

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM PRÓTESE DENTÁRIA

**ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE FIXA TOTAL IMPLANTOSSUPORTADA
EM FUNÇÃO DA APLICAÇÃO DE RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL
E DO NÚMERO DE PILARES**

MARINA RECHDEN LOBATO

PORTO ALEGRE

2009

MARINA RECHDEN LOBATO

**ANÁLISE DE TENSÕES EM PRÓTESE FIXA TOTAL IMPLANTOSSUPORTADA
EM FUNÇÃO DA APLICAÇÃO DE RESINA ACRÍLICA TERMOPOLIMERIZÁVEL
E DO NÚMERO DE PILARES**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, na área de Prótese Dentária, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof^a Dr^a Rosemary Sadami Arai Shinkai

PORTO ALEGRE

2009

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

L796a Lobato, Marina Rechden
Análise de tensões em prótese fixa total
implantossuportada em função da aplicação de resina acrílica
termopolimerizável e do número de pilares. / Marina Rechden
Lobato. – Porto Alegre, 2009.
53 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) –
Faculdade de Odontologia, PUCRS.
Orientação: Prof^a. Dr^a. Rosemary Sadami Arai Shinkai.

1. Implantes Dentários. 2. Prótese Dentária.
3. Biomecânica. 4. Estresse Mecânico. 5. Resinas Acrílicas.
I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Título.

CDD 617.692

Ficha elaborada pela bibliotecária Cíntia Borges Greff CRB 10/1437

À minha amada família:

Aos meus pais, Dóris e Fernando, que me ensinaram com muito amor que sempre se pode mais, desde que com honestidade, integridade, respeito e dedicação;

Aos meus irmãos, Lúcia e Guilherme, que dividiram comigo esses ensinamentos e mesmo longe estão sempre presentes;

Ao meu namorado, Luiz Amâncio, teu amor, paciência e incentivo são essenciais para mim.

Agradeço a vocês todo apoio. Amo vocês!

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, Prof^a Dr^a Rosemary Sadami Arai Shinkai, pela atenção, dedicação e orientação, as quais foram fundamentais para a execução deste trabalho.

Meus sinceros e especiais agradecimentos!

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que me ilumina e guia.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa do **Prof. Marcos Túlio Mazzini de Carvalho**, Diretor da Faculdade de Odontologia, pela oportunidade de realizar minha formação nesta casa.

A **Capes**, pelo apoio e incentivo à pesquisa.

Ao **Prof. Edson Mesquita**, meu pai de profissão”, a certeza de que não há palavras que descrevam minha gratidão. Obrigada por ter acreditado em mim e por todo o suporte que me foi dado durante esses anos. És meu exemplo. Contigo aprendi que o êxito é fruto de trabalho e dedicação.

Ao engenheiro **André Cervieri**, do Laboratório de Metrologia da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS-LAMEF), pela ajuda incansável e orientação fundamentada na execução deste trabalho.

Ao **Dr. Marcos Naconecy** e **Prof. Tomás Geremia**, autores de excelentes trabalhos precursores a este, obrigada por nortearem nossos projetos.

Ao **Prof. Dr. José Antonio Poli de Figueiredo**, coordenador do programa de pós-graduação, pela habilidade e excelência na execução da sua tarefa.

Aos professores de mestrado **Dr. Eduardo Rolim** e **Dr. Márcio Lima Grossi**, pelos ensinamentos e convívio.

Aos colegas e professores do Curso de Especialização de Prótese da PUCRS: **Alexandre Bahlis**, **Américo Schaeffer Löf**, **Edson Mesquita**, **Paulo Cesar Armani Maccari**, **Regênio Mahfuz Herbstrith Segundo**. A convivência com

vocês é um constante aprendizado. Obrigada pela oportunidade! É uma honra estar nesta equipe.

Aos professores (ordem alfabética) **Caio Panitz Selaimen, Celso Gustavo Schwalm Lacroix, Clóvis Gallina, Francisco Amado Bastos Lacroix e Raphael Carlos Drummond Loro** pela amizade e ensinamentos.

Aos colegas de mestrado: **Daniela, Fabrício, Leonardo, Maria Fernanda, Magáli, Renata e Sabrina**. Obrigada pelo convívio e troca de experiências. Muito sucesso a todos!

Ao Laboratório **Portodent**, em especial aos técnicos **Cedenir, Cristiano e Francine**, pela disponibilidade, dedicação, paciência e habilidade durante a execução deste experimento.

Aos funcionários da secretaria de pós-graduação **Ana Lúcia, Carlos, Davenir, Marcos**, pela prontidão na prestação das suas tarefas.

Ao **Eng. Telmo Roberto Strohaecker**, por ter disponibilizado a utilização do Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF) da UFRGS para a realização deste trabalho.

A **Grazi**, obrigada pela amizade e pela excelente condução e administração do consultório.

A minha amiga do peito, **Fernanda Schuch**, pela ajuda ímpar na criação e desenvolvimento dos esquemas e ilustrações deste trabalho. Obrigada, Nandica!

A **Tia Elaine**, pela revisão ortográfica. Não tenho palavras para agradecer a prontidão em me ajudar.

RESUMO

A obtenção da passividade da estrutura metálica é resultado de um processo meticuloso que inclui procedimentos clínicos e laboratoriais. Um dos principais procedimentos laboratoriais causadores de distorções é a aplicação do revestimento estético. Este estudo teve como objetivo avaliar, com utilização de extensômetros, a distribuição das tensões geradas nos pilares protéticos de próteses totais fixas implantossuportadas, em função do tipo de revestimento estético (resina acrílica termopolimerizável) e do número de pilares (cinco e quatro pilares). Quatro barras metálicas em liga Prata-Paládio simularam próteses fixas tipo Protocolo Bränemark sobre cinco implantes. Extensômetros foram colados nos pilares protéticos do modelo-mestre para medir a deformação antes ($n=4$ barras sem revestimento) e após a aplicação da resina acrílica termopolimerizável (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) ($n=4$ barras com resina). Os valores de tensão foram medidos com arranjo de cinco e de quatro pilares protéticos no modelo-mestre. Os dados de tensão seguiram uma distribuição normal. As médias de tensão foram submetidas à Análise de Variância de Dois Fatores. Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os fatores de variação (aplicação do revestimento $P=0,172$; e número de pilar $P=0,523$) e a interação entre os fatores ($P=0,604$). Os resultados deste estudo sugerem que, nesta simulação de próteses do tipo protocolo Bränemark, a aplicação do revestimento de resina acrílica termopolimerizável não gerou variação significativa de tensão nos pilares. Neste modelo experimental, o número de pilares (quatro ou cinco) não afetou a tensão no sistema, com ou sem revestimento de resina acrílica.

Palavras-chave: Próteses e Implantes. Implantes Dentários. Biomecânica. Estresse Mecânico. Resinas Acrílicas.

ABSTRACT

The achievement of passive fit of the metal framework results from a meticulous process including clinical and laboratorial procedures. One of the main causes of laboratory distortions is the application of the aesthetic veneering material. The purpose of this study was to evaluate the distribution of tensions on abutments of implant-supported fixed total prosthesis. The effect of the veneering material (acrylic resin) and number of abutments (five or four) was investigated. Four metallic bars cast in Palladium-Silver alloy were fabricated to simulate implant-supported fixed total prosthesis on five dental implants. Strain gauges were fixed on the abutments to measure the tension before and after the application of the veneering material (n=4). The values of tension were measured in two situations: over five or four abutments in the master model. The tension data had a normal distribution and were analyzed by using Two-Way Analysis of Variance. No statistically significant difference was found as a function of the main factors (veneering material $P=0.172$; number of abutments $P=0.523$) or the interaction of main factors ($P=0.604$). The results of this study suggest that the application of acrylic resin veneering do not increase the tension in abutments. In this *in vitro* study, there was no significant difference between the values of tension in the model with five and four abutments.

Key words: Prostheses and Implants. Dental Implants. Biomechanics. Mechanical Stress. Acrylic Resins.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Quadro de grupos experimentais testados.....	23
Figura 2: Esquema da posição dos implantes e pilares na base da resina epóxi	25
Figura 3: Esquema da barra metálica: a) vista posterior; b) vista lateral; c) dimensões da barra em secção transversal.	26
Figura 4: Barra metálica	28
Figura 5: Enceramento sobre barra metálica: a) vista posterior; b) medida com paquímetro digital; c) esquema das dimensões em secção transversal. .	29
Figura 6: Muflas com barras metálicas.....	30
Figura 7: Revestimento sobre barra metálica: a) vista posterior; b) medida com paquímetro digital; c) esquema das dimensões em secção transversal. .	31
Figura 8: Disposição dos extensômetros no modelo com 5 pilares: a) quinze extensômetros (canais de leitura) colados nos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais; b) esquema da disposição dos três extensômetros (SG) em cada pilar	33
Figura 9: Disposição dos pilares e extensômetros no modelo com 4 pilares	37
Figura 10: Tensão (MPa) em barras sem e com revestimento.....	41

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Estatística descritiva dos valores de tensão em função da presença de revestimento e do número de pilares.....	40
Tabela 2 – Resultados da Análise de Variância de Dois Fatores.....	41

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1 BIOMECÂNICA DOS IMPLANTES EM MANDÍBULAS EDÊNTULAS	17
2.2 REVESTIMENTO ESTÉTICO	19
3 PROPOSIÇÃO	21
4 MATERIAIS E MÉTODOS	22
4.1 CONFECÇÃO DO MODELO-MESTRE	23
4.1.1 Confecção da base em resina epóxi	23
4.1.2 Perfurações da base em resina epóxi	24
4.1.3 Fixação dos implantes na base de resina epóxi	24
4.2 CONFECÇÃO DAS BARRAS METÁLICAS	26
4.3 APLICAÇÃO DO REVESTIMENTO ESTÉTICO	28
4.3.1 Enceramento	28
4.3.2 Aplicação da resina acrílica termopolimerizável	29
4.3.2.1 Acabamento e condicionamento da estrutura metálica	29
4.3.2.2 Aplicação da resina acrílica termopolimerizável	30
4.3.2.3 Verificação das dimensões do revestimento	31
4.4 PROCEDIMENTOS PARA MEDIÇÃO DE DEFORMAÇÃO	32
4.4.1 Extensômetros	32
4.4.1.1 Posicionamento dos extensômetros nos pilares	32
4.4.1.2 Colagem dos extensômetros nos pilares	33
4.4.2 Instrumentação para a leitura das deformações	33
4.5 ENSAIOS	34
4.5.1 Deformação inicial das barras metálicas	34
4.5.2 Avaliação da deformação nos pilares em função do revestimento estético	35
4.5.3 Avaliação da deformação nos pilares em função do número de pilares que sustentam a estrutura metálica	36
4.6 CONVERSÃO DOS VALORES DE DEFORMAÇÃO EM TENSÃO	38
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	39
5 RESULTADOS	40

6 DISCUSSÃO	42
7 CONCLUSÕES	47
REFERÊNCIAS.....	48
ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO DA COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA PUCRS	53

1 INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o aprimoramento das técnicas na área da Implantodontia é notório e acelerado. A previsibilidade do tratamento com implantes em pacientes desdentados total ou parcial está muito bem sedimentada em trabalhos com acompanhamentos a longo prazo (ADELL et al., 1981; JEMT, 1991; MURPHY et al., 2002).

A busca por resultados previsíveis a longo prazo levanta uma série de questionamentos sobre técnicas e materiais empregados. Através de estudos científicos, tais técnicas e materiais são testados a fim de se delinear protocolos clínicos reproduzíveis (ALBREKTSSON et al., 1986; ZARB, SCHMITT, 1990; CIFTÇI; CANAY, 2000; NACONECY et al., 2004; GEREMIA et al., 2009).

As próteses implantossuportadas são submetidas não apenas a forças mastigatórias, mas também a tensões geradas durante o assentamento e a instalação da própria estrutura protética (JEMT; LEKHOLM, 1998). O assentamento passivo de estruturas protéticas, especialmente em casos de prótese tipo Protocolo Bränemark, é uma meta desde a descoberta da osseointegração (BRÄNEMARK, 1983; KAN et al., 1999; WATANABE et al., 2000; SAHIN; CEHRELI, 2001). A obtenção da passividade da estrutura metálica é resultado de um processo meticuloso que inclui procedimentos clínicos e laboratoriais (CHEE et al., 1999). Todas as etapas devem ser executadas cuidadosamente para que se evite a incorporação de pequenos erros que, somados, resultam na distorção da peça. Dessa forma, quando o total das distorções é zero, a passividade da peça é obtida (NICHOLLS, 1980; WATANABE et al., 2000).

Uma das causas mais frequentes da perda de implantes após a instalação da prótese é o excesso de tensão exercida sobre este sistema. O planejamento, o desenho e a confecção da prótese devem minimizar tensões, para que a perda óssea inicial e outras complicações sejam reduzidas. Assim, o conhecimento da biomecânica de próteses implantossuportadas é essencial para que seja traçada

uma estratégia de tratamento em que as forças oclusais sejam dissipadas da melhor forma possível.

Bränemark (1983) foi o primeiro a definir adaptação passiva. Este autor propôs que um desajuste de 10 μm permitiria a maturação e o remodelamento ósseo. Adaptação passiva é aquela que não causa complicações a longo prazo e que apresenta menos de 150 μm de desadaptação (JEMT, 1991). Muitas definições sobre qual seria o nível aceitável de passividade foram propostas, mas ainda há uma grande dificuldade em definir o exato nível aceitável de desadaptação de próteses implantossuportadas (KAN et al., 1999).

A exatidão na avaliação da passividade da peça é influenciada por fatores como o número e distribuição dos implantes, a rigidez da estrutura metálica e a capacidade do aperto do parafuso em fechar a fresta. A obtenção de uma estrutura adaptada de tal forma a não induzir forças de compressão, tração ou torção a todo o sistema é ainda mais difícil em próteses múltiplas aparafusadas (MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997). Quanto maior o número de implantes, mais crítica é a adaptação (YANASE et al., 1994).

A ausência de adaptação passiva está associada ao aumento das tensões (PIETRABISSA et al., 2000; WATANABE et al., 2000), as quais, quando não controladas, podem induzir problemas mecânicos no osso de suporte, no implante ou na estrutura protética (KAN et al., 1999; SILVA et al., 2008). De acordo com a literatura, o tecido ósseo possui capacidade de adaptação através de um processo contínuo de remodelamento. Porém, forças excessivas podem comprometer esse equilíbrio acarretando reabsorção óssea (MIYATA et al., 2000).

As possíveis complicações associadas à falta de passividade da estrutura metálica podem ser biológicas e/ou protéticas. Dentre as complicações biológicas estão: aumento da transferência de carga, microfraturas no tecido ósseo circunjacente, infiltração de microorganismos no espaço (*gap*) entre o pilar e o implante, perda óssea e, finalmente, a falha da osseointegração. As complicações protéticas incluem o afrouxamento ou a fratura do parafuso de fixação, fratura do

revestimento estético e fratura implante (ADELL et al., 1981; ALBREKTSSON et al., 1986; WATANABE et al., 2000; MICHALAKIS et al., 2003).

Os principais procedimentos laboratoriais citados como causadores de distorções são: o tipo de material utilizado na confecção do modelo de trabalho, a distorção do padrão acrílico/cera na confecção da infra-estrutura, os procedimentos de fundição (técnica e tipo de liga) e a aplicação do revestimento estético (TORESKOG et al., 1966; CRAIG et al., 1971; NESS et al., 1992; ANUSAVICE, 1998; CIFTÇI, CANAY, 2000; SAHIN, CEHRELI, 2001; MURPHY et al., 2002; NACONECY, 2006; ASSUNÇÃO et al., 2009; GEREMIA et al., 2009; SUEDAM et al., 2009).

O revestimento estético de próteses sobre implante pode ser feito com diferentes materiais. A tensão gerada sobre a estrutura metálica após a aplicação do revestimento estético pode causar fraturas ou até separação entre o material e o metal (CIFTÇI, CANAY, 2000; SAHIN, CEHRELI, 2001). A cerâmica é utilizada como revestimento com o intuito de melhorar o resultado estético (TRIPODAKIS et al., 1995; BASSIT; LINDSTRÖM; RANGERT, 2002). Entretanto, a cerâmica tem menor capacidade de absorver as forças mastigatórias; assim, essas são transferidas, através da estrutura metálica, até o osso (SEGHI; DENRY; BRAJEVIC, 1992; CIFTÇI ; CANAY, 2000). Há um aumento na tensão em estruturas metálicas quando as mesmas são revestidas por cerâmica (KARL et al., 2005). Alguns autores defendem a aplicação de resina como revestimento estético com o argumento de que tal material seria capaz de absorver melhor o impacto das forças (ADELL et al., 1981; BRÄNEMARK, 1983; JEMT, 1986; JEMT; LEKHOLM, 1998; CIFTÇI; CANAY, 2000).

No que diz respeito ao número e distribuição de implantes, estudos já propuseram a alteração da técnica inicialmente desenvolvida por Bränemark para mandíbulas totalmente edêntulas (BRÄNEMARK, 1983). A simplificação desta técnica através da diminuição do número de implantes para a mesma solução protética é cada vez mais difundida (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; BECKER W.; BECKER B.; HUFFSTETLER, 2003; KRONSTROM et al., 2003; MALÓ; RANGERT;

NOBRE, 2003; NACONECY, 2006).

Na Implantodontia, o estudo biomecânico tem como objetivo aprimorar protocolos de aplicação clínica. Várias técnicas podem ser utilizadas para a análise da distribuição das tensões e deformações. A extensometria de resistência elétrica é um método experimental que possibilita medir a deformação em torno de um ponto de um corpo através de extensômetros (NACONECY, 2006; ASSUNÇÃO et al., 2009; GEREMIA et al., 2009). Extensômetros de resistência elétrica baseiam-se na variação da resistência elétrica de um condutor (circuito) quando submetido a uma deformação. Quando estes dispositivos são fixados à superfície de um determinado material, acompanham a deformação a qual este material é submetido, alterando a passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que as percorre. Dessa forma, o emprego de extensômetros de resistência elétrica para a avaliação biomecânica possibilita determinar medidas de tensão, tanto *in vitro* como *in vivo*, em tempo real nos implantes e estruturas metálicas submetidos a cargas estáticas ou dinâmicas (DUYCK et al., 2000; NACONECY, 2006; ASSUNÇÃO et al., 2009; GEREMIA et al., 2009; SUEDAM et al., 2009).

O planejamento em Implantodontia deve seguir padrões biomecânicos criteriosos, uma vez que a longevidade das reabilitações orais implantossuportadas está relacionada intimamente com transmissão das forças aos implantes e ao tecido ósseo. No entanto, ainda não há consenso sobre qual a verdadeira influência do revestimento estético e do número de implantes na distribuição de tensões exercidas nos pilares protéticos de próteses fixas implantossuportadas. Assim, justifica-se a necessidade de um estudo mais aprofundado sobre o tema.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo foi subdividido em: biomecânica dos implantes em mandíbulas edêntulas e revestimento estético.

2.1 BIOMECÂNICA DOS IMPLANTES EM MANDÍBULAS EDÊNTULAS

O estudo aprofundado sobre o comportamento biomecânico dos implantes osseointegrados iniciou em 1983 com o trabalho de Skalak. Desde esta época sabe-se que a distribuição de forças verticais e horizontais sobre uma prótese fixa implantossuportada é influenciada não apenas pelo número, distribuição e resistência dos implantes, mas também pela forma e resistência da própria estrutura protética (SKALAK, 1983).

A adaptação precisa entre implante e pilar, assim como entre pilar e estrutura protética é um fator determinante para o sucesso a longo prazo de próteses implantossuportadas (WATANABE et al., 2000). Assim como em próteses fixas convencionais, a causa da desadaptação da estrutura protética é multifatorial (KAN et al., 1999). A distorção pode ocorrer nas dimensões dos eixos x, y, e z (NICHOLLS, 1980; TAN et al., 1993) e ser decorrente de um ou mais fatores como: posicionamento dos implantes, técnicas e matérias de moldagem, fabricação da estrutura metálica e aplicação do revestimento estético (TAN et al., 1993; JEMT ; LEKHOLM, 1998; CIFTÇI ; CANAY, 2000; SAHIN ; CEHRELI, 2001; MURPHY et al., 2002; NACONECY et al., 2004; ASSUNÇÃO et al., 2009; GEREMIA et al., 2009; SUEDAM et al., 2009).

A técnica inicialmente desenvolvida para reabilitar mandíbulas edêntulas por Brånemark preconizava a instalação de cinco implantes e fixação destes através de uma prótese fixa implantossuportada aparafusada (BRÄNEMARK, 1983). Esse protocolo de colocação de cinco implantes na região entre forames mentonianos,

também conhecido como Protocolo Brånemark, vem sendo revisto.

No que diz respeito ao número e distribuição de implantes, é crescente a quantidade de estudos que propõe a alteração desta técnica inicialmente desenvolvida para mandíbulas totalmente edêntulas. O emprego de quatro implantes para a mesma solução protética é cada vez mais difundido (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; BECKER W.; BECKER B.; HUFFSTETLER, 2003; KRONSTROM et al., 2003; MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003; NACONECY, 2006). Clinicamente, a fixação sobre apenas três implantes tem sido utilizada a fim de simplificar a técnica e reduzir custos (VASCONCELOS et al., 2005).

A distribuição dos implantes na arcada óssea tem indicado ser mais importante que o número de implantes, sendo o fator preponderante para formar um polígono de sustentação adequado (MORGAN; JAMES, 1995; MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003). Estudos demonstraram que a distribuição de tensão é similar quando cinco ou quatro implantes são utilizados (BRÄNEMARK; SVENSSON; VAN STEENBERGHE, 1995; DAVIS; ZARB; CHAO, 1998a; BECKER W.; BECKER B.; HUFFSTETLER, 2003). Desta forma, a fixação de quatro implantes está sendo cada vez mais indicada para reabilitar pacientes com o arco inferior totalmente edêntulo (KRONSTROM et al., 2003; MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003; NACONECY, 2006).

A precisão na avaliação clínica da adaptação da estrutura protética também pode ser afetada, assim como a distribuição de tensões, pelo número e arranjo dos implantes (KAN et al., 1999). A adaptação da peça se torna mais crítica com o aumento do número de implantes e da resistência da estrutura, ao passo que a longevidade da prótese diminui (YANASE et al., 1994; KAN et al., 1999). O assentamento preciso entre a cabeça do implante e o componente protético, assim como entre o componente protético e a estrutura metálica são fatores importantes para o sucesso a longo prazo de restaurações implantossuportadas (PIETRABISSA et al., 2000; WATANABE et al., 2000).

O sucesso clínico das próteses implantossuportadas é amplamente determinado pela forma como as tensões aplicadas sobre essas são transferidas para os implantes e para o tecido ósseo circunjacente (SKALAK, 1983; SILVA et al.,

2008). Por outro lado, a densidade óssea também tem fundamental importância na distribuição e transmissão das tensões, uma vez que o titânio tem cinco vezes mais resistência para suportar tensão do que o osso alveolar (ALBREKTSSON et al., 1986; MIYATA et al., 2000)

O tecido ósseo, os implantes, e os componentes parecem tolerar um nível de desadaptação sem gerar problemas biomecânicos adversos. Esse nível de desadaptação tolerável tem sido estudado, mas ainda não foi determinado com precisão (MIYATA et al., 2000). Portanto, o aprimoramento de procedimentos clínicos e de etapas protéticas, associado a um correto método de avaliação da adaptação levam à otimização do assentamento da peça (KAN et al., 1999).

Muitos aprimoramentos técnicos para a confecção de infraestruturas metálicas têm sido propostos para diminuir cada vez mais as tensões geradas pela prótese sobre os implantes e tecido ósseo (MURPHY et al., 2002; JACQUES et al., 2009; SUEDAM et al., 2009).

2.2 REVESTIMENTO ESTÉTICO

O desenho e o material das estruturas protéticas influenciam no carregamento dos implantes dentários e na deformação do tecido ósseo. Essa deformação causa tensão no osso circunjacente ao implante e pode levar à reabsorção óssea e à perda do implante (RANGERT; JEMT; JORNÉUS, 1989; MIYATA et al., 2000).

A intensidade dos resultados de tensão sofre influência das propriedades físicas dos materiais de revestimento empregados (SAHIN; CEHRELI, 2001). A troca do material de revestimento da prótese produz efeitos significativos nos níveis de distribuição de estresse na estrutura metálica. Após a aplicação do revestimento, o estresse fica concentrado na área marginal da prótese. Dessa forma, a tensão gerada na estrutura metálica pela aplicação do revestimento estético pode levar à

fratura do revestimento ou à separação entre esse material e o metal (CIFTÇI; CANAY, 2000).

Já há alguns anos, a fim de minimizar as forças de impacto que são transmitidas aos implantes, alguns autores indicaram a resina acrílica como material de revestimento estético de eleição para próteses implantossuportadas (ADELL et al., 1981; BRÄNEMARK, 1983; JEMT; LEKHOLM, 1998; CIFTÇI; CANAY, 2000). Por outro lado, durante a polimerização da resina acrílica termopolimerizável há uma alteração na densidade da massa, o que resulta em contração volumétrica deste material, gerando certa tensão (ANUSAVICE, 1998).

Diferentes estudos avaliaram a capacidade de amortecimento de cargas de diferentes materiais de revestimento, tais como liga de ouro, metalocerâmica com liga nobre, porcelana pura, resina composta de micropartícula, resina acrílica termopolimerizável e resina modificada por ionômero de vidro. Os resultados das resinas são significativamente melhores. Com uma espessura de 1,5 mm de resina microparticulada ou acrílica, há redução de aproximadamente 50% na força de impacto quando comparada com os outros materiais testados, devido ao baixo módulo de elasticidade da resina acrílica (GRACIS et al., 1991; CIFTÇI; CANAY, 2000).

A cerâmica, por ser o mais duro dos materiais de revestimento, transmite abruptamente as forças na interface implante-osso (GRACIS et al., 1991). Sabe-se que a escolha do material de revestimento das próteses implantossuportadas deve ser direcionada no sentido de preservar esta interface de cargas excessivas, criando menores tensões nesta região (HOBKIRK; PSARROS, 1992). Entretanto, apesar da cerâmica ser pouco capaz de absorver forças geradas pela mastigação, é amplamente utilizada como revestimento estético devido a sua excelente capacidade de mimetizar estruturas anatômicas como o esmalte (SEGHI; DENRY; BRAJEVIC, 1992; TRIPODAKIS et al., 1995; BASSIT; LINDSTRÖM; RANGERT, 2002).

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar as tensões geradas nos pilares de próteses totais fixas implantossuportadas tipo Protocolo Bränemark, em função do efeito da aplicação de revestimento estético e do número de implantes, utilizando extensometria de resistência elétrica.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este estudo caracteriza-se como um estudo experimental, laboratorial, com delineamento de blocos ao acaso e as seguintes variáveis:

- a) variáveis independentes: aplicação de revestimento estético (sim e não), número de pilares protéticos (4 e 5);
- b) variável dependente: tensão (MPa).

Os corpos-de-prova foram constituídos por quatro barras metálicas em liga Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Bränemark sobre cinco implantes. Estas barras foram confeccionadas sobre um modelo-mestre com cinco implantes retos e paralelos entre si, distribuídos geometricamente considerando o ponto central da plataforma. As quatro barras foram padronizadas para terem as mesmas dimensões (NACONECY, 2006; GEREMIA et al., 2009). Extensômetros de resistência elétrica foram colados nos pilares protéticos do modelo-mestre para medir a deformação antes e após a aplicação dos revestimentos estéticos. Sobre as quatro barras foi aplicado o revestimento estético em resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 550, Dentsply® Ind. e Comércio Ltda) (n=4 barras/resina termopolimerizável). A fim de se obter a padronização das dimensões do material de revestimento estético, foi confeccionada, previamente à sua aplicação, uma guia (muralha) de silicone a partir de um enceramento padrão. Para avaliar a deformação resultante da aplicação do revestimento, foi feita uma medida inicial (*baseline*) somente das barras sobre o modelo-mestre, sem revestimento, e outra após aplicação do revestimento. Os valores de deformação foram medidos quando as barras foram testadas sobre cinco e quatro pilares protéticos do modelo-mestre. Os detalhes dos grupos experimentais do estudo estão dispostos na Figura 1.

Grupos Experimentais	Barras Metálicas	Número de Pilares
Grupo S – Barras sem revestimento estético	N = 04	5
		4
Grupo R – Barras/Resina Acrílica Termopolimerizável	N = 04	5
		4

Figura 1: Quadro de grupos experimentais testados
Fonte: A autora (2009)

Todas as etapas da confecção do modelo-mestre e das barras metálicas utilizados nos ensaios desse estudo foram realizadas durante a execução dos seguintes trabalhos científicos:

- a) "Distribuição de estresse em próteses implantossuportadas Tipo Protocolo Bränemark com Implantes Inclinados: Estudo *In Vitro*", dissertação de mestrado, de Tomás Geremia (2006);
- b) "Força e momento fletor em pilares de prótese tipo Protocolo Bränemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares", tese de doutorado, de Marcos Michelin Naconecy (2006).

4.1 CONFECÇÃO DO MODELO-MESTRE

4.1.1 Confecção da base em resina epóxi

O modelo-mestre foi confeccionado com o auxílio de uma base de silicone com a superfície inferior em forma de trapézio e paredes laterais perpendiculares. Esta base de silicone foi preenchida com resina epóxi (mistura de 80% de resina Araldite CY – 248 com 20% de catalisador – HY - 956 Aralsul – Produtos Químicos

Ltda., Cachoeirinha, RS, Brasil) ainda na forma fluida e acondicionada em uma câmara pressurizada (Wiropress, Bego, Bremen, Alemanha) a 4 bars por 40 minutos para evitar a formação de bolhas na resina. Após 12 horas de polimerização, a base acrílica foi desgastada na face superior até se obter uma superfície homogênea e paralela à face inferior, com 2 cm de altura. Os lados maior e menor mediam 8 cm e 6 cm, respectivamente (GEREMIA, 2006; NACONECY, 2006).

4.1.2 Perfurações da base em resina epóxi

Através do programa *Autocad* foi realizada a transposição gráfica da curvatura de uma mandíbula humana de treinamento em implantes osseointegrados (ETH 0301-10 Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) para a base em resina epóxi.

As marcações das perfurações para a colocação dos implantes seguiram a curvatura determinada por uma mandíbula-mestra. A primeira marcação foi feita na linha média. As outras quatro marcações foram realizadas com distanciamento de 1 cm entre si, sendo duas para cada lado da linha

As cinco perfurações na base de resina epóxi foram realizadas com o auxílio da fresadora (EWL Typ 990 Kavo, Leutkirch, Alemanha). Estas perfurações tinham 4 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento, sendo todas paralelas entre si e perpendiculares à face inferior da base. Para escoar o excesso de resina acrílica, foi realizada uma perfuração secundária, com diâmetro de 2 mm, no interior de cada perfuração até transfixar a base (GEREMIA, 2006; NACONECY, 2006).

4.1.3 Fixação dos implantes na base de resina epóxi

Cinco implantes tipo parafuso, com hexágono externo e plataforma regular, medindo 4 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento (OSS 415 – 3i Implant Innovations, Flórida, EUA), foram fixados nas perfurações da base de resina epóxi.

Primeiramente, foi injetada resina epóxi fluida no interior das perfurações e nas roscas dos implantes. Os implantes foram inseridos até seu correto assentamento. Realizada a remoção dos excessos, os modelos foram acondicionados em câmara de pressurização por 40 minutos a 4 bars. Após 12 horas, cinco pilares do tipo *Standard* – retos, com cinta de 7 mm (AB700 – 3i Implant Innovations, Flórida, EUA), foram aparafusados sobre a plataforma dos implantes, com uma chave hexagonal interna (RASA3 – 3i Implant Innovations, Flórida, EUA). Os pilares foram numerados de 1 a 5, no sentido horário (Figura 2). Um torque de 20 N.cm foi aplicado, segundo orientações do fabricante, utilizado o controlador eletrônico de torque (DEC 600-1 Osseocare Drilling Equipment, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) (GEREMIA, 2006; NACONECY, 2006).

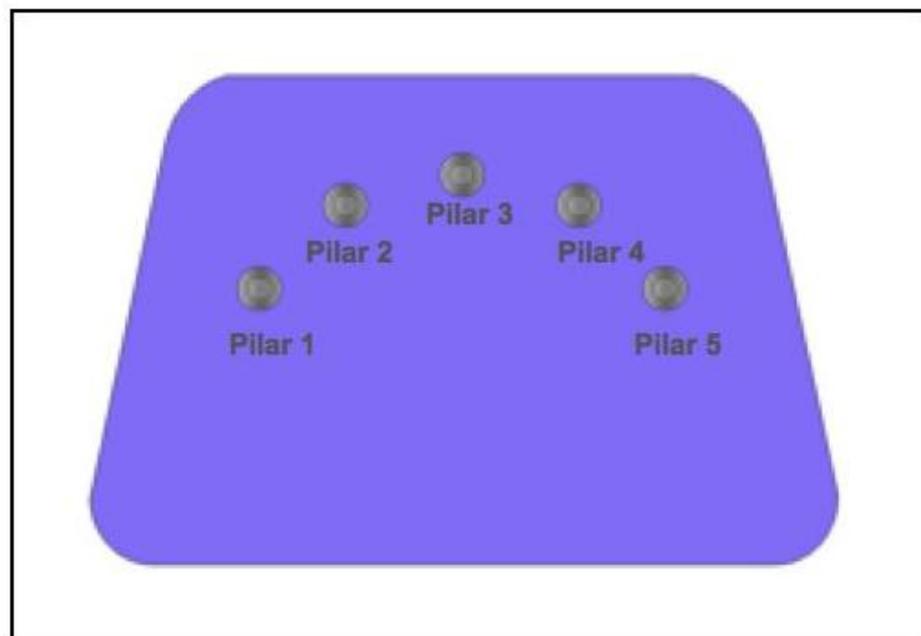


Figura 2: Esquema da posição dos implantes e pilares na base da resina epóxi
Fonte: A autora (2009)

4.2 CONFECÇÃO DAS BARRAS METÁLICAS

As dimensões das barras foram determinadas a partir de cálculos matemáticos, em função da deformação permanente da liga metálica em Prata-Paládio (Porson 4 – Degussa, Alemanha), para não haver deformação permanente durante a aplicação de até 50 N de carga (GEREMIA, 2006; NACONECY, 2006). As quatro barras tinham a forma de arco com secção retangular: largura de 3 mm no sentido vestibulo-lingual, altura de 4 mm no sentido ocluso-cervical e comprimento de extremo livre (*cantilever*) de 20 mm no lado esquerdo (Figura 3).

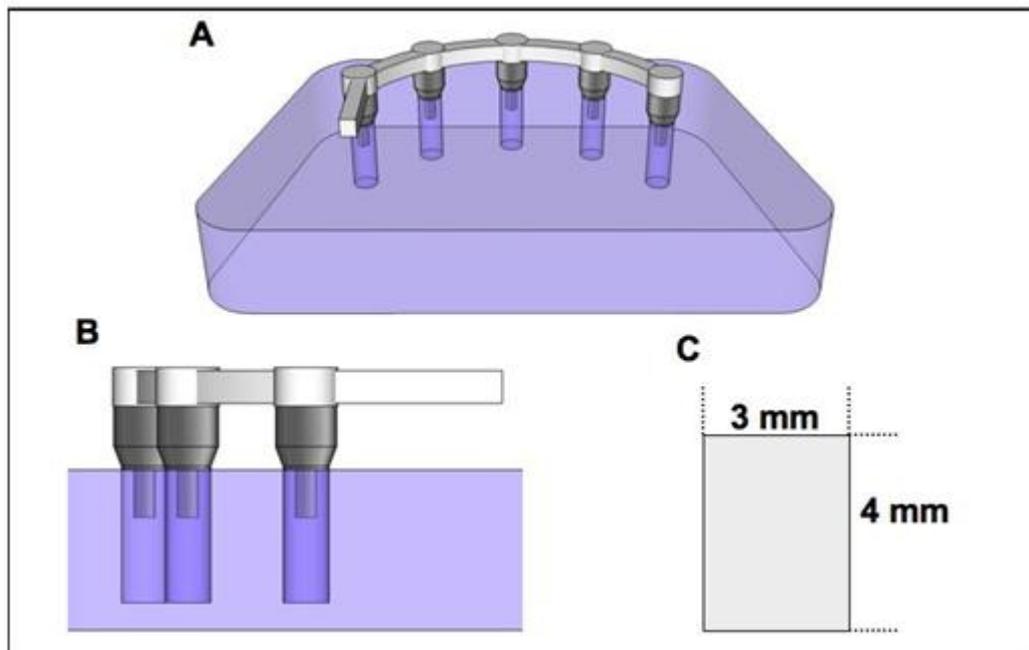


Figura 3: Esquema da barra metálica: a) vista posterior; b) vista lateral; c) dimensões da barra em secção transversal.

Fonte: A autora (2009)

As quatro barras foram previamente enceradas sobre o modelo-mestre. Os padrões de cera (Defama Famasil – Laboratório Importadora Defama Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foram fixados à porção calcinável dos cilindros de ouro. Após o término do enceramento, os padrões de cera foram seccionados com lâminas (Gillette do Brasil Ltda, Manaus, AM, Brasil) em quatro pontos entre os pilares, resultando em cinco segmentos de barra a serem soldados a laser (EV LASER 900, Bergamo, Itália).

A soldagem dos cinco segmentos de cada barra foi realizada (EV LASER 900, Bergamo, Itália) sobre o respectivo *index* originado de cada modelo mestre. O *index* é método de transferência mais fiel da posição dos pilares para um modelo de gesso de trabalho (NACONECY et al., 2004). Para a confecção do *index* os cinco segmentos de cada barra foram instaladas sobre os pilares com um torque de 10Ncm. A seguir foi realizada uma esplintagem em resina acrílica (Pattern Resin®, GC Corporation, Tóquio, Japão), unindo os quatro pontos de solda. Após o término do tempo de polimerização de 30 minutos, os segmentos esplintados foram desaparafusados do modelo mestre. Cinco análogos de pilar Standard (SLA20 – 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) foram então aparafusados em cada um dos cilindros. O conjunto segmentos esplintados/análogos foi inserido em uma base de gesso tipo IV (GC Fujirock® EP, GC Europe, Leuven, Bélgica), obtendo-se assim o *index* para soldagem a laser. Este *index* foi usado para a soldagem das cinco barras (GEREMIA, 2006; NACONECY, 2006). Desta forma, todas as barras tiveram um ajuste considerado passivo sobre um único modelo de trabalho. O ajuste passivo de cada barra foi verificado visualmente, sendo aparafusado um único parafuso de cada vez e nenhuma fresta poderia ser detectada em nenhum dos outros pilares. Este procedimento foi realizado nos cinco parafusos de cada barra, um a um (Figura 4).

As peças soldadas foram acabadas com fresas de tungstênio. A padronização das dimensões das barras metálicas foi feita com o auxílio de um paquímetro digital com resolução de 0,0005/0,01 pol/mm (Mitutoyo Sul Americana Ltda., Suzano, SP, Brasil).



Figura 4: Barra metálica
Fonte: A autora (2009)

4.3 APLICAÇÃO DO REVESTIMENTO ESTÉTICO

4.3.1 Enceramento

Sobre uma das quatro barras foi feito um enceramento, utilizando o sistema de gotejamento de cera PKT (Duflex® SSWhite, Juiz de Fora, MG, Brasil), para a padronização do revestimento estético. O enceramento sobre a barra media 3 mm no sentido vestibulo-lingual e 3 mm no sentido ocluso-cervical incluído o comprimento de extremo livre (*cantilever*) de 20 mm no lado esquerdo. Assim, o padrão de cera tinha espessura uniforme de 3 mm, sobre a superfície da barra metálica (Figura 5). Esta espessura foi estipulada com o intuito de simular a quantidade de resina termopolimerizável empregada em próteses tipo protocolo Bränemark.

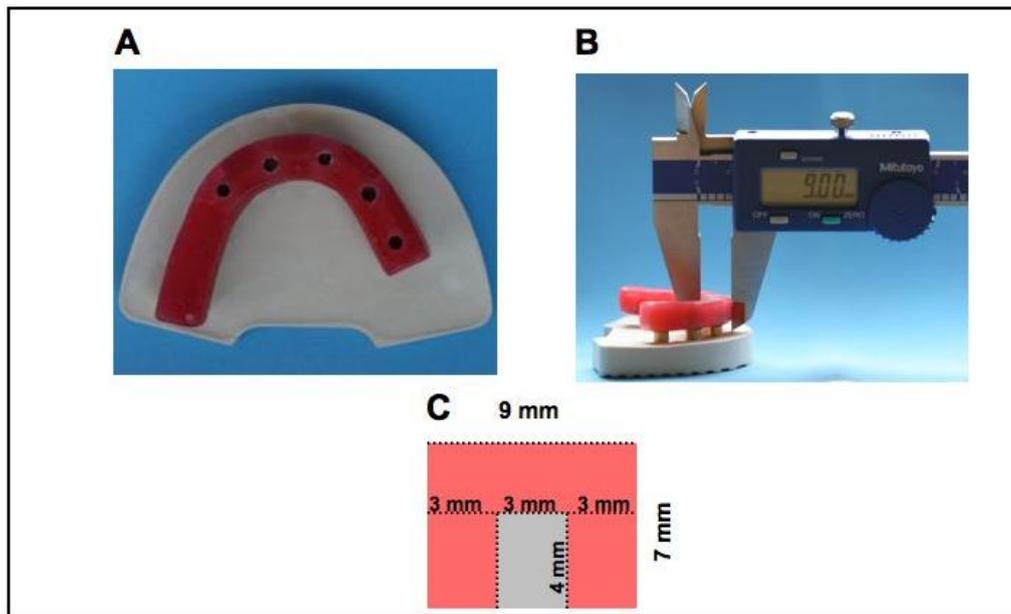


Figura 5: Enceramento sobre barra metálica: a) vista posterior; b) medida com paquímetro digital; c) esquema das dimensões em secção transversal.
Fonte: A autora (2009)

A padronização das dimensões do enceramento foi feita com auxílio de um paquímetro digital com resolução de 0,0005/0,01 pol/mm (Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil).

4.3.2 Aplicação da resina acrílica termopolimerizável

4.3.2.1 Acabamento e condicionamento da estrutura metálica

Foi realizado o jateamento das barras com Al_2O_3 , com granulação de 110-250 μm , sob pressão de 3 bars. A distância entre a ponta do jato e a superfície a ser jateada foi de 2 cm com um ângulo de 45° .

4.3.2.2 Aplicação da resina acrílica termopolimerizável

A resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550 (Dentsply® Ind. e Comércio Ltda., RJ, Brasil) foi aplicada pelo processo de prensagem. Os padrões de cera medindo 3 mm de espessura sobre toda a superfície da barra metálica foram incluídos em muflas metálicas (Figura 6). A polimerização da resina acrílica cumpriu um ciclo programado de: 3 horas e 30 minutos a 70°C, 3 horas e 30 minutos a 98°C, seguido de resfriamento gradual. Após a aplicação do revestimento as amostras ficaram com forma aproximada de uma prótese implantossuportada com uma extremidade livre (*cantilever*) de 20 mm no lado esquerdo.



Figura 6: Muflas com barras metálicas
Fonte: A autora (2009)

4.3.2.3 Verificação das dimensões do revestimento

A padronização das dimensões do revestimento estético foi feita com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul America Ltda, Suzano, SP, Brasil). Discrepâncias de espessura foram compensadas por meio de desgastes com fresas de tungstênio Magnum (Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) com rotação de 15.000 rpm, controlando o desgaste periodicamente com o paquímetro digital. Com relação à espessura foi aceita uma variação de até $\pm 0,05$ mm (Figura 7).

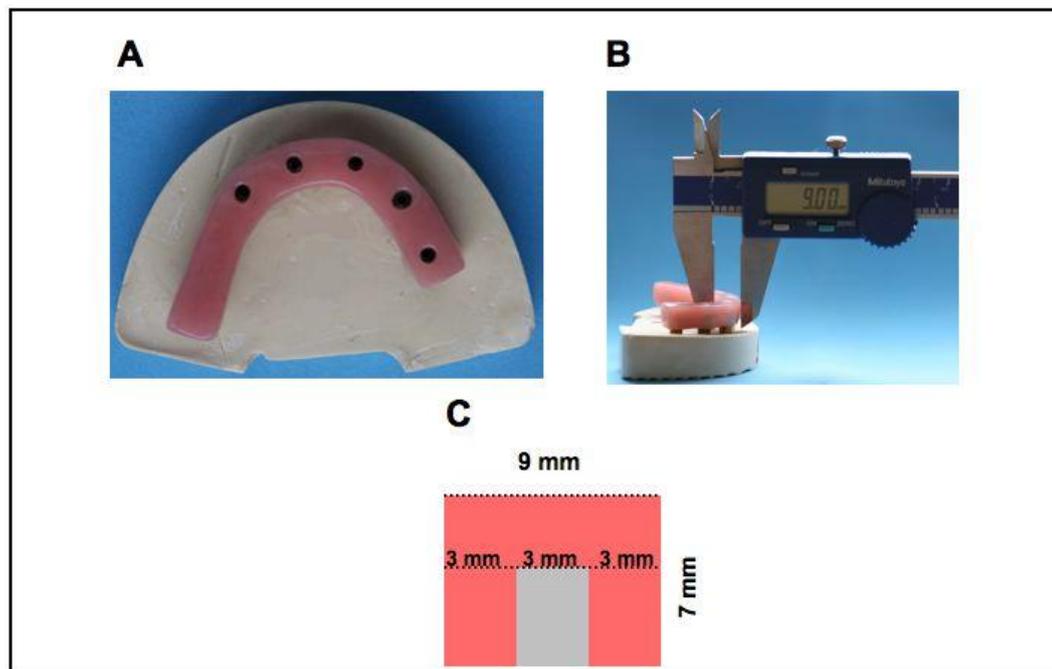


Figura 7: Revestimento sobre barra metálica: a) vista posterior; b) medida com paquímetro digital; c) esquema das dimensões em secção transversal.
Fonte: A autora (2009)

Todos os procedimentos laboratoriais foram realizados no Laboratório de Prótese Dentária PORTODENT, Porto Alegre, RS.

4.4 PROCEDIMENTOS PARA MEDIÇÃO DE DEFORMAÇÃO

4.4.1 Extensômetros

Extensômetros de resistência elétrica são transdutores utilizados experimentalmente para avaliar as deformações ocorridas numa dada área e numa dada direção de uma peça (PORTELA, 1996; ASSUNÇÃO et al., 2009). Esses dispositivos transformam pequenas alterações dimensionais em variações equivalentes a sua resistência elétrica. Assim, quando estes dispositivos são fixados à superfície de um determinado material, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que a percorre. Sua utilização constitui uma forma de medição e registro do fenômeno da deformação como sendo uma grandeza elétrica (NACONECY et al., 2004; NACONECY, 2006; GEREMIA et al., 2009).

4.4.1.1 Posicionamento dos extensômetros nos pilares

Três extensômetros (KFG 02-120C1-11N15C2, Kyowa Eletronic Instruments Co. Ltda., Tóquio, Japão), com um comprimento de grade de 0,2 mm, foram colados na cinta metálica lisa de cada pilar (Figura 8). Cada extensômetro de resistência elétrica mede um valor de deformação em uma direção específica. Este valor de deformação é obtido por meio da leitura de um canal do equipamento de aquisição de dados utilizado neste experimento.

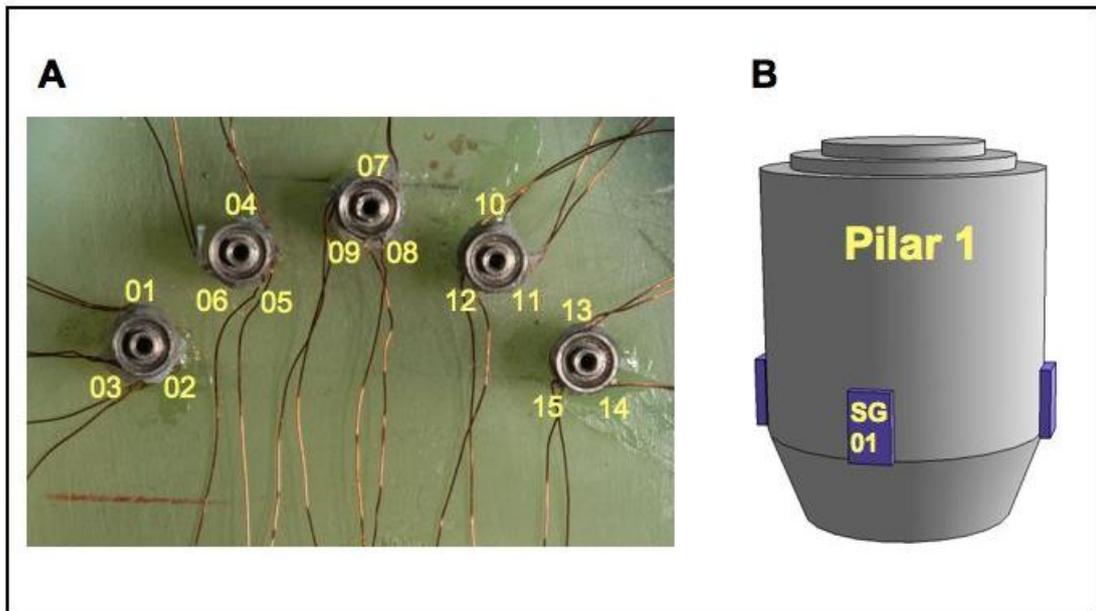


Figura 8: Disposição dos extensômetros no modelo com 5 pilares: a) quinze extensômetros (canais de leitura) colados nos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais; b) esquema da disposição dos três extensômetros (SG) em cada pilar
Fonte: A autora (2009)

No modelo-mestre, os extensômetros foram numerados de 1 a 15, no sentido horário de pilar em pilar.

4.4.1.2 Colagem dos extensômetros nos pilares

Antes da colagem dos extensômetros, a superfície dos pilares foi limpa para que tivesse contato uniforme entre ambos. A colagem foi feita com auxílio de uma pequena quantidade do adesivo (Loctite 406, Henkel Loctite Adesivos Ltda., Itapevi, SP, Brasil) sobre a superfície de contato dos extensômetros.

4.4.2 Instrumentação para a leitura das deformações

Cada extensômetro forma um canal de leitura de deformação (1/4 de ponte de Wheatstone) e foi conectado a dois cabos. Tais cabos estão ligados a um sistema de

aquisição de dados Spider 8 que capta a mudança de sinal elétrico em milivolts (HBM Inc., Berlim, Alemanha). Esses sinais foram processados por um *software*, para aquisição de dados, *Catman*® versão 4.1 (HBM Inc., Berlim, Alemanha). Os dados obtidos eram visualizados no monitor do computador. Cada extensômetro correspondia a um canal da placa de aquisição de dados. Dos dados referentes a cada um dos três extensômetros fixados em cada pilar, foi escolhido o canal de maior sensibilidade as deformações (maior sinal) como a medida do pilar. Após os cinco canais terem sido processados, os sinais, medidos em milivolts, foram transformados no *software* em unidade de deformação ($\mu\text{m}/\text{m}$ - micrômetro por metro).

$$\epsilon = (\Delta R/R) / K$$

Onde:

ϵ = Deformação em $\mu\text{m}/\text{m}$.

R = Resistência do extensômetro em Ohms.

ΔR = Variação da Resistência em Ohms.

K = Fator Gage (2.15).

4.5 ENSAIOS

4.5.1 Deformação inicial das barras metálicas

Os quatro corpos-de-prova (barras metálicas) foram numerados aleatoriamente de 1 a 4.

Previamente à aplicação do revestimento estético, cada uma das quatro barras metálicas foi parafusada aos cinco pilares do modelo-mestre para registrar a deformação inicial das barras. No modelo, os implantes foram numerados de 1 a 5 no sentido horário. O aperto dos parafusos de retenção em ouro (GSH30 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) seguiu a sequência 2, 4, 3, 1, 5 para todas as barras (JEMT, 1991). Primeiramente, todos os parafusos foram apertados com uma chave

manual tipo hexagonal (3i Implant Innovations, Flórida, EUA) até que uma resistência fosse percebida pelo operador. Neste momento, os canais de leitura das deformações foram zerados para que se pudessem captar apenas as deformações decorrentes do apertamento dos parafusos com torque controlado. A partir deste ponto, um torque de 10 N.cm foi utilizado por meio de um controlador de torque digital (DEC 600-1 Osseocare Drilling Equipment, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) e de uma chave hexagonal para torque controlado (RASH3N - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA). Foi utilizado um jogo de parafusos para cada barra a fim de que a fadiga fosse similar.

Este procedimento acima descrito foi realizado antes da aplicação do revestimento de resina termopolimerizável e repetido nas quatro barras, escolhidas de forma aleatória. Os valores obtidos neste procedimento foram registrados e serviram como medida inicial de deformação (*baseline*) para posterior comparação com as medidas após a aplicação do revestimento.

4.5.2 Avaliação da deformação nos pilares em função do revestimento estético

As quatro barras metálicas, neste momento, já haviam recebido o revestimento estético de resina acrílica conforme foi descrito no item 4.3 – Aplicação do Revestimento Estético.

O aperto dos parafusos de retenção em ouro (GSH30 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) seguiu a seqüência 2, 4, 3, 1, 5 para todas as barras (JEMT, 1991). Primeiramente, todos os parafusos foram apertados com uma chave manual tipo hexagonal (3i Implant Innovations, Flórida, EUA) até que uma resistência fosse percebida pelo operador. Neste momento, os canais de leitura das deformações foram zerados para que se pudessem captar apenas as deformações decorrentes do apertamento dos parafusos com torque controlado. A partir deste ponto, um torque de 10 N.cm foi utilizado por meio de um controlador de torque digital (DEC 600-1 Osseocare Drilling Equipment, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) e de uma

chave de hexagonal para torque controlado (RASH3N - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA). Foi utilizado um jogo de parafusos para cada barra a fim de que a fadiga fosse similar.

O procedimento acima descrito foi realizado após a aplicação do revestimento de resina termopolimerizável e repetido nas quatro barras, escolhidas de forma aleatória. Os valores obtidos nesse procedimento foram registrados e serviram como medida de deformação após aplicação do revestimento estético.

Assim sendo, foram testadas duas condições:

- a) medida da deformação dos pilares das barras, sem aplicação do revestimento estético sobre estas;
- b) medida da deformação dos pilares após aplicação do revestimento de resina acrílica termopolimerizável sobre as barras metálicas.

4.5.3 Avaliação da deformação nos pilares em função do número de pilares que sustentam a estrutura metálica

Os passos dos itens 4.5.1 - Deformação inicial das barras metálicas e 4.5.2 - Avaliação da deformação nos pilares em função do revestimento estético - foram repetidos com o arranjo de quatro pilares sobre o mesmo modelo mestre.

A fim de se obter o modelo com tal arranjo, foi feita a remoção do pilar central (pilar número 3) resultando em um modelo-mestre com quatro pilares distribuídos simetricamente nos lados direito e esquerdo em relação à linha média do arco (Figura 9).



Figura 9: Disposição dos pilares e extensômetros no modelo com 4 pilares
Fonte: A autora (2009)

Dessa forma, foram testadas duas condições:

- a) modelo-mestre com cinco pilares;
- b) modelo-mestre com quatro pilares distribuídos simetricamente nos lados direito e esquerdo em relação à linha média do arco.

Os procedimentos de instrumentação de leitura foram realizados, em um ambiente de temperatura controlada (23°C), dentro do Laboratório de Metalurgia e Física (LAMEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) com a supervisão e orientação do engenheiro mecânico André Cervieri.

A obtenção dos valores de deformação foi realizada da seguinte forma: cada corpo-de-prova, barra metálica, gerou um gráfico de deformação em função do tempo em uma planilha eletrônica de dados. Em cada gráfico foi selecionado o ponto onde o sinal estabilizava após o torque de 10 N.cm.

4.6 CONVERSÃO DOS VALORES DE DEFORMAÇÃO EM TENSÃO

As leituras obtidas com os extensômetros foram medidas em unidade de deformação ($\mu\text{m}/\text{m}$). Conforme a equação abaixo, foi calculada a média de deformação de cada barra:

$$\text{Média da deformação da barra} = \frac{\text{soma da deformação dos pilares}}{\text{número de pilares}}$$

As médias das deformações ($\mu\text{m}/\text{m}$) foram convertidas em valores de tensão (N/m^2) através da equação:

$$\text{Tensão (N/m}^2\text{)} = \text{deformação (}\mu\text{m/m)} \times 10^{-6} \times \text{módulo de elasticidade do material}$$

A média de deformação de cada barra foi convertida em tensão (MPa) de acordo com a fórmula:

$$\text{Tensão (MPa)} = \text{deformação} \times \text{módulo de elasticidade da liga do pilar}^*$$

* Módulo de elasticidade da liga do pilar = 135.000 MPa.

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de tensão foram previamente analisados para a confirmação dos pressupostos para o uso de estatística paramétrica. O teste de homogeneidade de Levene não foi significativo ($P=0,228$).

Para a análise estatística foi utilizada Análise de Variância de Dois Fatores, tendo como fatores de variação: "revestimento estético" (barras sem revestimento X barras com revestimento) e "número de pilares" (4 X 5).

5 RESULTADOS

Nesse experimento *in vitro* de 16 amostras com dupla entrada não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os fatores de variação (aplicação do revestimento $P=0,172$; e número de pilar $P=0,523$) e a interação entres os fatores ($P=0,604$).

Tabela 1 – Estatística descritiva dos valores de tensão em função da presença de revestimento e do número de pilares

Fonte de variação		Tensão (MPa)	Desvio-padrão	N
Sem Revestimento	4 Pilares	14,0	3,9	4
Sem Revestimento	5 Pilares	13,8	2,8	4
TOTAL Sem Revestimento		14,0	3,2	8
Com Revestimento	4 Pilares	21,3	10,1	4
Com Revestimento	5 Pilares	17,1	8,8	4
TOTAL Com Revestimento		15,4	6,3	8
TOTAL		16,6	7,1	16

Fonte: A autora (2009)

Na Tabela 1, estão dispostos os dados da estatística descritiva dos valores de tensão. Após a aplicação do revestimento, a variabilidade dos valores de tensão aumentou, como está demonstrado pelos valores de desvio-padrão.

A representação gráfica dos resultados de tensão em função da aplicação de revestimento estético e do número de pilares está disposta na Figura 10.

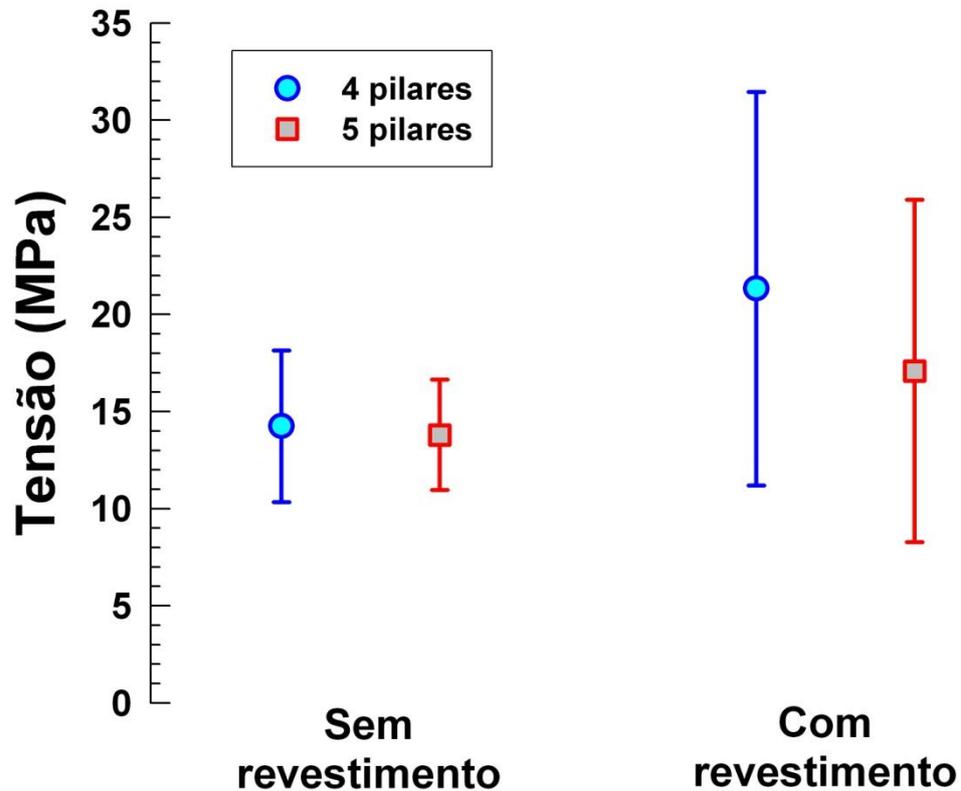


Figura 10: Tensão (MPa) em barras sem e com revestimento
 Fonte: A autora (2009)

Tabela 2 – Resultados da Análise de Variância de Dois Fatores

Fontes de variação	Grau de liberdade	F	P
Revestimento	1	2,114	0,172
Pilar	1	0,433	0,523
Revestimento*Pilar	1	0,283	0,604

Fonte: A autora (2009)

Na Tabela 2, observou-se que os fatores de variação (Revestimento e Pilar), assim como a interação entre esses fatores, não foram estatisticamente significativos.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo *in vitro* não demonstrou diferença de tensão sobre os pilares protéticos de próteses fixas implantossuportadas antes e após a aplicação de revestimento estético, tanto no modelo com cinco como no de quatro pilares. Também não houve interação significativa entre os fatores de variação: revestimento estético de resina e número de pilares. Estes resultados não significativos para o fator revestimento representam um aspecto positivo do ponto de vista laboratorial e clínico. A aplicação do revestimento estético é uma etapa fundamental no processo de fabricação de próteses dentárias. O uso de resina acrílica, material amplamente empregado, não promoveu aumento significativo nas tensões em todo o sistema de pilares e barra metálica.

Mesmo com a entrada constante de materiais novos no mercado, a resina acrílica termopolimerizável permanece como o material de eleição para o revestimento estético de estruturas metálicas de próteses implantossuportadas. A resina acrílica proporciona certa absorção de forças mastigatórias, o que poderia impedir a transferência integral de tensões adversas aos implantes e ao tecido ósseo, além de ser um material de baixo custo e com protocolo de aplicação acessível aos técnicos de laboratório (ADELL et al., 1981; BRÄNEMARK, 1983; GRACIS et al. 1991; CIFTÇI; CANAY, 2000; DUYCK et al., 2000). Devido ao íntimo contato entre implante e tecido ósseo, assim como entre implante e pilar protético, e entre este último e a prótese, a transmissão de tensão ocorre praticamente de forma direta. A incidência inicial da força mastigatória é sobre o material de revestimento. Tal situação justifica a importância do emprego de materiais que absorvam e distribuam melhor as cargas, como é o caso da resina acrílica (SKALAK, 1983; DAVIS; RIMROTT; ZARB, 1988b; GRACIS et al. 1991; CIFTÇI; CANAY, 2000; DUYCK et al., 2000). Além disso, quando submetida à carga estática, a estrutura metálica pode suportar maior estresse quando revestido por resina acrílica (CIFTÇI; CANAY, 2000).

As próteses implantossuportadas são submetidas não apenas a forças

mastigatórias, mas também a tensões geradas durante o assentamento e instalação da própria estrutura protética (JEMT; LEKHOLM, 1998). A aplicação do material de revestimento da prótese produz efeitos significativos nos níveis de distribuição de tensão na estrutura metálica. O estresse fica concentrado na área marginal da prótese (CIFTÇI; CANAY, 2000). O aprimoramento de procedimentos clínicos e de etapas protéticas, associado a um correto método de avaliação da adaptação, leva à otimização do assentamento da peça protética e, conseqüentemente, à diminuição de tensão neste sistema (KAN et al., 1999; KARL et al., 2009).

Mesmo que não possam ser diretamente extrapolados para uma situação clínica, os resultados deste estudo sugerem que a etapa do revestimento poderia ser considerada mais crítica que a etapa de fabricação da estrutura metálica. Verificou-se que, após a aplicação do revestimento, houve uma variabilidade maior entre os valores de tensão do que os valores sem revestimento de resina acrílica termopolimerizável. Assim, justifica-se a necessidade de se empregar uma técnica controlada de aplicação do revestimento para que um eventual aumento de tensão gerada no sistema permaneça dentro de parâmetros clínicos aceitáveis. O uso de resinas microparticuladas fotopolimerizáveis tem sido sugerido e testado. Essas resinas fotopolimerizáveis, assim como as resinas acrílicas, apresentam bom desempenho na absorção de tensões, porém este material tem um custo mais elevado que o da resina acrílica e exige uma técnica de aplicação mais demorada e minuciosa (GRACIS et al., 1991; CIFTÇI; CANAY, 2000).

O tecido ósseo, os implantes e os componentes parecem tolerar um nível de tensão sem gerar problemas biomecânicos adversos. Embora existam estudos sobre o tema, este nível de tensão ainda não foi determinado com precisão (ADELL et al., 1981; DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; SAHIN; CEHRELI, 2001; KARL et al., 2009). O desconhecimento de um valor de corte para a tensão tolerável torna-se mais crítico ao se considerarem fatores de risco associados à perda óssea, tais como diabetes, fumo, osteoporose, bruxismo e falta de higiene.

No que diz respeito ao número e à distribuição dos pilares, não houve diferença estatística de tensão nos modelos com quatro ou cinco pilares. Os

resultados do presente estudo corroboram uma tendência já observada na literatura. O protocolo clássico de colocação de cinco implantes na região mentoniana interforaminal para mandíbula, Protocolo Bränemark, vem sendo substituído pela utilização de quatro implantes para a fixação de próteses totais (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; BECKER W.; BECKER B.; HUFFSTETLER, 2003; KRONSTROM et al., 2003; MALÓ; RANGERT; NOBRE, 2003). Entretanto, há de se avaliar se a extrapolação desses resultados científicos para a aplicação clínica não resultará, a longo prazo, em um aumento no número de falhas e complicações biomecânicas, tais como fraturas do revestimento e/ou afrouxamento de parafusos. Segundo alguns autores, a diminuição do número de pilares, de cinco para quatro, não aumenta significativamente a tensão, porém a utilização de cinco implantes permite maior previsibilidade no caso de eventual falha de algum dos implantes (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; BECKER W.; BECKER B.; HUFFSTETLER, 2003). Além disso, a distribuição dos implantes na arcada óssea pode ser mais importante que o número de implantes, sendo o fator preponderante para formar um polígono de sustentação adequado (MORGAN; JAMES, 1995; KRONSTROM et al., 2003).

No presente estudo, houve menor variabilidade de tensão no grupo com cinco pilares sem revestimento. A falta de homogeneidade dos resultados nos demais grupos deste experimento pode ser justificada pelo método de fabricação das amostras (WATANABE et al., 2000). Os passos laboratoriais, mesmo com o controle criterioso, são elaborados de forma manual e artesanal, o que acarreta pequenas discrepâncias entre cada amostra.

Nesse experimento *in vitro*, as 16 medidas foram distribuídas em quatro grupos. O delineamento do estudo e a determinação do número de amostra por grupo, $n=4$, foi baseado em estudos de extensometria anteriores, nos quais o n variou de 1 a 5 (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; KORIOH et al., 1998; BASSIT; LINDSTRÖM; RANGERT, 2002; NACONECY, 2006; ESER et al., 2009; GEREMIA et al., 2009; KARL et al., 2009). Atualmente, a extensometria é um método muito empregado para medição de tensão em sistemas compostos por próteses implantossuportadas e suas fixações (implantes dentários). A avaliação biomecânica através da extensometria possibilita determinar medidas de tensão, tanto *in vitro* como *in vivo*, em tempo real nos implantes e estruturas metálicas submetidos a

cargas estáticas ou dinâmicas (DUYCK et al., 2000; BASSIT; LINDSTRÖM; RANGERT, 2002; NACONECY, 2006; ASSUNÇÃO et al., 2009; ESER et al., 2009; GEREMIA et al., 2009; SUEDAM et al., 2009). Os extensômetros de resistência elétrica são sensores, que quando fixados à superfície de um determinado material, acompanham a deformação à qual este material é submetido, alterando a passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que a percorre (PORTELA, 1996). Em estudos biomecânicos de próteses implantossuportadas *in vitro* esses dispositivos podem ser colados no modelo-mestre, nos pilares e ou na estrutura protética (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; WATANABE et al., 2000; BASSIT; LINDSTRÖM; RANGERT, 2002; CEHRELI et al., 2004) . Neste estudo os extensômetros foram colados nos pilares, a exemplo de trabalhos recentemente publicados (JACQUES et al., 2009; NACONECY, 2006; GEREMIA et al., 2009, SUEDAM et al., 2009).

A escolha da liga de Prata-Paládio para confecção das amostras deste trabalho baseou-se em estudos anteriores nos quais esta liga apresentou níveis de adaptação marginal semelhantes aos da liga de ouro (GOODACRE, 1989; RANGERT; JEMT; JORNÉUS, 1989; JACQUES et al., 2009). A determinação da liga para confecção da estrutura metálica é baseada não apenas nas propriedades mecânicas e físicas, mas também no custo deste material. As ligas de ouro, pelo seu elevado custo, estão sendo substituídas por ligas não áuricas como a liga de Prata-Paládio e de Cromo-Cobalto (JACQUES et al., 2009; SUEDAM et al., 2009).

Por este ser um experimento *in vitro*, muitas simplificações foram feitas no desenho e na confecção da estrutura metálica. As estruturas metálicas utilizadas tinham forma de arco com secção retangular e dimensão uniforme de largura, comprimento e altura, em toda sua extensão. Tal descrição não é compatível com a realidade clínica, na qual a estrutura metálica não é uniforme, pois passa a ser determinada pela anatomia do rebordo, posicionamento dos implantes e relações maxilomandibulares (DAVIS; ZARB; CHAO, 1988a; NACONECY, 2006; GEREMIA et al., 2009). No entanto, os resultados desta pesquisa, juntamente com os estudos anteriores desenvolvidos pelo mesmo grupo de pesquisa (NACONECY et al., 2004; NACONECY, 2006; GEREMIA et al., 2009), podem contribuir para o

estabelecimento de protocolos de confecção que minimizem a indução de tensões na fase laboratorial de próteses fixas implantossuportadas tipo protocolo Bränemark.

Estudos adicionais devem ser realizados para estudar a influência de outros tipos de revestimentos (resina acrílica termopolimerizável, resina fotopolimerizável e porcelana) sobre estruturas metálicas com desenho e ligas diferentes. Outro aspecto a ser abordado no futuro é o estudo do desenvolvimento de tensões durante aplicação de carga no sistema e pesquisa *in vivo*. A distribuição de tensão em todo o complexo osseointegrado depende de cargas funcionais e parafuncionais, do assentamento passivo da prótese, da extensão do *cantilever* e das propriedades mecânicas dos materiais empregados. Assim sendo, apesar das limitações inerentes à pesquisa laboratorial e experimental, os estudos de biomecânica de próteses implantossuportadas podem auxiliar no aumento da previsibilidade dos trabalhos e no sucesso dos tratamentos.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada, os resultados deste estudo permitem concluir que:

- a) em simulação de próteses do tipo protocolo Brånemark, a aplicação do revestimento de resina acrílica termopolimerizável não gerou variação significativa de tensão nos pilares;
- b) o número de pilares (quatro ou cinco) não afetou a tensão no sistema, com ou sem revestimento de resina acrílica.

REFERÊNCIAS

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Bränemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981 Dec;10(6):387-416.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25.
- Anusavice K. *Phillips materiais dentários*. Guanabara Koogan 1998. 10 ed. 421p.
- Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009 Jul;20(4):1173-7.
- Bassit R, Lindström H, Rangert B. In Vivo Registration of Force Development with Ceramic and Acrylic Resin Occlusal Materials on Implant-Supported Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jan-Feb;17(1):17-23.
- Becker W, Becker BE, Huffstetler S. Early functional loading at 5 days for Bränemark implants placed into edentulous mandibles: a prospective, open-ended, longitudinal study. *J Periodontol*. 2003 May;74(5):695-702.
- Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983 Sep;50(3):399-410.
- Bränemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D. Ten-year survival rates of fixed protheses on four or six implants ad modum Bränemark in full edentulism. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Dec;6(4):227-31.
- Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant protheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jan-Feb;14(1):137-41.
- Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):571-82.
- Craig RG, El-Ebrashi MK, Peyton FA. Stress distribution in porcelain-fused to gold crowns and preparations constructed with photoelastic plastics. *J Dent Res*. 1971 Sep-Oct;50(5):1278-83.
- Davis DM, Zarb GA, Chao YL. Studies on frameworks for osseointegrated protheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988a Fall;3(3):197-201.
- Davis DM, Rimrott R, Zarb GA: Studies on frameworks for osseointegrated protheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal

superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988b Winter;3(4):275-80.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed protheses: an in vivo study. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Oct;11(5):465-75.

Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 May-Jun;24(3):439-46.

Geremia T. Distribuição de força em pilares de próteses implantossuportadas tipo Protocolo Branemark com implantes inclinados : estudo in vitro [dissertação] Porto Alegre (RS): Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2006.

Geremia T, Naconecy MM, Mezzomo LA, Cervieri A, Shinkai RS. Effect of cantilever length and inclined implants on axial force and bending moment in implant-supported fixed protheses. *Rev Odonto Ciênc* 2009 Abr-Jun;24(2):145-50.

Goodacre CJ. Palladium-silver alloys: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1989 Jul;62(1):34-7.

Gracis SE, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont*. 1991 May-Jun;4(3):282-91.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Fall;7(3):345-52.

Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported protheses. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jul;20(7):737-41.

Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent*. 1986 Feb;55(2):243-7.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed protheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Fall;6(3):270-6.

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*. 1998 Aug;9(4):272-80.

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999 Jan;81(1):7-13.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent*. 2005 Apr;93(4):324-30.

Karl M, Graef F, Heckmann S, Taylor T. A methodology to study the effects of prosthesis misfit over time: an in vivo model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jul-Aug;24(4):689-94.

Korioth TW, Chew CB, Chung DH. Effect of implant number on transverse bending moments during simulated unilateral loading of mandibular fixed-detachable prostheses. *J Oral Implantol*. 1998;24(2):93-6.

Kronström M, Widbom T, Löfquist LE, Henningson C, Widbom C, Lundberg T. Early functional loading of conical Brånemark implants in the edentulous mandible: a 12-month follow-up clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr;89(4):335-40.

Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 May-Jun;12(3):371-5.

Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5 Suppl 1:2-9.

Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Sep-Oct;18(5):719-28.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 May-Jun;15(3):425-31.

Morgan MJ, James DF. Force and moment distributions among osseointegrated dental implants. *J Biomech*. 1995 Sep;28(9):1103-9.

Murphy WM, Absi EG, Gregory MC, Williams KR. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002 Mar-Apr;15(2):133-8.

Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Mar-Apr;19(2):192-8.

Naconecy MM. Força e momento fletor em pilares de prótese tipo protocolo Brånemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares [tese] Porto Alegre (RS): Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2006.

Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE. Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant-retained prosthesis. *Int J Prosthodont*. 1992 Nov-Dec;5(6):542-9.

Nicholls JI. The measurement of distortion: Concluding remarks. *J Prosthet Dent* 1980 Feb;43(2):218-23.

- Pietrabissa R, Contro R, Quaglini V, Soncini M, Gionso L, Simion M. Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech.* 2000 Nov;33(11):1489-95.
- Portela A, Silva A. *Mecânica dos Materiais.* Lisboa: Plátano, 1996.
- Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989 Fall;4(3):241-7.
- Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843-8.
- Seghi RR, Denry I, Brajevic F. Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1992 Jul-Aug;5(4):309-14.
- Silva GCC, Fraga MT, Mendonça JAG. Adaptação passiva de próteses implanto-suportadas: relação com indução de tensões e importância clínica. *Implant News* 2008;5(4):393-8.
- Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Feb;20(2):196-200.
- Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993 Jul-Aug;6(4):346-63.
- Toreskog S, Phillips RW, Schnell RJ. Properties of tie materials, a comparative study. *J Prosthet Dent* 1966 Jan-Feb;16(1):119-31.
- Tripodakis APD, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont.* 1995 May-Jun;8(3):265-72.
- Vasconcelos LW, Petrilli G, Vasconcelos RCB, Kobayashi F, Carvalho, RS. Função imediata em mandíbula: simplificação da técnica / Immediate function in mandible: technique simplification. *ImplantNews* 2005 Mar-Abr;2(2):147-152.
- Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.
- Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Gulbransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework for a full arch fixed implant supported prosthesis? [current issues forum] *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:469-74.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part 1: Surgical results. *J Prosthet Dent.* 1990 Apr;63(4):451-7.

**ANEXO – CARTA DE APROVAÇÃO DA COMISSÃO CIENTÍFICA E DE ÉTICA
DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA PUCRS**



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 28 de outubro de 2009

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0042/09
Intitulado: Análise de tensões em prótese fixa total implantosuportadas em função do revestimento estético e do número de pilares
Pesquisador Responsável: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai
Pesquisadores Associados: Marina Rechden Lobato
Nível: Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 28 de outubro de 2009.

Prof. Dr. Eraldo Luiz Batista Júnior
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS