

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

**TOMÁS GEREMIA**

**DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA EM PILARES DE PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS TIPO PROTOCOLO BRÂNEMARK COM IMPLANTES  
INCLINADOS:  
ESTUDO *IN VITRO***

Porto Alegre

2006

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

**TOMÁS GEREMIA**

**DISTRIBUIÇÃO DE FORÇA EM PILARES DE PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS TIPO PROTOCOLO BRÂNEMARK COM IMPLANTES  
INCLINADOS:  
ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração em Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary S.A. Shinkai

Porto Alegre

2006

G367d **Geremia, Tomás**

Distribuição de força em pilares de próteses implantossuportadas tipo Protocolo Brånemark com implantes inclinados: estudo *in vitro* / Tomás Geremia; orient. Rosemary Sadami Arai Shinkai. Porto Alegre: PUCRS, 2006.

95f.: graf. Il. tab.

Dissertação (Mestrado)-Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Nível Mestrado. Área de Concentração: Prótese Dentária.

1. PRÓTESE DENTÁRIA FIXADA POR IMPLANTE. 2. IMPLANTES DENTÁRIOS. 3. BIOMECÂNICA. 4. ESTRESSE MECÂNICO. 5. SUPORTE DE CARGA. 6. IMPLANTES INCLINADOS. 7. IN VITRO. I. Shinkai, Rosemary Sadami Arai. II. Título.

C.D.D. 617.69

C.D.U. 617-089.843:646.73(043.4)

N.L.M. WU 640

### ***Dedicatória***

*Aos meus adorados pais, **Alexis e Rosária**, exemplos de caráter e profissionalismo, que além de me darem a vida sempre me incentivam na busca de meus ideais. Minha eterna gratidão. Amo vocês.*

*Ao meu grande amigo e colega "**Ale**" - **Alexandre Fontana Zaniol** - (in memoriam), agradecendo a Deus por ter tido a oportunidade de dividir momentos de amizade e aprendizado. Teu maior legado foi "viver bem tendo responsabilidade". Deus sabe a quem escolhe. Vive em paz, Amigo.*

## AGRADECIMENTOS

A **Deus**, que me guia e me encoraja em prosseguir a caminhada mesmo frente a grandes obstáculos.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, minha segunda casa nestes últimos dez anos, em nome do **Prof. Marcos Túlio Mazzini de Carvalho** e da **Profª. Drª. Angélica Maria Genehr Fritscher**, M.D. Diretor e Vice-Diretora da Faculdade de Odontologia da PUCRS, respectivamente.

À **Daniele Lessa Pesa**, minha namorada, companheira e habilidosa colega, obrigado pela paciência e acolhimento durante os momentos difíceis destes últimos dois anos de estudo: te amo, Dani!

Ao colega e grande amigo **Marcos Dahmer Gonçalves** pelo fiel companheirismo em todos os momentos: não é preciso ter o mesmo sangue para sermos irmãos!

Ao colega e amigo **Marcos Michelin Naconecy**: agradeço a dedicação, disponibilidade e ajuda para a realização deste trabalho. Foste fundamental para que este trabalho pudesse ser realizado.

Ao ex-diretor desta Escola, **Prof. Raphael Onorino Carlos Loro** (*in memoriam*), que me abriu as portas para que o sonho de me tornar professor nesta Casa fosse realizado antes mesmo do esperado. Muito obrigado, Prof. Loro.

Ao **Prof. Celso Gustavo Schwalm Lacroix**, meu “pai de profissão”, a quem tenho como exemplo de caráter e conduta profissional: agradeço a oportunidade e a confiança depositada em mim. Tenho orgulho de ter sido teu aluno e hoje poder ser teu colega.

Aos **professores Clóvis Gallina e Francisco Amado Bastos Lacroix**, mestres do ensino, pelo constante aprendizado, desde a minha graduação até os dias de hoje.

Ao **Prof. João Miguel Messina da Cruz**, ex diretor e vice-diretor desta Casa e atual coordenador do serviço de triagem e urgência da F.O.PUCRS, pela sua amizade e contagiante simpatia.

À **Profª. Drª. Nilza Pereira da Costa**, coordenadora deste programa de pós-graduação, pela sua sabedoria e dedicação na brilhante tarefa que executa.

Ao **Prof. Dr. Flávio Augusto Marsiaj Oliveira**, meu paraninfo e sábio poeta da picardia da vida, pela contagiante alegria e entusiasmo cotidiano.

Aos professores de mestrado **Dr. Marcio Lima Grossi** e **Dr. Eduardo Rolim Teixeira** por suas fundamentais presenças com seus conhecimentos e dedicações.

Aos colegas de urgência e professores, **Antônio Carlos Castellan de Oliveira** e **Gustavo Lima Carvalho**, pelo convívio e bom ambiente de trabalho.

Ao grande amigo, colega, e companheiro de “Beira-Rio”, **Prof. Raphael Carlos Drummond Loro** pela amizade e constante troca de aprendizado. Teu pai te deixou um grande legado: caráter e conduta profissional.

Ao **Prof. Dr. Bruno Pereira Campanha**, coordenador do curso de especialização em Implantodontia da ABO-MG, torcedor fanático do Galo e grande apreciador de um bom chimarrão, pelo convívio, companheirismo e aprendizado nos quatro anos em esteve aqui no sul.

Aos professores (ordem alfabética) **Alexandre Bahlis, Alexandre Corrêa Ghisi, Álvaro Heitor Cruz Couto, Caio Marcelo Panitz Selaimen, Hugo Mitsuo Silva Oshima, Kléber Ricardo Monteiro Meyer, Paulo César Armani Maccari, Rodrigo Schwalm Lacroix, Rogério Belle de Oliveira** pela amizade e aprendizado.

A **todos os funcionários desta Casa** (auxiliares de clínicas, secretarias de graduação e pós-graduação, recepção...) fundamentais no bom funcionamento do dia a dia. Obrigado a todos. Em especial aos auxiliares de clínica (ordem alfabética) **Antônio, Carla, Gemina, Luiza e Zoila**.

Aos colegas de mestrado (ordem alfabética): **Ana Carolina, Dúcia, Juliana, Rafael, Ronald e Simone**. Passamos por momentos difíceis e ficamos algumas “cicatrices”. Enfrentamos dificuldades e as superamos. Ficam grandes lembranças destes dois anos juntos. Sucesso e boa sorte a todos!

Ao meu irmão **Henrique**, em breve um grande médico, pelo convívio destes quase 24 anos que tem. Temos a mesma educação e sei que a vida te guarda um futuro promissor e vitorioso: te amo!

A minha **Avó Maria** que, à beira de seus noventa anos de idade - conforme diz meu irmão: “debocha do passar do tempo” - é o maior exemplo de vida em que devo me espelhar e seguir.

Ao meu padrinho e **Tio Carlos**, sempre presente na minha formação: te ter por perto me conforta e me dá segurança nas minhas decisões. Obrigado, dindo.

À **Tetê**, minha segunda mãe e responsável, junto com meus pais, por tudo o que tenho e sou hoje. Muito obrigado por todo teu carinho, amor e dedicação!

À **Oraide**, também responsável pela formação do meu caráter. Obrigado pela dedicação e o teu carinho diário!

A minha prima, e futura colega **Clarissa Geremia Oliva**, obrigado pela força e apoio. Tenho orgulho em ser teu padrinho.

Aos amigos **Cedenir Albani** e **Cristiano Friederichs**, empreendedores e profissionais de exceção, sócios do Laboratório PortoDent Prótese Dentária pela paciência e disponibilidade para a execução deste experimento.

Aos amigos de toda a vida, **Marcelo Seferin** e **Gustavo Seferin**, futuros arquitetos, na incansável ajuda nas ilustrações e animações gráficas deste trabalho. Muito obrigado.

Ao engenheiro **André Cervieri**, do Laboratório de Metrologia da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS - LAMEF). Obrigada pela acolhida e orientação para que este trabalho fosse realizado.

Ao **Prof. Dr. Isaac Newton**, da Faculdade de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), pela atenção e disponibilidade para a realização deste trabalho.

Às **bibliotecárias do Hospital São Lucas da PUCRS, Rosária Maria Lúcia Prena Geremia** e **Sabrina Caimi Silva da Costa** e da **ABO/RS, Silvia Fillmann Teixeira Seelig** pelo apoio incansável nas pesquisas bibliográficas, busca de artigos e revisão das citações bibliográficas.

À **turma de formandos da PUCRS - ATO 2005** – pela minha escolha como professor homenageado. Amo aquilo que faço. Amem o que vocês fizerem, nossa profissão é maravilhosa. Contem sempre comigo!

### ***Agradecimento Especial***

*À minha orientadora **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rosemary Sadami Arai Shinkai**, pela sua total dedicação e prontidão em me ajudar na execução deste trabalho. Foste fundamental nesta caminhada. Fica minha admiração pelo teu trabalho e empenho. Muito obrigado.*



## RESUMO

Este estudo avaliou a distribuição da força em pilares protéticos de próteses tipo Protocolo Brånemark, em função da inclinação dos implantes distais e da posição dos pilares no arco. Os corpos-de-prova constituíram-se de dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Brånemark sobre cinco implantes. Estas barras foram confeccionadas sobre dois modelos-mestre: um modelo com cinco implantes retos e paralelos entre si (n=5 barras) e outro com os dois distais inclinados (n=5 barras). Extensômetros foram colados nos pilares protéticos de cada modelo-mestre para medir a deformação quando da aplicação de uma carga estática de 50 N no extremo livre (15 mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação dos pilares foram convertidos em força e analisados por ANOVA para delineamento em blocos casualizados, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%. Os fatores principais (Modelo e Pilar) e a interação entre os fatores foram estatisticamente significativos. No modelo reto, o pilar 1 (adjacente ao cantilever) apresentou a maior média de força; o pilar 2 apresentou uma média maior do que o pilar 5. No modelo inclinado, o pilar 1 apresentou a maior média de força; os pilares 2, 3, 4 e 5 não diferiram entre si. No modelo com implantes retos, as forças compressivas no pilar 1 excederam em 2,85 vezes o valor da carga estática de 50 N (142,52 N). Já no modelo com implantes posteriores inclinados, as forças compressivas no pilar 1 excederam em 1,70 vezes o valor da carga aplicada (85,32 N). Na comparação entre os modelos, somente a média de força no pilar 1 no modelo reto foi significativamente maior do que no modelo inclinado. Os resultados deste estudo sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite uma melhor distribuição de forças em pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark.

**Palavras-chave:** Prótese Dentária Fixada por Implante; Implantes Dentários; Biomecânica; Estresse Mecânico; Suporte de Carga.

## ABSTRACT

This study evaluated the distribution of force in abutments of Brånemark protocol prostheses, as a function of the inclination of the distal implants and the position of abutments in the arch. Specimens were ten metallic bar structures cast in Pd-Ag alloy, simulating Brånemark protocol prostheses supported by five implants. These structures were made over two master models: one model with five parallel and straight implants ( $n = 5$ ) and one model with the distal implants tilted ( $n = 5$ ). Strain gauges were fixed on the abutments of each master model to measure the deformation when a static load of 50 N was applied on the cantilever (15 mm) of each specimen. The deformation values were transformed into force values and analyzed by ANOVA for randomized blocks design, followed by Tukey's test multiple comparisons, at the 5% level of significance. The main factors (Model and Abutment) and their interaction were statistically significant. In the straight model, abutment #1 (adjacent to cantilever) had the highest mean force; abutment #2 had higher force than abutment #5. In the model with tilted distal implants, abutment #1 showed the highest force, and the other abutments (#2, 3, 4, and 5) were not different from each other. In the model with straight implants, the compressive force on abutment #1 exceeded in 2.85 times the 50 N static load applied (142,52 N). In the model with tilted distal implants, the compressive force was 1.70 times higher than the applied load (85,32 N). Comparing both models, only the mean force in abutment #1 of the straight model was higher than the same abutment in the tilted model. The results of this study suggest that the inclination of the posterior implants allow a better distribution of forces in abutments of Brånemark protocol prostheses.

**Key-words:** Dental Prosthesis; Implant-Supported; Dental Implants; Biomechanics; Stress Mechanical; Weight-Bearing.

## LISTA DE QUADRO E FIGURAS

Quadro 1 – Grupos experimentais testados.....	44
Figura 1 – Esquema das perfurações na base em resina epóxi para o modelo-mestre com implantes retos. A) Vista superior. B) Vista lateral. ....	46
Figura 2 – Vista lateral esquemática do gabarito de inclinação usado para orientar as duas perfurações posteriores no modelo com implantes inclinados.....	47
Figura 3 – Esquema das perfurações para posicionamento dos implantes posteriores inclinados. A) Vista Lateral. B) Vista Superior.....	48
Figura 4 – Esquema da distribuição dos implantes em vista superior dos modelos. A) Modelo com implantes posteriores inclinados. B) Modelo com implantes retos.....	49
Figura 5 – A) Esquema da barra metálica em vista superior. B) Dimensões da barra em secção transversal.....	52
Figura 6 – Vista lateral da extensão <i>cantilever</i> (braço de potência) em relação ao braço de resistência nos dois modelos A) Implantes Retos B) Implantes Inclinados .....	53
Figura 7 – Dispositivo usado para padronizar o posicionamento dos extensômetros nos pilares.....	60
Figura 8 – Vista geral do modelo fixado ao delineador com o dispositivo para posicionamento dos extensômetros. ....	60
Figura 9 – Disposição dos 15 extensômetros por modelo-mestre. Em cada pilar: um anterior, um posterior direito e um posterior esquerdo .....	61
Figura 10 – Disposição dos três extensômetros (SG) em cada pilar.....	61
Figura 11 – Quinze extensômetros (canais de leitura) colados aos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais. ....	63
Figura 12 – Dispositivo utilizado para a aplicação de carga estática posicionado para a leitura das deformações. ....	66

Figura 13 – Ponta do êmbolo posicionada durante a aplicação de carga. A) Modelo com implantes retos; B) Modelo com Implantes posteriores inclinados.....	66
Figura 14 – Exemplo de um ensaio mostrando o comportamento dos cinco pilares sob aplicação de carga estática de 50 N em uma barra por 9 segundos (de 8 a 17 s). O momento de maior estabilidade do sinal ocorreu aos 12 s; neste ponto foram obtidos os quinze valores de deformação.....	67
Figura 15 – Esquema do dispositivo em forma de disco para a conversão de unidade de micrometro por metro ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) para Newton(N). .....	70
Figura 16 – Dispositivo em forma de disco para a conversão de unidades do pilar 03 – Modelo com implantes retos. A) Vista sem a porção superior B) Vista com a porção superior, pronto para a aplicação da carga.....	70
Figura 17 – Comparação entre os pilares: <i>Modelo com Implantes Retos</i> .....	75
Figura 18 – Comparação entre os pilares: <i>Modelo com Implantes Posteriores Inclinados</i> .....	75
Figura 19 – Valores de força (N) em cada pilar, em função do tipo de modelo e da localização do pilar (valores com sinal negativo indicam força de compressão; valores com sinal positivo indicam força de tração). .....	76

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1 – Análise de Variância em blocos casualizados (realizado através do Proc Mixed do software SAS versão 9.1 -Type 3 Tests of Fixed Effects).....73
- Tabela 2 – Comparação dos valores de força (N) em cada pilar, sob aplicação de força estática de 50 N no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado) e da localização do pilar.....74

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>8</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>9</b>
<b>LISTA DE QUADRO E FIGURAS</b> .....	<b>10</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>12</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>15</b>
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>19</b>
2.1 IMPLANTES INCLINADOS .....	19
2.2 BIOMECÂNICA DE PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS.....	28
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>42</b>
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	<b>43</b>
4.1 CONFECCÃO DOS MODELOS-MESTRE COM IMPLANTES .....	44
4.1.1 <b>Confecção das bases em resina epóxi</b> .....	<b>44</b>
4.1.2 <b>Localização das perfurações para os implantes nas bases em resina epóxi</b> .....	<b>45</b>
4.1.3 <b>Perfurações das bases em resina epóxi</b> .....	<b>45</b>
4.1.3.1 Perfurações para o modelo com implantes retos .....	45
4.1.3.2 Perfurações para o modelo com implantes inclinados .....	46
4.1.3.3 Verificação do assentamento dos implantes nas perfurações.....	48
4.1.4 <b>Fixação dos implantes nos modelos</b> .....	<b>49</b>
4.1.5 <b>Instalação dos pilares</b> .....	<b>50</b>
4.2 CONFECCÃO DAS BARRAS METÁLICAS .....	51
4.2.1 <b>Determinação da espessura e da altura das barras</b> .....	<b>51</b>
4.2.2 <b>Enceramento das barras metálicas</b> .....	<b>52</b>
4.2.3 <b>Procedimentos de inclusão, fundição e desinclusão</b> .....	<b>53</b>
4.2.4 <b>Procedimentos de soldagem</b> .....	<b>55</b>
4.2.5 <b>Verificação da passividade de adaptação e das dimensões das barras</b> .....	<b>56</b>
4.2.6 <b>Padronização do ponto de aplicação de carga no extremo livre</b> .....	<b>57</b>

4.3	CONFEÇÃO DO DISPOSITIVO DE APLICAÇÃO DE CARGA ESTÁTICA.....	57
4.4	PROCEDIMENTOS PARA MEDIÇÃO DE DEFORMAÇÕES .....	58
<b>4.4.1</b>	<b>Extensômetros .....</b>	<b>58</b>
4.4.1.1	Posicionamento dos extensômetros nos pilares .....	58
4.4.1.2	Colagem dos extensômetros nos pilares.....	62
<b>4.4.2</b>	<b>Instrumentação para a leitura das deformações .....</b>	<b>62</b>
<b>4.4.3</b>	<b>Ensaio de carga estática na barra metálica .....</b>	<b>64</b>
4.4.3.1	Aperto dos parafusos protéticos.....	64
4.4.3.2	Aplicação da carga estática na extensão <i>cantilever</i> .....	64
4.4.3.3	Obtenção dos valores de deformação.....	67
4.5	CONVERSÃO DOS SINAIS DE DEFORMAÇÃO EM FORÇA.....	68
<b>4.5.1</b>	<b>Dispositivo para conversão de unidade de medida .....</b>	<b>68</b>
<b>4.5.2</b>	<b>Cálculo de conversão de unidade de deformação (<math>\mu\text{m}/\text{m}</math>) em unidade de força (N).....</b>	<b>71</b>
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	72
<b>5</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>73</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>77</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>88</b>
	REFERÊNCIAS.....	89
	ANEXO .....	94

## 1 INTRODUÇÃO

Desde os trabalhos pioneiros do Prof. Per-Ingvar Brånemark sobre osseointegração em 1965, os implantes osseointegrados vêm sendo utilizados na reabilitação de pacientes desdentados totais com um elevado grau de previsibilidade terapêutica. Em 1977, Brånemark et al. publicaram um estudo longitudinal, com dez anos de acompanhamento clínico de pacientes que foram reabilitados com próteses totais fixas sobre implantes osseointegrados, em que relataram índices de sucesso de 96% em mandíbula e 88% em maxila. A partir de então, muitas pesquisas sobre a interface osso-implante-prótese têm sido realizadas para diminuir ainda mais os pequenos índices de insucesso.

A precisão na adaptação da prótese sobre os pilares retentores é uma das etapas mais discutidas tanto na área clínica quanto na laboratorial. Em 1983, Brånemark estabeleceu que desajustes de 10 micrometros (*gap*) entre os componentes protéticos seriam um espaço aceitável para que houvesse uma adequada maturação e remodelação óssea em resposta a cargas oclusais. A obtenção da adaptação passiva, em seu sentido literal, ainda é impossível. O que se busca, clinicamente, é o contato máximo entre a base da infra-estrutura metálica sobre os pilares intermediários, sem que sejam geradas tensões que possam causar dano à osseointegração ou fadiga de componentes. Entretanto, o binômio adaptação-tensões pode sofrer influência de diversos fatores, como, por exemplo, a técnica escolhida para instalação dos implantes.



Na técnica convencional de instalação de implantes, busca-se posicionar o implante de forma que a carga funcional aplicada possa ser transmitida de forma axial no eixo longitudinal do mesmo. A técnica de implantes inclinados surgiu como uma adaptação da técnica convencional e poucos trabalhos na literatura abordam o efeito da inclinação destes implantes (KREKMANOV et al., 2000; APARICIO, PERALES, RANGERT, 2001; DE LEO et al., 2002; VASCONCELOS et al., 2003; MALO, RANGERT, NOBRE, 2003; 2005; FERREIRA et al., 2005). Os implantes podem também ficar inclinados devido a erro de posicionamento no momento da instalação. A inclinação de implantes pode ser útil em casos seletos de múltiplas fixações em maxila e mandíbula devido às condições anatômicas e funcionais, mas geralmente necessita de maior cuidado no desenho da prótese e para obtenção de passividade dos componentes protéticos.

Na maxila, a pneumatização dos seios maxilares pode possibilitar a instalação de implantes com inclinação distal e paralelos à parede anterior dos seios maxilares. Isto pode diminuir o tempo de tratamento e melhorar o prognóstico. A técnica de Fixação Zigomática, assim chamada pelo seu local de ancoragem e seu desenho diferenciado é outra alternativa (ÖHRNELL, 1999; NARY FILHO, FRANCISCHONE, SARTORI, 2002). É caracterizada por um implante rosqueável longo, com comprimento que varia entre 30 a 52,5 mm, tendo emergência próxima à região de primeiros molares. Após transfixação do seio maxilar, sua ancoragem é feita em corpo de zigoma (osso de ótima qualidade) numa angulação mesial próxima a 45 graus. Esta técnica vem sendo utilizada desde 1989, podendo reduzir em até 75% a necessidade de enxertos ósseos da crista ilíaca na maxila. Após dez anos de acompanhamento, os índices de sucesso foram similares aos implantes convencionais em diferentes regiões alveolares (ÖHRNELL, 1999).

Na mandíbula, para próteses tipo Protocolo Brånemark, quando os forames mentoais se encontram baixos em relação à crista alveolar, pode-se inclinar os implantes posteriores para distal para aumentar a superfície de ancoragem (DE LEO et al., 2002; MALO, RANGERT, NOBRE, 2003). A utilização de implantes mais longos, em áreas de maior densidade óssea, com emergência próxima à região de primeiros molares, melhora a disposição geométrica do conjunto prótese-implante. Sem a utilização desta técnica, estas regiões (responsáveis pela maior absorção de cargas) receberiam implantes mais curtos ou teriam a necessidade de enxertia prévia, aumentando a complexidade e o tempo de tratamento (BEZERRA, VASCONCELOS, AZOUBEL, 2002). Experiências clínicas sugerem que o comprimento máximo do *cantilever* para distal, em próteses tipo Protocolo Brånemark, não deve exceder a duas vezes e meia a distância ântero-posterior, sob condições ideais (BIDEZ, MISCH, 1999). Esta orientação também é determinada pelo comprimento do implante, densidade óssea e magnitude da força aplicada ao *cantilever*. Por esse motivo, a forma do arco e a distribuição dos implantes se relacionam com o número de implantes e o desenho da prótese (OLIVEIRA, SOUZA, MACHADO, 1997).

Sobretudo em implantes inclinados, devido à posição não-axial, é imperativa a necessidade de adaptação passiva dos componentes protéticos, para evitar estresse excessivo que possa interferir no sucesso do trabalho restaurador. Contudo, poucos trabalhos na literatura estudaram a biomecânica de implantes inclinados e não há dados disponíveis sobre o grau de tensão que estas fixações recebem sob cargas funcionais. A hipótese deste trabalho é que existe diferença na distribuição e magnitude das forças nos pilares protéticos quando há a inclinação dos implantes posteriores, adjacentes aos extremos livres - *cantilevers*. Assim, a comparação de

tensões geradas em implantes inclinados e retos possibilitaria um melhor entendimento da influência da inclinação das fixações no comportamento biomecânico do sistema implante/prótese.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo foi subdividido em: Implantes inclinados e Biomecânica de próteses implantossuportadas.

### 2.1 IMPLANTES INCLINADOS

As técnicas de Implantes Inclinados surgiram como uma adaptação da técnica convencional. Basicamente são utilizadas, de forma intencional, por quatro motivos: falta de volume ósseo adequado para a instalação dos implantes em posição ideal, para evitar enxertos ósseos extensos com maior tempo de tratamento, para diminuir as extremidades livres das próteses, ou para permitir a instalação de implantes de maior comprimento.

Bahat (1992) realizou um estudo em 45 pacientes com 72 implantes do sistema Brånemark instalados na região de tuberosidade. Verificou um índice de sucesso de 93% em um acompanhamento longitudinal, clínico-radiográfico, de 21,4 meses após aplicação de carga. Os implantes foram angulados entre 10 e 20 graus para mesial. A broca escareadora foi utilizada o mínimo possível para melhorar a estabilidade inicial pela manutenção da fina cortical alveolar, e ancoragem bicortical (processo pterigóide), sempre que possível. A oclusão foi cuidadosamente planejada para não sobrecarregar os implantes individualmente e para distribuir as forças de forma axial. O prognóstico e a função dos dentes adjacentes e antagonistas

influenciariam no sucesso das restaurações. Dos cinco implantes perdidos (todos com dentição antagonista fixa – 2 sobre implantes e 3 sobre dentes), quatro pacientes tinham hábitos parafuncionais. A utilização de dois implantes na mesma região de tuberosidade (um atrás do outro ou lado-a-lado) reduziu as forças não-axiais e de torção; este procedimento foi utilizado em oito pacientes. O autor afirmou que o uso de implantes posteriores em maxila, total ou parcialmente edêntula, reduziu o efeito *cantilever* e permitiu melhor distribuição de carga axial.

Balshi, Lee, Hernandez (1995) instalaram 187 implantes do Sistema Brånemark na região posterior de maxila em 44 pacientes parcialmente edêntulos. Destes implantes, 51 foram instalados de forma inclinada na região pterigomaxilar para auxiliar o suporte de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas, sem *cantilever* distal, após 5 a 6 meses (média de 3,7 implantes por prótese). Nesta região os comprimentos mais utilizados foram 15 mm (51%), 13 mm (27,5%) e 10 mm (11,8%). Sete implantes foram perdidos (6 na segunda fase cirúrgica e 1 após um ano de carga) com índice de sucesso de 86,3% após 3 anos. Os autores relataram que a eliminação de *cantilever* favoreceu a distribuição de carga na interface osso-implante e a ancoragem cortical favoreceu o sucesso a longo prazo e a estabilidade inicial.

Venturelli (1996) instalou 42 implantes (*3i implant Innovations*) de plataforma regular na região posterior da maxila com uma técnica cirúrgica modificada em 29 pacientes parcialmente edêntulos com idade média de 50 anos. Esses implantes tiveram o intuito de evitar extremidades livres das próteses e necessidade de enxertos ósseos. A velocidade de fresagem preconizada para as brocas 2 mm e piloto foi de 500 rpm. Para as brocas seguintes (2,5 mm, 3,0 mm e 3,3 mm) a

velocidade deveria ser de 200 rpm. A broca escareadora não foi utilizada. Vinte e nove destes implantes foram instalados na região de tuberosidade. Sobre o ponto de vista biomecânico, o autor salientou que estas próteses não deveriam ter *cantilever* distal e que a maioria dos implantes deste estudo tiveram inclinação menor que 30°. Quando se inclina em 45° a fixação, 50% da carga seria transmitida de forma horizontal. Os pacientes receberam próteses parciais fixas e todos os implantes distais foram deixados sem oclusão propositalmente. Um implante foi perdido durante a cirurgia de segunda fase, e a taxa de sucesso foi de 97,6% após 36 meses.

Fernandez Valeron, Fernandez Velazquez (1997) realizaram um estudo longitudinal de três anos em 19 pacientes (9 edentados posterior bilateral, 7 edentados unilateral e 3 totalmente edentados) com 31 implantes inseridos no processo pterigóide. O comprimento de cada implante foi determinado conforme a formula trigonométrica:  $a = c / \cos b$ , onde: a = comprimento do implante (hipotenusa de um triângulo-retângulo idealizado); c: distância entre o ponto de acesso e o limite posterior da tuberosidade; b: ângulo formado entre "b" e "c". Dois implantes foram perdidos na cirurgia de segunda fase, não chegando a entrar em função, e a taxa de sucesso foi de 93,5%. Os autores concluíram que estes índices foram similares ou maiores que os encontrados com outras técnicas. Além disso, estes implantes deveriam ser capazes de receber forças ainda maiores que os demais devido às forças não-axiais a que estão sujeitos.

Öhrnell (1999) afirmou que a utilização da fixação zigomática pode reduzir em até 75% a necessidade de enxertos ósseos de crista ilíaca na maxila. Em estudo realizado na clínica Brånemark (Suécia) 77 pacientes foram tratados com um total de

156 fixações zigomáticas: cinco estavam com controle de dez anos, 54 com controle de cinco a nove anos e 97 com controle de menos de cinco anos. Apenas cinco implantes foram perdidos, com índice de sucesso de 96,8%, o qual é próximo aos obtidos com implantes convencionais nas diferentes regiões alveolares.

Krekmanov et al. (2000) avaliaram 76 implantes inclinados em 47 pacientes edêntulos. Trinta e seis implantes inclinados (25 pacientes) foram instalados na mandíbula e 40 implantes inclinados (22 pacientes), na maxila. Outros implantes anteriores adicionais, posicionados de forma axial, também foram instalados (98 na maxila e 32 na mandíbula). Na mandíbula, os implantes posteriores foram inclinados para distal, paralelos às alças dos forames mentoais. Na maxila, foram instalados implantes com inclinação distal (paralelos à parede anterior dos seios maxilares) e com inclinação mesial (paralelo à parede posterior dos seios maxilares - região de tuberosidade, quando possível). A angulação distal das fixações posteriores na maxila, entre 30 e 35 graus, aumentou em média 9,3 mm (variação de 5 a 15 mm) distalmente o posicionamento da plataforma das fixações das extremidades. Na mandíbula, a inclinação entre 25 e 35 graus possibilitou um ganho médio de 6,5 mm (variação de 5 a 10 mm) no lado direito e 6,6 mm (variação de 3 a 12 mm) no lado esquerdo. Em um acompanhamento de cinco anos, a taxa de sucesso dos implantes instalados na mandíbula foi de 100% para todos os implantes – retos e inclinados. Na maxila, o índice de sucesso foi de 98% para os implantes inclinados e de 93% para os implantes retos no mesmo período. Em um único paciente (três implantes em um hemi-arco de mandíbula, com dois implantes anteriores retos e um posterior inclinado) foi realizada a aferição da distribuição de carga através da utilização de três extensômetros colados em cada um dos pilares, sem diferença significativa. Os autores afirmaram que o fator mais importante não é a inclinação dos implantes, mas

sim o posicionamento final da plataforma. A técnica de implantes inclinados ofereceria a possibilidade de instalação de implantes longos, além de ser biomecanicamente favorável para os casos de múltiplos implantes.

Krekmanov (2000) avaliou a modificação do método de instalação de implantes na região posterior. Oitenta e seis implantes foram instalados posteriormente aos forames mentoais em pacientes com severa reabsorção nesta região. Para melhor ancoragem, os implantes foram instalados na crista alveolar em direção à linha milohioidéia, inclinados para vestibular. Na maxila, 75 implantes foram instalados. Trinta e cinco implantes foram colocados paralelos às paredes dos seios maxilares (anterior e posterior). Dezenove implantes acompanharam a curvatura do palato na região de molares. Após levantamento de assoalho de seio maxilar, outros 21 implantes inclinados foram colocados (após 3 meses). Em todos os casos a inclinação dos implantes foi utilizada com o intuito de estabilização bicortical. Os pacientes foram acompanhados por 18 meses, em média. Nenhum implante foi perdido na mandíbula; entretanto, um implante não pôde ser utilizado devido à inclinação vestibular excessiva. Na maxila, três implantes foram perdidos na instalação dos pilares protéticos e um implante também foi perdido após um ano em função. Os autores afirmaram que a técnica possibilita o uso de implantes de maior comprimento em regiões de carga mastigatória elevada, podendo, entretanto, dificultar o acesso para a reabilitação protética.

Aparicio, Perales, Rangert (2001) realizaram um estudo em 25 pacientes com atrofia severa de maxila. Foi utilizada uma combinação de implantes inclinados com implantes instalados de forma axial no rebordo alveolar remanescente como uma alternativa à cirurgia de elevação do assoalho do seio maxilar. Cento e um implantes



do sistema Brånemark foram utilizados para a instalação de 29 próteses parciais. Cinquenta e nove implantes foram instalados de forma axial e 42 em posição inclinada. Após cinco anos de acompanhamento, os índices de sucesso foram de 95,2% para os implantes inclinados e 91,3% para os implantes axiais. A perda óssea marginal média foi de 1,21 mm nos implantes inclinados e de 0,92 mm nos implantes axiais. Todas as próteses apresentaram boas condições neste período. Os valores médios de *Periotest* (*PTV / Periotest Values*) no momento de colocação de carga foram -2.62 e -3.57, e após cinco anos foram -4.73 e -5.00 para os implantes inclinados e axiais, respectivamente. Os autores concluíram que a técnica é bastante segura e efetiva, sendo uma alternativa aos procedimentos de elevação do assoalho do seio maxilar.

Nary Filho, Francischone, Sartori (2002) relataram que a técnica de Fixação Zigomática, assim chamada pelo seu local de ancoragem e seu desenho diferenciado, surgiu como alternativa aos enxertos ósseos em região posterior de maxila. A técnica caracteriza-se pelo uso de um implante rosqueável longo, com comprimento entre 30 e 52,5 mm, tendo a emergência próxima à região de primeiros molares. Após transfixação do seio maxilar, a ancoragem do implante é feita em corpo de zigoma (osso de ótima qualidade) numa angulação próxima a 45 graus. Esta técnica vem sendo utilizada desde 1989 em muitos centros de pesquisa com elevados índices de sucesso.

Bezerra, Vasconcelos, Azoubel (2002) discutiram em seu trabalho a possibilidade de aproveitamento máximo da estrutura alveolar maxilar remanescente, para casos de atrofia óssea moderada, através da utilização de implantes osseointegrados inclinados acompanhando a anatomia da parede anterior

dos seios maxilares. A técnica deve ser associada a mais implantes anteriores (dois a quatro). O segundo estágio cirúrgico, nas técnicas de implantes inclinados, deve ser planejado e executado segundo protocolo de carga imediata, devido à angulação não-axial dos implantes. Deve-se unir estes implantes às demais fixações de forma rígida, com infra-estrutura metálica, num prazo máximo de cinco dias, mantendo a estabilidade secundária. A técnica poderia ser associada à carga imediata. Os autores sugerem, na descrição da técnica, a utilização de guia radiográfica para a determinação da correta inclinação dos implantes distais, de forma que fiquem paralelos à parede anterior dos seios maxilares, bilateralmente. Em comparação com as técnicas de enxertia óssea ou fixações zigomáticas, as vantagens seriam: menor morbidade, utilização do rebordo residual e de áreas com tecido ósseo de maior densidade, menor tempo de tratamento, menor custo e ausência de áreas doadoras.

De Leo et al. (2002) relataram dois casos clínicos com a utilização de implantes inclinados, em mandíbula, para a diminuição do *cantilever* distal em próteses do tipo Protocolo Brånemark com aplicação de carga imediata. Foram instalados quatro implantes em cada paciente, sendo que as duas fixações posteriores em cada caso foram inclinadas para distal com uma angulação próxima a 35 graus. A prótese foi finalizada em três dias. No acompanhamento clínico-radiográfico de seis meses, um implante inclinado apresentou maior perda óssea periimplantar na parte distal, sem comprometimento do tratamento. Os autores afirmaram que a técnica deveria ser usada para casos em que os forames mentoais estão baixos em relação à crista alveolar e quando o rebordo tiver um formato mais aberto. Além disto, deve-se ter atenção quando se inclina o implante para distal, pois

há tendência de incliná-lo demasiadamente para distal e para vestibular, o que pode dificultar o acesso a componentes e chaves protéticas.

Malo, Rangert, Nobre (2003) realizaram um estudo com 44 pacientes e 176 implantes instalados na região anterior da mandíbula para a aplicação de carga imediata com prótese fixa provisória totalmente acrílica sobre 4 implantes (Sistema *All-on-Four*). Além dos quatro implantes do sistema testado, 30 pacientes receberam 62 implantes adicionais sem carga imediata (Grupo de Desenvolvimento – GD). Quatorze pacientes tiveram apenas os quatro implantes anteriores colocados (Grupo de Rotina - GR). O comprimento dos implantes (Brånemark System® Mk II e Mk III, Nobel Biocare AB) variou de 10 mm a 18 mm e todos tiveram travamento acima de 40 Ncm. Os dois implantes imediatamente anteriores aos forames mentoais foram instalados inclinados para distal, com uma angulação próxima a 30° em relação ao plano oclusal. Este procedimento permitiu *cantilever* com menor comprimento e maior distância entre a emergência dos implantes. Os pacientes receberam as próteses (com pilares posteriores angulados em 30°) em duas horas. A perda óssea marginal média foi de 1,2 mm para GD (DP 1,2 mm) e 0,6 para GR (DP 0,6 mm). Os índices de sucesso foram de 96,7% para GD e 98,2% para GR após três anos. Estas taxas de sucesso foram próximas aos 62 implantes com carga tardia (95,2%).

Vasconcelos et al. (2003) relataram a utilização de implantes inclinados no sentido póstero-anterior da maxila em um caso clínico com aplicação de carga imediata. Foram inseridos seis implantes (Nobel Biocare), sendo os dois distais inclinados. A instalação dos implantes tangentes às paredes anteriores dos seios maxilares possibilitou que estes implantes tivessem os maiores comprimentos dentre todos (4,00 X 18 mm). A ancoragem em pilar canino (Zona 1) foi outro importante

fator. A análise por frequência de ressonância (Osstell ®) revelou que estes implantes apresentaram os maiores índices de estabilidade primária (83 ISQ / 86 ISQ). No acompanhamento clínico-radiográfico de 12 meses, os tecidos periimplantares apresentaram-se normais. Os autores concluíram que a inclinação dos implantes possibilitou fixações de maior comprimento, ancoragem em osso denso, estabilidade inicial maior e bicortical, além de solução restauradora mais rápida devido a não-necessidade de enxerto.

Ferreira et al. (2005) utilizaram a técnica de carga imediata em dois casos com maxilas atróficas e implantes distais inclinados tangentes à parede anterior dos seios maxilares, bilateralmente. O primeiro paciente recebeu seis implantes e o segundo, quatro implantes. Ambos receberam uma prótese fixa aparafusada e estrutura rígida. Os implantes tiveram travamento acima de 45 Ncm e todos foram submetidos à aferição por análise de frequência de ressonância (Osstell ®) no dia das instalações e após doze meses. No acompanhamento clínico e radiográfico de um ano, os implantes estavam estáveis e osseointegrados. A instalação de implantes inclinados no sentido pósterio-anterior permitiu ancoragem bicortical em osso mais denso e com maior comprimento, favorecendo a estabilidade primária e a aplicação do protocolo de carga imediata funcional.

Malo, Rangert, Nobre (2005) avaliaram um protocolo para aplicação de carga imediata em prótese fixa totalmente acrílica suportada por quatro implantes (Sistema *All-on-Four*). Nos critérios de inclusão, os pacientes deveriam ser edentados maxilares totais, permitir implantes distais inclinados e comprimento mínimo dos implantes de 10 mm. Trinta e dois pacientes participaram do estudo, com um total de 128 implantes (Brånemark System® TiUnit™ Mk III e Mk IV, Nobel Biocare AB). Os

dois implantes posteriores, em todos pacientes tratados, foram inclinados para distal, paralelos à parede anterior dos seios maxilares, bilateralmente. Os pacientes foram avaliados aos seis e doze meses. Dois implantes distais inclinados foram perdidos nos primeiros seis meses de controle (taxa de sucesso de 98,4%); outro implante distal foi perdido aos nove meses (taxa de sucesso de 99,2% de 6 a 12 meses), sendo que dois destes pacientes tinham bruxismo. O índice médio de sucesso de todos os implantes (retos e inclinados) foi de 97,6% e a média de perda óssea dos implantes foi de 0,9 mm após um ano. Cinco implantes tiveram perda óssea maior de 3 mm na porção distal da plataforma. A inclinação dos implantes permitiu melhor distribuição ântero-posterior e instalação em osso denso.

## 2.2 BIOMECÂNICA DE PRÓTESES IMPLANTOSSUPORTADAS

Skalak (1983) desenvolveu um método matemático analítico para prever os componentes de força horizontal e força vertical nos implantes quando da aplicação de uma carga. Tal modelo, baseado em modelos usados em engenharia mecânica, prevê a distribuição da carga entre parafusos e rebites unindo placas rígidas, neste caso, a prótese e os arcos. Essencialmente o modelo sugere que os implantes comportam-se como molas elásticas com constantes de elasticidade conhecidas. O autor simulou o comportamento de uma prótese suportada por seis implantes simetricamente distribuídos sobre um arco de 112,5 graus, com um raio de mandíbula igual a 22,5 mm. O modelo prevê as forças verticais em cada implante quando uma força unitária vertical de 30 N atua em uma posição determinada de *cantilever*. Neste caso, os dois implantes mais distais, adjacentes à carga, sofreram

forças de compressão de aproximadamente 40 N, bem como o implante mais distal do outro lado da prótese (20 N). Os três implantes anteriores, entretanto, foram tracionados com uma força entre 10 e 15 N. Realizando a mesma simulação, dessa vez com a presença de quatro implantes distribuídos sobre o mesmo arco do modelo de seis implantes, observou-se uma semelhança na magnitude e na distribuição de forças. Porém, quando foram removidos os dois implantes mais distais, mas mantendo-se o espaçamento interimplantar do modelo de seis implantes, houve mudanças significativas: uma força de compressão de aproximadamente 100 N no implante mais próximo à carga, e de aproximadamente 60 N no implante mais distal do lado oposto. Assim como no caso anterior, registrou-se uma força de tração nos dois implantes centrais em torno de 60 a 80 N. Segundo o autor, a manutenção da área do polígono de sustentação da prótese com o aumento do espaçamento interimplantar deve ser o fator que compensa a redução do número de implantes. O modelo também foi aplicado em um sistema de três implantes em dois arranjos: no primeiro, uma prótese suportada por três implantes verticalmente posicionados recebeu uma carga de 100 N em sua extensão *cantilever*. No segundo, houve a inclinação de 30 graus do implante mais próximo do braço suspenso. As análises dos dois casos revelaram que as forças nos implantes são significativamente diminuídas no sistema onde houve a inclinação do implante mais distal.

Davis, Zarb, Chao (1988) avaliaram a distribuição de estresse em uma estrutura protética sob carga em função da alteração do número de pilares suporte (cinco, quatro, três e dois pilares). A análise foi realizada por extensometria *in vivo* e modelo de elemento finito. Os resultados mostraram que a maior mudança na deflexão da estrutura ocorreu quando somente dois pilares foram usados para sustentar a estrutura. A distribuição do estresse foi similar quando cinco ou quatro

pilares foram utilizados, tanto para forças axiais quanto para momentos fletores. Os autores ressaltaram que ambas as situações (cinco ou quatro implantes) poderiam ter uma resposta clínica favorável; entretanto, a utilização de cinco implantes para o suporte de uma prótese total fixa geraria uma previsibilidade maior na terapia devido a eventual falha de algum implante ao longo do tempo.

Glantz et al. (1993) usaram extensômetros de resistência elétrica em um estudo *in vivo* para medir a carga nos implantes suportes de uma prótese fixa em um paciente. Cargas funcionais durante a mastigação de alimentos como maçã e pão geraram componentes de forças axiais de - 20 a + 20 N (sinal negativo para forças de tração e sinal positivo para forças de compressão). Ao mesmo tempo, houve momentos fletores acima de 20 Ncm (flexão nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal). O estudo mostrou que quando a mordida ocorreu na extensão *cantilever* da prótese suportada por 5 implantes, as forças axiais em alguns dos implantes foram mais que o dobro da força de mordida na prótese.

Waskevics, Ostrowsky, Parks (1994) avaliaram através de análise fotoelástica, a quantidade de estresse gerada ao redor de cinco implantes conectados a estruturas de forma passiva e não passiva. Todos os parafusos protéticos receberam um torque de 10 Ncm e três seqüências distintas de aparafusamento foram testadas. As estruturas não passivas geraram maior concentração de estresse no terço médio dos implantes. As estruturas soldadas (passivas) não apresentaram estresse no modelo fotoelástico. Concluíram que o seccionamento para posterior soldagem é um método recomendável na busca da passividade dos trabalhos protéticos. Além disto, seria impossível prever a resposta biológica frente à tensão constante.

Segundo Benzing, Gall, Weber (1995) dois conceitos implante-prótese essencialmente diferentes são conhecidos para o tratamento da maxila edêntula. Um conceito refere-se ao arranjo concentrado de quatro a seis implantes na região anterior para suportar uma prótese fixa com extensão *cantilever*. O outro conceito refere-se à distribuição mais “espalhada” de seis implantes ao longo do arco incluindo a área de tuberosidade, regiões anterior e de pré-molares, sem a inclusão de *cantilever*. Os autores avaliaram as duas situações utilizando duas metodologias distintas: análise *in vivo* através de extensiometria, e análise com modelo de elemento finito tri-dimensional. Os resultados de ambos os métodos revelaram que a distribuição do estresse ao osso é mais favorável quando o arranjo mais espalhado dos implantes é utilizado. As estruturas protéticas com *cantilever* suportadas por seis implantes não reduziram o estresse ao osso quando comparadas a estruturas suportadas por quatro implantes com *cantilever* similar.

Brånemark, Svensson, Van Steenberghe (1995) realizaram um estudo retrospectivo para avaliar o índice de sobrevida de próteses e implantes em 156 pacientes reabilitados com próteses totais fixas retidas por 5 ou 6 implantes. Somente pacientes com acompanhamento de 10 anos foram considerados. Os comprimentos dos implantes variaram de 10 mm (90%) a 7 mm. Na mandíbula, 13 próteses foram instaladas sobre 4 implantes e 59 próteses sobre 6 implantes. Na maxila, 14 próteses foram instaladas sobre 6 implantes e 70 sobre 5 implantes. Em ambos os grupos (4 e 6 implantes) a idade e o sexo foram pareados. A principal razão para limitar o número de implantes em 4 foi o reduzido volume de osso mandibular. Embora tenha havido tendência de aumento no índice de falha em pacientes com 4 implantes, o índice de sobrevida para implante e prótese foi o mesmo para ambos os grupos ao final de 10 anos. Segundo os autores, a



preferência de alguns clínicos de instalar o maior número possível de implantes em pacientes edentados totais deveria ser seriamente questionada.

Patterson et al. (1995) relataram que, embora os implantes osseointegrados apresentem sucesso a longo prazo na ancoragem de próteses fixas, muitos problemas têm sido observados quanto à integridade estrutural. Os autores realizaram um estudo *in vitro* para medir, com extensômetros, as forças axiais e os momentos fletores nos pilares protéticos de uma prótese tipo protocolo suportada por cinco implantes fixados por resina epóxi na região inter-foraminal de uma mandíbula humana. Cargas progressivas de 13,35 N (3 lb), 55,39 N (12 lb) e 106,78 N (24 lb) foram aplicadas na extensão *cantilever* às distâncias de 5 mm, 10 mm e 15 mm do implante mais distal, e também aplicadas no ponto mais medial da estrutura protética. Para simular a perda da retenção do parafuso de retenção da prótese, os mesmos testes foram realizados sendo que cada parafuso do cilindro de ouro foi afrouxado, com o giro de uma volta no sentido anti-horário. Os autores observaram que a aplicação de carga no braço *cantilever* gerou um aumento das forças compressivas e momentos fletores nos pilares adjacentes à extensão *cantilever*, entretanto tal carga teve pouco resultado no efeito de tração nos pilares da região anterior. Observaram também que quando um único parafuso de ouro foi removido, as forças de tração e compressão foram aumentadas, enquanto que os momentos fletores ficaram relativamente inalterados. A remoção dos parafusos adjacentes ao *cantilever* promoveu o pior efeito.

Assif, Marshak, Horowita (1996) examinaram simultaneamente a transferência de carga e a distribuição de estresse em uma prótese fixa implantossuportada. Implantes suportando uma estrutura protética foram inseridos em um modelo

fotoelástico. Extensômetros foram colados na superfície superior da estrutura e, a ela, foi aplicada uma carga de 7,5 kgf em sete pontos distintos. As medições derivadas dessa simulação revelaram que: (1) houve uma relação diretamente proporcional entre a distribuição de estresse no metal da estrutura e o estresse gerado nas estruturas suporte ao redor dos implantes; (2) o modo da transferência da carga e a distribuição do estresse foram diretamente proporcionais à distância dos componentes ao ponto de aplicação de carga; e (3) quando o *cantilever* foi carregado, a maior parte do estresse foi distribuído dentro do *cantilever* na conexão ao implante distal. Nesta simulação, o estresse foi distribuído sobre os dois, ou no máximo, os três implantes mais próximos ao ponto de aplicação de carga.

Assif, Marshak, Schmidt (1996), usando extensômetros, testaram três técnicas de transferência direta com o emprego de moldeira aberta para a confecção do modelo mestre: 1 - transferentes quadrados esplintados com resina acrílica, 2 - transferentes quadrados unidos diretamente à moldeira acrílica e 3 - transferentes quadrados não-esplintados. Foram realizadas quinze transferências para cada técnica. Quatro extensômetros foram colados na face superior de uma estrutura metálica de prata/paládio confeccionada com adaptação passiva ao modelo-mestre. Os resultados mostraram que os valores de deformação para a técnica da união dos transferentes com resina acrílica foram os menores em comparação com as outras duas técnicas.

Jemt, Book (1996) avaliaram a perda óssea marginal que seria provocada por desajustes protéticos – falta de adaptação passiva – em 14 pacientes, divididos em dois grupos: prospectivo (1 ano) e retrospectivo (4 anos). O nível de adaptação dos componentes protéticos foi analisado pela técnica da fotogrametria tridimensional e o

nível ósseo marginal foi medido através de radiografias intrabucais. Houve uma média de desajuste protético de 100  $\mu\text{m}$ , sendo que nenhuma peça foi considerada passiva. Não houve associação entre desadaptação protética e perda óssea marginal, indicando existir uma determinada tolerância biológica frente às forças geradas pelas desadaptações. Os mesmos níveis de desajuste cervical foram encontrados em ambos os grupos, mantendo-se estáveis ao passar do tempo. Isto indicaria não haver um “apassivamento ortodôntico” dos implantes. O caráter anquilótico dos implantes poderia fazer com que o estresse gerado não se dissipe, podendo estar associado a falhas protéticas devido à fadiga do metal, como o afrouxamento ou a fratura de parafusos.

Mailath-Pokorny, Solar (1996) colocam que a média de distancia entre os forames mentoais é de 47 mm. Se for considerado que o centro de cada implante com o adjacente pode ser 7 mm de distância, então pode haver espaço para a instalação de mais de seis implantes. O efeito do número de implantes e o comprimento do *cantilever* para próteses mandibulares implantossuportadas foram comparados. Em um arranjo de 4 e 6 implantes com cantilever de 8 mm e carga de 100 N, não houve diferença na carga compressiva recebida pelo implante mais próximo à carga. Os mesmo arranjos e força foram submetidos para 16 mm de extremo livre e as cargas compressivas no pilar mais próximo à carga foram maiores. Conforme os autores, alguns aspectos devem ser considerados neste estudo: a prótese foi desenhada conforme o formato do arco em questão, os implantes não deveriam ser considerados em um sistema rígido ideal e a mandíbula sofreria deflexão.

Souza, Machado, Oliveira (1997) definiram biomecânica como sendo o ramo da bioengenharia que procura esclarecer a resposta dos tecidos vivos a forças aplicadas. A interface osso-implante é considerada a região mais vulnerável do sistema prótese-implante. As forças de compressão tendem a manter a integridade da interface enquanto as forças de tensão tendem a rompê-la. As forças de cisalhamento atuam paralelamente à superfície osso-implante e também são destrutivas à interface. Portanto, sempre que componentes de força no sentido horizontal aumentarem em intensidade, mudarem de direção ou tiverem um tempo de aplicação aumentado (parafunção), o número de implantes esplintados deveria ser aumentado, tendo como consequência direta o aumento da área da superfície de contato do osso com os implantes, ou seja, maior interface osso-implante. Caso o plano de tratamento tenha sido desenvolvido de forma adequada, as três causas mais comuns de falhas relacionadas às próteses seriam: supra-estrutura não-passiva, próteses com pouca retenção ou aplicação rápida de cargas aos implantes suporte.

Meredith (1998) afirmou que a estabilidade inicial dos implantes favorece a neoformação óssea durante o período de cicatrização e permite melhor distribuição de cargas no seu longo eixo. Estabilidade primária ou inicial é a que se necessita no momento da colocação dos implantes – estabilidade necessária à cicatrização; estabilidade secundária é a necessária após a fase de osseointegração – estabilidade necessária à função. Esta última deveria ser mantida através da distribuição harmônica das cargas oclusais.

Piatelli et al. (1998) conduziram um estudo em macacos com 48 implantes osseointegrados (vinte e quatro implantes na região posterior da maxila e 24 na

região posterior da mandíbula). Em doze implantes da maxila e doze implantes na mandíbula (24 no total) foi aplicada carga imediata (teste). Os autores enfatizaram a importância de unir rigidamente as fixações o mais breve possível. Com isto a estabilidade do conjunto de implantes seria aumentada. Concluíram, através de estudo histomorfométrico, que há maior porcentagem de contato osso-implante quando se aplica a técnica de carga imediata (Grupo teste: 67,3% na maxila e 73,2% na mandíbula / Grupo Controle – sem carga – 54,5% e 55,8%, respectivamente).

Bidez, Misch (1999) sugeriram que o comprimento máximo do *cantilever* para distal, em próteses tipo Protocolo Brånemark, não deveria exceder duas vezes e meia a distância ântero-posterior (A-P), sob condições ideais. Esta orientação também seria determinada pelo comprimento e pela largura dos implantes, densidade óssea e magnitude da força aplicada ao *cantilever*. O momento de uma força (Ncm) é definido como um vetor cuja magnitude é igual ao produto da magnitude da força (N) multiplicado pela distância perpendicular (cm). Portanto, um arco de formato quadrado, por envolver distâncias A-P mais curtas entre os implantes ferulizados, deveria ter *cantilever* de comprimento menor. O inverso ocorre com os arcos de formato triangular. Próteses com extensões livres, conectadas a implantes ferulizados, resultariam em uma reação complexa de carga. Por este motivo, a forma do arco e a distribuição dos implantes se relacionariam com o número de implantes e o desenho da prótese.

Brånemark et al. (1999) relataram resultados clínicos preliminares de um novo método para o tratamento de mandíbulas edêntulas com implantes osseointegrados. O novo protocolo envolveria componentes pré-fabricados e guias cirúrgicas,

eliminação de procedimentos de moldagem e instalação da prótese fixa no mesmo dia da colocação dos implantes. Cinquenta pacientes (26 homens e 24 mulheres) foram reabilitados com 150 implantes do sistema Brånemark Novum® e acompanhados por seis meses a três anos após o ato cirúrgico. A altura e a espessura ósseas foram determinadas pré-operatoriamente com o uso de radiografias. As mandíbulas foram reduzidas em altura para acomodar três implantes de 5 mm de diâmetro. O posicionamento dos implantes foi realizado com guias cirúrgicas especiais. Após a sutura dos tecidos moles, uma barra pré-fabricada de titânio foi parafusada aos implantes. Outra barra de titânio foi conectada à primeira para a tomada das relações maxilo-mandibulares. A confecção definitiva da prótese e sua instalação no paciente foram então executadas. Durante o período de avaliação cirúrgica, os autores observaram um índice de sobrevida de 98%. Na avaliação protética, foi observada uma falha mantendo também um índice de sucesso de 98%. A média no tempo de tratamento foi de aproximadamente 7 horas. A média de perda óssea foi de 0,2 mm por ano e 0,26 mm entre o terceiro mês e primeiro ano de controle. A média de perda óssea acumulada foi de 1,25 mm. Um questionário demonstrou que 94% dos pacientes não relataram nenhum desconforto durante o tratamento.

Kaptein, Lange, Blijdorp (1999) realizaram um estudo com 88 pacientes que se submeteram a enxerto de crista ilíaca para futura instalação de implantes. Foram avaliados profundidade de sondagem, índice de placa e sangramento e o volume de gengiva queratinizada. Setenta e sete pacientes, inicialmente com menos de 5 mm de altura óssea alveolar na região de seios maxilares (Grupo 1), receberam 433 implantes IMZ. Neste grupo foram realizadas 38 próteses do tipo *overdenture*, 24 próteses parciais fixas e 15 próteses totais fixas. O segundo grupo (11 pacientes)

era composto por indivíduos com altura de rebordo alveolar posterior inicial maior ou igual a 5 mm. Nestes pacientes foram realizadas 4 *overdentures*, 6 próteses parciais fixas e 1 prótese total fixa. Os autores concluíram que o planejamento protético deve incluir uma prótese fixa sempre que possível, pois estas reabilitações apresentam uma menor reabsorção periimplantar e conseqüente menor risco de perda óssea, quando comparadas a próteses do tipo *overdenture*.

Duyck et al. (2000) avaliaram a distribuição, magnitude e tipo de cargas (força axial e momentos fletores) em 13 pacientes com próteses totais fixas implantossuportadas. As forças oclusais nos pilares foram quantificadas e qualificadas com a utilização de extensômetros, durante a aplicação de uma carga controlada de 50 N em várias posições ao longo da superfície oclusal das próteses. O teste foi realizado quando as próteses eram suportadas por todos (5 ou 6) implantes e foi repetido quando as mesmas eram suportadas por 4 e por 3 implantes. Observou-se que as cargas no *cantilever* das próteses causaram um efeito de dobradiça, o qual induziu consideráveis forças compressivas nos implantes próximos ao local de aplicação da carga e forças de tração e baixa compressão nos demais implantes. Em média, forças maiores foram observadas com a diminuição do número de implantes-suporte. Os momentos fletores foram maiores quando 3 implantes foram utilizados.

Skalak, Zhao (2000) afirmaram, em estudos de bioengenharia, ser fundamental que implante e osso não recebam estresse além de seu limite de fadiga. Os implantes osseointegrados são essencialmente rígidos dentro da estrutura óssea, e micro-movimentações acima de 10 µm a 20 µm poderiam provocar reabsorções ósseas progressivas. Como o titânio é mais duro que o osso,

espera-se que o osso ou a interface osso-implante falhem antes que o metal. Assim, a inspeção visual não poderia ser considerada um método preciso e efetivo para avaliar o estresse do sistema prótese-implante. Enfatizaram ser necessária uma conexão rígida e precisa das próteses fixas aos implantes. Quanto aos implantes inclinados, deveriam ser unidos rigidamente a outras fixações. Ao unir as fixações entre si, de forma rígida, aumenta-se a disposição geométrica do conjunto implante-prótese, o que é biomecanicamente favorável. Dessa forma, pequenas tensões poderiam ser menos lesivas, principalmente quando se aplica carga imediata.

Dinato, Wulff, Bianchini (2001) afirmaram que a medição do *gap* é feita em micrometros, necessitando de recursos como a microscopia eletrônica de varredura para uma avaliação precisa, mas este método não pode ser usado *in loco*. Há questionamento sobre a quantidade de tensão que este *gap* poderia causar ao conjunto prótese-implante, sendo desconhecido qual o limite tolerável sem prejuízo a osseointegração - o nível ideal de adaptação passiva ainda está por ser determinado. A estrutura metálica que suporta a restauração deveria ter rigidez e máxima adaptação, ou seja, o maior número possível de contatos simultâneos ao redor do cilindro metálico e do respectivo pilar protético. Os métodos de avaliação passiva por radiografias, sondagem, visualização direta, força de aperto de parafusos, pressão digital, sensibilidade do paciente e experiência do profissional seriam recursos subjetivos de adaptação, mas factíveis de avaliação *in loco*. Deve-se, portanto, aliar as melhores técnicas e materiais com as informações da prática clínica, sensibilidade e experiência do profissional na busca da melhor adaptação possível dos trabalhos protéticos.



Para Sahin, Cehreli, Yalcin (2002), os aspectos biomecânicos seriam os principais fatores no planejamento de reabilitação com implantes. Alguns procedimentos seriam baseados apenas em crenças sobre reações ósseas a implantes sob carga, mas o número limitado de estudos sobre biomecânica em implantes e biologia óssea levaria a interpretações insuficientes do grande número de dados clínicos coletados nas últimas três décadas. Segundo os autores, os resultados dos tratamentos poderiam ser melhorados quando: os implantes não são carregados excessivamente por forças oclusais ou são posicionados em osso denso, o número ou diâmetro dos implantes suporte são aumentados, há redução do momento fletor através do posicionamento dos implantes, e os implantes suportam próteses fixas.

Dinato (2002) avaliou, com microscopia eletrônica de varredura, o *gap* existente entre pilares Procera® de titânio de uma ponte fixa de três elementos (Pré-Molar / Pré-Molar / Molar) e implantes do tipo hexágono externo, em três diferentes momentos: pilares individuais (M1), pilares unidos com soldagem a laser (M2) e após a aplicação da cerâmica (M3). Cada implante tinha três marcações vestibulares e três palatinas, permitindo seis medições por implante e dezoito por corpo-de-prova. Dez corpos-de-prova foram confeccionados, num total de 540 pontos de leitura lineares (180 para cada momento). Não houve diferença estatisticamente significativa entre o primeiro (M1) e o segundo momento (M2). Entretanto, houve diferença no terceiro momento (M3 - aplicação da cerâmica).

Becker (2004) fez uma análise retrospectiva de 10 anos avaliando próteses implantossuportadas com extensão *cantilever*. No total, foram analisados 60 próteses com 115 implantes ITI em 36 pacientes. Trinta próteses eram suportadas

por dois pilares e 1 *cantilever*, 19 com três pilares e 1 *cantilever*, 10 com 2 pilares e 2 *cantilever*, e 1 com 1 pilar e 1 *cantilever*. Não foram registradas fraturas de implantes, pilares, porcelana ou prótese, nem retração de tecido gengival ou perda óssea radiográfica. O autor concluiu que para sucesso a longo prazo deste tipo de terapia seria recomendável: utilizar implantes com superfície texturizada com diâmetro de 4,1 mm ou maior; utilizar um modelo de implante/pilar para reduzir o movimento entre as partes e melhorar a relação coroa/implante.

Naconecy et al. (2004) avaliaram *in vitro* a precisão de três técnicas de transferência para próteses implantossuportadas de múltiplos pilares através de extensômetros colados em uma barra metálica similar a uma prótese tipo protocolo com cinco implantes. Foram colados quatro extensômetros (opostos dois a dois) entre cada dois implantes, num total de 16 extensômetros. Cada par, situado nas superfícies diametralmente opostas um do outro, formou uma ligação chamada meia-ponte de Wheastone responsável por um canal de leitura de deformação. Esta barra foi testada em cada um dos corpos-de-prova obtidos de três técnicas de transferência: técnica direta esplintada (transferentes quadrados esplintados e moldeira individual aberta – G1), técnica direta não-esplintada (transferentes quadrados não esplintados e moldeira individual aberta – G2) e técnica indireta (transferentes cônicos e moldeira Individual fechada – G3). A análise de variância revelou que uma diferença significativa existiu entre G1 quando comparado a G2 e G3, os quais não diferiram entre si.

### 3 PROPOSIÇÃO

Este estudo teve por objetivo avaliar a distribuição, a magnitude e a direção das forças nos pilares protéticos, com a utilização de extensômetros, quando da aplicação de carga estática de 50 N no *cantilever* de próteses tipo Protocolo Brånemark, em função da inclinação dos implantes posteriores e da posição dos pilares no arco.

## 4 METODOLOGIA

Este trabalho é caracterizado como um estudo experimental, laboratorial, com delineamento de blocos ao acaso.

As variáveis experimentais foram:

- Variável independente: Inclinação dos implantes posteriores (retos x inclinados)
- Variável dependente: Força nos pilares protéticos (N)

Os corpos-de-prova constituíram-se de dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Brånemark sobre cinco implantes. Estas barras foram confeccionadas sobre dois modelos-mestre: um modelo com cinco implantes retos e paralelos entre si (n=5 barras) e outro com três implantes centrais paralelos e dois distais inclinados (n=5 barras). A distribuição geométrica dos implantes nos dois modelos foi similar, considerando o ponto central da plataforma de cada implante. As barras foram padronizadas para terem as mesmas dimensões. Extensômetros foram colados nos pilares protéticos de cada modelo-mestre para medir a deformação quando da aplicação de uma carga estática de 50 N no extremo livre (15 mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação dos pilares foram convertidos em força através de cálculos matemáticos. Assim, foi possível determinar a distribuição de forças em cada conjunto barra/modelo-mestre. Os detalhes dos grupos experimentais do estudo estão dispostos no Quadro 1.

**Quadro 1 – Grupos experimentais testados**

Grupos experimentais testados	Modelos-Mestre	Número de Pilares	Barras Metálicas	Número de Leituras
Grupo R – Modelo com Implantes Retos e Paralelos	n=01	n=05	n=05	n=25
Grupo I – Modelo com Implantes Posteriores Inclinados	n=01	n=05	n=05	n=25

#### 4.1 CONFECÇÃO DOS MODELOS-MESTRE COM IMPLANTES

##### 4.1.1 Confeção das bases em resina epóxi

Inicialmente foram confeccionadas duas bases em resina epóxi, sendo uma para o modelo-mestre com implantes paralelos e a outra para o modelo-mestre com implantes posteriores inclinados. Para padronizar a obtenção das bases foram utilizadas duas formas de silicone com a superfície inferior em forma de trapézio e paredes laterais perpendiculares. A resina epóxi foi proporcionada com o auxílio de uma balança analítica de precisão (modelo AG204, Mettler Toledo, Suíça), misturando-se, em peso, 80% de resina Araldite CY-248 e 20% de catalisador HY-956 (Aralsul - Produtos Químicos Ltda, Cachoeirinha, RS, Brasil). Esta mistura de resina epóxi fluida foi vertida nas formas de silicone, em um mesmo ponto, a uma distância de aproximadamente 20 cm. Em seguida, as formas foram acondicionadas 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 da resina, as duas bases resultantes foram desgastadas na face superior até se obter uma superfície homogênea e paralela à face inferior, com 2 cm de altura. Os lados maior e menor do trapézio mediam, respectivamente, 8 cm e 6 cm.

#### **4.1.2 Localização das perfurações para os implantes nas bases em resina epóxi**

Utilizando-se o *software* de programa gráfico *autocad*, realizou-se a transposição gráfica da curvatura do arco de uma mandíbula humana para treinamento em implantes osseointegrados (ETH 0301-10 Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) para as duas bases em resina epóxi. Esta mandíbula-mestra apresentava curvatura de 134,30° e raio de 17,61 mm.

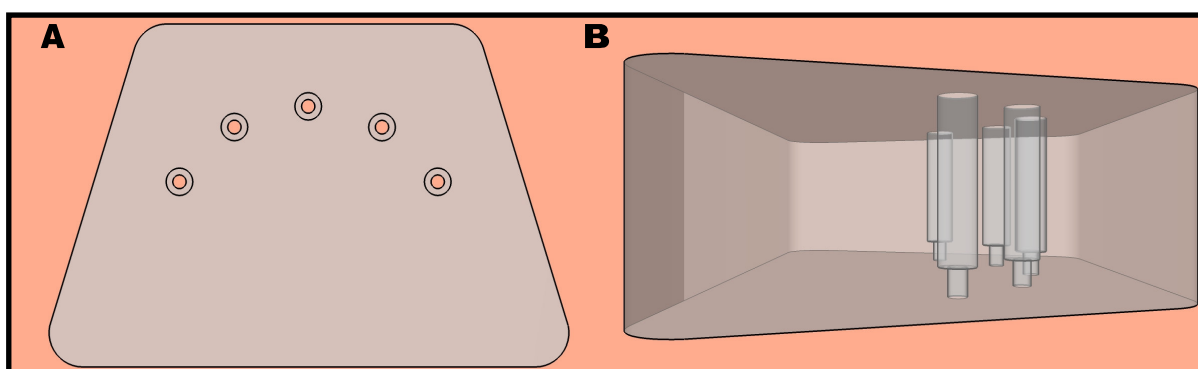
As marcações dos centros das perfurações para a colocação dos implantes seguiram a curvatura determinada pela mandíbula-mestra. Primeiramente, marcou-se o local do implante central, na linha média. A partir deste ponto, outras quatro marcações foram realizadas – duas para cada lado – com distanciamento de 1 cm entre si. As duas marcações mais distais ficaram próximas à alça dos forames mentoais, bilateralmente. As marcações foram idênticas em ambas as bases em resina epóxi.

#### **4.1.3 Perfurações das bases em resina epóxi**

##### **4.1.3.1 Perfurações para o modelo com implantes retos**

Com o auxílio de uma fresadora (EWL Typ 990 Kavo, Leutkirch, Alemanha) foram realizadas cinco perfurações na base de resina epóxi para a confecção do modelo-mestre com implantes retos. Estas perfurações tinham 4 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento, sendo paralelas entre si e perpendiculares à face inferior da

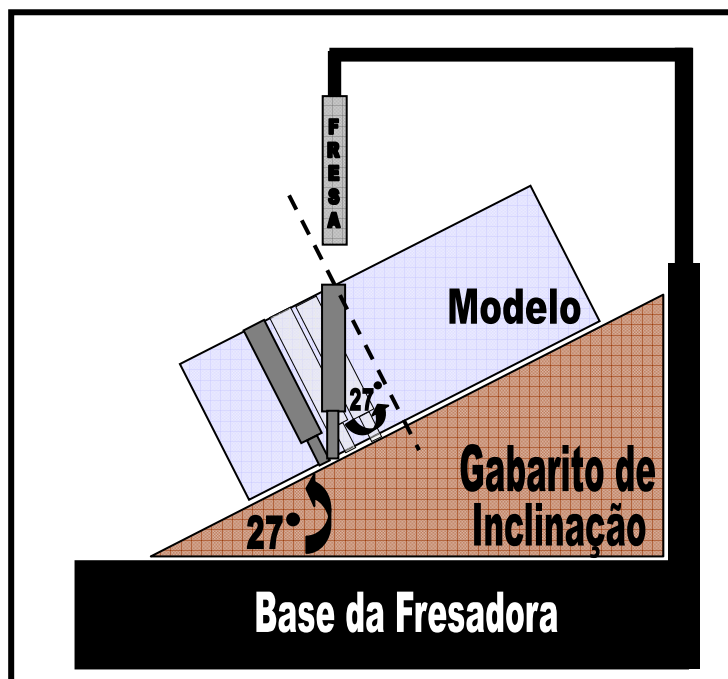
base em resina epóxi, com uma distância de 1 cm entre os centros das perfurações. Outra perfuração secundária de menor diâmetro foi realizada com uma broca de 2 mm de diâmetro, no interior de cada uma das cinco perfurações até transfixar a base (Figura 1 - A e B). Este procedimento visou possibilitar o escoamento do excesso de resina epóxi quando os implantes fossem fixados.



**Figura 1 – Esquema das perfurações na base em resina epóxi para o modelo-mestre com implantes retos. A) Vista superior. B) Vista lateral.**

#### 4.1.3.2 Perfurações para o modelo com implantes inclinados

Para o modelo-mestre com implantes posteriores inclinados, as três perfurações mais centrais foram realizadas à semelhança do modelo com implantes retos. A inclinação das duas perfurações posteriores bilaterais foi orientada por um gabarito de madeira, em forma de cunha. Em uma vista lateral, este gabarito tem a forma de um triângulo retângulo, com um plano inclinado de 27 graus (Figura 2).



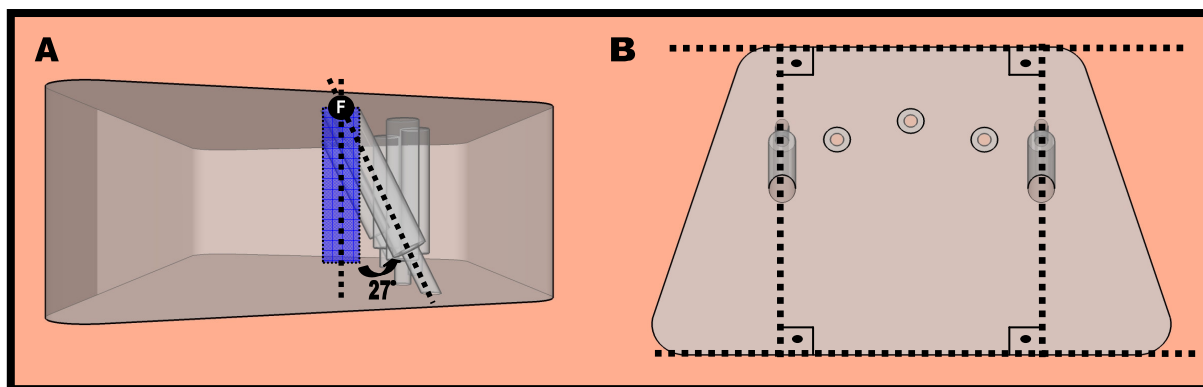
**Figura 2 – Vista lateral esquemática do gabarito de inclinação usado para orientar as duas perfurações posteriores no modelo com implantes inclinados.**

O gabarito de inclinação foi posicionado sobre a mesa de uma fresadora, de modo que a base em resina epóxi ficasse com uma inclinação de 27 graus em relação à mesa. As duas perfurações posteriores foram então realizadas com as mesmas dimensões das demais (4 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento). As perfurações secundárias com a broca de 2 mm de diâmetro foram feitas como para o modelo com implantes retos (Figura 2).

Como resultado, em uma vista lateral, as perfurações dos dois implantes posteriores tinham inclinação de 27 graus, considerando a plataforma dos implantes como fulcro de rotação (Figura 3-A). Em uma vista superior, o local de emergência do centro da plataforma destes implantes inclinados foi idêntico ao dos implantes distais do modelo com implantes retos. Os eixos dos dois implantes distais formaram



ângulos retos em relação às bordas anterior e posterior da base de resina epóxi (Figura 3-B).



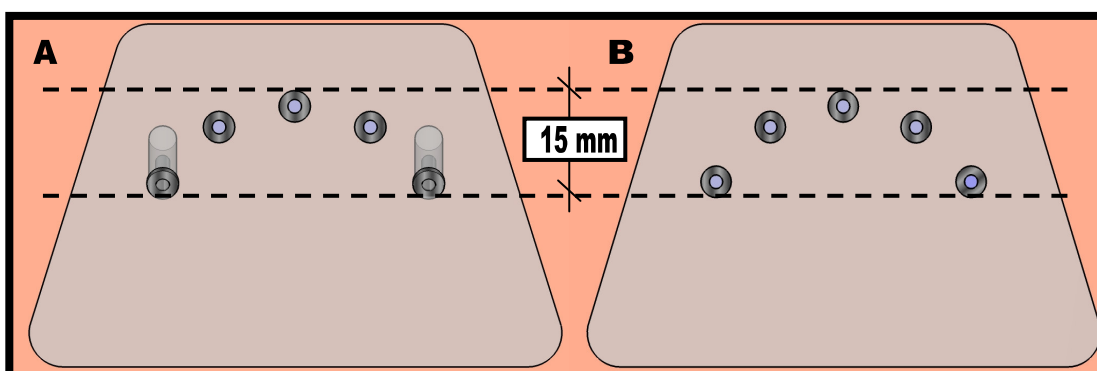
**Figura 3 – Esquema das perfurações para posicionamento dos implantes posteriores inclinados. A) Vista Lateral. B) Vista Superior.**

#### 4.1.3.3 Verificação do assentamento dos implantes nas perfurações

Após a realização das perfurações, todos os implantes foram testados de forma que penetrassem nos orifícios de forma justa, sem pressão. Como não foi utilizada a broca escareadora (*Countersink*), todos os implantes ficaram na mesma altura, com toda a plataforma protética exposta (diâmetro de 4.1 mm).

No modelo com implantes distais inclinados, foi necessária a remoção de resina epóxi da porção superior distal das duas perfurações posteriores bilaterais, com fresas de tungstênio (Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemanha) em baixa rotação. Isto permitiu que os centros dos dois implantes inclinados ficassem na mesma altura dos demais, além de terem uma área de contato com a resina epóxi similar a dos outros.

Considerando o centro da plataforma de cada implante, a curvatura e a distribuição das fixações foram idênticas em ambos os modelos (Implantes Retos e Implantes Inclinados). Havia uma distância de 15 mm entre a borda anterior do implante central e a linha imaginária que unia as bordas posteriores dos dois implantes mais posteriores (Figura 4 – A e B).



**Figura 4 – Esquema da distribuição dos implantes em vista superior dos modelos. A) Modelo com implantes posteriores inclinados. B) Modelo com implantes retos.**

As etapas 1.2 (Localização das perfurações para os implantes nas bases em resina epóxi) e 1.3 (Perfurações das bases em resina epóxi) foram realizados na empresa PROMM – Indústria de Materiais Cirúrgicos, Porto Alegre, RS.

#### **4.1.4 Fixação dos implantes nos modelos**

Os implantes utilizados neste estudo foram dez implantes tipo parafuso, com hexágono externo e plataforma regular, de diâmetro 4 mm X 15 mm (OSS 415 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA).

Usando-se uma seringa hipodérmica (BD Plastipak – Becton Dickson Ind. Cirúrg. Ltda., Curitiba, PR, Brasil), uma porção de resina epóxi fluida foi injetada no interior das perfurações e nas roscas dos implantes. Os implantes foram então inseridos com o auxílio dos respectivos montadores, sob pressão digital constante, até o seu correto assentamento. Os excessos de resina epóxi, nas porções inferior e superior dos modelos, foram removidos com cotonetes (Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil) e os modelos foram acondicionados em câmara de pressurização por 40 minutos a 4 bars.

#### **4.1.5 Instalação dos pilares**

Após 12 horas, dez pilares do tipo *Standard* – retos, com cinta de 7 mm (AB700 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA), foram parafusados sobre a plataforma dos implantes, com uma chave hexagonal interna (RASA3 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA). Utilizou-se um torque de 20 Ncm, conforme orientação do fabricante, através de controlador eletrônico de torque (DEC 600–1 Osseocare Drilling Equipment, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia).

Foram assim confeccionados os dois modelos-mestre, sendo cada um constituído por uma base de resina epóxi, cinco implantes e cinco pilares.

## 4.2 CONFECÇÃO DAS BARRAS METÁLICAS

### 4.2.1 Determinação da espessura e da altura das barras

As dimensões das barras foram determinadas a partir de cálculos matemáticos para não haver deformação permanente durante a aplicação de 50 N de carga (DUYCK et al., 2000) à distância de 15 mm de extensão livre da barra. Os cálculos foram realizados e comparados em função da deformação permanente da liga metálica em prata-paládio (Porson 4 – Degussa, Alemanha), conforme a fórmula:

$$T = F / A \pm (M \cdot C) / I$$

onde:

T = Tensão (N/mm<sup>2</sup>);

F = Força (N);

A = Área (mm<sup>2</sup>);

M = Momento (N.mm);

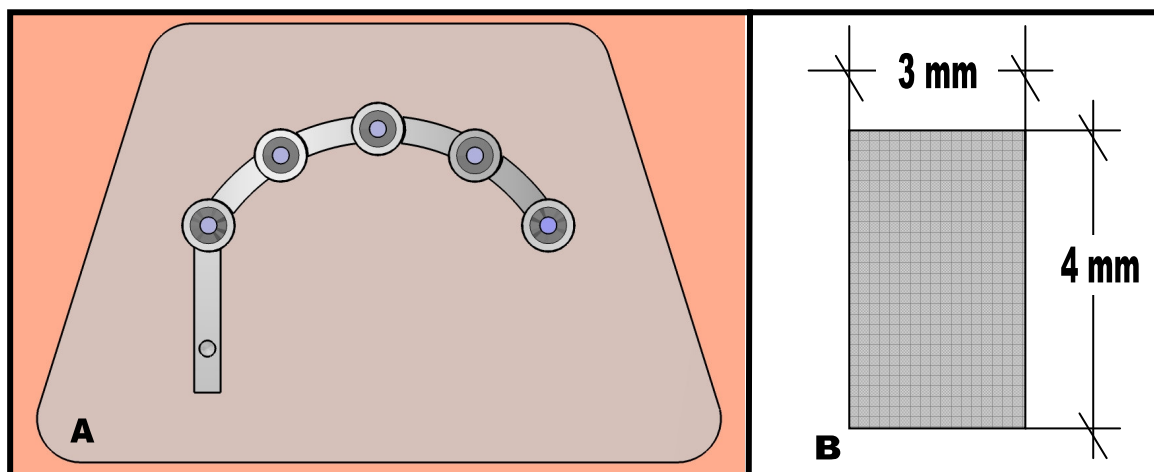
C = Distância da superfície ao centro da barra (mm);

I = Momento de inércia (mm<sup>4</sup>)

Afim de que não houvesse uma deformação permanente, os valores de tensão encontrados não deveriam ser superiores ao limite elástico da liga metálica (N/mm<sup>2</sup>).

Todas as barras, de ambos os modelos, 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 5 – A e B). Ao redor dos orifícios de entrada dos parafusos protéticos, foi determinada a espessura de 2 mm por vestibular e 2 mm por lingual -

espessura original da porção calcinável do *coping* em ouro (CGC30 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) com a adição de 1 mm de cera.



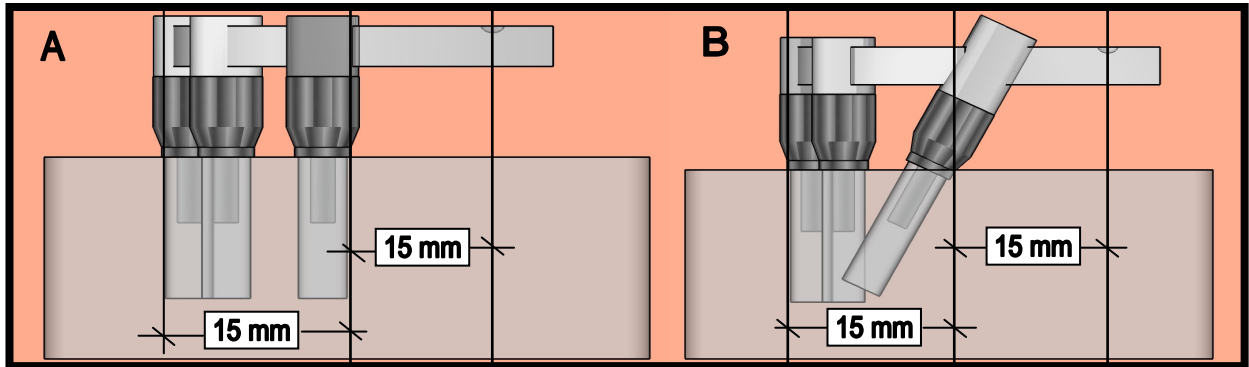
**Figura 5 – A) Esquema da barra metálica em vista superior. B) Dimensões da barra em secção transversal.**

#### 4.2.2 Enceramento das barras metálicas

Sobre cada modelo-mestre, cinco barras metálicas foram enceradas de forma manual. Os padrões de cera (Defama Famasil – Laboratório Importadora Defama Ltda, São Paulo, SP, Brasil) foram fixados à porção calcinável dos cilindros de ouro, utilizando o sistema de gotejamento de cera PKT (Duflex® SSWhite, Juiz de Fora, MG, Brasil). As barras em cera ficaram paralelas à face superior da base de resina epóxi do modelo, à distância de 1 cm.

Em ambos os modelos-mestres, o início do *cantilever* teve como referência a emergência dos implantes posteriores nos modelos. Portanto, o comprimento do *cantilever* era o mesmo em ambos os modelos (Figura 6 - A e B). Em uma vista superior, o direcionamento da extensão *cantilever*, colocado no lado esquerdo, era

perpendicular às bordas anterior e posterior dos modelos. Em uma vista lateral, a extensão *cantilever* era paralela aos planos superior e inferior dos modelos.



**Figura 6 – Vista lateral da extensão *cantilever* (braço de potência) em relação ao braço de resistência nos dois modelos A) Implantes Retos B) Implantes Inclinados**

Após o término dos enceramentos, 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, conforme descrito posteriormente.

#### **4.2.3 Procedimentos de inclusão, fundição e desinclusão**

Para a inclusão dos padrões de cera, foram realizados os seguintes procedimentos:

- Remoção dos segmentos em cera juntamente com os cilindros de ouro, de cada modelo-mestre.

- Fixação dos segmentos em uma base formadora de cadinho (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, SP, Brasil).
- Aplicação do agente redutor de tensão superficial (Antibolhas Kota – Kota Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil) em toda a superfície da cera.
- Adaptação de um anel de silicone (DCL Dental Campinense Ltda, São Paulo, SP, Brasil) à base formadora de cadinho. O revestimento do tipo aglutinado por fosfato de micropartículas (Talladium Micro-fine 1700, Califórnia, EUA) foi proporcionado e manipulado de acordo com as especificações do fabricante, usando-se um espatulador a vácuo (Montova, Bego, Bremen, Alemanha). O vazamento foi realizado sob vibração e houve uma espera de 25 minutos, à temperatura de 22°C, para a execução do passo seguinte.

Após a remoção da base e do anel de silicone, o revestimento foi aquecido em forno (EDG 1800 – EDG Equipamentos Ltda, São Carlos, SP, Brasil) até a temperatura de 700°C, por 60 minutos, para a eliminação total da cera. O cilindro de revestimento pré-aquecido foi colocado em uma máquina de fundição por indução (Fornax, Bego, Bremen, Alemanha), na qual 20 g de liga de Prata-Paládio (Porson 4 – Degussa, Dusseldorf, Alemanha) foram liqüefeitas e injetadas no interior do molde.

Após a remoção do revestimento, as fundições foram jateadas com óxido de alumínio com partículas de 50 µm, a uma pressão de 60 libras, para remover os restos de revestimento. Os canais de alimentação foram cortados com disco de carborundum com espessura de 0,5 mm (Dentorium, Nova York, EUA).

#### 4.2.4 Procedimentos de soldagem

Para a soldagem dos segmentos de barra fundidos foi confeccionado um *index* em cada modelo-mestre para permitir a transferência precisa da posição dos pilares para um modelo de gesso de trabalho. De acordo com Naconecy et al. (2004) o uso de um *index* é o método de transferência mais fiel.

Para a confecção do *index* para o modelo com implantes retos, as cinco partes seccionadas de uma barra foram instaladas sobre os pilares com um torque de 10 Ncm. 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 do grupo experimental com implantes retos.

Para o modelo com implantes posteriores inclinados, os procedimentos para a confecção do *index* foram idênticos aos realizados para o modelo com implantes retos. Da mesma forma, utilizou-se este *index* resultante para a soldagem das cinco barras do grupo experimental com implantes posteriores inclinados.

A soldagem dos cinco segmentos de cada barra foi realizada por solda a laser (EV LASER 900, Bergamo, Itália) sobre o respectivo *index* originado de cada modelo mestre. Para melhor qualidade de soldagem, foi lançado no interior da câmara um



jato de argônio, mantendo a atmosfera isenta de oxigênio. Foram realizados aproximadamente 30 pontos de solda para cada união com tensão de 300 V (Volts) e 20 ms (milissegundo) de duração de cada impulso. Com isso a penetração do cone de solda estendeu-se a 60% do diâmetro da área soldada (DINATO, 2002).

#### **4.2.5 Verificação da passividade de adaptação e das dimensões das barras**

O critério adotado para considerar o ajuste passivo de cada barra foi que, quando um único parafuso de trabalho (WSK15 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) fosse apertado manualmente, com a barra posicionada sobre o respectivo *index*, nenhuma fresta poderia ser detectada visualmente em nenhum dos outros quatro pilares. Este procedimento foi realizado nos cinco parafusos de cada barra, um a um.

A aferição das dimensões das barras metálicas foi feita com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil). Todas as barras foram comparadas entre si em diversos pontos. Discrepâncias de espessura e forma foram compensadas através de desgastes com fresas de tungstênio (Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemanha), controlando-se o desgaste periodicamente com o paquímetro digital.

#### **4.2.6 Padronização do ponto de aplicação de carga no extremo livre**

Cada barra foi aparafusada sobre o seu respectivo modelo-mestre. Com uma broca esférica de tungstênio de 2 mm de diâmetro (Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo, Alemanha) fixada ao braço de uma fresadora, foi realizado um entalhe côncavo no extremo livre, com profundidade meia broca (1 mm), a 15 mm de distância da porção posterior da emergência do implante mais distal no lado esquerdo. Desta forma, o comprimento da extremidade livre, em relação ao ponto de aplicação de carga, foi similar para todas as barras (grupos experimentais de implantes retos e inclinados).

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

#### **4.3 CONFECÇÃO DO DISPOSITIVO DE APLICAÇÃO DE CARGA ESTÁTICA**

Um dispositivo em forma de êmbolo foi adaptado no Laboratório de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) para a aplicação de carga estática nas barras metálicas e nos discos de conversão de unidades. Na porção superior do êmbolo foi colocado um peso de 5 kg (50 N). Na extremidade inferior do êmbolo foi conectada, através de soldagem, uma esfera metálica de 2 mm de diâmetro para servir como ponto de aplicação da carga.

## 4.4 PROCEDIMENTOS PARA MEDIÇÃO DE DEFORMAÇÕES

### 4.4.1 Extensômetros

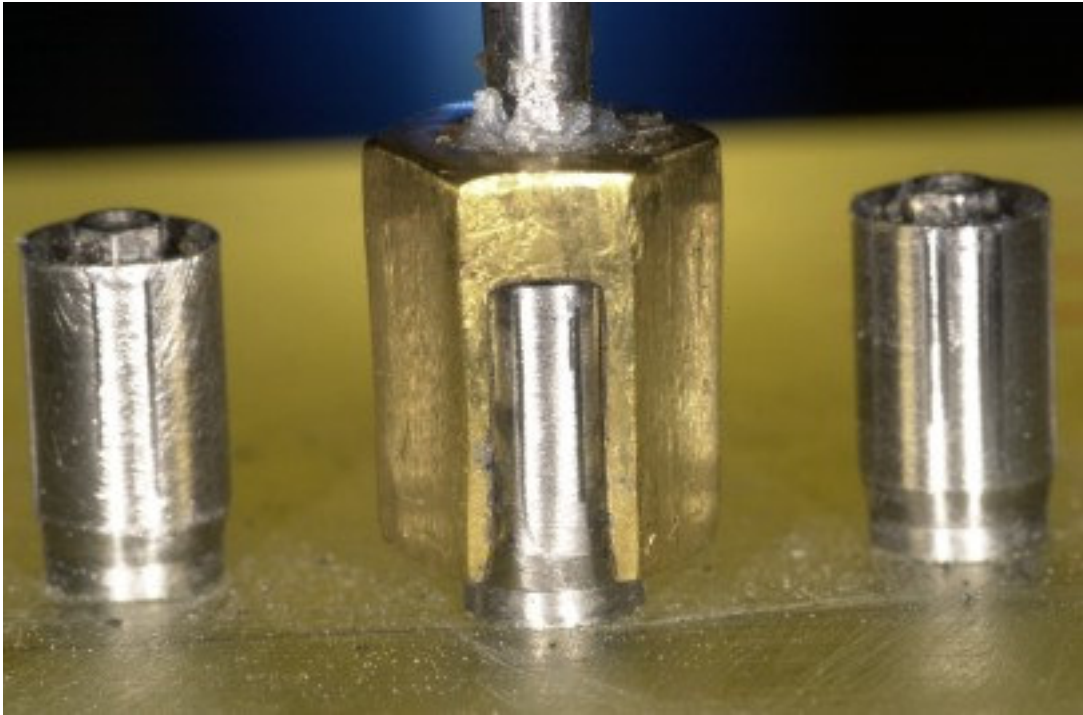
Extensômetros elétricos de resistência, também chamados de transdutores, são dispositivos que transformam pequenas alterações dimensionais em variações equivalentes de sua resistência elétrica. Quando estes dispositivos são fixados à superfície de um determinado material, acompanham a deformação a qual este material é submetido, alterando a passagem da corrente elétrica de baixa intensidade que as percorre. Sua utilização constitui uma forma de medição e registro do fenômeno da deformação como sendo uma grandeza elétrica.

#### 4.4.1.1 Posicionamento dos extensômetros nos pilares

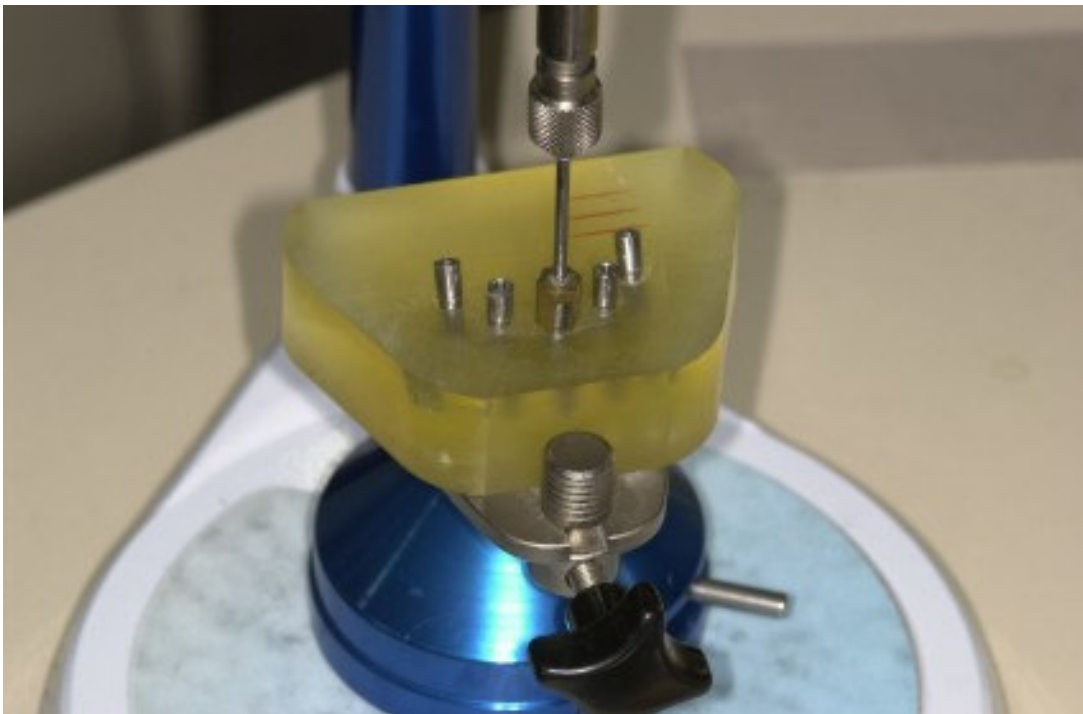
Três extensômetros (KFG02-120C1-11N15C2, Kyowa Eletronic Instruments co Ltda., Tóquio, Japão), com um comprimento de grade de 0,2 mm, foram colados na cinta metálica lisa de cada pilar, na seguinte disposição: um anterior, um posterior direito e um posterior esquerdo, com distanciamento de 120° entre si, em vista superior (DUYCK et al. 2000).

Para a correta leitura das deformações, os três extensômetros de um mesmo pilar devem estar posicionados de forma simétrica tridimensionalmente. Da mesma forma, o mesmo arranjo deve ser similar nos outros pilares. Para alcançar tal simetria foi criado um dispositivo para padronizar o posicionamento dos extensômetros nos pilares. Um tubo metálico, justaposto a um pilar *standard*, foi

fixado ao braço de um delineador (B2, Bio-art, São Carlos, SP, Brasil). Neste tubo foram feitas três aberturas retangulares, com a largura de um extensômetro e um distanciamento de  $120^\circ$  entre si. Estas aberturas serviram como gabarito para marcar a posição exata de colagem de cada extensômetro no pilar (Figuras 7 e 8).



**Figura 7 – Dispositivo usado para padronizar o posicionamento dos extensômetros nos pilares.**



**Figura 8 – Vista geral do modelo fixado ao delineador com o dispositivo para posicionamento dos extensômetros.**

Em cada modelo-mestre, os pilares foram numerados de 01 a 05 no sentido horário. Os extensômetros foram numerados de 01 a 15 em sentido horário, em grupos de três por pilar (Figuras 9). Em uma vista lateral os extensômetros ficaram posicionados a 1 mm da plataforma dos implantes e sua grade foi disposta seguindo o longo eixo dos pilares (Figura 10 - A e B).

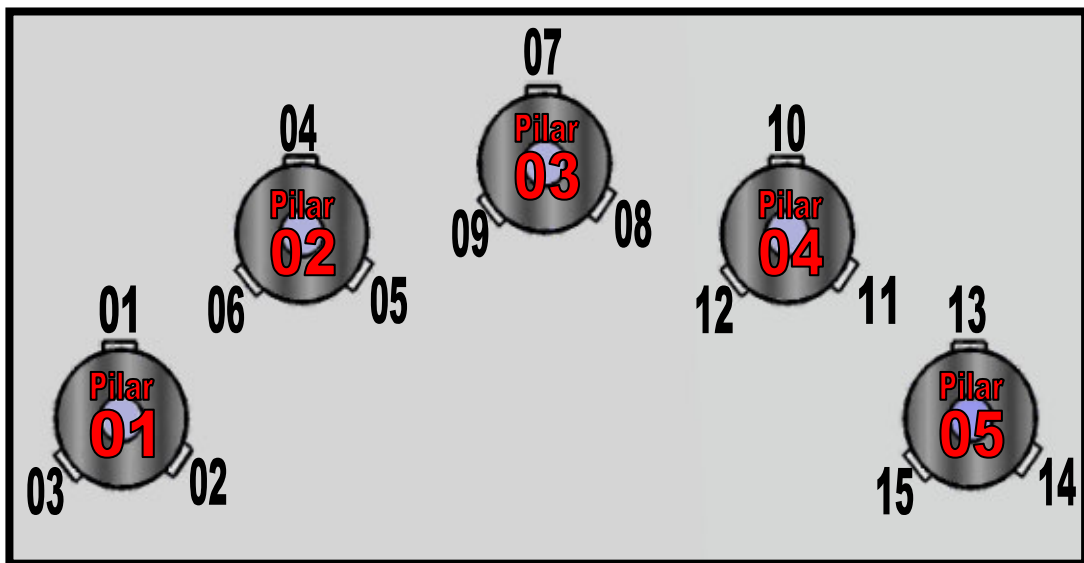


Figura 9 – Disposição dos 15 extensômetros por modelo-mestre. Em cada pilar: um anterior, um posterior direito e um posterior esquerdo

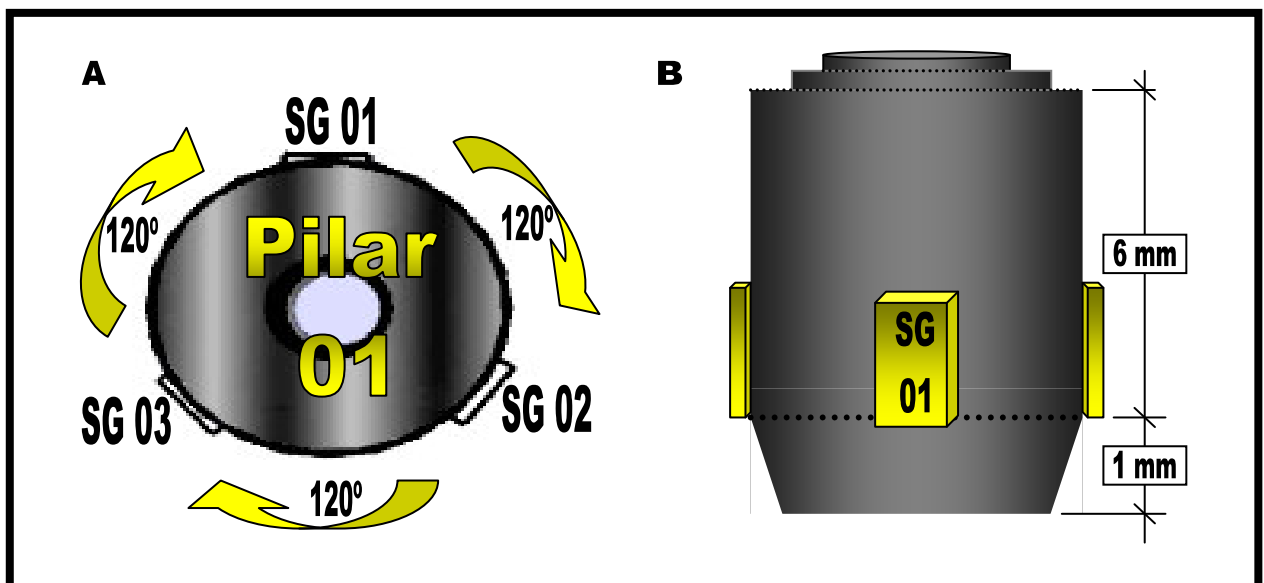


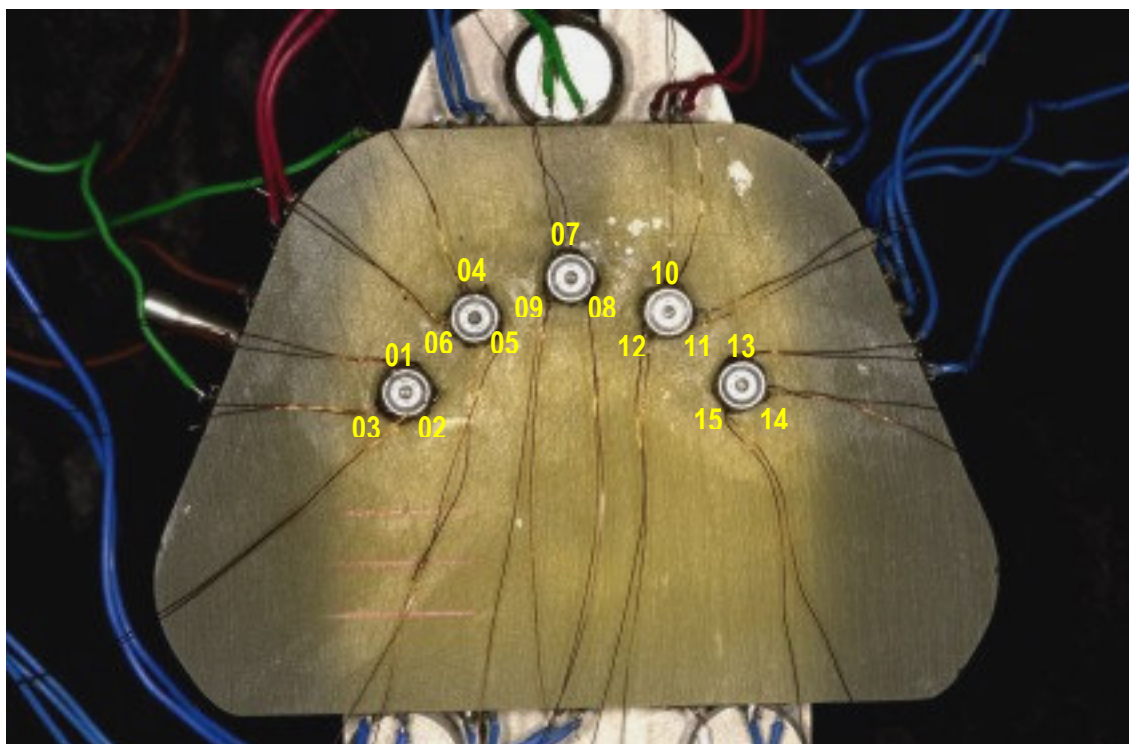
Figura 10 – Disposição dos três extensômetros (SG) em cada pilar.

#### 4.4.1.2 Colagem dos extensômetros nos pilares

Para que o extensômetro detecte a microdeformação da superfície do pilar, é necessário o contato íntimo entre ambos. Por isso, as superfícies dos pilares foram lixados com lixa d'água número 5 e limpas com álcool isopropílico para a remoção de gordura. Uma pequena quantidade do adesivo (Loctite 406, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil) foi aplicada sobre a superfície de contato dos extensômetros. Os extensômetros foram então posicionados e mantidos sob pressão digital por 3 minutos, com a interposição de uma folha plástica maleável.

#### 4.4.2 Instrumentação para a leitura das deformações

Cada extensômetro formou um canal de leitura de deformação (1/4 de ponte de Wheastone). No total, foram gerados 30 canais de leitura, sendo 15 para cada modelo-mestre. Cada extensômetro foi conectado a dois cabos, transmitindo os sinais, em milivolts, para uma placa condicionadora de extensômetros de 15 canais (Cio-Exp-Bridge 16. Computer Board Inc., MA, EUA) - Figura 11.



**Figura 11 – Quinze extensômetros (canais de leitura) colados aos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais.**

O sinal analógico da variação da resistência elétrica foi convertido em sinal digital através do conversor PC-Card DAS 16/330 com resolução de 12 bites (Computer Board Inc., MA, EUA). Esses sinais foram processados por um *software* para aquisição de dados (Catman 4.0 HBM, Inc. – Marlborough MA, EUA), instalado em um processador Pentium IV, 1 GHz, 512 Mb. Após todos os canais terem sido processados, os sinais, medidos em milivolts, foram transformados em unidade de micro-deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$  - micrômetro por metro) através da fórmula de conversão

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

onde:

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

R = Resistência do extensômetro em Ohms.

$\Delta R$  = Variação da resistência em Ohms.

K = Fator de Gage (2.15).



### 4.4.3 Ensaio de carga estática na barra metálica

#### 4.4.3.1 Aperto dos parafusos protéticos

Em cada modelo, os implantes receberam uma numeração de 01 a 05, conforme sentido horário. Conforme trabalho de Jemt (1991), o aperto dos parafusos de retenção em ouro (GS300 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) seguiu a seqüência 2, 4, 3, 1, 5 para todas as barras. Primeiramente, todos os parafusos foram apertados com uma chave manual tipo fenda (DIB 047-0, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) até que uma resistência fosse percebida pelo operador. A partir desse ponto, um torque de 10 Ncm foi empregado através de um controlador de torque digital (DEC 600-1 Osseocare Drilling Equipment, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) e uma chave de fenda para torque controlado (DIA 189-0, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Foi utilizado um jogo de parafusos para cada barra, ou seja, 50 parafusos, para que a fadiga fosse similar. Neste momento, os canais de leitura das deformações foram zerados para que se pudesse captar apenas as deformações decorrentes da aplicação de carga estática.

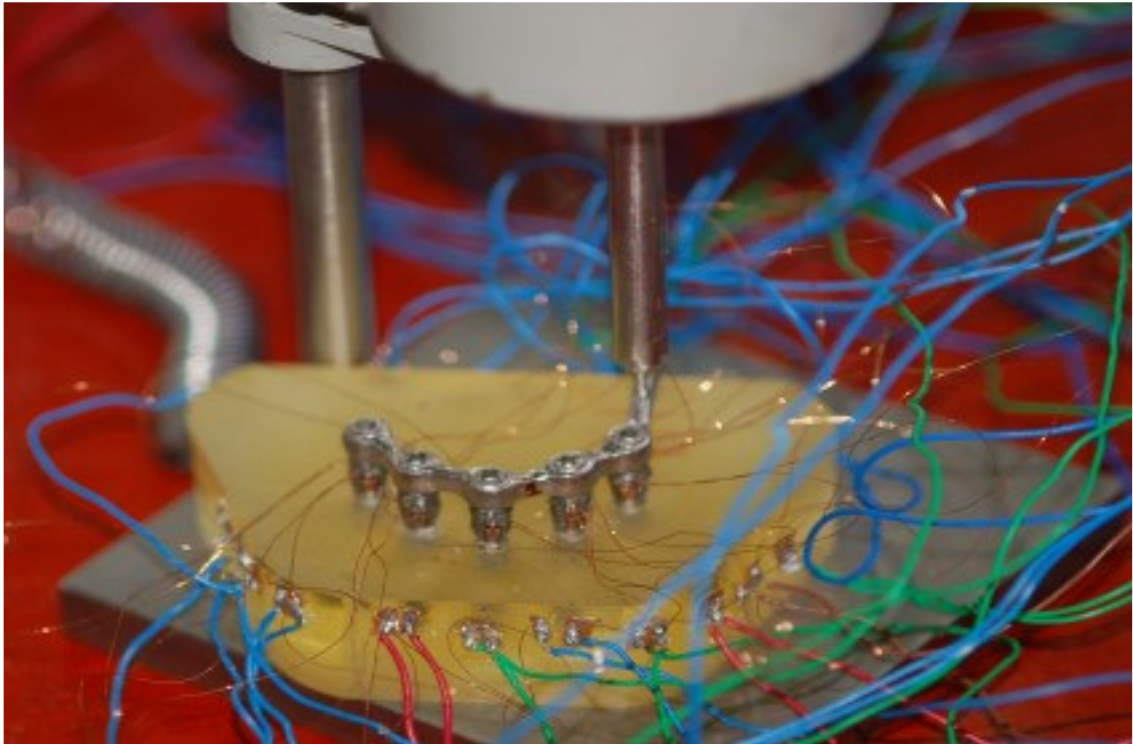
#### 4.4.3.2 Aplicação da carga estática na extensão *cantilever*

Após o aparafusamento da barra metálica sobre o respectivo modelo-mestre, o conjunto foi posicionado no dispositivo de aplicação de carga estática. O êmbolo do dispositivo foi liberado manualmente até que a ponta da esfera do dispositivo encaixasse no entalhe côncavo da extensão *cantilever* (Figura 12).

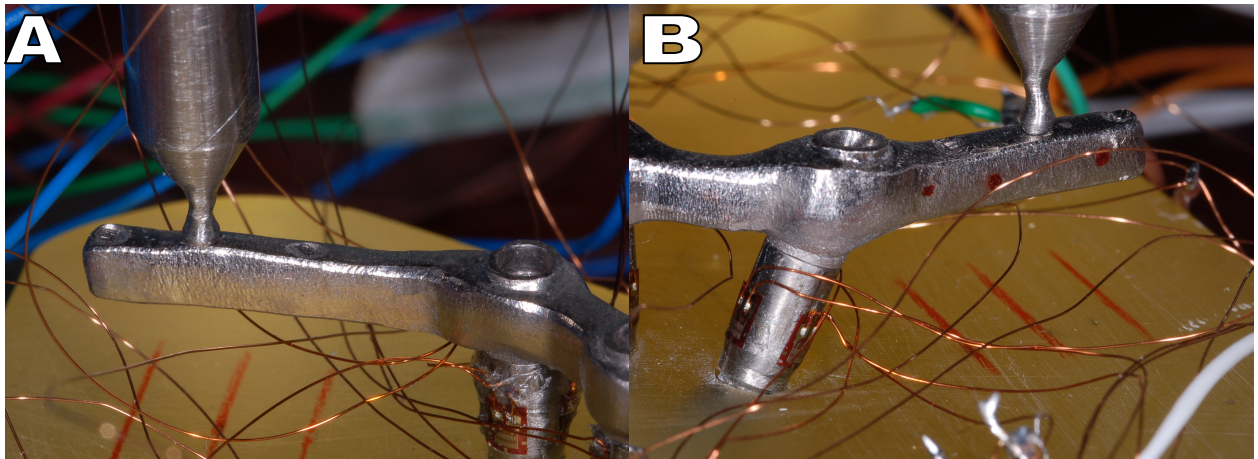
O tempo de aplicação da carga (em segundos) foi estabelecido em função da obtenção de uma estabilização nos sinais gráficos das deformações. A aplicação da carga estática gerou um gráfico de deformação para os 15 canais de leitura. O procedimento foi repetido nas cinco barras do modelo com implantes retos, escolhidas de forma aleatória.

Após o ensaio ter sido finalizado com as barras no modelo com implantes retos, o sistema de leitura foi adaptado para o modelo com implantes inclinados e os mesmos procedimentos foram repetidos para as cinco barras deste modelo (Figura 13 – A e B).

Os procedimentos de instrumentação de leitura foram realizados em um ambiente de temperatura controlada (23°C), no Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) com a supervisão e orientação do engenheiro mecânico André Cervieri.



**Figura 12 – Dispositivo utilizado para a aplicação de carga estática posicionado para a leitura das deformações.**



**Figura 13 – Ponta do êmbolo posicionada durante a aplicação de carga. A) Modelo com implantes retos; B) Modelo com Implantes posteriores inclinados.**

#### 4.4.3.3 Obtenção dos valores de deformação

Cada barra metálica gerou um gráfico de deformação pelo tempo em planilha Excel. Em cada gráfico, o ponto de maior estabilidade dos sinais foi seleccionado. Deste ponto foram extraídos os 15 valores de deformação (em  $\mu\text{m}/\text{m}$ ) (Figura 14).

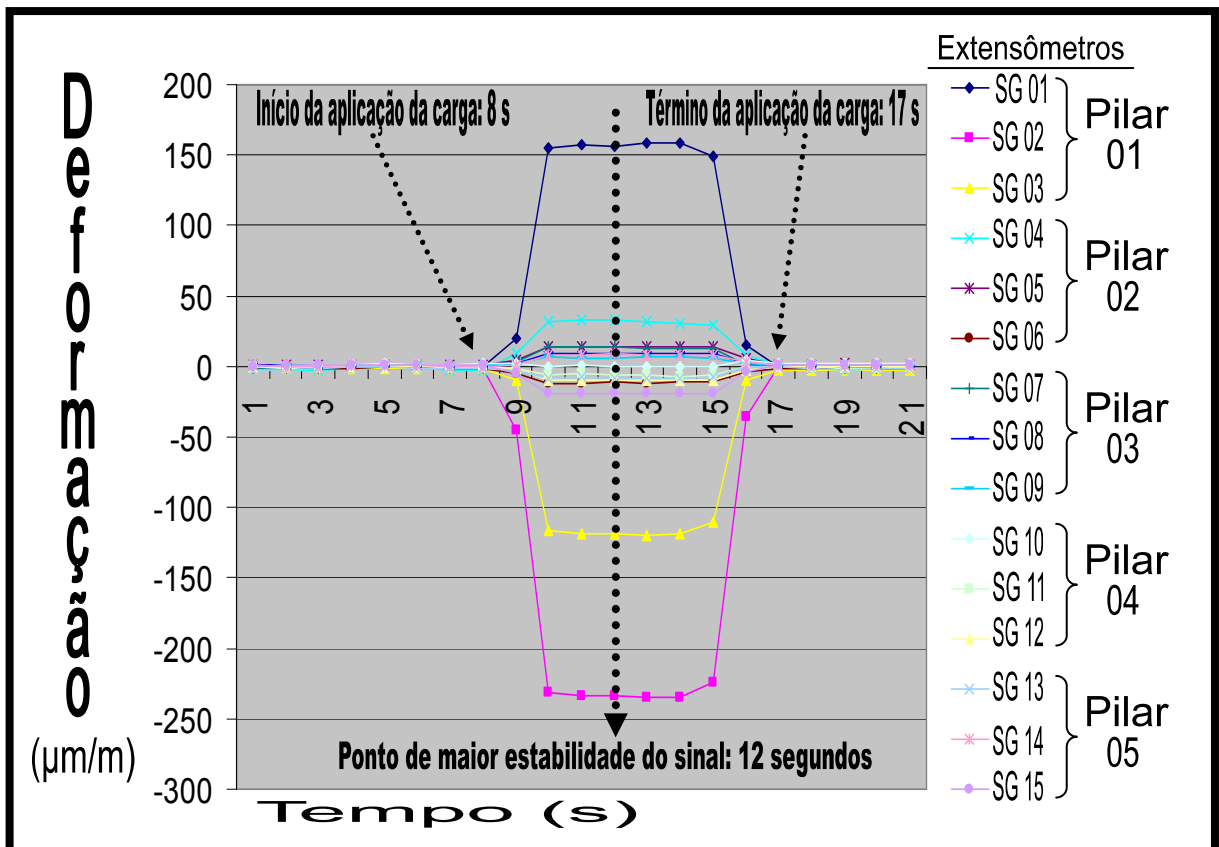


Figura 14 – Exemplo de um ensaio mostrando o comportamento dos cinco pilares sob aplicação de carga estática de 50 N em uma barra por 9 segundos (de 8 a 17 s). O momento de maior estabilidade do sinal ocorreu aos 12 s; neste ponto foram obtidos os quinze valores de deformação.

#### 4.5 CONVERSÃO DOS SINAIS DE DEFORMAÇÃO EM FORÇA

As leituras obtidas com os extensômetros foram medidas em unidade de micro-deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ). Conforme trabalho de Duyck et al. (2000), um dispositivo pode ser usado para transformar micro-deformação em força.

##### 4.5.1 Dispositivo para conversão de unidade de medida

O dispositivo foi constituído por dois discos metálicos confeccionados no Laboratório de Prótese Dentária PORTODENT, Porto Alegre, RS. Dois discos com raio de 12 mm e 2 mm de espessura foram fabricados com duas lâminas de cera rosa nº 7 (Horus, Dentsply Indústria e Comércio, Petrópolis, RJ, Brasil). Um dos discos foi unido à porção superior calcinável de um cilindro de ouro (CGC30 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA), ficando perpendicular ao longo eixo do cilindro e permitindo a entrada do parafuso protético. O segundo disco, independente e sobreposto ao primeiro, serviu para receber a aplicação da carga estática (Figura 15). Os procedimentos de inclusão, fundição e desinclusão dos discos foram semelhantes aos já descritos para as barras metálicas.

O disco sem o cilindro recebeu uma marcação central côncava de 1 mm de profundidade, feita com a mesma broca esférica de tungstênio de 2 mm de diâmetro utilizada para os entalhes no extremo livre das barras metálicas. Esta concavidade serviu para padronizar o ponto de aplicação de carga estática.

Os discos foram fixados em cada pilar e submetidos à carga estática de 50 N com o mesmo dispositivo aplicador de carga usado para o ensaio de deformação com a barra metálica (Figura 16 - A e B). Os sinais de deformação capturados pelos três extensômetros em cada pilar foram registrados e usados como valores de referência para a conversão de unidade de medida.

Como não foi possível a aplicação de carga axial nos dois implantes inclinados, uma média das oito leituras sobre implantes retos (cinco no modelo com implantes retos e três no modelo com implantes posteriores inclinados) foi considerada como o valor de referência para os implantes inclinados.

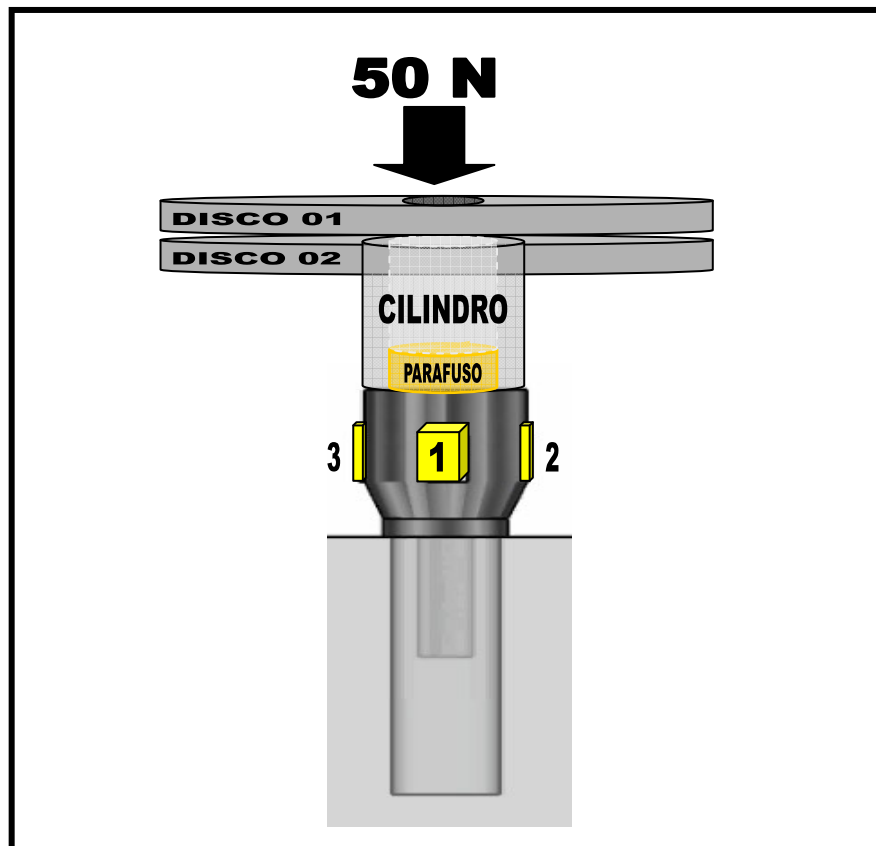


Figura 15 – Esquema do dispositivo em forma de disco para a conversão de unidade de micrometro por metro ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) para Newton(N).

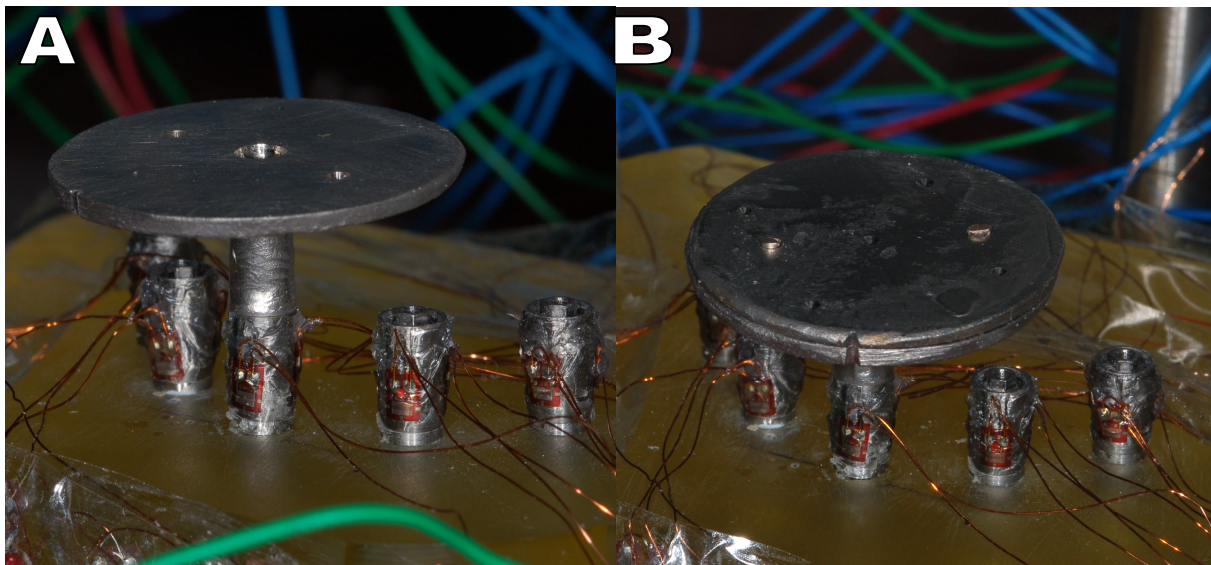


Figura 16 – Dispositivo em forma de disco para a conversão de unidades do pilar 03 – Modelo com implantes retos. A) Vista sem a porção superior B) Vista com a porção superior, pronto para a aplicação da carga.

#### 4.5.2 Cálculo de conversão de unidade de deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) em unidade de força (N)

Durante a aplicação de uma força axial (compressão ou tração), os três extensômetros por pilar irão se comportar de forma similar, exibindo o mesmo sinal. Conforme Duyck et al. (2000), pode-se obter uma média de deformação dos três extensômetros para calcular a força axial no respectivo pilar. Assim, calculou-se a média das deformações nos três extensômetros por pilar nas duas situações: 1) para o ensaio de referência com o dispositivo de discos para conversão de unidade de medida e 2) para o ensaio de carga estática aplicada na barra metálica.

A partir do valor conhecido de força axial compressiva (50 N) no ensaio com o dispositivo de discos, calculou-se o valor de força axial para cada pilar no ensaio de carga na barra metálica, através de uma regra de três

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Se,} \\ \\ \text{Então,} \end{array} \right. \begin{array}{l} 50 \text{ N} = \text{Deformação do pilar com os discos} \\ \\ x \text{ N} = \text{Deformação do pilar com a barra} \end{array}$$

Onde:

$$x = \frac{50 \text{ N} \times \text{Deformação do pilar com a barra } (\mu\text{m}/\text{m})}{\text{Deformação do pilar com o disco } (\mu\text{m}/\text{m})}$$



Uma vez estabelecida esta relação, foi possível converter a unidade de deformação ( $\mu\text{m/m}$ ) em unidade de força (N), para cada pilar.

#### 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de força (variável dependente) foram analisados preliminarmente para confirmação dos pressupostos para o uso de estatística paramétrica.

Para a análise estatística foi utilizada Análise de Variância para o delineamento experimental em blocos casualizados, realizado através do Proc Mixed do software SAS versão 9.1 -*Type 3 Tests of Fixed Effects*, tendo como fontes de variação “Modelo” (implante distal reto x inclinado) e “Pilar” (posição 1 x 2 x 3 x 4 x 5). A comparação das médias duas a duas foi realizada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

A Tabela 1 mostra o resultado da Análise de Variância, para o delineamento em blocos casualizados, dos dados de força (N).

**Tabela 1 – Análise de Variância em blocos casualizados (realizado através do Proc Mixed do software SAS versão 9.1 -Type 3 Tests of Fixed Effects).**

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	12,77	0,007
Pilar	4	57,66	<0,001
Modelo*Pilar	4	4,56	0,005

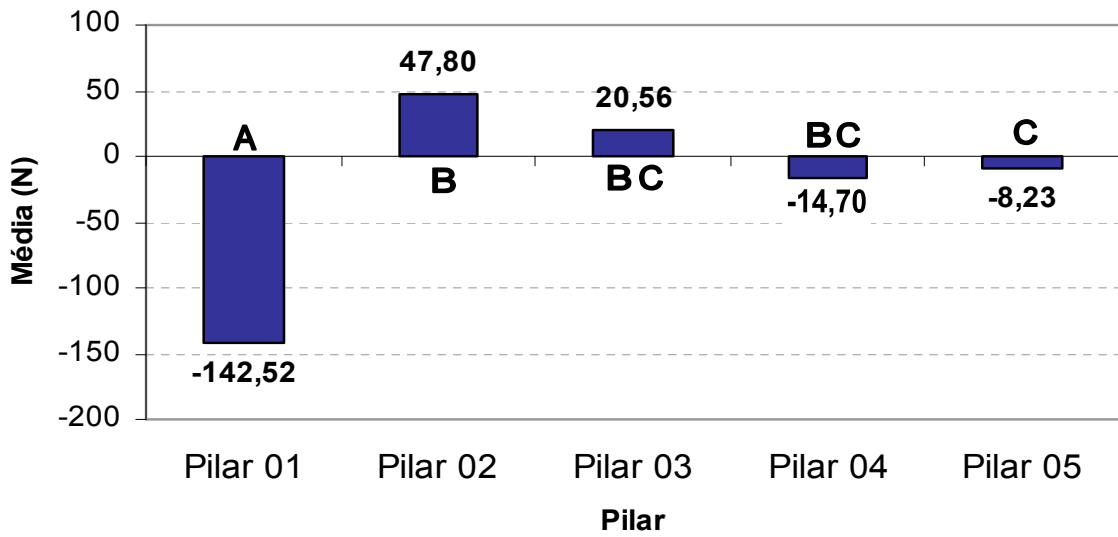
Verificou-se que os fatores principais (Modelo e Pilar) e a interação entre os fatores foram estatisticamente significativos, ou seja, todos têm influência sobre a força. Como houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p < 0,001$ ), o resultado conclusivo somente deve ser tomado pelas médias de um fator dentro do outro. Assim, a conclusão deve ser tirada a partir do estudo conjunto desses fatores, pois uma interação significativa representa que o resultado obtido por um fator depende do outro fator. Ou seja, quando a análise da variância detecta interação significativa não se deve concluir sobre cada fator isoladamente. O detalhamento da análise, através do teste de Tukey para comparações *pos hoc*, é mostrado na Tabela 2.

**Tabela 2 – Comparação dos valores de força (N) em cada pilar, sob aplicação de força estática de 50 N no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado) e da localização do pilar.**

PILAR	Força (N)					
	Modelo Reto		Modelo Inclinado		TOTAL	
	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão
Pilar 01	142,52	Aa 22,55	85,32	Ab 4,12	113,92	14,41
Pilar 02	47,80	Ba 10,59	20,06	Ba 2,64	33,93	6,92
Pilar 03	20,56	BCa 3,05	6,27	Ba 1,94	13,42	2,93
Pilar 04	14,70	BCa 3,04	14,36	Ba 2,69	14,53	1,92
Pilar 05	8,23	Ca 1,32	12,27	Ba 1,23	10,25	1,08

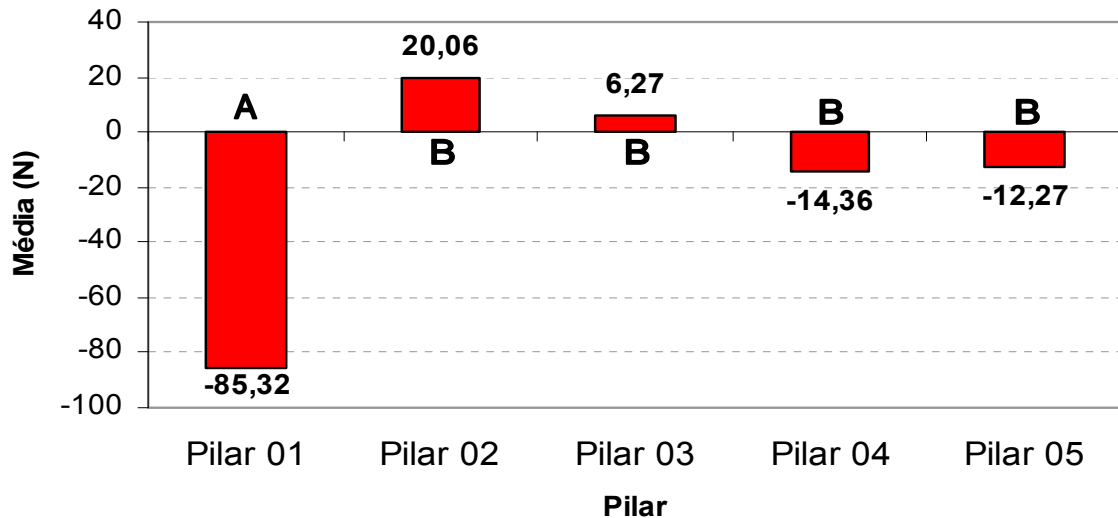
Médias seguidas de letras maiúsculas distintas na coluna e médias seguidas de letras minúsculas distintas na linha diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em blocos casualizados, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%

A Tabela 2 mostra a comparação dos valores de força em cada pilar nos modelos reto e inclinado. No modelo reto, o pilar 01 apresentou uma média significativamente maior do que os demais pilares; o pilar 02 também apresenta uma média maior do que o pilar 05. No modelo inclinado, o pilar 01 apresentou uma média significativamente maior do que os demais pilares; já os pilares 02, 03, 04 e 05 não diferiram entre si. Na comparação entre os modelos, verificou-se diferença estatística somente no pilar 01, ou seja, a média no modelo reto foi significativamente maior do que no modelo inclinado.



Médias seguidas de mesma letra não diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em blocos casualizados, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

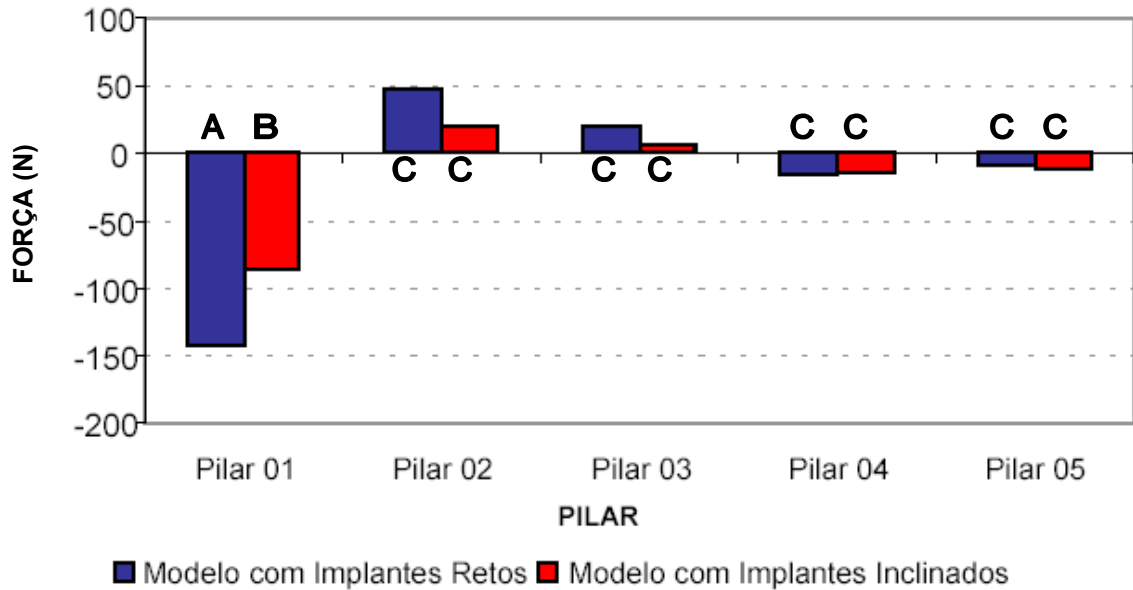
**Figura 17 – Comparação entre os pilares: *Modelo com Implantes Retos***



Médias seguidas de mesma letra não diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em blocos casualizados, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

**Figura 18 – Comparação entre os pilares: *Modelo com Implantes Posteriores Inclinados***

A Figura 19 é a representação gráfica dos valores médios de força (N) em cada pilar, em função do tipo de modelo e da localização do pilar. Os valores com sinal negativo (nos pilares 01, 04 e 05) indicam força de compressão; já valores com sinal positivo (nos pilares 02 e 03) indicam força de tração.



Médias seguidas de mesma letra não diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em blocos casualizados, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

**Figura 19 – Valores de força (N) em cada pilar, em função do tipo de modelo e da localização do pilar (valores com sinal negativo indicam força de compressão; valores com sinal positivo indicam força de tração).**

## 6 DISCUSSÃO

Apesar do crescente uso clínico de inclinação de implantes em regiões com características anatômicas adversas – nervos alveolares inferiores e seios maxilares, a literatura ainda é escassa em relação à biomecânica de próteses suportadas por implantes inclinados. Este trabalho *in vitro* demonstrou que, quando uma carga estática é aplicada na extensão *cantilever* de uma simulação de prótese tipo Protocolo Brånemark suportada por cinco implantes, a força gerada em cada pilar varia em função da inclinação do implante mais posterior e da localização do pilar no arco.

A inclinação dos implantes posteriores permitiu uma melhor distribuição de forças nos pilares, com menor sobrecarga no pilar mais posterior e adjacente ao *cantilever*. A força compressiva medida no pilar adjacente ao *cantilever* no modelo com implantes retos foi quase 70% maior que a força neste mesmo pilar do modelo com implantes inclinados. Além disso, a força compressiva gerada neste pilar foi 2,85 vezes maior que o valor da carga estática de 50 N aplicada no modelo com implantes retos, em contraste com a força compressiva 1,70 vezes maior no modelo com implantes inclinados. Estudos anteriores relataram que o implante distal recebe elevadas forças compressivas e momentos fletores, sendo, no mínimo, o dobro da carga aplicada devido ao efeito de alavanca (SKALAK, 1983; GLANTZ et al., 1993). Pelo senso comum, maiores deformações e forças eram esperadas para o modelo com implantes posteriores inclinados em relação ao modelo com implantes retos. Os resultados obtidos neste estudo foram opostos a esta expectativa e sugerem que a

inclinação do implante adjacente ao *cantilever* promove diminuição das forças em todos os pilares pela redistribuição da carga. Especula-se se esta força mais baixa num implante inclinado com distalização da plataforma poderia levar a uma redução de estresse nas partes do implante e no osso, o que seria desejável clinicamente.

Tanto no modelo com implantes retos quanto no modelo com implantes posteriores inclinados, o pilar adjacente ao *cantilever* recebeu uma força 3 a 4 vezes maior que o pilar vizinho (posição 2). Assim, este dado experimental corrobora as afirmações que, em próteses implantossuportadas, os implantes mais posteriores são os responsáveis pelas maiores absorções de carga (SKALAK, 1983; PATTERSON et al., 1995; BENZING, GALL, WEBER, 1995; MAILATH-POKORNY, SOLAR, 1996). Como a barra metálica simulando uma prótese não é perfeitamente rígida, bem como sua conexão aos componentes protéticos e aos implantes, há uma tendência de ocorrer uma concentração da força aplicada nos pilares mais próximos ao ponto de aplicação da carga na prótese (MAILATH-POKORNY, SOLAR, 1996). De acordo com o estudo de Assif, Marshak, Horowitz (1996) a aplicação de força no pilar resultou em uma carga axial e um potencial movimento apical do implante. Essa carga axial gerou, por sua vez, um momento fletor nos pilares adjacentes, sendo que tanto o modo de transmissão da carga quanto a distribuição do estresse de cada componente do sistema foi diretamente proporcional à distância do ponto de aplicação de carga.

Em ambos os modelos, a aplicação de uma carga estática na extensão *cantilever* gerou forças de compressão nos pilares distais (pilares 01, 04 e 05) e de tração nos pilares na região medial (pilares 02 e 03). O sistema, quando sob carga no seu extremo livre, transmite forças axiais de compressão e tração, além de

momentos fletores, para os pilares e os implantes (GLANTZ et al., 1993). Estas forças axiais de compressão e tração, bem como momentos fletores e o ajuste não-passivo, inerente à confecção das próteses, geram uma tensão aumentada entre os componentes protéticos, o que poderia explicar as falhas protéticas que ocorrem ao longo do tempo. As forças de compressão nos implantes distais e de tração nos pilares posicionados mesialmente aos pilares distais ocorrem devido ao efeito dobradiça da prótese (DUYCK et al., 2000). Devido a uma não-rigidez do sistema implante/pilar/prótese por desajuste e/ou deformação elástica, a aplicação de uma carga estática vertical no *cantilever* provoca uma reação em cadeia nos pilares que sustentam a barra metálica.

### ***Protocolo Brånemark e cantilever***

As próteses tipo Protocolo Brånemark se caracterizam pela instalação de implantes entre as paredes laterais dos seios maxilares, na maxila, e entre a emergência dos forames mentoais, na mandíbula. Estes pontos anatômicos permitem a emergência dos implantes posteriores próximos à região do primeiro pré-molar. Como a maior capacidade mastigatória ocorre na região de segundos pré-molares e primeiros molares, a reabilitação destes dentes é realizada com extensões para posterior. No entanto, o *cantilever* formado gera alavancas poderosas que podem ser prejudiciais à osseointegração e/ou aos componentes protéticos.

Em próteses tipo Protocolo Brånemark, quando uma força é aplicada no *cantilever*, os pilares mais próximos à aplicação de carga recebem forças axiais compressivas e funcionam como fulcro de rotação de todo o sistema



implantes/pilares/prótese (DUYCK et al., 2000). Quanto maior for a proporção extremo livre / braço de potência, maiores serão as forças compressivas absorvidas por estes pilares. Esta proporção, embora bastante discutida dentro da literatura, parece estar longe de um consenso. Bidez e Misch (1999) afirmaram que o comprimento do *cantilever* não deve ultrapassar duas vezes e meia a distância ântero-posterior (A-P). Se nos baseássemos por este estudo, tendo uma distância A-P de 15 mm em nossos modelos, teoricamente poderíamos trabalhar com um *cantilever* de 37,5 mm, o que é excessivo clinicamente. Entretanto, estes mesmos autores ressaltaram que outras variáveis como qualidade óssea, número e diâmetro das fixações, e tipo de arco antagonista também devem ser consideradas para estabelecer o comprimento do *cantilever*. Portanto, não há uma “fórmula matemática” ou conclusão definitiva em relação ao comprimento do *cantilever*.

### ***Métodos para avaliar a distribuição de forças***

Dentre os vários métodos para avaliar a distribuição de forças e de momentos nos implantes suportando próteses, citam-se modelos de cálculos matemáticos, análise fotoelástica, análise de elemento finito bi ou tri-dimensional, e uso de extensômetros.

A principal vantagem dos modelos usando o método de elemento finito é possibilidade de simulação precisa de complexidades geométrica tri-dimensionais, de diferentes propriedades dos materiais de próteses, implantes, e osso, e das condições da interface implante/osso (DAVIS, ZARB, CHAO, 1998). Em um modelo elemento finito tri-dimensional, pode-se simular cargas precisas sobre pontos pré-

determinados na superfície oclusal de uma prótese. Entretanto, estes modelos de elemento finito têm limitações quanto à qualidade dos dados, pois é relativamente simples obter dados sobre a prótese e os implantes, mas o problema é obter dados exatos de propriedades do osso e das interfaces ósseas.

Para estudos com extensômetros, a carga é aplicada pelos dentes antagonistas ou por um dispositivo, aproximando-se de uma situação real, mas o posicionamento dos sensores pode levar a pequenas imprecisões de medição. A análise por extensometria atualmente é a única técnica que permite medições de carga *in vivo*, mas parece que não há concordância entre resultados *in vivo* e *in vitro* para quantificação de momentos fletores em pilares (GLANTZ et al., 1993). Para determinar a “real” quantidade de carga no sistema implante-prótese *in vivo*, várias medições devem ser feitas para isolar as deformações em cada pilar/componente protético antes e/ou após a cimentação/parafusamento e também sob carga. Entretanto, as deformações somente podem ser registradas onde a grade dos extensômetros está colada à superfície; assim, medições de deformação nos parafusos retentores não podem ser obtidas. Neste caso, modelos de elemento finito oferecem a vantagem de avaliar parâmetros vitais, como o efeito da força de apertamento dos parafusos ou o efeito da conexão interna de um implante (DAVIS, ZARB, CHAO, 1998).

Estudos comparativos mostram contradições na quantificação de deformação entre análise fotoelástica e análise com extensometria (PATTERSON et al., 1995; ASSIF, MARSHAK, HOROWITA, 1996). Já a análise por elemento finito e análise *in vivo* com extensômetros tem apresentado concordância de resultados de deformações em estruturas sólidas e planas, tais como superfícies de conectores de

próteses rígidas, retentores protéticos, *cantilever*, e dentro ou ao redor do osso que envolve o implante (DAVIS, ZARB, CHAO, 1998). Entretanto, a concordância destas técnicas é desconhecida na análise de estruturas mais complexas, como por exemplo, as conexões internas de um implante.

A análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV) possibilita a mensuração linear entre pontos (DINATO, WULFF, BIANCHINI, 2001; DINATO, 2002). Entretanto, não é possível estabelecermos se estas medidas são capazes de gerar tensões aos componentes e/ou implantes. São fortes indicativos de falta de passividade, mas não conclusivos. Se três pontos distantes entre si (supondo uma divisão em 360°), tiverem contatos simultâneos entre duas superfícies – implante / pilar ou pilar / prótese - então pode haver passividade da estrutura apesar de frestas nos outros pontos. Entretanto este é o método mais utilizado clinicamente. A análise por extensimetria, apesar de factível *in loco* é de grande complexidade para a utilização clínica (DAVIS, ZARB, CHAO, 1998; GLANTZ et al., 1993).

Quanto aos modelos analíticos, do ponto de vista teórico, as cargas nos implantes e pilares não podem ser determinadas diretamente em função de carga na prótese usando somente teorias de mecânica estática. Skalak (1983) parece ter sido o primeiro a apresentar um modelo baseado em teorias de engenharia mecânica para distribuição de carga entre parafusos ou rebites. Este modelo fornece equações para componentes de força vertical e horizontal em cada implante causado por componentes de força vertical e horizontal atuando na prótese. Considera-se que a prótese e o osso seriam perfeitamente rígidos, e os implantes seriam linearmente elásticos, mas rigidamente conectados à prótese e ao osso. Simulações neste modelo mostraram que a magnitude das forças no implante mais distal é similar nas

configurações com 4 e 6 implantes, os quais estão distribuídos sobre o mesmo espaço no arco de 112,5 graus. Assim, mais importante que o número de implantes, seria a distribuição espacial dos implantes no arco edêntulo, compondo o polígono de Roy.

As técnicas de implantes inclinados se baseiam justamente no aumento deste polígono de sustentação para alcançar uma melhor distribuição de carga aos componentes protéticos e à interface osso-implante. Em função da análise interface osso-implante, a inclinação dos implantes posteriores é realizada com a distalização da emergência dos implantes. Na mandíbula, quanto mais afastados estiverem os forames mentoais da crista alveolar, maior poderá ser a inclinação do implante e, conseqüentemente, mais posterior ficará a plataforma do mesmo (DE LEO et al., 2002; MALO, RANGERT, NOBRE, 2003). Ou seja, o fulcro de rotação estará no corpo do implante e o eixo será mais apical quanto mais para baixo estiver o forame. Na maxila, a pneumatização dos seios maxilares pode permitir a instalação de implantes paralelos à parede anterior dos mesmos, com inclinação distal (KREKMANOV et al., 2000; APARICIO, PERALES, RANGERT, 2001; VASCONCELOS et al., 2003; MALO, RANGERT, NOBRE, 2005). O “ápice” deste implante fica na região de pilar canino e a plataforma se desloca para a região de segundo pré-molar ou primeiro molar, com pouca altura óssea. Neste caso, o fulcro de rotação é a porção do implante que fica no pilar canino – “ápice”. Em ambas as situações, há duas variáveis: inclinação do implante e diminuição do *cantilever* por distalização da plataforma do implante.

Neste trabalho, os implantes distais foram inclinados tendo como ponto de rotação a plataforma dos implantes, não resultando assim em um deslocamento da

emergência dos implantes para posterior. Entretanto, o uso de pilares retos com 7 mm de comprimento distalizou em 2,84 mm o apoio da prótese sobre os pilares no modelo com implantes posteriores inclinados, e, conseqüentemente, diminuiu a extensão *cantilever*. Se a diminuição do *cantilever* fosse feita às custas não só da inclinação como também da distalização da emergência do implante, seria difícil obter uma conclusão sobre causa e efeito da variação de força nos pilares distais. Assim, apenas inclinando-se o implante houve melhor distribuição de força, pois a inclinação possibilitou um apoio mais posterior nos pilares e, conseqüente, diminuição do *cantilever* em relação aos pilares protéticos.

Sabe-se que a interface osso-implante tolera um determinado limiar de estresse sem que haja prejuízo a osseointegração (JEMT, BOOK, 1996). Entretanto, os trabalhos mostram que este limiar está longe de ser determinado e são controversos dentro da literatura. Inúmeros fatores biomecânicos (desenho da prótese, seqüência de aperto dos parafusos protéticos, presença de *gap*, distribuição, número e comprimento dos implantes) e locais (qualidade óssea, volume ósseo, condições sistêmicas) interagem simultaneamente, ficando difícil uma relação precisa de causa-efeito.

Comumente, em grandes reabilitações, são utilizados pilares protéticos e sobre estas peças as próteses são então aparafusadas. Forma-se, portanto, um sistema de aparafusamento entre implante-pilar-prótese onde há a formação de duas frestas (*gaps*): uma entre implante e pilar e a outra entre o pilar e a prótese. Embora muitas vezes clinicamente não sejam visíveis, microscopicamente elas existem (DINATO, WULFF, BIANCHINI, 2001). Como implantes e pilares são componentes usinados e não passam por processos de aquecimento, como

fundições e soldagens, é de se esperar que a maior concentração de estresse esteja localizada na união da prótese com os pilares. Além disto, se um pilar deve estar apenas bem ajustado sobre o seu respectivo implante, a prótese deve estar bem ajustada a todos os pilares, simultaneamente (DINATO, 2002). Conforme avaliou este trabalho, a utilização de implantes inclinados em combinação com pilares protéticos retos (quando possível) permite melhor distribuição de forças aos intermediários. Possivelmente os implantes recebam forças laterais maiores (considerando a plataforma dos implantes na mesma posição) – recomenda-se que outros trabalhos sejam realizados. Entretanto se esta inclinação não for demasiada e estiver dentro de um limite biológico de estresse ósseo tolerável, espera-se que neste arranjo existam menores problemas de afrouxamento dos parafusos. Conseqüentemente, a perda da estabilidade secundária dos implantes em função da fadiga dos componentes protéticos e/ou do afrouxamento dos parafusos possam ser menores (MEREDITH, 1998).

Um tópico específico dos modelos analíticos e também dos modelos de elementos finitos que necessita ser investigado é a suposição da rigidez total de uma prótese fixa implantossuportada, pois isto provavelmente não ocorre na realidade. Modelos de elemento finito, combinado com testes laboratoriais e modelos analíticos indicam que a rigidez estrutural da prótese pode afetar a forma em que a carga é compartilhada dentre os pilares. Entretanto, testes recentes indicam que a consideração de uma prótese rígida, como assumido pelo modelo de Skalak (1983), leva a resultados imprecisos na tentativa de predizer as forças e os momentos fletores nos pilares quando da aplicação de uma carga na prótese. Outros pontos críticos para a validação dos modelos analíticos são a suposição de que os implantes têm a mesma rigidez que o osso e a natureza das conexões entre prótese

e implante. Se a prótese não é totalmente rígida e também sofre deformação sob carga, há tendência de haver uma concentração de estresse naqueles pilares adjacentes ao ponto de aplicação de carga, como demonstrado neste trabalho.

### ***Considerações finais***

É amplamente difundido que a carga em uma prótese dentária deve ser distribuída harmonicamente aos implantes para proteger a interface osseointegrada e evitar a fadiga dos componentes protéticos (MEREDITH, 1998; PIATELLI, 1998; KAPTEIN, LANGE, BLIJDORP, 1999; SKALAK, ZHAO, 2000). Esta distribuição de cargas varia de acordo com múltiplos fatores relacionados à mastigação (frequência do ciclo mastigatório, força de mordida, movimentos mandibulares, atividades estáticas x dinâmicas), às próteses (parciais ou totais, implanto-suportadas ou implanto-mucossuportadas, número e localização dos implantes e dentes, e angulação dos implantes) e às propriedades biomecânicas das estruturas e materiais de próteses, implantes e osso (módulo de elasticidade, rigidez estrutural, natureza da conexão entre implante e prótese, deformação da mandíbula e da maxila) (SKALAK, 1983). A magnitude de estresse aceitável para prótese, implante e osso, permanece ainda sem resposta (DINATO, WULFF, BIANCHINI, 2001; DINATO, 2002).

Neste estudo laboratorial, houve uma redução de força nos pilares em função da inclinação do implante adjacente ao *cantilever*. Portanto, sugere-se que a inclinação e a distalização da plataforma dos implantes pode ser biomecanicamente mais favorável aos pilares protéticos e possivelmente à interface osseointegrada.

Entretanto, as medições de força foram obtidas nos pilares e não nos implantes, no osso ou na prótese. Estudos adicionais seguindo a mesma metodologia deste trabalho estão sendo realizados para avaliar a influência de outras variáveis, tais como a distância de aplicação de carga estática no *cantilever* e número e distribuição espacial de pilares no arco. Assim, maiores informações poderão ser obtidas para compreender e desenvolver desenhos alternativos com implantes inclinados para diversas situações clínicas.



## 7 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo permitem concluir que:

1. Considerando-se os pilares protéticos, a inclinação de 27 graus dos implantes posteriores com a utilização de pilares retos permite uma melhor distribuição de forças ao redor dos pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark.
2. Tanto no modelo com todos os implantes retos quanto no modelo com implantes posteriores inclinados, a aplicação de uma carga estática na extensão *cantilever* gera forças de compressão e de tração nos pilares protéticos.
3. No modelo com todos os implantes retos, as forças compressivas no pilar mais próximo à extensão *cantilever* excederam em 2,85 vezes o valor da carga estática de 50 N. Já no modelo com implantes posteriores inclinados, as forças compressivas no pilar mais próximo à extensão *cantilever* excederam em 1,70 vezes o valor da carga aplicada.

## REFERÊNCIAS\*

APARICIO, C.; PERALES, P.; RANGERT, B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, Hamilton, CA., v. 3, n. 1, p. 39-49, 2001.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITA, A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo., v. 75, n. 3, p. 285-291, Mar. 1996.

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; SCHMIDT, A. Accuracy of implant impression techniques. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 11, n. 2, p. 216-222, Mar/Apr. 1996.

BAHAT, O. Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill, v. 7, n. 4, p. 459-467, 1992.

BALSHI, T.J; LEE, H.Y; HERNANDEZ, R.E. The use of pterygomaxillary implants in the partially edentulous patient: a preliminary report. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill, v. 10, n. 1, p. 89-98, Jan./Feb. 1995.

BECKER, C.M. Cantilever fixed prostheses utilizing dental implants: a 10-year retrospective analysis. **Quintessence International**, Berlin, v. 35, n. 6, p. 437-441, June 2004.

BENZING, U.R.; GALL, H.; WEBER, H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 10, n. 2, p. 188-198, Mar/Apr. 1995.

---

\* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS (ABNT). NBR 6023. Informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro, ago. 2002. 24 p.

BEZERRA, F.J.B.; VASCONCELOS, L.W.; AZOUBEL, E. Técnica de implantes inclinados para tratamento da maxila edêntula. **Innovations Journal**, São Paulo, v. 6, n. 1, p. 31-35, 2002.

BIDEZ M.W.; MISCH, C.E. Clinical biomechanics. MISCH, C.E. **Contemporary implant dentistry**. 2<sup>nd</sup>.ed. St. Louis: Mosby, 1999. p. 279-307.

BRÅNEMARK, P.I.; SVENSSON, B.; VAN STEENBERGHE, D. Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 6, n. 4, p. 227-231, Dec. 1995.

BRÅNEMARK, P.I. et al. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, Hamilton, CA., v. 1, n. 1, p. 12-16, 1999.

BRÅNEMARK, P.I. et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery Supplement**, Stockholm, v. 16, p. 1-132, 1977.

BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo., v. 53, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

DAVIS, D.M.; ZARB, G.A.; CHAO, Y. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 1. The effect of varying the number of supporting abutments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 3, n. 3, p. 197-201, Fall 1988.

DE LEO, C.; GEREMIA, T.; LACROIX, C.; LACROIX, F. Carga imediata em implantes osseointegrados inclinados: aumentando a superfície de ancoragem – relato de dois casos. **Revista Odonto Ciência**, Porto Alegre, v. 17, n. 38, p. 231-238, out./dez. 2002.

DINATO, J.C. **Análise da adaptação de prótese sobre implantes através do MEV em três momentos após confecção individual dos retentores pelo sistema procera, soldados a laser e com a cerâmica aplicada (estudo in vitro)**. 2002. 90 f. Tese (Doutorado) – Centro de Ciências da Saúde, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

DINATO, J.C.; WULFF, L.C.Z.; BIANCHINI M.A. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. cap. 15, p. 283-313.

DUYCK, J. et al. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 11, n. 5, p. 465-475, Oct. 2000.

FERNÁNDEZ VALERÓN, J.; FERNÁNDEZ VELÁZQUEZ, J. Placement of screw-type implants in the pterygomaxillary-pyramidal region: surgical procedure and preliminary results. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 12, n. 6, p. 814-819, Nov./Dec. 1997.

FERREIRA, A.R.; BEZERRA, F.J.B.; SOUZA, S.W.S. O uso de implantes inclinados com carga imediata funcional na reabilitação da maxila completamente edêntula. **Innovations Journal**, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 33-38, 2005.

GLANTZ, P.O. et al. On clinical loading of osseointegrated implants: a methodological and clinical study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 4, n. 2, p. 99-105, June 1993.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 6, n. 3, p. 270-276, Fall 1991.

JEMT, T; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss edentulous implant patients. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 11, n. 5, p. 620-625, Sept/Oct. 1996.

KAPTEIN, M.L.; DE LANGE, G.L.; BLIJNDORP, P.A. Peri-implant tissue health in reconstructed atrophic maxillae--report of 88 patients and 470 implants. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 26, n. 6, p. 464-474, June 1999.

KREKMANOV, L. et al. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 15, n. 3, p. 405-414, May/Jun. 2000.

KREKMANOV, L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 15, n. 5, p. 722-730, Sept./Oct. 2000.

MAILATH-POKORNY, G.; SOLAR, P. Biomechanics of endosseous implants. In: WATZEK, G., editor. **Endosseous implants : scientific and clinical aspects**. Chicago: Quintessence, 1996. p. 291-318.

MALO P, RANGERT B, NOBRE M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, Hamilton, CA., v. 7, suppl. 1, p. s88-s94, 2005.

MALO, P.; RANGERT, B.; NOBRE, M. "All-on-Four" immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective

clinical study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, Hamilton, CA., v. 5, suppl. 1, p. 2-9, 2003.

MEREDITH, N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. **International Journal of Prosthodontics**, Lombard, Ill., v. 11, n. 5, p. 491-501, Sept/Oct.. 1998.

NACONECY, M.M.; et al. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 19, n. 2, p. 192-198, Mar-Apr. 2004.

NARY FILHO, H.; FRANCISCHONE, C.E.; SARTORI, I.A.M. Considerações sobre o uso da fixação zigomática no tratamento de maxilas atroficas. In: GOMES, L.A. (Org.) **Implantes osseointegrados: técnica e arte**. São Paulo: 2002. v. 1, cap. 9, p. 143-155.

ÖHRNELL, L.O. Surgical aspects. zygomatic fixture: talk of the times. **Nobel Biocare**, v. 4, n. 1, p. 8, Mar. 1999.

PATTERSON, E.A. et al. Distribution of load an in oral prosthesis system: an *in vitro* study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 10, n. 5, p. 552-560, Sept/Oct. 1995.

PIATTELLI, A. et al. Immediate loading of titanium plasma-sprayed implants: an histologic analysis in monkeys. **Journal of Periodontology**, Chicago, Ill., v. 69, n. 3, p. 321-327, Mar. 1998.

SAHIN, S.; CEHRELI M.C.; YALCIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: a review. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 30, n. 7/8, p. 271-282, Sept/Nov. 2002.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo., v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

SKALAK, R.; ZHAO, Y. Similarity of stress distribution in bone for various implant surface roughness heights of similar form. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, Hamilton, CA., v. 2, n. 4, p. 225-30, 2000.

SOUZA, A.A.de; MACHADO, A.P. Bioengenharia em implantes osseointegrados. In: OLIVEIRA, E.J. **Princípios de bioengenharia em implantes osseointegrados**. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1997. p. 13-84.

VASCONCELOS, L.W. et al. Implantes inclinados no sentido póstero-anterior da maxila: apresentação de caso clínico. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, São Paulo, v. 57, n. 6, p. 434-438, 2003.

VENTURELLI, A. A modified surgical protocol for placing implants in the maxillary tuberosity: clinical results at 36 months after loading with fixed partial dentures. **International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill, v. 11, n. 6, p. 743-749, Nov./Dec. 1996.

WASKWICKS, G.A.; OSTROWSCKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 9, n. 4, p. 405-411, July/Aug..1994.

# Anexo



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

Porto Alegre 04 de abril de 2005

O Projeto de: Dissertação

**Protocolado sob nº:** 0015/05

**Intitulado:** *Distribuição de estresse em próteses implantossuportadas tipo protocolo Bränemark com implantes inclinados: estudo in vitro.*

**do(a) aluno(a):** *Tomás Geremia*

**Programa de:** *Odontologia*

**do curso de:** *Prótese Dentária*

**Nível:** *Mestrado*

**Orientado pelo(a):** *Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai*

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 01 de abril de 2005.

**Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS