,578	1069,75	-176,525	-44,0157	85,9714
REGISTRO 5	22,6593	-469,574	118,183	-685,027	1156,6	-174,494	-51,8348	30,7801
MÉDIA	61,0654	-299,551	81,5302	-577,319	946,525	-220,096	-63,2466	61,19796
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 04								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	215,881	-874,372	256,311	-671,734	1272,11	-238,674	-76,8964	55,5475
REGISTRO 2	244,238	-1074,53	503,22	-50,8438	873,374	-315,768	-19,9474	4,0911
REGISTRO 3	166,086	-809,83	344,404	-185,409	943,241	-331,252	-26,7214	23,1294
REGISTRO 4	146,644	-771,206	223,692	-510,372	1158,71	-284,589	-54,5603	31,5063
REGISTRO 5	46,7114	-548,51	73,776	-686,139	1184,16	-142,673	-51,0963	67,316
MÉDIA	163,9121	-815,69	280,2806	-420,9	1086,319	-262,591	-45,8444	36,31806

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 5 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 5

GRUPO CONTROLE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 05								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	796,512	-386,209	170,603	-162,696	475,028	-713,274	-92,5897	17,2892
REGISTRO 2	803,625	-387,784	164,505	-201,617	522,756	-842,824	-18,6652	53,0107
REGISTRO 3	787,111	-372,825	180,445	-188,59	509,873	-881,285	-48,3124	57,4074
REGISTRO 4	921,474	-415,387	79,0867	-141,389	493,526	-815,618	-1,06561	57,2732
REGISTRO 5	853,901	-392,175	114,285	-173,333	540,945	-845,372	-15,3115	56,9615
MÉDIA	832,525	-390,876	141,785	-173,525	508,4256	-819,675	-35,1889	48,3884
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 05								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	15,9909	-273,094	192,207	-427,574	595,33	-1172,5	-295,92	262,438
REGISTRO 2	35,4909	-192,484	144,003	-622,149	493,402	-1206,36	-300,001	230,451
REGISTRO 3	17,1309	-53,0947	88,3895	-420,044	771,166	-1367,64	-257,9	194,425
REGISTRO 4	62,3366	-32,6254	54,7587	-549,071	695,316	-1382,88	-319,756	148,907
REGISTRO 5	94,2717	-75,9564	92,6181	-611,482	769,251	-1443,98	-181,528	84,9389
MÉDIA	45,0442	-125,451	114,3953	-526,064	664,893	-1314,67	-271,021	184,232
GRUPO CONTROLE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 05								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	98,1958	-65,7605	15,01	-675,296	602,117	-1706,43	-338,763	30,6315
REGISTRO 2	39,137	-61,4036	8,35442	-634,253	694,719	-1611,09	-318,077	13,8619
REGISTRO 3	30,2067	-52,8264	49,8363	-810,189	637,165	-1325,9	-956,407	82,8101
REGISTRO 4	34,127	-15,5847	55,7352	-628,566	844,647	-1575,34	-319,923	64,7626
REGISTRO 5	32,2446	-45,2842	106,192	-695,376	927,654	-1527,01	-222,51	13,3507
MÉDIA	46,78222	-48,1719	47,02558	-688,736	741,2604	-1549,15	-431,136	41,08336

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Apêndice B - Valores originais da microdeformação ($\mu\epsilon$) gerada pelas estruturas metálicas do grupo teste (GT) e registrada pelos oito extensômetros lineares elétricos nos três momentos de avaliação.

Quadro 6 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 1

GRUPO TESTE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 01								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-862,33	1275,42	-121,307	1072,56	1126,49	-550,356	267,01	-64,5835
REGISTRO 2	-1003,25	1095,64	-67,5556	532,089	942,776	-821,755	102,841	-11,0167
REGISTRO 3	-804,403	1142,11	-86,5	569,917	1026,24	-569,021	269,089	-143,513
REGISTRO 4	-788,765	965,027	-33,8468	491,095	893,747	-641,98	230,188	-39,8566
REGISTRO 5	-1001,15	1019,5	-7,45964	386,14	832,186	-800,745	125,45	-0,85945
MÉDIA	-891,98	1099,539	-63,3338	610,3602	964,2878	-676,771	198,9156	-51,9659
GRUPO TESTE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 01								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-472,705	867,754	-93,4097	570,379	823,711	-445,26	265,681	-64,0519
REGISTRO 2	-892,116	1047,97	-64,3333	461,199	951,997	-760,219	93,6711	-114,849
REGISTRO 3	-669,258	950,172	-67,9482	365,932	733,275	-650,76	144,813	-20,6074
REGISTRO 4	-801,323	925,912	-85,0598	350,245	651,905	-607,84	157,049	-2,18255
REGISTRO 5	-813,578	892,593	-103,224	290,683	629,223	-703,706	95,9297	-75,2921
MÉDIA	-729,796	936,8802	-82,795	407,6876	758,0222	-633,557	151,4288	-55,3966
GRUPO TESTE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 01								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-737,955	533,46	-6,51991	314,998	772,801	-809,293	133,254	-62,1772
REGISTRO 2	-824,572	604,754	-35,5812	221,571	594,362	-702,855	163,628	-18,7658
REGISTRO 3	-629,421	543,696	-314,629	297,596	295,149	-696,149	96,0412	-9,93517
REGISTRO 4	-758,821	565,349	-301,79	304,288	457,423	-669,772	188,72	-1,35136
REGISTRO 5	-641,122	586,913	-227,95	361,119	675,398	-799,112	95,5394	-42,9119
MÉDIA	-718,378	566,8344	-177,294	299,9144	559,0266	-735,436	135,4365	-27,0283

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 7 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 2

GRUPO TESTE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 02								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	178,048	-227,378	109,286	-183,014	-13,92	238,805	-491,525	311,31
REGISTRO 2	156,064	-139,875	125,757	-59,6206	-3,76111	288,898	-292,344	265,527
REGISTRO 3	304,443	-237,45	155,418	-87,3802	-41,437	329,006	-224,624	291,977
REGISTRO 4	254,964	-281,869	83,3705	-152,596	-28,7482	242,973	-313,514	229,123
REGISTRO 5	286,39	-240,373	127,868	-65,5182	-30,2359	306,992	-278,352	278,149
MÉDIA	235,9818	-225,389	120,3399	-109,626	-23,6204	281,3348	-320,072	275,2172
GRUPO TESTE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 02								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	384,809	-291,814	157,203	-128,634	-38,5716	186,102	-214,899	322,138
REGISTRO 2	319,696	-288,491	151,786	-305,228	-136,243	252,36	-78,5424	188,782
REGISTRO 3	436,075	-248,261	138,923	-183,554	-76,5326	261,493	-100,332	243,873
REGISTRO 4	355,704	-248,322	119,7	-237,631	-69,906	176,984	-143,997	223,824
REGISTRO 5	311,06	-314,04	143,659	-262,879	-93,029	221,574	-200,335	221,574
MÉDIA	361,4688	-278,186	142,2542	-223,585	-82,8564	219,7026	-147,621	240,0382
GRUPO TESTE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 02								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	129,441	-360,989	58,7368	-390,04	-126,959	88,7311	-288,283	119,648
REGISTRO 2	128,681	-466,485	18,992	-352,943	-120,518	59,632	-319,257	100,216
REGISTRO 3	129,787	-469,714	20,989	-394,897	-142,801	36,2452	-353,35	108,267
REGISTRO 4	112,611	-437,92	23,9466	-377,457	-142,935	36,7469	-322,25	83,6142
REGISTRO 5	148,55	-395,257	67,3164	-344,092	-118,658	69,8756	-330,908	114,959
MÉDIA	129,814	-426,073	37,99616	-371,886	-130,374	58,24616	-322,81	105,3408

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 8 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 3

GRUPO TESTE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 03								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	594,733	-568,287	171,57	-343,413	994,124	-665,732	-77,4052	178,741
REGISTRO 2	667,567	-660,78	133,256	-278,736	1021,13	-585,207	-2,93481	138,255
REGISTRO 3	699,586	-577,964	150,188	-88,2657	1122,03	-527,771	-156,003	91,6134
REGISTRO 4	663,372	-631,869	138,236	-27,5416	1170,52	-668,056	-110,171	147,53
REGISTRO 5	607,666	-663,543	116,94	-220,231	1069,5	-746,225	-19,1545	141,939
MÉDIA	646,5848	-620,489	142,038	-191,637	1075,461	-638,598	-73,1337	139,6157
GRUPO TESTE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 03								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	524,177	-573,117	167,994	-478,456	656,962	-683,58	-3,72829	130,797
REGISTRO 2	455,442	-533,493	145,569	-320,96	814,013	-965,959	-146,322	220,625
REGISTRO 3	441,149	-594,593	131,291	-343,069	843,416	-1024,51	-238,994	245,844
REGISTRO 4	483,519	-596,295	140,501	-627,268	682,223	-867,494	-74,7715	206,997
REGISTRO 5	513,627	-701,171	107,294	-279,48	857,874	-879,777	-11,2998	146,781
MÉDIA	483,5828	-599,734	138,5298	-409,847	770,8976	-884,264	-95,0231	190,2088
GRUPO TESTE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 03								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	240,39	-788,91	32,6772	-254,489	906,344	-1143,06	-128,99	79,2821
REGISTRO 2	242,49	-777,551	30,4285	-223,264	951,055	-1202,02	-111,706	95,9684
REGISTRO 3	214,119	-848,26	12,2001	-178,307	988,646	-1249,12	-113,091	83,7276
REGISTRO 4	179,062	-767,3	4,72124	-219,104	984,669	-1320,41	-188,271	130,649
REGISTRO 5	218,282	-852,723	25,5585	-37,805	1083,25	-1319,92	-116,145	100,879
MÉDIA	218,8686	-806,949	21,11711	-182,594	982,7928	-1246,91	-131,641	98,10122

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 9 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 4

GRUPO TESTE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 04								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-261,177	611,29	-287,817	905,441	-12,1622	310,434	-97,9335	319,879
REGISTRO 2	-491,051	531,957	-384,758	728,595	-119,552	301,392	-67,1618	109,991
REGISTRO 3	-481,986	613,393	-347,384	694,563	-59,6704	201,102	-90,0412	268,707
REGISTRO 4	-506,389	615,01	-328,04	678,536	-185,327	217,042	-130,583	246,583
REGISTRO 5	-546,485	618,2	-433,889	641,648	-107,453	91,0597	-88,6752	185,913
MÉDIA	-457,418	597,97	-356,378	729,7566	-96,8328	224,2059	-94,8789	226,2146
GRUPO TESTE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 04								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-300,006	434,658	-199,426	531,314	-44,256	121,072	-178,38	302,203
REGISTRO 2	-391,532	394,947	-278,653	478,587	-226,543	120,287	-165,06	189,776
REGISTRO 3	-337,601	302,454	-318,118	524,067	-232,22	143,553	-140,53	236,37
REGISTRO 4	-350,349	363,292	-283,972	525,396	-174,213	119,795	-120,84	305,651
REGISTRO 5	-366,527	303,838	-395,9	478,626	-239,415	-37,0473	-268,546	312,339
MÉDIA	-349,203	359,8378	-295,214	507,598	-183,329	93,53194	-174,671	269,2678
GRUPO TESTE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 04								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-187,904	1,73442	-355,571	376,005	-234,035	37,0507	-268,287	99,5045
REGISTRO 2	-324,936	52,0473	-352,79	352,894	-334,687	78,0673	-96,8222	106,348
REGISTRO 3	-249,664	107,032	-371,286	447,69	-0,23122	50,8146	-78,9272	162,156
REGISTRO 4	-123,203	12,511	-368,071	411,322	-244,112	45,3309	-74,5246	137,503
REGISTRO 5	-412,137	179,244	-391,782	458,945	-41,9988	40,9237	-74,3627	187,814
MÉDIA	-259,569	70,51374	-367,9	409,3712	-171,013	50,43744	-118,585	138,6651

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

Quadro 10 – Registros de microdeformação obtidos para o corpo de prova 5

GRUPO TESTE - MOMENTO 01 - CORPO DE PROVA 05								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-652,864	523,932	100,848	-252,345	139,151	-188,099	-19,2666	23,6749
REGISTRO 2	-741,018	545,166	93,5665	-280,119	76,9114	-131,332	-15,3031	101,847
REGISTRO 3	-701,067	493,91	87,6569	-365,571	73,665	-273,959	-41,2369	70,1099
REGISTRO 4	-534,518	445,661	108,364	-386,308	77,0405	-214,999	-33,9324	114,62
REGISTRO 5	-612,538	528,567	145,898	-317,304	212,76	-152,583	-3,5339	141,775
MÉDIA	-648,401	507,4472	107,2667	-320,329	115,9056	-192,194	-22,6546	90,40536
GRUPO TESTE - MOMENTO 02 - CORPO DE PROVA 05								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-531,614	389,093	60,6196	-129,246	42,0083	-320,011	-225,381	247,082
REGISTRO 2	-551,775	294,006	3,3343	-270,289	137,938	-228,754	-310,365	248,927
REGISTRO 3	-532,29	292,973	34,973	-347,167	54,7916	-260,385	-309,761	272,143
REGISTRO 4	-576,002	302,34	52,7451	-381,731	63,543	-367,941	-301,986	241,42
REGISTRO 5	-605,834	344,432	82,2246	-437,764	85,9512	-354,958	-244,27	250,888
MÉDIA	-559,503	324,5688	46,77932	-313,239	76,84642	-306,41	-278,353	252,092
GRUPO TESTE - MOMENTO 03 - CORPO DE PROVA 05								
	Canal 1	Canal 2	Canal 3	Canal 4	Canal 5	Canal 6	Canal 7	Canal 8
REGISTRO 1	-305,104	26,3259	38,4413	-431,306	148,016	-423,265	-447,081	116,998
REGISTRO 2	-454,156	121,28	20,7704	-455,702	223,899	-500,558	-424,258	104,646
REGISTRO 3	-515,65	158,346	7,35201	-406,719	109,78	-450,881	-327,217	153,494
REGISTRO 4	-419,978	99,8645	2,82095	-522,267	61,8764	-563,242	-447,662	139,724
REGISTRO 5	-606,579	189,245	72,2258	-473,257	24,2485	-370,458	-480,364	92,8329
MÉDIA	-460,293	119,0123	28,32209	-457,85	113,564	-461,681	-425,316	121,539

* Valores em microdeformação ($\mu\epsilon$)

VASCONCELLOS, D.K. **Strain gauge analysis of the effect of porcelain firings simulation on the prosthetic misfit of implant-supported frameworks.** 2005. 123f. Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora, Especialidade Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. São José dos Campos, 2005.

ABSTRACT

This in vitro study investigated the effect of porcelain firings simulation on the prosthetic misfit of implant-supported frameworks and analyzed the influence of a pre-heat treatment on the control of dimensional alterations of metal at high temperatures. Four external hex cylindrical implants were placed in a polyurethane block, simulating the rehabilitation of an edentulous mandible. Ten metallic frameworks of screw-retained implant-supported prostheses were cast in Pd-Ag by two different procedures: control group (n=5): cast in segments, followed by laser welding; and test group (n=5): cast in segments, followed by thermal conditioning (simulation of oxidation cycle) and laser welding. After welding, all specimens were submitted to thermal cycles for simulation of porcelain application. With the metallic structures in position, strain gauges bonded around the implants recorded micro-strain yielded by the lack of passivity, at three moments: after welding, after the oxidation cycle and after the porcelain firings simulation. The results were submitted to a 2-Way ANOVA with repeated measures on one factor, and post hoc pairwise comparisons using Student's t-test for independent samples with Bonferroni correction of the significance level. In all fixed partial dentures, strains were produced around the implant bodies when screws retaining the prosthesis were tightened. Misfit deteriorates during the high temperature firing cycles employed for porcelain application. The greatest amount of distortion took place during the firing cycles after the oxidation cycle. Pre-heating treatment controlled metal distortion resulting from the porcelain firing cycles

Keywords: Osseointegration; dental implants; dental prosthesis; strain gauge; in vitro; dental prosthesis design.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)