



# PUCRS

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

**FORÇA E MOMENTO FLETOR EM PILARES DE PRÓTESE  
TIPO PROTOCOLO *BRÅNEMARK* EM FUNÇÃO DA  
INCLINAÇÃO DOS IMPLANTES DISTAIS  
E DO NÚMERO DE PILARES**

**MARCOS MICHELON NACONECY**

**Porto Alegre  
2006**

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL**

Av. Ipiranga, 6681 - Caixa Postal 1429

Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564

[www.pucrs.br](http://www.pucrs.br)

CEP 90619-900 Porto Alegre - RS

Brasil

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

**MARCOS MICHELON NACONECY**

**FORÇA E MOMENTO FLETOR EM PILARES DE PRÓTESE TIPO PROTOCOLO  
*BRÅNEMARK* EM FUNÇÃO DA INCLINAÇÃO DOS IMPLANTES DISTAIS E DO  
NÚMERO DE PILARES**

Porto Alegre

2006

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

**MARCOS MICHELON NACONECY**

**FORÇA E MOMENTO FLETOR EM PILARES DE PRÓTESE TIPO PROTOCOLO  
*BRÁNEMARK* EM FUNÇÃO DA INCLINAÇÃO DOS IMPLANTES DISTAIS E DO  
NÚMERO DE PILARES**

Tese apresentada como requisito parcial à obtenção de grau de Doutor, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de Prótese Dentária, Faculdade de Odontologia da PUCRS.

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

Porto Alegre

2006

N125f **Naconecy, Marcos Michelin**

Força e momento Fletor em pilares de prótese tipo Protocolo Bränemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares / Marcos Michelin Naconecy; orient. Rosemary Sadami Arai Shinkai. Porto Alegre: PUCRS, 2006.

100f.: gráf. Il. tab.

Tese (Doutorado) - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Nível Doutorado. 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(043.2)

N.L.M. WU 640

### *Dedicatória*

*À minha família:*

*Dedico essa obra aos meus pais e irmãos. Dentre as muitas lições, aprendi com eles o valor do respeito, da honestidade e da dedicação. Sei que hoje estão orgulhosos...*

*Agradecimento Especial*

*À minha orientadora Rosemary Sadami Arai Shinkai.*

*Sinto-me feliz, honrado e grato pela a oportunidade do seu convívio. Mostrou-me que ser apaixonado pelas escolhas na vida é a chave da superação. Muito obrigado por tudo.*

## AGRADECIMENTOS

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na pessoa do Professor **Marcos Túlio Mazzini Carvalho**, Diretor da Faculdade de Odontologia, por me acolher nessa casa, oportunizando meu crescimento profissional.

A **Capes** pelo incentivo que proporcionou a mim e a todos que se comprometem com o crescimento científico do país

A Profa. Dra. **Nilza Pereira da Costa**, por ter me oportunizado um crescimento científico e profissional fundamentais na construção da minha carreira.

Ao Prof. Dr. **Luis Carlos Frasca**. Agradeço as oportunidades e a confiança que em mim ele depositou. É com muito orgulho e alegria que partilho de sua amizade.

Ao Eng. Dr. **André Cervieri**. Sua ajuda ao longo desses anos de trabalho em parceria foi fundamental na minha formação. Com ele, aprendi o quanto é gratificante a pesquisa científica.

Ao colega Prof. **Tomás Geremia**. A amizade e a parceria que se formaram contribuíram, sem dúvida, para a construção e a qualidade dessa obra.

Ao Prof. Dr. **Eduardo Rolim Teixeira**. Agradeço pelos seus conhecimentos que me ajudaram na minha formação como mestre. Através deles, percebi a importância da pesquisa em minha vida profissional.

Ao Prof. Dr. **Flávio Augusto Marsiaj Oliveira**. Com seu afeto e amizade sinto-me fortalecido. Sou muito grato.

Ao Técnico de Prótese Dentária **Cedenir Albani** pela sua amizade e colaboração incondicional na realização desse trabalho.

Ao **Eng. Medeiros** por sua ajuda e pelo seu conhecimento. Foram de singular importância na construção desse projeto.

Ao **Eng. Telmo Roberto Strohaecker** por ter disponibilizado a utilização do Laboratório de Metalurgia Física da UFRGS para a realização desse trabalho. Agradeço seu apoio e sua compreensão a respeito da relevância que os projetos científicos significam.

Aos meus **colegas** do curso de Doutorado, por terem, durante o curso, criado um círculo de amizade e de companheirismo. Boa sorte em seus caminhos.

Aos funcionários do Departamento de Pós-Graduação, **Ana Lúcia Prestes, Devenir Meger Bruschi, Carlos Minossi e Marcos Caetano Correia**, por serem atenciosos e prestativos. Agradeço por mim e por todos os Pós-Graduandos.

Aos **colegas e funcionárias** de minha clínica, pela amizade e por todo o suporte que me foi dado durante esse desafio.



## RESUMO

Este estudo *in vitro* teve por objetivo analisar as forças de tração, compressão e momentos fletores exercidos nos pilares de sustentação de próteses tipo protocolo Brånemark em função da variação do número de pilares (três, quatro ou cinco) e da inclinação dos implantes distais (retos ou inclinados). Foram fabricadas dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Brånemark sobre dois modelos-mestre: um modelo com todos os implantes retos e paralelos entre si (n=5 barras) e outro com os dois implantes 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 foram medidos quando as barras foram testadas sobre três, quatro e cinco pilares dos modelos reto e inclinado. Os valores de deformação dos pilares foram convertidos em força e momento fletor através de cálculos matemáticos e analisados por ANOVA para delineamento em blocos casualizados, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%. O pilar 1 (adjacente ao cantilever sob carga) apresentou força e momento ântero-posterior significativamente maiores do que os demais pilares em todas as configurações. Para força no pilar 1, independentemente do número de pilares, o modelo reto apresentou maior força do que no modelo inclinado. O momento geral foi maior com três pilares em relação às configurações com quatro ou cinco pilares. Nas configurações com quatro e cinco pilares, independente da inclinação dos implantes, a média de força foi menor do que na configuração de três pilares. Os resultados sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite uma melhor distribuição de forças e momentos fletores em pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark nas configurações com quatro e cinco pilares em relação à configuração com três pilares.

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

## ABSTRACT

This *in vitro* study evaluated the distribution of bending moments, compressive and tensile forces in abutments of Brånemark protocol prostheses, as a function of the inclination of the distal implants (straight or tilted) and the number of abutments (three, four, or five). 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 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 measured when the metallic bars were tested over three, four, or five abutments in the two master models. The deformation values were transformed into force and bending moment values and analyzed by ANOVA for randomized blocks design, followed by Tukey's test multiple comparisons, at the 5% level of significance. Abutment #1 (adjacent to cantilever under load) had the highest values of force and sagittal bending moment for all tests with three, four, or five abutments. Independently from the number of abutments, the force in abutment #1 was higher in the straight model than in the tilted model. Total moment was higher with three abutments than with four or five abutments. Independently from the inclination of implants, the mean force with four or five abutments was lower than with three abutments. The results suggest that the inclination of posterior implants allow better distribution of axial forces and bending moments in abutments of Brånemark protocol prostheses supported by four or five abutments in comparison with the use of only three abutments.

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

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

°	Graus
µm	Micrometro
Ant-post	Ântero-posterior
cm	Centímetro
et al.	e outros (abreviatura de <i>et alli</i> )
Lát-lat	Látero-lateral
Ncm	Newton.centímetro
N	Newton
p	Valor da probabilidade calculada pelo teste estatístico para rejeição da hipótese de nulidade
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
s	Segundo

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Quadro de grupos experimentais testados.....	39
Figura 2 – Esquema das perfurações na base em resina epóxi para o modelo-mestre com implantes retos. A) Vista superior. B) Vista lateral.....	41
Figura 3 – Desenho esquemático do gabarito de inclinação usado para orientar as duas perfurações posteriores no modelo com implantes inclinados. ....	42
Figura 4 – Esquema das perfurações para posicionamento dos implantes posteriores inclinados. A) Vista Lateral. B) Vista Superior. ....	43
Figura 5 – Esquema da distribuição dos implantes em vista superior dos modelos. A) Modelo com implantes posteriores inclinados. B) Modelo com implantes retos....	44
Figura 6 – Fixação dos implantes no modelo de resina epóxi. A – Modelo com implantes retos e paralelos. B – Modelo com implantes posteriores inclinados.....	45
Figura 7 – A - Posicionamento dos pilares no modelo com os implantes retos e paralelos; B – Desenho esquemático do posicionamento dos pilares no modelo com os implantes retos e paralelos.....	46
Figura 8 – A - Posicionamento dos pilares no modelo com implantes posteriores inclinados; B – Desenho esquemático do posicionamento dos pilares no modelo com os com implantes posteriores inclinados. ....	46
Figura 9 – A. Esquema da barra metálica em vista superior. B. Dimensões da barra em secção transversal. ....	48
Figura 10 – Vista lateral da extensão cantilever (braço de potência) em relação ao braço de resistência nos dois modelos A) Implantes Retos B) Implantes Inclinados .....	49
Figura 11 – Dispositivos usado para padronizar o posicionamento dos extensômetros nos pilares (esquerda).....	54
Figura 12 – Vista geral do modelo fixado ao delineador com o dispositivo para posicionamento dos extensômetros (direita). ....	54
Figura 13 - Disposição dos 15 extensômetros por modelo-mestre.....	55
Figura 14 – Disposição dos três extensômetros em cada pilar. ....	55

Figura 15 – Quinze extensômetros (canais de leitura) colados aos pilares e conectados aos cabos para aquisição dos sinais .....	57
Figura 16 – Ponte de Wheatstone .....	58
Figura 17 – Aplicação de carga na extensão cantilever no modelo com arranjo de cinco pilares. ....	61
Figura 18 – Modelo com arranjo de quatro pilares .....	61
Figura 19 – Modelo com arranjo de três pilares.....	61
Figura 20 – 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. ....	62
Figura 21 – Esquema do dispositivo em forma de disco para a conversão de unidade.....	64
Figura 22 – Força (N) em cada pilar para os modelos com três, quatro e cinco pilares.....	78
Figura 23 – Momento ântero-posterior (Ncm) em cada pilar para os modelos com três, quatro e cinco pilares.....	79
Figura 24 – Momento látero-lateral (Ncm) em cada pilar para os modelos com três, quatro e cinco pilares. ....	80

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Força (N), momento ântero-posterior e momento látero-lateral em cada pilar para a configuração com três pilares, sob aplicação de força estática no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado).....	68
Tabela 2 – Força (N), momento ântero-posterior e momento látero-lateral em cada pilar para a configuração com quatro pilares, sob aplicação de força estática no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado).....	70
Tabela 3 – Força (N), momento ântero-posterior e momento látero-lateral em cada pilar para a configuração com cinco pilares, sob aplicação de força estática no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado).....	72
Tabela 4 – Média dos pilares para força (N), momento ântero-posterior absoluto, momento látero-lateral absoluto e momento/pilar nos modelos reto e inclinado com 3, 4 e 5 pilares.....	74
Tabela 5 – Força (N), momento ântero-posterior absoluto, momento látero-lateral absoluto e momento/pilar no pilar distal do cantilever (pilar 1) nos modelos reto e inclinado com 3, 4 e 5 pilares.....	76

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>7</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>8</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS.....</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE 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>17</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>37</b>
<b>4 METODOLOGIA.....</b>	<b>38</b>
4.1 CONFECCÃO DOS MODELOS-MESTRE COM IMPLANTES .....	39
4.1.1 Confeccão das bases em resina epóxi .....	39
4.1.2 Localização das perfurações para os implantes nas bases em resina epóxi.....	40
4.1.3 Perfurações das bases em resina epóxi.....	40
4.1.4 Fixação dos implantes nos modelos .....	44
4.1.5 Instalação dos pilares.....	45
4.2 CONFECCÃO DAS BARRAS METÁLICAS .....	47
4.2.1 Determinação da espessura e da altura das barras .....	47
4.2.2 Enceramento das barras metálicas.....	48
4.2.3 Procedimentos de inclusão, fundição e desinclusão .....	49
4.2.4 Procedimentos de soldagem .....	50
4.2.5 Verificação da passividade de adaptação e das dimensões das barras .....	52
4.2.6 Padronização do ponto de aplicação de carga no extremo livre.....	52
4.3 CONFECCÃO DO DISPOSITIVO DE APLICAÇÃO DE CARGA ESTÁTICA ..	53
4.4 PROCEDIMENTOS PARA MEDIÇÃO DE DEFORMAÇÕES.....	53
4.4.1 Extensômetros .....	53
4.4.2 Instrumentação para a leitura das deformações.....	56
4.4.3 Ensaio de carga estática na barra metálica .....	59
4.4.3.1 Aperto dos parafusos protéticos .....	59
4.4.3.2 Aplicação da carga estática na extensão cantilever .....	60

4.4.3.3	Obtenção dos valores de deformação .....	62
4.5	CONVERSÃO DOS SINAIS DE DEFORMAÇÃO EM FORÇA E MOMENTO .....	63
4.5.1	<b>Dispositivo calibrador para conversão de unidade de medida .....</b>	<b>63</b>
4.5.2	<b>Obtenção dos valores de deformação axial, ântero-posterior e látero-lateral no disco calibrador.....</b>	<b>65</b>
4.5.3	<b>Obtenção dos valores de deformação axial, ântero-posterior e látero-lateral nos pilares .....</b>	<b>66</b>
4.5.4	<b>Cálculo de conversão de unidade de deformação (<math>\mu\text{m}/\text{m}</math>) em unidade de força (N) e de momento (Ncm).....</b>	<b>66</b>
4.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	67
<b>5</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>68</b>
<b>6</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>81</b>
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>90</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>91</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>96</b>



## 1 INTRODUÇÃO

Pesquisas sobre biomecânica de próteses implantossuportadas objetivam estudar desenhos alternativos para diversas situações clínicas. A colocação de cinco a seis implantes em maxilas e mandíbulas totalmente edêntulas foi inicialmente preconizada para a fixação de próteses fixas implantossuportadas dentro do chamado protocolo Brånemark. Devido à indisponibilidade óssea em regiões posteriores, uma adequada estabilidade anterior deveria ser alcançada para suportar extensões *cantilever* que se projetavam distalmente.

Com a evolução do conhecimento sobre a osseointegração e sua biomecânica através dos anos, tratamentos reabilitadores envolvendo um número menor de implantes foram sendo conduzidos e acompanhados com resultados promissores. Como alternativa para a diminuição da extensão *cantilever*, tem sido indicada a inclinação distal dos dois implantes mais posteriores para aumentar o polígono de sustentação da prótese (SKALAK, 1983). O uso de quatro e até três implantes para o mesmo desenho de prótese é uma realidade de tratamento na clínica (BRÅNEMARK; SVENSSON; VAN STEENBERGHE, 1995; BRÅNEMARK et al., 1999; MALO; RANGERT; NOBRE, 2003, 2005). Uma das principais razões para tal conduta é o alto grau de morbidade nos pacientes submetidos a cirurgias de enxerto ósseo autógeno para futura ancoragem dos implantes.

A técnica de implantes inclinados foi introduzida para casos seletos de múltiplas fixações em maxila e mandíbula. Para próteses mandibulares tipo Protocolo Brånemark, quando os forames mentonianos se encontram baixos em relação à crista alveolar, pode-se inclinar as fixações posteriores para distal para aumentar a superfície de ancoragem. Na maxila, a pneumatização dos seios maxilares pode requerer a instalação de implantes mais

longos com inclinação distal, em áreas de maior densidade óssea, com emergência próxima à região de primeiros molares, para melhorar a disposição geométrica do conjunto prótese-implante. Sem a utilização desta técnica, estas regiões receberiam implantes mais curtos ou necessitariam de enxertia, aumentando a complexidade, o tempo e o custo de tratamento (ÖHRNELL; 1999; BEZERRA; VASCONCELOS; AZOUBEL, 2002; CALANDRIELLO; TOMATIS, 2005).

Modelos experimentais laboratoriais e clínicos, juntamente com modelos analíticos e computacionais tentam estudar e explicar o comportamento biomecânico destas próteses quanto à variação de número, inclinação e distribuição dos implantes de suporte ao longo de um arco edêntulo. O grau de tensão que estas fixações recebem e a deformação dos componentes protéticos são ainda controversos, principalmente sob cargas funcionais de mastigação e deglutição. Portanto, é necessário avaliar experimentalmente as tensões geradas por uma carga aplicada em próteses tipo protocolo e sua transmissão nos implantes e pilares de acordo com o número, a inclinação e a distribuição dos implantes no arco.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Skalak (1983) desenvolveu um método matemático analítico para prever os componentes de força horizontal e vertical nos implantes sob aplicação de uma carga. Tal modelo, baseado em modelos usados na engenharia mecânica, prevê a distribuição da carga entre parafusos e rebites unindo placas rígidas, os quais seriam representados pelas prótese e arcadas. O modelo sugere que os implantes se comportam 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 30N atua em uma posição determinada de *cantilever*. Os dois implantes mais distais e próximos à carga sofreram forças de compressão de aproximadamente 40 N. O implante mais distal do outro lado da prótese também sofreu força compressiva de aproximadamente 20 N. Contudo, os três implantes anteriores foram tracionados com forças entre 10 e 15 N. Quando da simulação com 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 os dois implantes mais distais foram removidos, mantendo-se o espaçamento interimplantar do modelo de seis implantes, os resultados mostraram mudanças significativas na magnitude dos componentes da força aplicada: 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. Como no caso anterior, foi observada uma força de tração nos dois implantes centrais, variando 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 uma configuração com três implantes em duas situações. Na primeira situação, uma prótese suportada por três implantes verticalmente posicionados recebeu uma carga de 100 N no *cantilever*; na segunda, foi simulada a inclinação de 30 graus do implante mais próximo ao *cantilever*. As forças nos implantes foram consideravelmente diminuídas no sistema com inclinação do implante mais distal.

Em 1988, Davis, Zarb e Chao mediram o estresse em uma estrutura protética sob carga em função da alteração do número de pilares suporte (dois, três, quatro ou cinco pilares), utilizando extensometria *in vivo* e modelo de elemento finito. A maior mudança na deflexão da estrutura ocorreu quando somente dois pilares foram usados para suportar 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 concluíram que ambas as situações com quatro e cinco implantes poderiam ter uma resposta clínica favorável. A utilização de cinco implantes para o suporte de uma prótese total fixa, porém, geraria uma previsibilidade maior caso houvesse falha de algum implante ao longo do tempo.

Falk, Laurell e Lundgren (1989) mediram forças axiais em dez pacientes com próteses fixas implantossuportadas mandibulares (*cantilever* com duas unidades) em oclusão com próteses totais superiores durante o fechamento e a mastigação. As forças foram medidas com oito mini-extensômetros colados homogeneamente nos dentes das próteses totais, em quatro pontos de contato oclusais sobre o segmento com o implante inferior e sobre cada uma das quatro unidades do *cantilever* posterior. A magnitude das forças totais durante fechamento máximo e mastigação foram similares às forças encontradas para prótese parciais fixas dentossuportadas em oclusão com dentes naturais. Mas em comparação com próteses com *cantilever* dentossuportadas em oclusão com dentes naturais, as forças locais de fechamento e

de mastigação aumentaram bilateralmente na direção distal. Em média, 70% das forças foram suportadas pelos *cantilevers* e 30% pelos segmentos suportados pelos implantes.

Lundgren, Falk and Laurell (1989) mediram forças axiais em próteses fixas implantossuportadas mandibulares (*cantilever* com duas unidades) em oclusão com próteses totais superiores. As forças foram medidas com oito mini-extensômetros colados nos dentes das próteses totais, de forma a permitir a medição de forças locais e totais durante o fechamento e a mastigação. Em oclusão "básica", com contato oclusal em todas as unidades, houve aumento para distal das forças de fechamento e de mastigação. Em infra-oclusão de aproximadamente 100  $\mu\text{m}$  da primeira unidade do *cantilever* houve redução das forças totais de fechamento e de mastigação nos segmentos de *cantilever*, mas não houve alteração na região dos pilares distais. Com infra-oclusão em aproximadamente 100  $\mu\text{m}$  da segunda unidade do *cantilever* houve redução das forças de fechamento e de mastigação em toda a prótese e sobre os segmentos do *cantilever*, com 50% de redução da alavanca nas uniões do *cantilever*.

Falk, Laurell e Lundgren (1990) mediram as forças oclusais em próteses fixas implantossuportadas mandibulares com *cantilever* bilateral de duas unidades durante o fechamento mandibular natural e durante a mastigação. Foram também registrados os estresses de flexão no *cantilever* do lado preferido de mastigação. As próteses fixas ocluíam com próteses totais maxilares. As forças oclusais foram medidas por extensômetros colados bilateralmente e simetricamente montados nas próteses totais. As forças foram registradas sobre toda a prótese total em oclusão habitual e com um contato prematuro de 100  $\mu\text{m}$  no segundo dente do *cantilever*. Os resultados mostraram que as forças de fechamento e de mastigação aumentaram para posterior. O contato prematuro oclusal não alterou as forças sobre a dentição total, mas houve aumento das forças sobre o segundo dente do *cantilever*. O

estresse de flexão máxima para as forças de fechamento alcançou o limite de fadiga de ligamentar tipo III durante a oclusão cêntrica, mas isto não ocorreu durante a mastigação.

Em um estudo longitudinal de quatro a nove anos sobre as complicações observadas desde a fase cirúrgica até a manutenção de próteses implantossuportadas, Zarb e Schmitt (1990) encontraram falhas mais frequentes devido à fratura do parafuso de ouro em relação à parte protética. A sobrecarga oclusal ou a falta de adaptação passiva foram apontadas como os fatores causais mais frequentes para as falhas protéticas.

Em 1991, Jemt avaliou um total de 391 próteses fixas em maxilas e mandíbulas edêntulas. Após duas semanas da instalação, 120 próteses (30,6%) apresentaram perda da fixação do parafuso de ouro. Após três meses de acompanhamento, 94% das 120 peças necessitando reapertamento dos parafusos permaneceram estáveis. O autor introduziu o teste de resistência ao aparafusamento, no qual o cilindro de ouro é aparafusado um a um, começando com o implante mais próximo da linha média, até que uma resistência inicial seja encontrada. Segundo ele, se mais do que meia-volta (180 graus) for necessária para o completo assentamento do cilindro de ouro nos pilares, a estrutura protética deveria ser considerada desadaptada.

Jemt e Book (1991) preconizaram uma seqüência de aparafusamento na qual inicia-se pelo pilar intermediário próximo ao implante central. Em seguida, fixa-se o parafuso vizinho ao implante central do lado oposto. Os parafusos restantes dos pilares intermediários são então parafusados, completando-se o procedimento com o torque nos pilares distais. Segundo os autores, todos os parafusos devem ser parafusados manualmente até que uma resistência seja observada, previamente ao torque final.

Jemt et al. (1991) realizaram um estudo-piloto para medir a força e o momento fletor no pilar distal em uma paciente com seis implantes na maxila. Usando extensometria, as medições foram feitas em duas situações: com uma prótese fixa e com uma *overdenture* suportada por uma barra conectada aos implantes. A conexão da infraestrutura promoveu uma significativa força no pilar. As forças de compressão e de tração foram menores na situação com *overdenture* em comparação com a prótese fixa, mas ocorreram momentos fletores de alta magnitude no pilar com carga na *overdenture*.

Glantz et al. (1993) usaram extensômetros de resistência elétrica em um estudo *in vivo* e *in vitro* para medir a carga nos implantes suportando uma prótese fixa. O estudo *in vivo* envolveu um paciente com uma prótese protocolo inferior suportada por cinco implantes em oclusão com uma arcada superior parcialmente dentada reabilitada com próteses parciais fixas. Os testes foram conduzidos da seguinte maneira: 1- Dez mordidas em força máxima de dois segundos de duração com intervalo de 5 a 10s; 2- Três mordidas com força máxima em um dispositivo de mordida calibrado, em cinco pontos equidistantes da face oclusal (de *cantilever* direito ao *cantilever* esquerdo); 3- Teste de performance mastigatória utilizando alimentos como pão, maçã e cereais. As cargas funcionais durante a mastigação desses alimentos representaram 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 no sentido vestibulo-lingual e méso-distal). O estudo mostrou que, quando a mordida ocorreu na extensão *cantilever* da prótese suportada por 5 implantes, os valores de força axial em alguns implantes foram mais que o dobro da força de mordida na prótese.

Mericske-Stern (1993) realizou um estudo preliminar para avaliar as forças incidentes sobre implantes suporte de *overdenture* mandibular em 44 pacientes. Através de um estudo

cefalométrico foi determinada a inclinação do eixo do implante em relação ao plano oclusal. Foram também avaliados grau de atrofia mandibular, índice de placa, índice de sangramento e profundidade de sondagem peri-implante. Havia inclinação vestibular em 70% dos implantes, inclinação lingual em 11% dos implantes, e ângulo reto de 90 graus em somente 19%. Após cinco anos, não foi verificada nenhuma associação entre inclinação do eixo do implante, atrofia mandibular e achados da avaliação peri-implante.

Kallus e Bessing (1994) investigaram a ocorrência de afrouxamento do parafuso de ouro retendo próteses implantossuportadas de arco total em 236 pacientes após cinco anos de uso. Este estudo envolveu um total de 278 implantes. Dos 133 parafusos em forma de fenda, 53 (40%) foram considerados não satisfatórios; dos 145 parafusos em forma de hexágono interno, 14 (10%) não foram satisfatórios. Segundo os autores, uma possível explicação para a perda da retenção do parafuso de ouro é que o osso, durante o processo de remodelamento, libera a tensão no parafuso a um mesmo índice em que a tensão e a sobrecarga no osso são diminuídas. Outra possível explicação é que, devido à força de apertamento reduzida, movimentos entre os componentes protéticos irão ocorrer, levando à perda de retenção dos parafusos. Desde que os parafusos dos intermediários e das próteses sejam estáveis, seu afrouxamento não parece estar ligado à sobrecarga, mas sim pela desadaptação da estrutura protética aos pilares.

Meijer et al. (1994) usaram o método de elementos finitos tridimensional para avaliar a distribuição de tensões no osso ao redor de dois ou quatro implantes colocados na região interforames da mandíbula com dois estágios de reabsorção (alturas diferentes de mandíbula). Não houve redução de tensões nas extremidades livres quando a carga foi distribuída por quatro implantes em relação à configuração com dois implantes. Entretanto, houve uma tendência para um aumento gradual de tensão com a diminuição da altura da mandíbula.



Segundo Patterson et al. (1995), implantes osseointegrados para suporte de próteses fixas apresentam altos índices de sucesso a longo prazo, mas muitos problemas também têm sido observados em relação a sua integridade estrutural ao longo do tempo. Em um estudo laboratorial usando extensômetros, os autores mediram 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 interforames de uma mandíbula humana. Foram aplicadas cargas progressivas de 13,35 N, 55,39 N e 106,78 N na extensão *cantilever* às distâncias de 5 mm, 10 mm e 15 mm do implante mais distal, e também no ponto mais medial da estrutura protética. Para simular a perda da retenção do parafuso da prótese, os mesmos testes foram realizados quando cada parafuso do cilindro de ouro foi afrouxado, com o giro de uma volta nos seus sentidos anti-horários. A aplicação de carga no braço *cantilever* gerou um aumento de forças compressivas e momentos fletores nos pilares adjacentes à extensão *cantilever*; entretanto tal carga teve pouco efeito sobre a tensão nos pilares da região anterior. Quando um único parafuso de ouro foi removido, as forças de tração e compressão foram aumentadas enquanto os momentos fletores permaneceram relativamente inalterados.

Brånemark, Svensson e Van Steenberghe (1995) realizaram um estudo retrospectivo de dez anos para avaliar o índice de sobrevida de próteses e implantes individuais em 156 pacientes reabilitados com próteses totais fixas retidas por 5 ou 6 implantes. Os comprimentos dos implantes variaram de 10 a 7 mm. Na mandíbula, 13 próteses foram instaladas sobre quatro implantes e 59 próteses sobre seis implantes. Na maxila, 14 próteses foram instaladas sobre seis implantes e 70 próteses sobre cinco implantes. Em ambos os grupos (quatro *versus* seis implantes) a idade e o sexo foram pareados. A principal razão para limitar o número de implantes em quatro foi o reduzido volume de osso mandibular. De acordo com os resultados, embora tenha havido tendência para aumento no índice de falha em pacientes com somente

quatro implantes, o índice de sobrevivência para implante e prótese foi o mesmo para ambos os grupos ao final de 10 anos.

Conforme Benzing, Gall e Weber (1995), são conhecidos dois conceitos implante-prótese essencialmente diferentes 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 trata da 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 conduziram um estudo avaliando as duas situações utilizando análise *in vivo* com extensometria e análise tri-dimensional com modelo de elemento finito. Os resultados de ambos os métodos revelaram que a distribuição do estresse ao osso foi mais favorável com o arranjo mais espalhado dos implantes. As estruturas protéticas com *cantilever* e suportadas por seis implantes não reduziram o estresse ao osso quando comparadas a estruturas suportadas por quatro implantes com *cantilever* similar.

Morgan e James (1995) usaram um modelo matemático estrutural para avaliar a distribuição de força, momento fletor e torque em uma prótese implantossuportada. Os autores consideraram que a prótese estava rigidamente conectada ao osso por implantes, sendo que os implantes foram considerados os únicos componentes elásticos do sistema devido a sua menor rigidez flexural. Na análise, o número e a posição dos implantes foram variáveis e magnitude, direção e localização da carga aplicada foram arbitrárias. Os autores obtiveram equações algébricas simples para as distribuições equilibradas de força e momento fletor, o que seria útil para determinar o número e a localização dos implantes clinicamente. O momento fletor produziu tensões no implante de magnitude maior que as tensões axiais diretas.

Assif, Marshak e Horowitz (1996) avaliaram a transferência de carga e a distribuição de estresse em uma prótese fixa implantossuportada usando uma combinação de métodos fotoelástico e extensometria. Implantes suportando uma estrutura protética foram inseridos em um modelo fotoelástico e extensômetros foram colados na superfície superior da estrutura. Foi aplicada uma carga de 7,5 kgf em sete pontos distintos da estrutura protética. Os resultados mostraram que: (1) houve uma relação diretamente proporcional entre a distribuição de estresse na estrutura e o estresse gerado nas estruturas de 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 carga; e (3) quando da aplicação de carga no *cantilever*, 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 à carga aplicada.

Duyck et al. (1997) realizaram uma revisão de literatura sobre biomecânica de implantes em relação ao carregamento no implante e na carga transferida ao osso de suporte. Os autores enfatizaram que a mastigação produz tanto forças verticais quanto laterais, as quais induzem forças axiais e momentos fletores, exercendo estresses no implante e no osso. Para o estudo intrabucal de forças, momentos fletores e estresses têm sido utilizados extensômetros e transdutores piezoelétricos. Segundo os autores, a transferência de carga dos implantes para o osso depende do tipo de carregamento, da interface osso-implante, do comprimento e diâmetro do implante, da forma e superfície do implante, da infra-estrutura, e da quantidade e qualidade do osso circundante. Alguns estudos com modelos de elementos finitos indicaram que as concentrações de estresse são maiores na área de contato dos implantes com o osso cortical e ao redor do ápice dos implantes em osso trabecular.

Mericske-Stern (1997) realizou um estudo clínico para medir a distribuição tridimensional de forças em implantes suportando uma *overdenture* mandibular através do uso de transdutores piezoelétricos. A estrutura de conexão da *overdenture* aos implantes foi uma barra em U com extensões distais soldadas bilateralmente. Os padrões de força foram avaliados durante os testes: oclusão cêntrica, oclusão unilateral, parafunção e mastigação de pão. A força máxima medida em oclusão cêntrica e no implante ipsi-lateral com oclusão unilateral aumentou na direção axial em comparação com as direções transversais. Já no implante contra-lateral foram medidas forças similares de pequena magnitude nas três direções. Os componentes de força transversal alcançaram 5 a 35% das magnitudes de força axial. Na oclusão unilateral, o implante recebeu forças axiais e na direção ântero-posterior maiores que durante a oclusão cêntrica. A mastigação e o ranger dos dentes provocou forças axiais mais baixas que a oclusão cêntrica, mas as forças transversais na direção ântero-posterior alcançaram 50 a 100% das forças axiais. A maioria das forças axiais (>95%) para ambos os implantes foi de natureza compressiva. Entretanto, na oclusão unilateral foram observadas forças de tração no implante contra-lateral devido ao *cantilever*.

Hobkirk e Havthoulas (1998) avaliaram a influência da deformação mandibular funcional sobre a distribuição de forças no sistema mandíbula/implante/infraestrutura protética usando extensômetros colados a seis implantes Brånemark montados em uma réplica de mandíbula. A mandíbula foi testada em duas condições: com suporte na sua base inferior e suspensa em uma armação que simulava a condição natural. Uma infraestrutura em ouro foi montada com várias combinações de implantes, carga oclusal em diferentes locais, sendo medidas as forças em cada pilar. O padrão de força foi diferente de acordo com a situação da mandíbula (posição suspensa (natural) *versus* com suporte inferior). As forças foram melhor distribuídas com a mandíbula suspensa e forças de extrusão de grande magnitude foram medidas, principalmente quando vários implantes estavam conectados com a infraestrutura.

Brånemark et al. (1999) relataram resultados clínicos preliminares de um novo método para o tratamento de mandíbulas edêntulas com implantes (sistema Brånemark Novum®). O novo protocolo envolve 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 foram acompanhados por seis meses a três anos após a cirurgia. A altura e a espessura ósseas foram determinadas pré-operatoriamente com o uso de radiografias, sendo que a altura das mandíbulas foi reduzida para acomodar três implantes de 5 mm de diâmetro. O posicionamento dos implantes foi realizado com guias cirúrgicas especiais e, 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 obtenção das relações maxilo-mandibulares para a confecção definitiva da prótese e sua instalação no paciente. Na avaliação cirúrgica, os autores observaram um índice de sobrevida de 98% e na avaliação protética, uma falha do total das próteses, também com 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 de 0,26 mm entre o terceiro mês e primeiro ano de controle; a média de perda óssea acumulada foi de 1,25 mm. A maioria dos pacientes (94%) não relatou nenhum desconforto durante o tratamento.

Korioth e Johann (1999) usaram o método de elementos finitos tridimensional para comparar as tensões em pilares suportando diferentes formas de infraestruturas e materiais durante uma simulação de mordida. O modelo consistiu de uma mandíbula seccionada e reabilitada com cinco implantes de titânio, com uma infraestrutura em barra composta de metal ou de resina acrílica. O modelo foi submetido a cargas simulando simultaneamente dobramento e torsão do corpo mandibular durante uma mordida bilateral posterior. As tensões principais máximas e mínimas foram calculadas nos pilares para cada um dos seis tipos de

secções transversais de barra e para os dois tipos de materiais. Houve uma significativa variação de tensões entre os sítios dos implantes em função da forma da infraestrutura, sendo que as menores tensões principais foram obtidas com a infraestrutura com uma secção transversal retangular da barra, orientada verticalmente. A secção ideal em forma de “I” não resultou em menores tensões. Os materiais com baixo módulo de elasticidade aumentaram as tensões nos pilares de forma geral e reduziram as tensões de tração na maioria dos implantes anteriores. Assim, os autores concluíram que as tensões simuladas nos pilares podem ser afetadas pela forma da infraestrutura protética, por condições de carregamento mandibular e, em menor escala, pelas propriedades dos materiais protéticos.

Öhrnell (1999) relatou que a técnica de fixação zigomática pode reduzir em até 75% a necessidade de enxertos ósseos de crista ilíaca na maxila. Setenta e sete pacientes foram tratados com um total de 156 fixações zigomáticas, sendo que 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, resultando em um índice de sucesso de 96,8%, o qual é semelhante aos obtidos pelos implantes convencionais em diferentes regiões alveolares.

Krekmanov et al. (2000) relataram que para casos de atresia maxilar a avaliação da anatomia da parede anterior dos seios maxilares pode definir a instalação de implantes inclinados, paralelos e tangentes aos seios maxilares. A angulação distal das fixações posteriores, geralmente entre 30 e 35 graus, aumentaria em aproximadamente 9,3 mm distalmente ao posicionamento das fixações das extremidades. Esta técnica ofereceria a possibilidade de instalação de implantes longos, com emergência próxima à região dos segundos pré-molares ou primeiros molares, evitando ou minimizando o *cantilever*.

Duyck et al. (2000 a) descreveram uma metodologia para quantificar e qualificar as forças sobre pilares tanto *in vitro* quanto *in vivo* através de extensometria. As leituras dos extensômetros foram transformadas em força e momento fletor nos eixos X e Y. No teste *in vitro* foi avaliada a acurácia e a reprodutibilidade do método. O teste *in vivo* foi realizado em um paciente com prótese fixa total na mandíbula, sendo registrados forças axiais de 450 N e momentos fletores de 70 Ncm. Concluiu-se que a acurácia das medições foi satisfatória.

Duyck et al. (2000 b) mediram a distribuição e a magnitude das forças oclusais em 13 pacientes com próteses totais fixas implantossuportadas. Foram realizadas uma quantificação e qualificação destas forças, sendo registrados a magnitude e o tipo das cargas (força axial e momentos fletores) nos pilares 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 conduzido quando as próteses eram suportadas por todos (cinco ou seis) implantes e foi repetido quando as mesmas eram suportadas por quatro ou três implantes somente. As cargas nas extensões *cantilever* das próteses causaram um efeito dobradiça (*hinging effect*), o qual induziu consideráveis forças compressivas nos implantes próximos ao local de aplicação da carga e forças de tração e de baixa compressão nos outros implantes. Em média, as maiores forças foram observadas com a diminuição do número de implantes suporte. Os momentos fletores foram maiores quando somente três implantes foram utilizados.

Duyck et al. (2000 c) avaliaram a influência do material das próteses na distribuição e magnitude de forças sobre implantes de suporte de próteses fixas em onze pacientes. Foram estudados oito pacientes com nove próteses fixas implantossuportadas de três unidades sobre três implantes e três pacientes com quatro próteses fixas de duas unidades sobre dois implantes, sendo construídas próteses metálicas e de resina acrílica. Foram colados extensômetros nos pilares para medir a força sobre os pilares-suporte durante a aplicação de

uma carga controlada de 50 N em vários locais da superfície oclusal das próteses, bem como durante máxima oclusão. Foram também medidas as forças resultantes nos pilares em uma situação de *cantilever* quando as próteses de três unidades foram suportadas por apenas dois implantes. Os autores observaram uma melhor distribuição dos momentos fletores com as próteses metálicas em comparação com as de resina acrílica nos casos de *cantilever*. Nenhuma outra diferença de força ou distribuição de força foi verificada em relação aos diferentes materiais das próteses.

Mericske-Stern et al. (2000) realizaram um estudo-piloto para medir as forças sobre cinco implantes ITI colocados na maxila edentada de um paciente. Foram testados uma *overdenture* sobre dois tipos de barras e uma prótese fixa retida por parafusos. A medição de forças sobre os implantes nas direções axial e transversais foi realizada através de transdutores piezoelétricos fixados diretamente nos implantes. As forças estáticas e funcionais foram medidas durante máxima oclusão, ao morder uma placa de mordida e ao mastigar alimentos, sendo repetidas após dois anos no acompanhamento clínico. Não houve diferença de padrões de força em função do tipo de infra-estrutura e para ambos os tipos de barras de conexão com a *overdenture*. As maiores forças foram medidas na direção axial dos implantes. Em todas as três direções (axial e transversais) as forças foram maiores nos implantes posteriores em comparação com os implantes anteriores. Entretanto, nos implantes anteriores os componentes transversais de força alcançaram até 100% ou mais da força axial durante a mastigação de alimentos. Também durante a mastigação, foram observadas forças de tração de pequena magnitude nos pilares. Durante a oclusão máxima, não houve força de tração em nenhum dos implantes com a prótese fixa, mas ocorreu força de tração em um implante com a *overdenture*. Não houve diferença do padrão de força entre a primeira medição e a realizada após dois anos.



Skalak e Zhao (2000), em seus estudos de bioengenharia, afirmaram que os implantes inclinados deveriam ser unidos rigidamente a outras fixações. Ao unir as fixações entre si, de forma rígida, a disposição geométrica do conjunto implante-prótese seria aumentada, tornando o sistema biomecanicamente favorável.

Conforme Nary Filho, Francischone e Sartori (2001), 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. É caracterizada por um implante rosqueável longo, com comprimento que varia entre 30 a 52,5 mm, tendo a emergência próxima à região de primeiros molares. Após transfixação do seio maxilar, sua ancoragem é feita em corpo de zigoma (com osso de ótima qualidade) numa angulação próxima a 45 graus. Esta técnica vem sendo utilizada desde 1989 em alguns centros de pesquisa.

Bezerra, Vanconcelos e Azoubel (2002) sugeriram a utilização da guia radiográfica para determinar a inclinação dos implantes distais de forma que ficassem paralelos à parede anterior do seio maxilar, bilateralmente. Suas vantagens em relação às técnicas de enxertia óssea ou às fixações zigomáticas são menor morbidade, utilização do rebordo residual, utilização de áreas com tecido ósseo de maior densidade, menor tempo de tratamento, menor custo e ausência de áreas doadoras. Segundo os autores, devido à angulação não-axial dos implantes, o segundo estágio cirúrgico nas técnicas de implantes inclinados deveria ser planejado e executado segundo o protocolo de carga imediata. Além disso, estes implantes deveriam ser unidos às demais fixações de forma rígida, com infraestrutura metálica, num prazo máximo de cinco dias, e manter a estabilidade secundária.

Em 2002, De Leo et al. relataram dois casos clínicos de implantes inclinados em mandíbula em próteses do tipo protocolo Brånemark com aplicação de carga imediata. Foram instalados quatro implantes em cada um dos dois pacientes, sendo que as duas fixações posteriores em cada caso foram inclinadas para distal em uma angulação próxima a 35 graus. No acompanhamento clínico-radiográfico de seis meses, um implante inclinado apresentou maior perda óssea periimplantar na distal, sem comprometer o tratamento. Os autores preconizaram o uso desta técnica quando os forames mentoais se encontram 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, pois há uma tendência em incliná-lo demasiadamente para distal e também para vestibular, o que pode dificultar o acesso dos componentes e das chaves protéticas.

Para Sahin, Cehreli e Yalcin (2002), grande parte dos aspectos que envolvem o planejamento na terapia com implantes se refere a aspectos biomecânicos. Segundo os autores, alguns dogmas são baseados na crença das reações ósseas frente a implantes sob carga. Entretanto, é limitado o número de estudos sobre a biomecânica em implantes e a biologia óssea, o que tem levado a interpretações insuficientes do grande número de dados clínicos coletados nas últimas três décadas. Desta forma, os resultados dos tratamentos poderiam ser possivelmente melhorados quando os implantes não fossem carregados excessivamente por forças oclusais, quando posicionados em osso denso, quando o número ou diâmetro dos implantes suporte fossem aumentados, na redução do momento fletor através do posicionamento dos implantes, e quando os mesmos suportassem próteses fixas.

Maló, Rangert e Nobre (2003) avaliaram, através de um estudo clínico retrospectivo, protocolos para carga imediata sobre quatro implantes (All-on-4, Nobel Biocare AB) suportando próteses fixas em maxilas completamente edêntulas. Foram incluídos neste estudo

128 implantes distribuídos em 32 pacientes utilizando próteses totalmente acrílicas após o ato cirúrgico, e próteses definitivas após 6 meses. Um guia cirúrgico especialmente desenhado foi utilizado para facilitar o posicionamento e a inclinação dos implantes posteriores para alcançar uma melhor ancoragem óssea e aumentar a distância interimplantar para um melhor suporte protético. Exames de acompanhamento foram feitos aos 6 e aos 12 meses e avaliações radiográficas dos níveis ósseos marginais foram realizadas após 1 ano em função. Três implantes carregados imediatamente foram perdidos em três pacientes, gerando um índice de 97,6% de sobrevida cumulativa em 1 ano. A perda óssea marginal foi em média 0,9 mm da junção pilar/implante após 1 ano. Os autores concluíram que o uso de quatro implantes sob carga imediata para suportar uma prótese total fixa maxilar demonstrou um alto índice de sobrevida após 1 ano de carga e que a inclinação dos implantes posteriores foi compatível com o alto índice de sobrevida. A utilização de próteses provisórias totalmente acrílicas poderia ser uma opção viável para a reabilitação de maxilas totalmente edêntulas com carga imediata, ao menos quando um *cantilever* curto fosse utilizado.

Vasconcelos et al. (2003) relataram a utilização de implantes inclinados no sentido pósterio-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 x 18 mm. A ancoragem em pilar canino (Zona 1) foi outro importante fator. A análise por frequência de ressonância revelou que estes implantes apresentaram os maiores índices de estabilidade primária. 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 à não-necessidade de enxerto.

Uma análise retrospectiva de 10 anos foi realizada por Becker (2004) para avaliar próteses implantossuportadas com extensão *cantilever*. Foram avaliadas 60 próteses com 115 implantes ITI em 36 pacientes. Do total de próteses, 30 eram suportados por dois pilares com um *cantilever* presente, 19 com três pilares e um *cantilever*, 10 com dois pilares e dois *cantilever*, e uma prótese com um pilar e um *cantilever*. No período avaliado, não foram registradas fraturas de implantes, pilares, porcelana ou prótese, assim como retração gengival ou perda óssea radiográfica. O autor concluiu que para o sucesso a longo prazo deste tipo de terapia seria recomendável: (1) utilizar implantes com superfície texturizada com diâmetro de 4,1 mm ou mais; (2) utilizar um modelo de implante/pilar de modo a reduzir o movimento entre as partes e também melhorar a relação coroa/implante.

Cehreli et al. (2004) realizaram um estudo fotoelástico e um estudo com extensômetros em modelos com implantes Brånemark, ITI e Astra Tech para medir as magnitudes de estresse nas conexões entre implante e pilar. Foram aplicadas forças verticais e oblíquas de 100 e 150 N em cada pilar para as medições fotoelásticas e com extensometria. Não houve diferença de magnitude das medidas isocromáticas fotoelásticas entre os desenhos de conexões pilar/implante para ambas as condições de carga, mas as tensões ao redor dos implantes Brånemark foram menores que ao redor dos implantes Astra e ITI, principalmente sob carga vertical.

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, perfazendo um total de 16 extensômetros. Cada par de extensômetros, situado nas superfícies diametralmente opostas um ao outro, formou uma ligação chamada meia-ponte de Wheastone, a qual foi responsável

por um canal de leitura de deformação. Esta barra foi testada em cada um dos corpos-de-prova obtidos a partir 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). Houve diferença significativa entre G1 quando comparado a G2 e G3, mas estes últimos não diferiram entre si.

Calandriello e Tomatis (2005) realizaram um estudo prospectivo de um ano para avaliar um conceito de tratamento simplificado para a reabilitação de maxilas atróficas usando implantes inclinados e carga imediata/precoce. Foram selecionados 18 pacientes que receberam um total de 60 implantes suportando 19 próteses fixas parciais ou totais com carga imediata/precoce. No acompanhamento de um ano após a instalação das próteses, foram realizadas medidas de estabilidade e avaliação radiográfica. Houve fracasso de um implante axial e um implante inclinado em um paciente, resultando em uma taxa de sobrevivência acumulada de 96,7%. Não houve nenhuma falha de próteses provisórias. A média de reabsorção de osso marginal foi baixa (0,82 mm para os implantes axiais e 0,34 mm para os implantes inclinados).

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 fixações 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 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.

Maló, Rangert, Nobre (2005) avaliaram, em um estudo retrospectivo, 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 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% após um ano. A média de perda óssea dos implantes inclinados foi de 0,9 mm. A inclinação dos implantes permitiu melhor distribuição ântero-posterior e instalação em osso denso.

### 3 PROPOSIÇÃO

Esse estudo *in vitro* teve por objetivo analisar, através do uso de extensômetros de resistência elétrica, a magnitude e a distribuição de forças de tração, compressão e momento fletores exercidas nos pilares de sustentação de próteses tipo protocolo Brånemark, sob a aplicação de uma carga estática de 50 N no *cantilever*, em função da variação do número de pilares e da inclinação dos implantes distais.

## 4 METODOLOGIA

### *DELINEAMENTO EXPERIMENTAL*

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 (reto x inclinado) e número de pilares (3, 4 e 5 pilares)
- Variável dependente: Força (N) e momentos fletores (Ncm) ântero-posterior e látero-lateral nos pilares protéticos

Os corpos-de-prova constituíram-se de dez barras metálicas em liga de Prata-Paládio, as quais simularam uma prótese fixa tipo Protocolo Bränemark 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 ter 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 50N no extremo livre (15 mm) de cada barra metálica. Os valores de deformação nos pilares foram medidos quando as barras foram testadas sobre três, quatro e cinco pilares dos modelos reto e inclinado. Os valores de deformação dos pilares foram convertidos em



força e momento fletor através de cálculos matemáticos. Os detalhes dos grupos experimentais do estudo estão dispostos na Figura 1.

	<b>Grupo R – Modelo com Implantes Retos e Paralelos</b>	<b>Grupo I – Modelo com Implantes Posteriores Inclinados</b>
Modelos-Mestre	n = 01	n = 01
Modelo com 5 Pilares	n = 01	n = 01
Modelo com 4 Pilares	n = 01	n = 01
Modelo com 3 Pilares	n = 01	n = 01
Barras Metálicas	n = 05	n = 05
Número de Leituras	n = 15	n = 15

**Figura 1 – Quadro de grupos experimentais testados**

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

##### 4.1.1 Confecção 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 uma curvatura com ângulo de 134,30° com um raio de 17,65 mm.

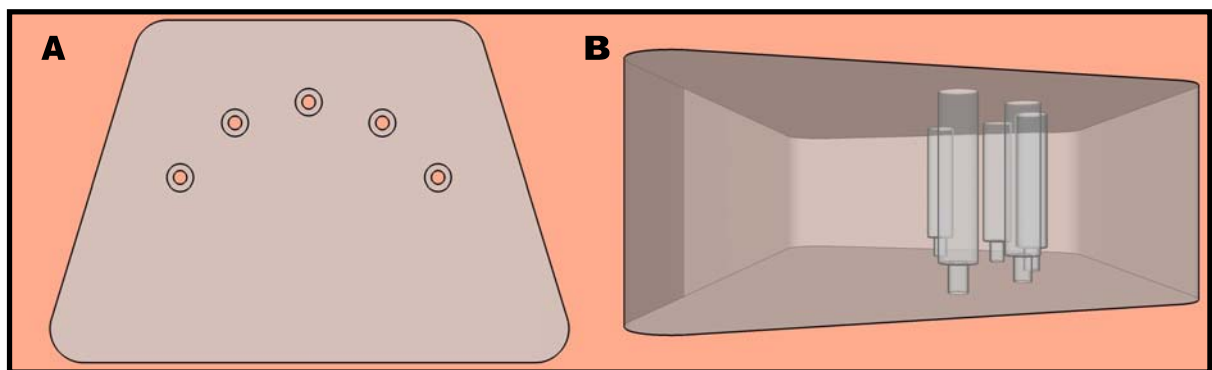
As marcações dos centros das perfurações para a colocação dos implantes seguiram a curvatura determinada pela mandíbula-mestra. Primeiramente, marcou-se o local do implante central, na linha média. A partir deste ponto, outras quatro marcações foram realizadas – duas para cada lado – com distanciamento 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**

##### ***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

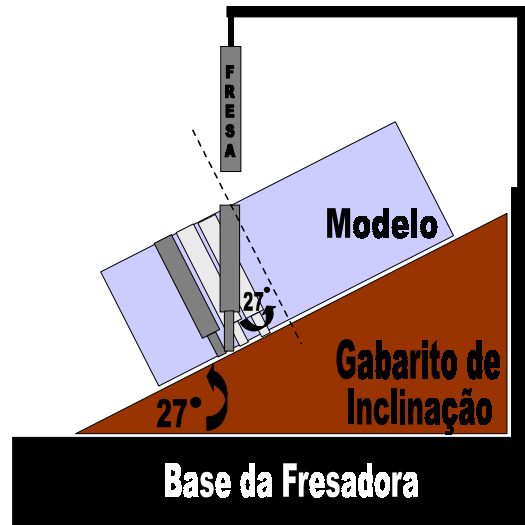
implantes retos. Estas perfurações tinham 4 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento, sendo paralelas entre si e perpendiculares à face inferior da base em resina epóxi, com uma distância de 1 cm entre os centros das perfurações. Outra perfuração secundária de menor diâmetro foi realizada com uma broca de 2 mm de diâmetro, no interior de cada uma das cinco perfurações até transfixar a base (Figura 2 - A e B). Este procedimento visou possibilitar o escoamento do excesso de resina epóxi quando os implantes fossem fixados.



**Figura 2 – Esquema das perfurações na base em resina epóxi para o modelo-mestre com implantes retos. A) Vista superior. B) Vista lateral.**

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

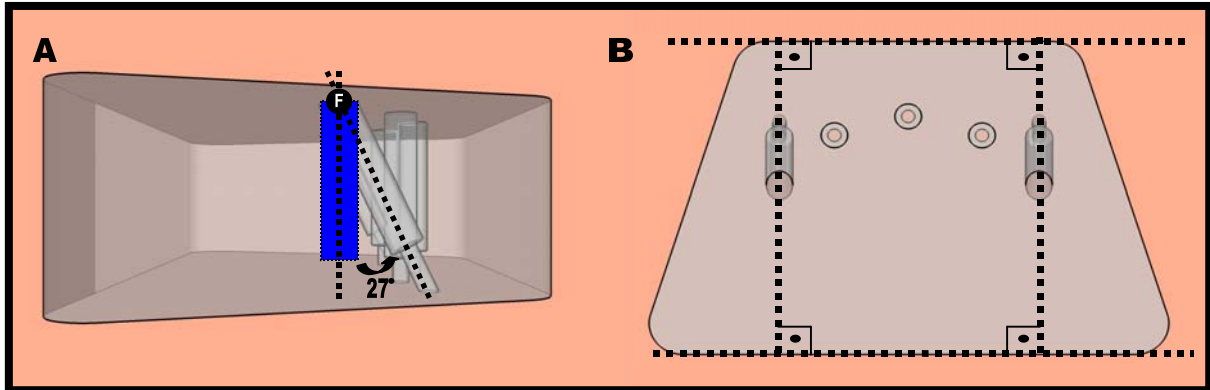
Para o modelo-mestre com implantes posteriores inclinados, as três perfurações mais centrais foram realizadas à semelhança do modelo com implantes retos. A inclinação das duas perfurações posteriores bilaterais foi orientada por um gabarito de madeira, em forma de cunha. Em uma vista lateral, este gabarito tem a forma de um triângulo retângulo, com um plano inclinado de 27 graus (Figura 3).



**Figura 3 – Desenho esquemático 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.

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 4-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 4-B).



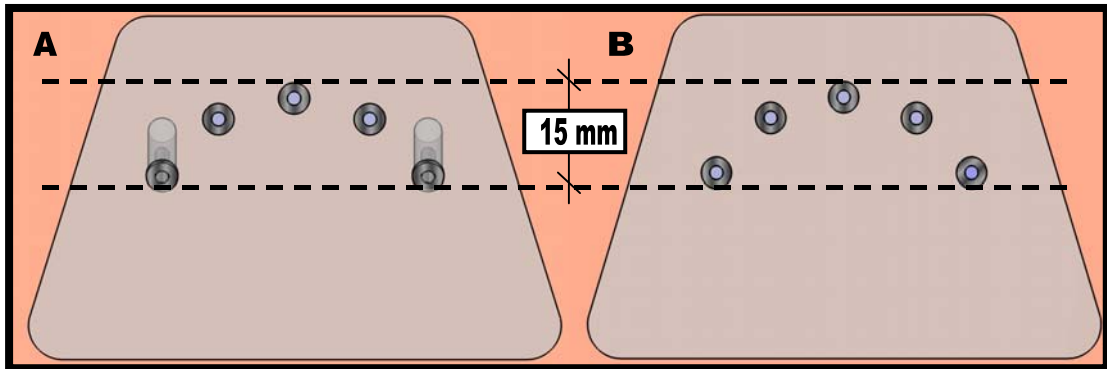
**Figura 4 – Esquema das perfurações para posicionamento dos implantes posteriores inclinados. A) Vista Lateral. B) Vista Superior.**

### *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 súpero-posterior 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 5).



**Figura 5 – Esquema da distribuição dos implantes em vista superior dos modelos. A) Modelo com implantes posteriores inclinados. B) Modelo com implantes retos.**

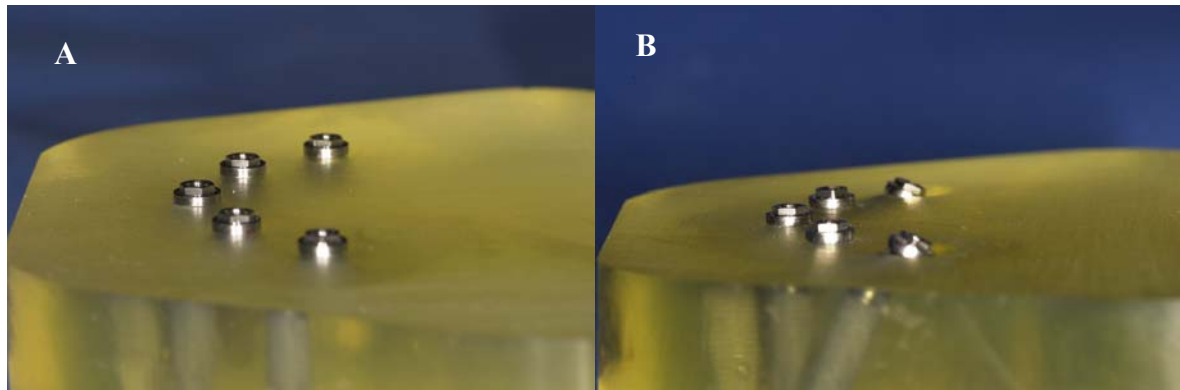
As etapas 1.2 (Localização das perfurações para os implantes nas bases em resina epóxi) e 1.3 (Perfurações das bases em resina epóxi) foram realizados na empresa PROMM – Indústria de Materiais Cirúrgicos, em Porto Alegre, RS.

#### **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

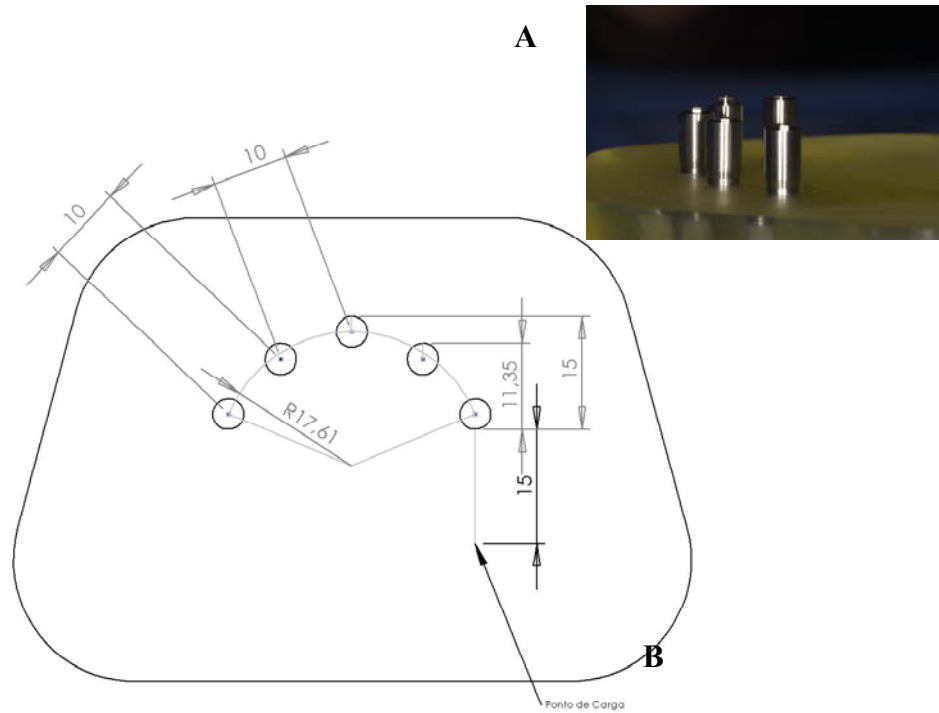
cotonetes (Johnson & Johnson, São José dos Campos, SP, Brasil) e os modelos foram acondicionados em câmara de pressurização por 40 minutos a 4 bars (Figura 6).



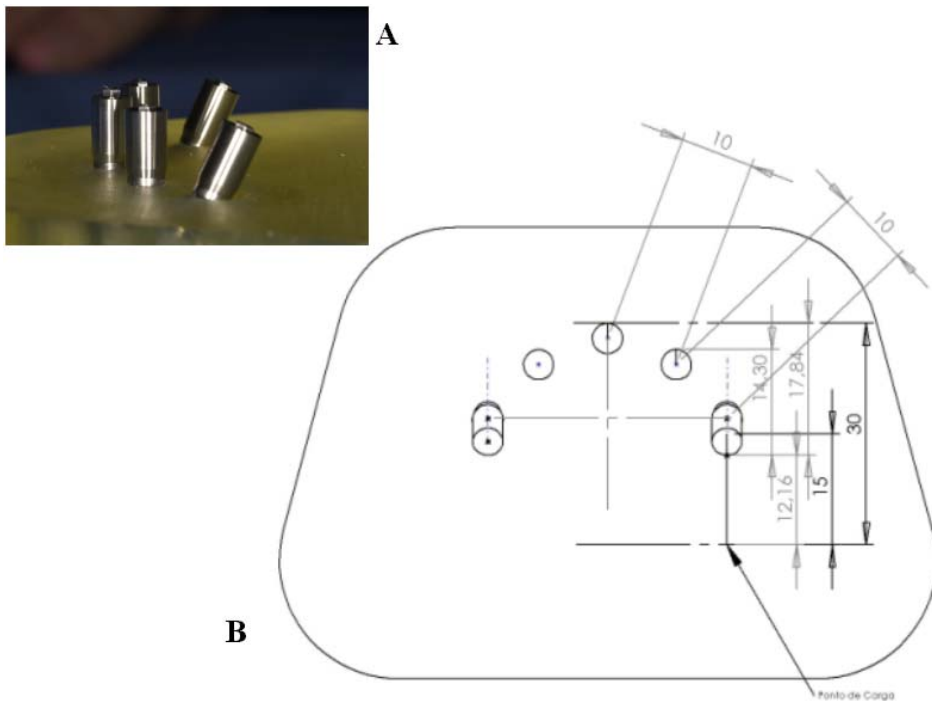
**Figura 6 – Fixação dos implantes no modelo de resina epóxi. A – Modelo com implantes retos e paralelos. B – Modelo com implantes posteriores inclinados.**

#### **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) (Figura 7A e B e Figura 8A e B).



**Figura 7 – A - Posicionamento dos pilares no modelo com os implantes retos e paralelos; B – Desenho esquemático do posicionamento dos pilares no modelo com os implantes retos e paralelos.**



**Figura 8 – A - Posicionamento dos pilares no modelo com implantes posteriores inclinados; B – Desenho esquemático do posicionamento dos pilares no modelo com os implantes posteriores inclinados.**



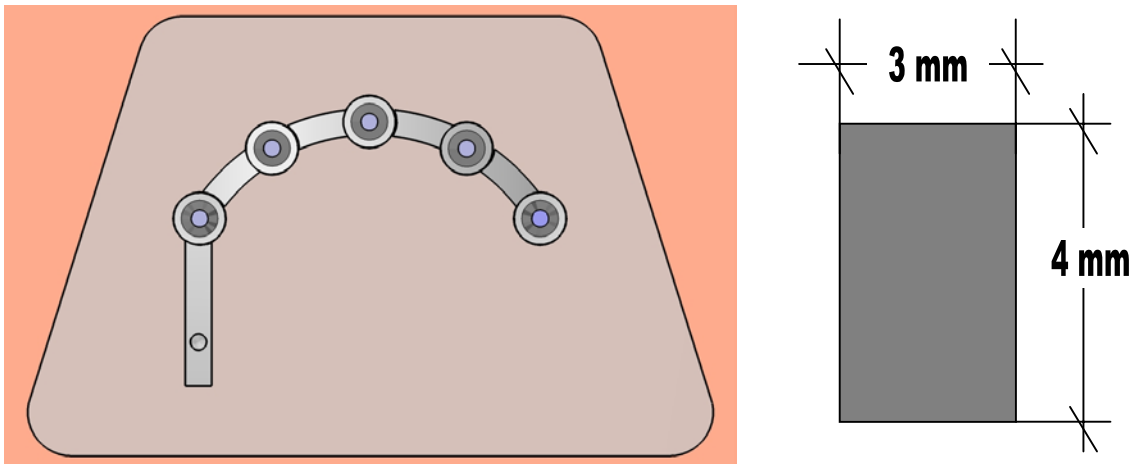
Foram assim confeccionados os dois modelos-mestre, sendo cada um constituído por uma base de resina epóxi, cinco implantes e cinco pilares.

## 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 b) à distância de 15 mm de extensão livre da barra. Os cálculos foram realizados em função da deformação permanente da liga metálica em prata-paládio (Porson 4 – Degussa, Alemanha), conforme a fórmula  $\alpha = F/A \pm M.C/I$ , onde:  $\alpha$  = tensão (N/mm<sup>2</sup>), F = força (Newtons), A = área (mm<sup>2</sup>), M = momento (N.mm), C = distância da superfície ao centro da barra (mm) e I = momento de inércia (mm<sup>4</sup>). Sendo que os valores de tensão não devam ser superiores ao limite elástico da liga (N/mm<sup>2</sup>).

As barras tinham a forma de arco com secção retangular: largura de 3 mm no sentido vestibulo-lingual, altura de 4 mm no sentido ocluso-cervical e comprimento de extremo livre (*cantilever*) de 20 mm no lado esquerdo (Figura 9). 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.

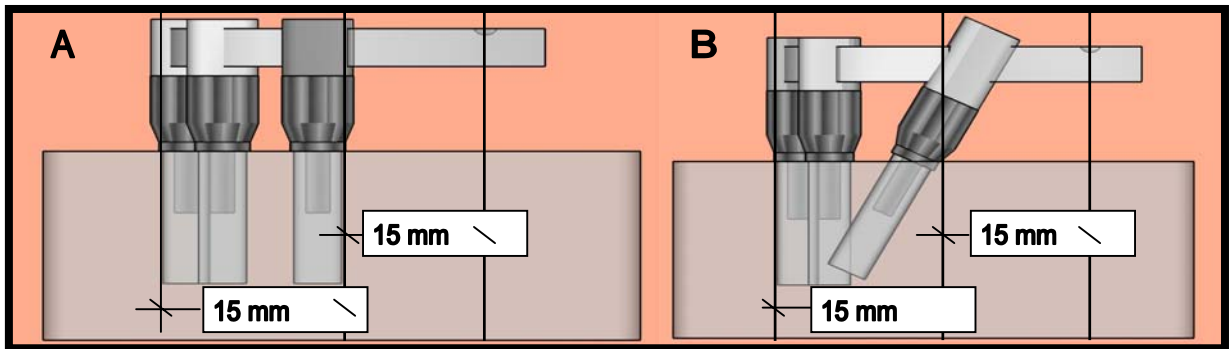


**Figura 9 – A. Esquema da barra metálica em vista superior. B. Dimensões da barra em secção transversal.**

#### **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 10 - 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 10 – Vista lateral da extensão cantilever (braço de potência) em relação ao braço de resistência nos dois modelos A) Implantes Retos B) Implantes Inclínados**

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, Curitiba – PR - Brasil) 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 AG - Hanau-Wolfgang - Alemanha) foram liquêfeitas e injetadas no interior do molde.

Após a remoção do revestimento, as fundições foram jateadas com óxido de alumínio com partículas de 50µm, 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. Um tempo de espera de 30 minutos foi dado para o processo de polimerização e, logo a seguir, 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. Desta forma todas as barras de um mesmo grupo experimental tiveram um ajuste considerado passivo sobre um único modelo de trabalho.

#### **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 calibração 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 (1mm), 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 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 de resistência elétrica, são transdutores 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.

### ***Posicionamento dos extensômetros nos pilares***

Três extensômetros (KFG 02-120C1-11N15C2 Kyowa Eletronic Instruments co. Ltda Tokyo, Japão), com um comprimento de grade de 0,2mm, 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.

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. Neste tubo foram feitas três aberturas retangulares, com a largura de um extensômetro e um distanciamento de 120° entre si. Estas aberturas serviram como gabarito para marcar a posição exata de colagem de cada extensômetro no pilar (Figuras 11 e 12).



**Figura 11 – Dispositivos usado para padronizar o posicionamento dos extensômetros nos pilares (esquerda).**

**Figura 12 – Vista geral do modelo fixado ao delineador com o dispositivo para posicionamento dos extensômetros (direita).**



Em cada modelo-mestre, os pilares foram numerados de 1 a 5 no sentido horário. Os extensômetros foram numerados de 1 a 15 em sentido horário, em grupos de três por pilar (Figura 13). 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 14).

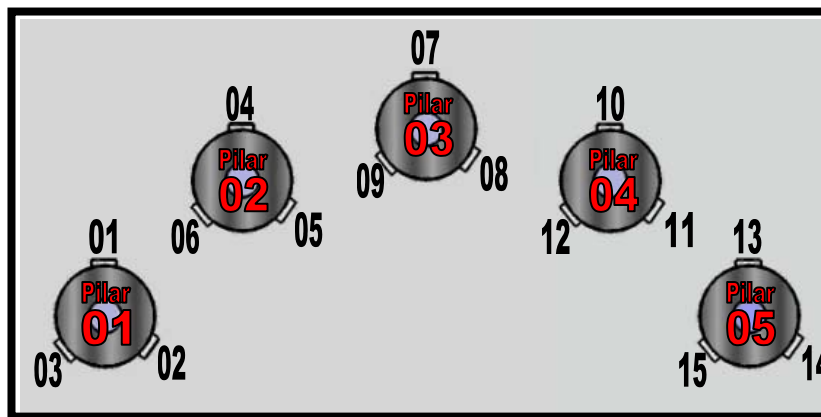


Figura 13 - Disposição dos 15 extensômetros por modelo-mestre.

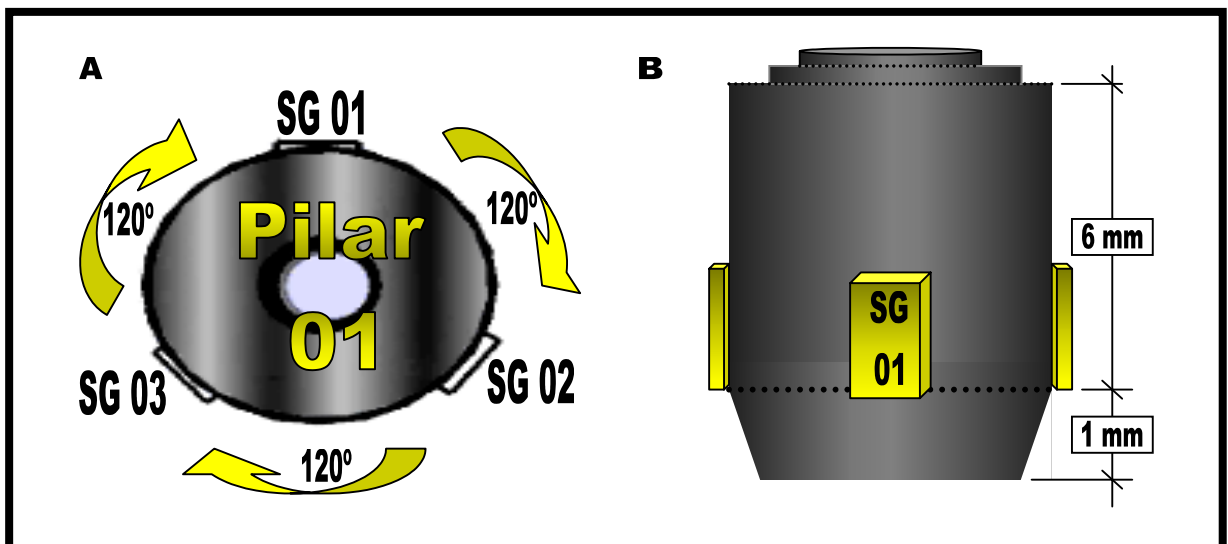


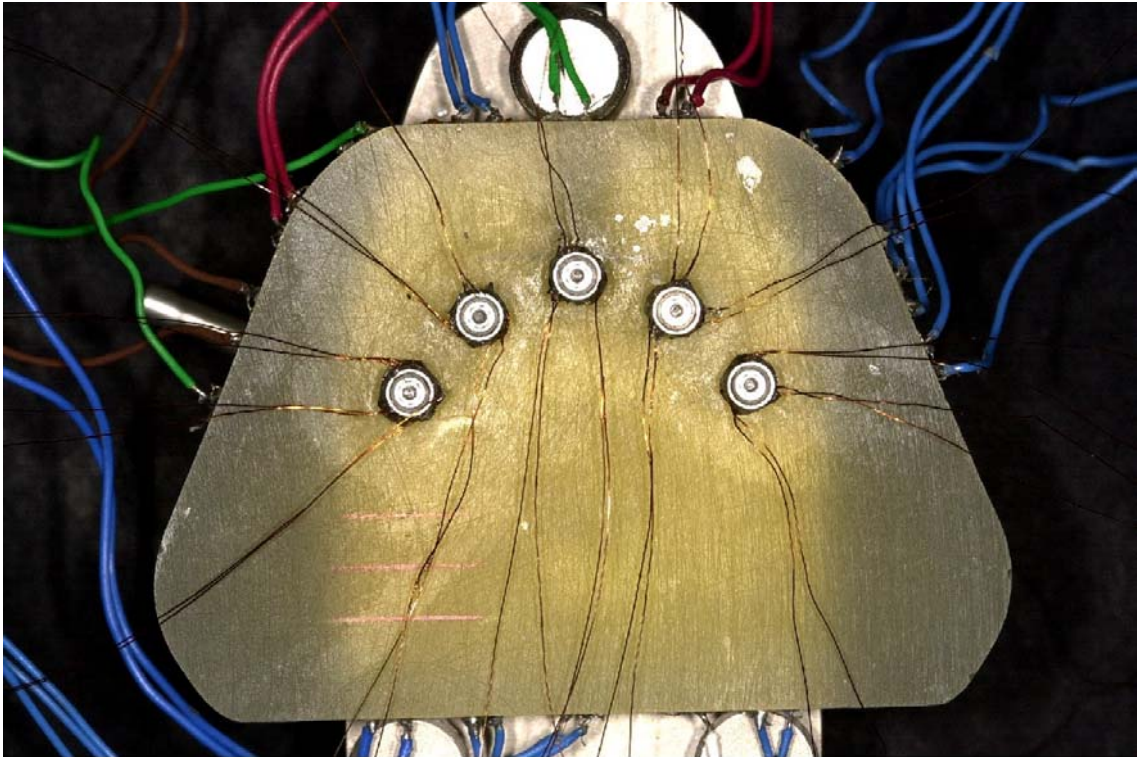
Figura 14 – Disposição dos três extensômetros em cada pilar.

### *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 Wheatstone). 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 (MGC plus – HBM Inc–Berlim - Alemanha) (Figura 15).



**Figura 15 – 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 MGC plus (HBM Inc – Berlim - Alemanha), com resolução de 12 bytes. Esses sinais foram processados por um *software* para aquisição de dados (Catman 4.0 HBM Inc – Berlim - Alemanha), instalado em um processador Pentium IV, 1GHz, 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.

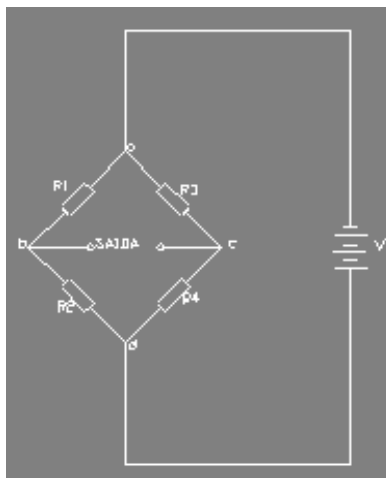
$\Delta R$  = Variação da resistência em Ohms.

K = Fator gauge (2.15).

A ponte de Wheatstone opera com um saída em tensão da ordem dos mV.

A tensão na saída ( $\Delta V$ ) é dada por:

$$\Delta V = V_{ba} - V_{ca} = [R_1/(R_1+R_2) - R_3/(R_3+R_4)]$$



**Figura 16 – Ponte de Wheatstone**

A expressão acima pode ser escrita da forma:

$$\Delta V/V = [(R_1/R_2) - (R_3/R_4)] / [(1+R_1/R_2) \cdot (1+R_3/R_4)]$$

A qual mostra que a tensão de saída da ponte depende:

- a) da tensão de alimentação
- b) das razões dos resistores ( $R_1/R_2$  e  $R_3/R_4$ )

A saída da Ponte Weatstone é nula, ou seja, a ponte está balanceada quando  $R_1/R_2 = R_3/R_4$ , sendo que  $R_1=R_2=R_3=R_4$  (todos os strain gages iguais). Quando um dos strain gages,  $R_1$ , por exemplo, sofre uma deformação  $\varepsilon$  aparecerá um sinal de desbalanço  $\pm\Delta V$ .

Desta forma:

$$\pm\Delta V_1/V = \pm 1/4 \Delta R_1/R_1$$

### 4.4.3 Ensaio de carga estática na barra metálica

#### 4.4.3.1 Aperto dos parafusos protéticos

Os dez corpos de prova (barras metálicas) foram numerados aleatoriamente: de 1 a 5 para o modelo com implantes retos (1r, 2r, 3r, 4r e 5r) e de 1 a 5 para o modelo com implantes inclinados (1i, 2i, 3i, 4i e 5i).

Em cada modelo, os implantes receberam uma numeração de 1 a 5, conforme sentido horário. Conforme a metodologia proposta por 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 todos 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 pudessem captar apenas as deformações decorrentes da aplicação de carga estática.

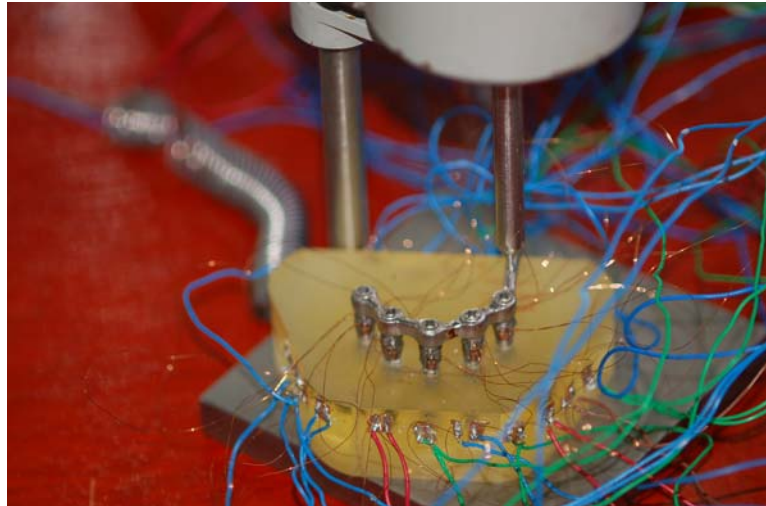
#### 4.4.3.2 Aplicação da carga estática na extensão cantilever

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*. O procedimento foi realizado nos modelos reto e inclinado, com os arranjos de cinco, quatro e três pilares (Figuras 17, 18 e 19).

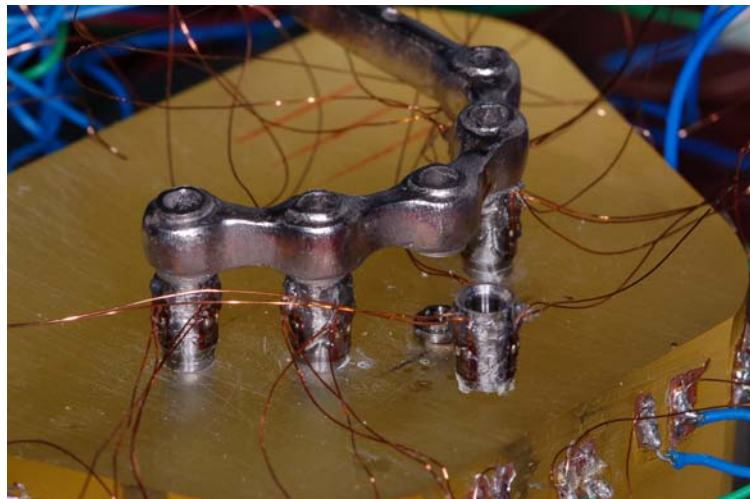
A aplicação da carga estática gerou um gráfico de deformação para os quinze canais de leitura. O tempo de aplicação (em segundos) foi em função da obtenção de uma estabilização nos sinais gráficos das deformações. O procedimento foi repetido nas cinco barras do modelo com implantes retos (1r, 2r, 3r, 4r e 5r).

Após o ensaio ter sido finalizado 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 (1i, 2i, 3i, 4i e 5i).

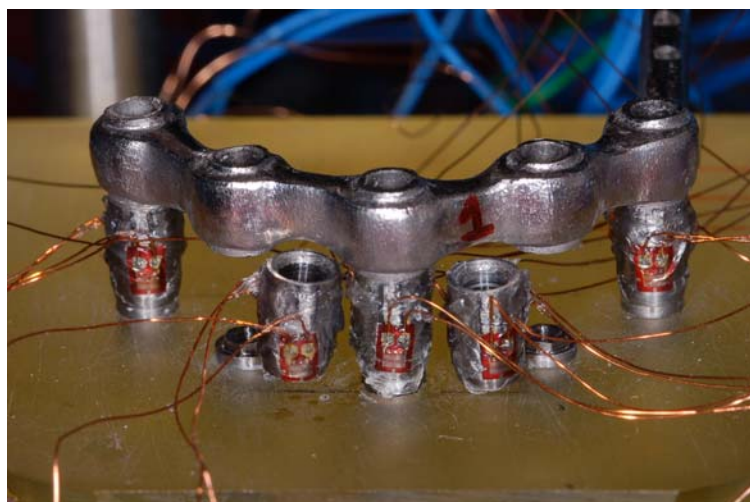
Os procedimentos de instrumentação de leitura foram realizados, em um ambiente de temperatura controlada (23°C), dentro do laboratório de metalurgia física (LAMEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) com a supervisão e orientação do engenheiro mecânico André Cervieri.



**Figura 17 – Aplicação de carga na extensão cantilever no modelo com arranjo de cinco pilares.**



**Figura 18 – Modelo com arranjo de quatro pilares**



**Figura 19 – Modelo com arranjo de três pilares**

#### 4.4.3.3 Obtenção dos valores de deformação

Cada barra metálica gerou um gráfico de deformação pelo tempo em planilha Excel. Devido à alta sensibilidade do sistema, oscilações dos sinais de deformação eram observadas. Com isso, foi esperado o tempo necessário para que esses sinais atingissem o ponto de maior estabilidade. Desse ponto, em cada gráfico, foram extraídos os 15 valores de deformação (em  $\mu\text{m/m}$ ) (Figura 20).

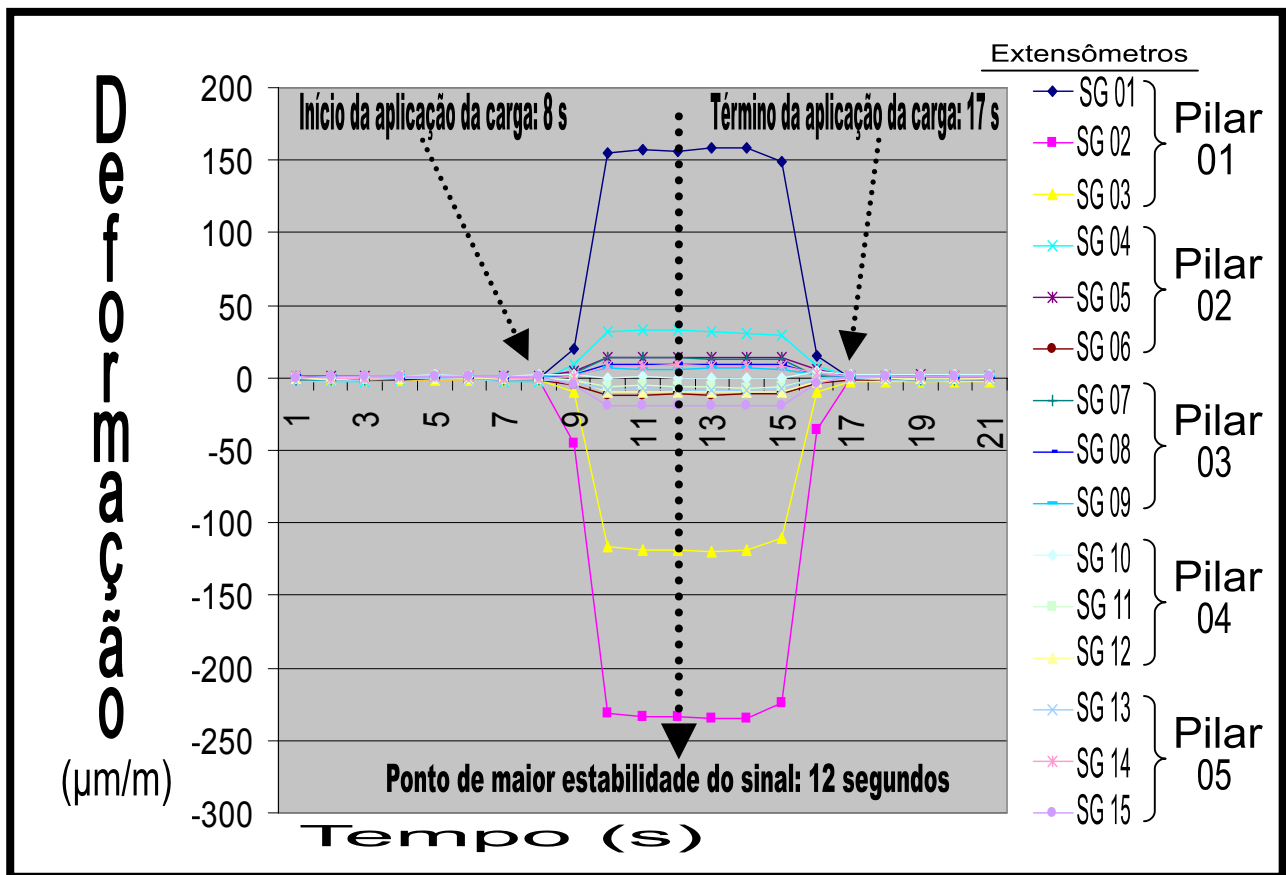


Figura 20 – Exemplo de um ensaio mostrando o comportamento dos cinco pilares sob aplicação de carga estática de 50 N em uma barra por 9 segundos (de 8 a 17 s). O momento de maior estabilidade do sinal ocorreu aos 12 s; neste ponto foram obtidos os quinze valores de deformação.



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

As leituras obtidas com os extensômetros foram medidas em unidade de micro-deformação ( $\mu\text{m/m}$ ). Conforme trabalho de Duyck et al. (2000 a,b), um dispositivo pode ser usado para transformar micro-deformação em força e momento, a partir de uma força conhecida (50 N) aplicada sobre o mesmo.

##### 4.5.1 Dispositivo calibrador 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. Os procedimentos de inclusão, fundição e desinclusão dos discos foram semelhantes aos já descritos para as barras metálicas.

Cinco pontos de aplicação de carga foram criados na superfície superior do disco sem o cilindro. Um, no centro do disco correspondendo o centro do pilar para estabelecer a correlação de força (compressiva e tracional). Dois pontos correspondendo à posição mais anterior e posterior do disco em relação ao modelo. Outros dois pontos nas posições mais laterais em relação ao modelo. Foi aplicada uma carga estática de 50 N com o mesmo dispositivo aplicador de carga usado para o ensaio de deformação com a barra metálica. Com

isso foram obtidos os valores de deformação nas direções axial, ântero-posterior e látero-lateral, quando sob uma carga de 50N. 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 (Figura 21).

Esse dispositivo foi fixado em cada um dos oito pilares sobre implantes retos – cinco no modelo com todos implantes retos e três no modelo com implantes posteriores inclinados. Cada um dos pilares teve uma regra de três diferente. 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.

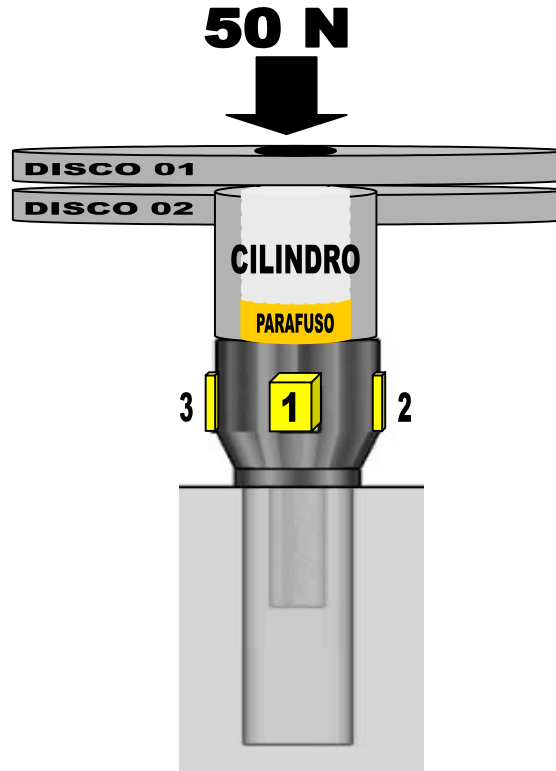


Figura 21 – Esquema do dispositivo em forma de disco para a conversão de unidade.

#### 4.5.2 Obtenção dos valores de deformação axial, ântero-posterior e látero-lateral no disco calibrador

Durante a aplicação de uma força axial (compressão ou tração), os três extensômetros por estarem na mesma disposição, irão se comportar de forma similar, exibindo o mesmo sinal. Desta forma conforme metodologia proposta por Duyck et al. (2000 a,b), pode-se obter uma média de deformação dos extensômetros para obter a força axial e os momentos fletores em um pilar.

a) Valores de deformação axial: como para uma força axial, os 3 extensômetros se comportam da mesma forma (compressão e tração), uma média dos 3 é extraída  $(SG1 + SG2 + SG3)/3 = \text{Deformação axial}$

b) Valores de deformação ântero-posterior: Somente o extensômetro 1 (SG1) está alinhado ao eixo de deformação ântero-posterior. Para os extensômetros 2 e 3 (SG2 e SG3) foi realizado um cálculo de aproximação:  $SG1 - [(SG2 + SG3)/2] = \text{Deformação ântero-posterior}$

c) Valores de deformação látero-lateral: O extensômetro 1 (SG1) está posicionado paralelamente ao eixo de deformação látero-lateral, não sendo, dessa forma, obtido sinal da deformação. Somente os extensômetros 2 e 3 recebem sinais de deformação a partir da fórmula:  $[(\text{Raiz Quad } 3)/2]. (SG2 - SG3) = \text{Deformação látero-lateral}$

#### 4.5.3 Obtenção dos valores de deformação axial, ântero-posterior e látero-lateral nos pilares

Quando aplicada a carga de 50N sobre as extensões cantilevers das dez amostras, foram registrados os sinais de deformação de cada extensômetro. Dessa forma, foram determinados os valores de deformação em cada pilar na três direções (axial, ântero-posterior e látero-lateral) de acordo com o mesmo método utilizado nos disco calibrador.

Para o pilar 1:

- Deformação axial =  $(SG1 + SG2 + SG3)/3$
- Deformação ântero-posterior =  $SG1 - ((SG2 + SG3)/2)$
- Deformação látero-lateral =  $((Raiz\ Quad\ 3)/2) \cdot (SG2 - SG3)$

#### 4.5.4 Cálculo de conversão de unidade de deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) em unidade de força (N) e de momento fletor (Ncm)

Em cada pilar, foram calculados os três eixos de deformação nas duas situações: quando o disco calibrador estava conectado e sob uma carga conhecida de 50N, e quando as estruturas metálicas estavam conectadas aos pilares e sob uma carga de 50N na extensão *cantilever*.

Com esta correlação estabelecida, foi possível a transformação das unidades de deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ) para cada pilar em força (N), momento fletor ântero-posterior (Ncm), e momento fletor látero-lateral (Ncm), conforme a regra de três:

Se,

$$\left\{ \begin{array}{l} \underbrace{50 \text{ Newtons}}_{\text{Força Conhecida (N)}} = \underbrace{\text{Deformação do Pilar "X" com o Disco}}_{\text{Valor Conhecido } (\mu\text{m/m})} \\ \text{Então,} \\ \underbrace{\text{"Y" (N) e (Ncm)}} = \underbrace{\text{Deformação do Pilar "X" com a barra}}_{\text{Valor Conhecido } (\mu\text{m/m})} \end{array} \right.$$

“X” corresponde a cada um dos dez pilares sobre implantes retos e inclinados

“Y” corresponde à força e momento procurados no pilar “X”

A unidade de momento fletor utilizada foi Ncm devido ao procedimento de conversão de unidades que utilizou valores obtidos com o dispositivo calibrador que possuía pontos de aplicação de carga na escala centímetro.

#### 4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de força, momento ântero-posterior e momento látero-lateral (variáveis dependentes) 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*. A comparação das médias duas a duas foi realizada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

As tabelas geradas pelos testes de ANOVA estão dispostas no Anexo A. Os resultados das comparações de força e momento fletor ântero-posterior e látero-lateral nos pilares são apresentados a seguir. Por convenção, adotaram-se os sinais positivo (+) para forças de compressão e negativo (-) para forças de tração.

**Tabela 1 – Força (N), momento ântero-posterior e momento látero-lateral em cada pilar para a configuração com três pilares, sob aplicação de força estática no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado).**

Variável	Modelo com 3 pilares				Total	
	Reto		Inclinado		Média	Erro-padrão
	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão		
<b>Força (N)</b>						
Pilar 1	(+)134,59	8,83	(+)104,00	12,10	(+)119,30 <sup>A</sup>	8,71
Pilar 3	(-)58,36	3,52	(-)26,34	5,45	(-)42,35 <sup>B</sup>	6,15
Pilar 5	(+)20,69	1,75	(+)18,04	3,02	(+)19,37 <sup>C</sup>	1,70
Total	71,22 <sup>a</sup>	13,01	49,46 <sup>b</sup>	11,17	60,34	8,66
<b>Momento ânt-post (Ncm)</b>						
Pilar 1	40,79	3,25	35,42	4,03	38,10 <sup>A</sup>	2,60
Pilar 3	9,43	1,15	8,00	0,96	8,71 <sup>B</sup>	0,74
Pilar 5	2,41	0,63	1,74	0,35	2,07 <sup>C</sup>	0,36
Total	17,54	4,59	15,05	4,11	16,30	3,04
<b>Momento lát-lat (Ncm)</b>						
Pilar 1	11,06 <sup>Ab</sup>	2,37	19,24 <sup>Aa</sup>	1,45	15,15	1,89
Pilar 3	7,34 <sup>Aa</sup>	1,35	1,78 <sup>Ba</sup>	0,63	4,56	1,16
Pilar 5	1,46 <sup>Ba</sup>	0,40	0,77 <sup>Ba</sup>	0,33	1,11	0,27
Total	6,62	1,36	7,26	2,32	6,94	1,32

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%

Na Tabela 1, para força em cada pilar no modelo com três pilares, não houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,070$ ). Quanto aos efeitos principais, ambos foram

significativos (Modelo:  $p=0,006$ ; Pilar:  $p<0,001$ ), ou seja, independente do modelo, o pilar 1 apresentou uma média de força significativamente maior do que nos outros pilares. O pilar 3 também apresentou uma média maior do que o pilar 5. Independentemente do pilar, o modelo reto apresentou uma média de força significativamente maior do que o modelo inclinado.

Para momento ântero-posterior em cada pilar no modelo com três pilares, não houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,506$ ). Quanto aos efeitos principais, somente o fator Pilar foi significativo ( $p<0,001$ ). Independentemente do modelo reto ou inclinado, o pilar 1 apresentou uma média de momento significativamente maior do que os demais pilares; o pilar 3 também apresentou uma média significativamente maior do que o pilar 5.

Para momento látero-lateral, houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p<0,001$ ). No modelo reto, a média de momento do pilar 1 não diferiu do pilar 3, mas ambos foram significativamente maiores do que o pilar 5. No modelo inclinado, a média do pilar 1 foi significativamente maior do que nos demais pilares. Na comparação entre os modelos reto e inclinado, houve diferença significativa somente no pilar 1, sendo que o modelo inclinado apresentou momento látero-lateral maior do que o modelo reto.

**Tabela 2 – Força (N), momento ântero-posterior e momento látero-lateral em cada pilar para a configuração com quatro pilares, sob aplicação de força estática no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado).**

Variável	Modelo com 4 pilares				Total	
	Reto		Inclinado		Média	Erro-padrão
	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão		
<b>Força (N)</b>						
Pilar 1	(+)144,31 <sup>Aa</sup>	15,22	(+)104,00 <sup>Ab</sup>	12,10	(+)124,16	11,37
Pilar 2	(-)41,54 <sup>Ba</sup>	8,23	(-)43,25 <sup>Ba</sup>	2,89	(-)42,39	4,12
Pilar 4	(-)9,56 <sup>Ba</sup>	2,85	(-)6,90 <sup>Ca</sup>	1,57	(-)8,23	1,60
Pilar 5	(+)10,40 <sup>Ba</sup>	1,06	(+)10,04 <sup>BCa</sup>	2,18	(+)10,22	1,14
Total	51,45	13,28	41,05	9,42	46,25	8,08
<b>Momento ânt-post (Ncm)</b>						
Pilar 1	31,49	2,39	32,28	2,19	31,88 <sup>A</sup>	1,53
Pilar 2	3,75	0,93	10,76	0,80	7,25 <sup>B</sup>	1,30
Pilar 4	1,55	0,49	4,70	0,42	3,13 <sup>C</sup>	0,61
Pilar 5	0,69	0,33	1,37	0,46	1,03 <sup>C</sup>	0,29
Total	9,37 <sup>b</sup>	3,00	12,28 <sup>a</sup>	2,81	10,82	2,04
<b>Momento lát-lat (Ncm)</b>						
Pilar 1	11,82 <sup>Ab</sup>	3,35	18,73 <sup>Aa</sup>	1,65	15,27	2,11
Pilar 2	5,96 <sup>ABa</sup>	1,51	3,83 <sup>Ba</sup>	0,37	4,90	0,81
Pilar 4	1,54 <sup>Ba</sup>	0,54	1,18 <sup>Ba</sup>	0,29	1,36	0,29
Pilar 5	1,58 <sup>Ba</sup>	0,47	0,95 <sup>Ba</sup>	0,20	1,27	0,26
Total	5,22	1,29	6,17	1,73	5,70	1,07

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%

Na Tabela 2, para força em cada pilar no modelo com quatro pilares, houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,029$ ). No modelo reto, o pilar 1 apresentou uma média de força significativamente maior do que nos demais pilares; o pilar 5 também apresentou uma média maior do que o pilar 2. No modelo inclinado, o pilar 1 apresentou força significativamente maior do que nos demais pilares; os pilares 4 e 5 não diferiram entre si, mas foram significativamente maiores do que o pilar 2. Na comparação entre os modelos houve diferença estatística somente no pilar 1, ou seja, a média de força no modelo reto foi significativamente maior do que no modelo inclinado.



Para momento ântero-posterior em cada pilar no modelo com quatro pilares, não houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,052$ ). Já ambos os efeitos principais foram significativos (Modelo:  $p=0,018$ ; Pilar:  $p<0,001$ ). Ou seja, independente do modelo o pilar 1 apresentou momento significativamente maior do que os demais pilares; o pilar 2 também apresentou uma média maior do que os pilares 4 e 5. Independentemente do pilar, o modelo reto apresentou momento ântero-posterior menor do que no modelo inclinado.

Quanto a momento látero-lateral por pilar, houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,018$ ). No modelo reto, a média do pilar 1 não diferiu do pilar 2, mas foi significativamente maior do que os pilares 4 e 5; o pilar 2 não diferiu dos demais pilares. No modelo inclinado, a média do pilar 1 foi significativamente maior do que nos demais pilares; os pilares 2, 4 e 5 não diferiram entre si. Na comparação entre os modelos, houve diferença significativa somente no pilar 1, sendo que o modelo inclinado apresentou momento látero-lateral maior do que o modelo reto.

**Tabela 3 – Força (N), momento ântero-posterior e momento látero-lateral em cada pilar para a configuração com cinco pilares, sob aplicação de força estática no cantilever da barra, em função do tipo de modelo (implante distal reto x inclinado).**

Variável	Modelo com 5 pilares				Total	
	Reto		Inclinado			
	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão
<b>Força (N)</b>						
Pilar 1	(+)142,52 <sup>Aa</sup>	22,55	(+)85,32 <sup>Ab</sup>	4,12	(+)113,92	14,41
Pilar 2	(-)47,80 <sup>Ba</sup>	10,59	(-)20,06 <sup>Ba</sup>	2,64	(-)33,93	6,92
Pilar 3	(-)20,56 <sup>BCa</sup>	3,05	(-)6,27 <sup>Ba</sup>	1,94	(-)13,42	2,93
Pilar 4	14,70 <sup>BCa</sup>	3,04	(+)14,36 <sup>Ba</sup>	2,69	(+)14,53	1,92
Pilar 5	8,23 <sup>Ca</sup>	1,32	(+)12,27 <sup>Ba</sup>	1,23	(+)10,25	1,08
Total	46,76	11,16	27,66	6,06	37,21	6,43
<b>Momento ânt-post (Ncm)</b>						
Pilar 1	32,51	2,95	31,50	1,57	32,01 <sup>A</sup>	1,58
Pilar 2	8,58	3,38	11,87	0,58	10,23 <sup>B</sup>	1,71
Pilar 3	3,48	1,18	4,36	0,81	3,92 <sup>C</sup>	0,69
Pilar 4	0,74	0,25	2,82	0,29	1,78 <sup>C</sup>	0,39
Pilar 5	1,28	0,56	1,29	0,35	1,29 <sup>C</sup>	0,31
Total	9,32	2,58	10,37	2,31	9,84	1,71
<b>Momento lát-lat (Ncm)</b>						
Pilar 1	17,57	3,44	15,84	3,16	16,71 <sup>A</sup>	2,22
Pilar 2	6,79	2,93	2,10	0,39	4,45 <sup>B</sup>	1,60
Pilar 3	1,77	0,68	0,32	0,12	1,05 <sup>B</sup>	0,41
Pilar 4	0,90	0,33	1,28	0,18	1,09 <sup>B</sup>	0,19
Pilar 5	1,45	0,45	0,54	0,06	1,00 <sup>B</sup>	0,26
Total	5,70	1,54	4,02	1,35	4,86	1,02

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%

Na Tabela 3, para força em cada pilar na configuração com cinco pilares, houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p < 0,001$ ). No modelo reto, o pilar 1 apresentou uma média de força significativamente maior do que os demais pilares; os pilares 4 e 5 também apresentaram uma média maior do que o pilar 2. No modelo inclinado, o pilar 1 apresentou força maior do que nos demais pilares; já os pilares 2, 3, 4 e 5 não diferiram entre si. Na comparação entre os modelos, verificou-se diferença estatística somente no pilar 1, ou seja, a média de força no modelo reto foi significativamente maior do que no modelo inclinado.

Para momento ântero-posterior, não houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,625$ ). Quanto aos efeitos principais, o fator Modelo não foi significativo ( $p=0,434$ ). Somente o fator Pilar foi significativo ( $p<0,001$ ), ou seja, independentemente do modelo, o pilar 1 apresentou uma média de momento significativamente maior do que os demais pilares. O pilar 2 também apresentou momento ântero-posterior significativamente maior do que os pilares 3, 4 e 5.

Para momento látero-lateral, não houve interação significativa entre Modelo e Pilar ( $p=0,695$ ). Quanto aos efeitos principais, o fator Modelo não foi significativo ( $p=0,142$ ). Somente o fator Pilar foi significativo ( $p<0,001$ ). Independentemente do modelo, o pilar 1 apresenta uma média de momento látero-lateral significativamente maior do que nos demais pilares.

**Tabela 4 – Média dos pilares para força (N), momento ântero-posterior absoluto, momento látero-lateral absoluto e momento/pilar nos modelos reto e inclinado com 3, 4 e 5 pilares.**

Variável	Modelo				Total	
	Reto		Inclinado		Média	Erro-padrão
	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão		
<b>Força (N)</b>						
Modelo com 3 pilares	71,22	2,68	49,46	5,28	60,34 <sup>A</sup>	4,58
Modelo com 4 pilares	51,45	5,36	41,05	3,41	46,25 <sup>B</sup>	3,46
Modelo com 5 pilares	46,76	5,27	27,66	0,89	37,21 <sup>B</sup>	4,06
Total	56,48 <sup>a</sup>	3,75	39,39 <sup>b</sup>	3,10	47,93	2,87
<b>Momento ânt-post absoluto (Ncm)</b>						
Modelo com 3 pilares	17,54 <sup>Aa</sup>	1,29	15,05 <sup>Aa</sup>	1,49	16,30	1,02
Modelo com 4 pilares	9,37 <sup>Ba</sup>	0,86	12,28 <sup>ABa</sup>	0,47	10,82	0,67
Modelo com 5 pilares	9,32 <sup>Ba</sup>	1,19	10,37 <sup>Ba</sup>	0,47	9,84	0,63
Total	12,08	1,20	12,57	0,72	12,32	0,69
<b>Momento lát-lat absoluto (Ncm)</b>						
Modelo com 3 pilares	6,62	1,24	7,26	0,51	6,94 <sup>A</sup>	0,64
Modelo com 4 pilares	5,22	0,95	6,17	0,35	5,70 <sup>AB</sup>	0,50
Modelo com 5 pilares	5,70	0,45	4,02	0,57	4,86 <sup>B</sup>	0,44
Total	5,85	0,52	5,82	0,44	5,83	0,34
<b>Momento Geral/Pilar (Ncm)</b>						
Modelo com 3 pilares	12,08	0,45	11,16	0,76	11,62 <sup>A</sup>	0,45
Modelo com 4 pilares	7,30	0,67	9,23	0,35	8,26 <sup>B</sup>	0,48
Modelo com 5 pilares	7,51	0,76	7,19	0,49	7,35 <sup>B</sup>	0,43
Total	8,96	0,68	9,19	0,53	9,08	0,42

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%

Para a média dos pilares em relação à força, não houve interação significativa entre Modelo e Número de pilares ( $p=0,377$ ). Quanto aos efeitos principais, ambos foram significativos (Modelo;  $p<0,001$ ; Número de pilares:  $p<0,001$ ). Ou seja, independentemente do modelo, a configuração com 3 pilares apresentou uma média de força significativamente maior do que as configurações com 4 ou 5 pilares. Independente do número de pilares, o modelo reto apresentou força significativamente maior do que no modelo inclinado.

Para momento ântero-posterior absoluto, houve interação significativa entre Modelo e Número de pilares ( $p=0,047$ ). No modelo reto, a configuração com 3 pilares apresentou uma média significativamente maior do que as configurações com 4 ou 5 pilares. No modelo inclinado, a configuração com 3 pilares apresentou momento ântero-posterior significativamente maior do que a com 5 pilares. Na comparação entre os modelos, não houve diferença estatística entre os modelos reto e inclinado para todos os números de pilares ( $p=0,569$ ).

Para a média dos pilares para momento látero-lateral absoluto, a interação entre Modelo e Número de pilares não foi significativa ( $p=0,178$ ). Quanto aos efeitos principais, o fator Modelo não foi significativo ( $p=0,962$ ). Somente o fator Número de pilares foi significativo ( $p=0,033$ ), ou seja, independentemente do modelo, a configuração com 3 pilares apresentou uma média de momento significativamente maior do que a configuração com 5 pilares. Não houve diferença entre as configurações com 4 e 5 pilares.

Para a média dos pilares para momento/pilar, não houve interação significativa entre Modelo e Número de pilares ( $p=0,063$ ). Quanto aos efeitos principais, o fator Modelo não foi significativo ( $p=0,644$ ). Somente o fator número de pilares foi significativo ( $p<0,001$ ), sendo que, independentemente do modelo, a configuração com 3 pilares apresentou uma média de momento/pilar significativamente maior do que as demais configurações.

**Tabela 5 – Força (N), momento ântero-posterior absoluto, momento látero-lateral absoluto e momento/pilar no pilar distal do cantilever (pilar 1) nos modelos reto e inclinado com 3, 4 e 5 pilares.**

Variável	Modelo				Total	
	Reto		Inclinado		Média	Erro-padrão
	Média	Erro-padrão	Média	Erro-padrão		
<b>Força (N)</b>						
Modelo com 3 pilares	134,59	8,83	104,00	12,10	119,30	8,71
Modelo com 4 pilares	144,31	15,22	104,00	12,10	124,16	11,37
Modelo com 5 pilares	142,52	22,55	85,32	4,12	113,92	14,41
Total	140,47 <sup>A</sup>	8,90	97,78 <sup>B</sup>	5,92	119,12	6,58
<b>Momento ânt-post (Ncm)</b>						
Modelo com 3 pilares	40,79	3,25	35,42	4,03	38,10	2,60
Modelo com 4 pilares	31,49	2,39	32,28	2,19	31,88	1,53
Modelo com 5 pilares	32,51	2,95	31,50	1,57	32,01	1,58
Total	34,93	1,90	33,07	1,56	34,00	1,22
<b>Momento lát-lat (Ncm)</b>						
Modelo com 3 pilares	11,06	2,37	19,24	1,45	15,15	1,89
Modelo com 4 pilares	11,82	3,35	18,73	1,65	15,27	2,11
Modelo com 5 pilares	17,57	3,44	15,84	3,16	16,71	2,22
Total	13,48	1,83	17,94	1,25	15,71	1,16

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância, complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%

Na Tabela 5, para força no pilar 1, não houve interação significativa entre Modelo e Número de pilares ( $p=0,623$ ). Quanto aos efeitos principais, o fator Número de pilares não foi significativo ( $p=0,759$ ). Somente o fator Modelo foi significativo ( $p=0,001$ ), ou seja, independentemente do número de pilares, o modelo reto apresentou uma média de força significativamente maior do que no modelo inclinado.

Para momento ântero-posterior no pilar 1, a interação entre Modelo e Número de pilares não foi significativa ( $p=0,545$ ). Quanto aos efeitos principais, tanto o fator Modelo ( $p=0,430$ ) quanto o fator Número de pilares ( $p=0,062$ ) não foram significativos.

Para momento látero-lateral no pilar 1, não houve interação significativa entre Modelo e Número de pilares ( $p=0,156$ ). Quanto aos efeitos principais, ambos também não foram significativos (Modelo:  $p=0,054$ ; Número de pilares:  $p=0,815$ ).

As Figuras 22, 23 e 24 são as representações gráficas dos resultados de força, momento ântero-posterior e momento látero-lateral, respectivamente, das configurações com 3, 4 e 5 pilares.

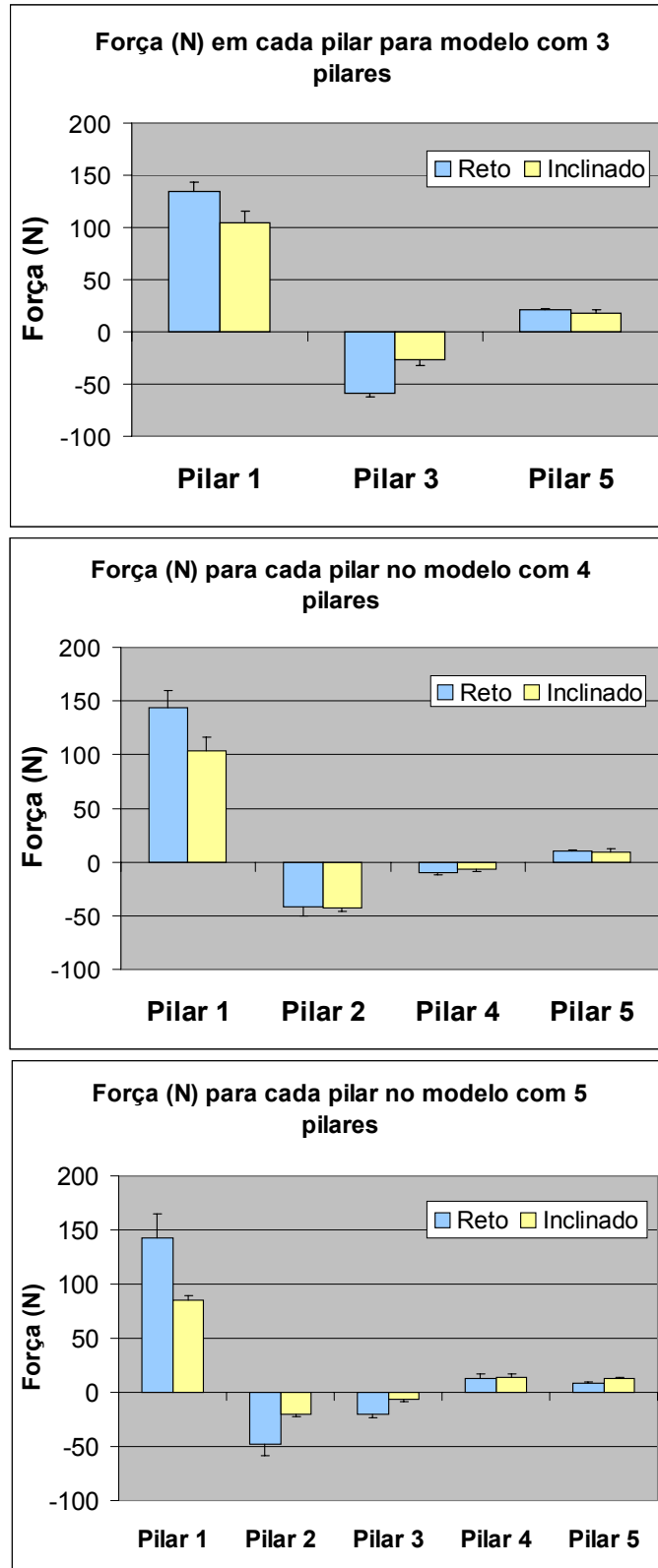


Figura 22 – Força (N) em cada pilar para os modelos com três, quatro e cinco pilares.



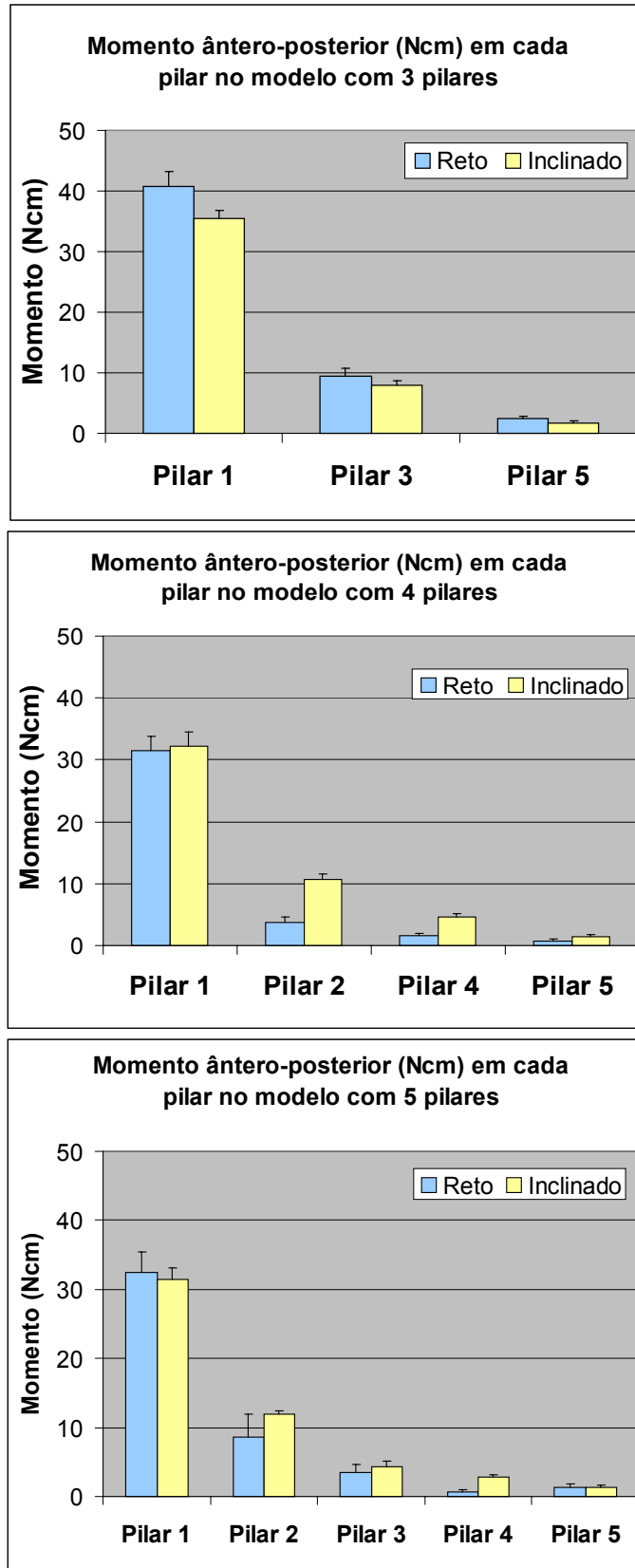


Figura 23 – Momento ântero-posterior (Ncm) em cada pilar para os modelos com três, quatro e cinco pilares.

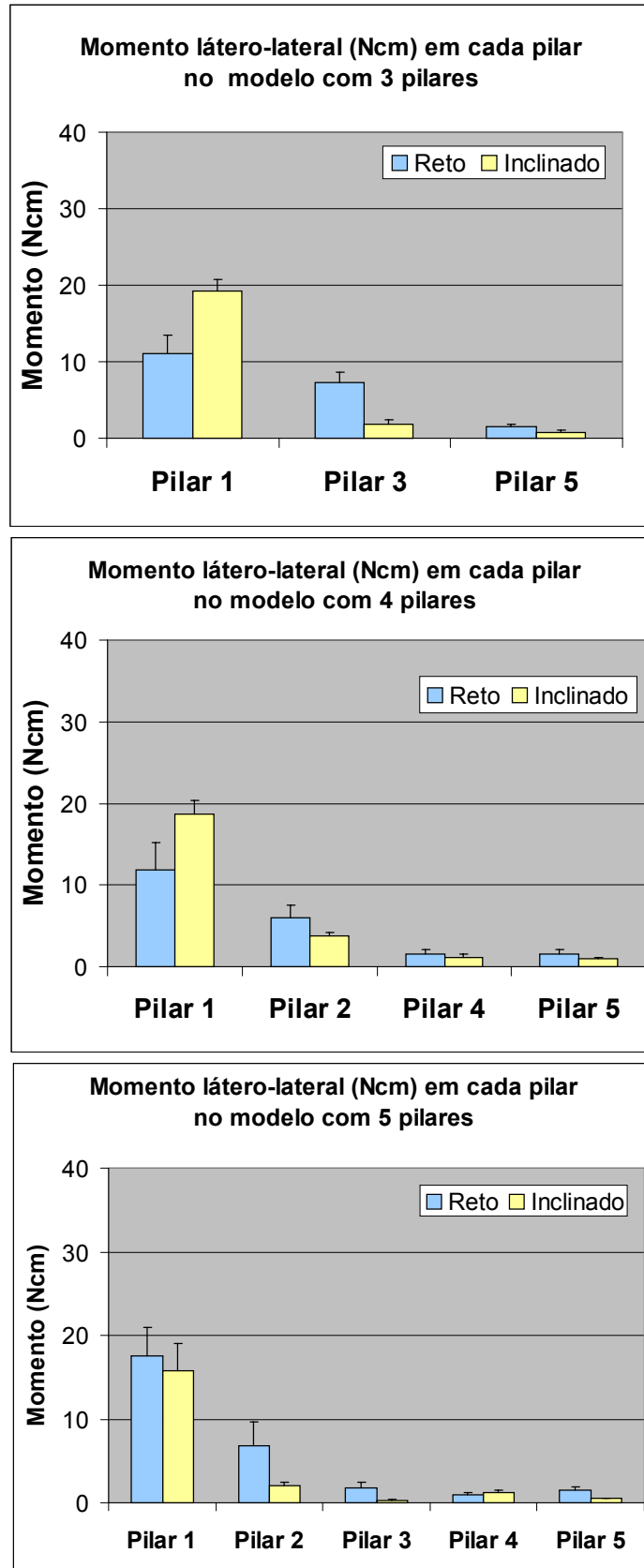


Figura 24 – Momento látero-lateral (Ncm) em cada pilar para os modelos com três, quatro e cinco pilares.

## 6 DISCUSSÃO

Neste estudo a magnitude e a distribuição de forças de compressão, tração e flexão nos pilares suporte de barras metálicas simulando próteses tipo protocolo Brånemark foram afetadas pela variação tanto do número de pilares quanto da inclinação dos implantes distais, embora este último fator tenha sido mais relevante. De modo geral, a inclinação dos implantes distais permitiu uma melhor distribuição de forças axiais e de momentos fletores nas configurações com quatro e cinco pilares em relação à configuração com três pilares.

A somatória dos valores absolutos de forças de tração e de compressão nos pilares excedeu o valor da carga de 50 N aplicada ao extremo livre nas três configurações (três, quatro e cinco pilares). De fato, a presença de um sistema onde a aplicação de carga se dá em uma extremidade livre gera maior tensão nos pilares adjacentes ao *cantilever* em comparação à carga em um segmento entre pilares. Ou seja, quanto maior é o comprimento do segmento suspenso, maior é a tensão transmitida. Além disso, a magnitude destas forças deve estar diretamente relacionada com a deformabilidade de todo o sistema, que pode ocorrer pela deformação elástica da infraestrutura protética e/ou pela micro-movimentação entre componentes, o que influenciaria as tensões transmitidas aos pilares. Por exemplo, Patterson et al. (1995) induziram afrouxamento nos parafusos de fixação e verificaram aumento de forças compressivas e momentos fletores nos pilares adjacentes à extensão *cantilever*. Já a deformação da infraestrutura protética pode ser afetada por propriedades físicas dos materiais como relatado por Koriath e Johann (1999), que demonstraram que materiais com baixo módulo de elasticidade aumentaram as tensões nos pilares de forma geral. Da mesma forma, Duyck et al. (2000 c) verificaram melhor distribuição dos momentos fletores aos pilares

suportando próteses metálicas em comparação com as de resina acrílica em casos de *cantilever*.

Em relação à direção das forças axiais medidas nos pilares, os resultados deste trabalho foram semelhantes aos obtidos *in vivo* por Duyck et al. (2000 b), os quais observaram forças de compressão nos pilares distais e de tração nos pilares intermediários nas três situações testadas (três, quatro e cinco pilares). Entretanto, a magnitude das forças foi diferente, pois Duyck et al. (2000 b) encontraram valores significativamente menores quando as próteses eram suportadas por cinco implantes em comparação com as situações de quatro e três implantes, as quais não diferiram entre si. No presente estudo, a magnitude de forças axiais não foi diferente entre as configurações com cinco e quatro pilares, mas as forças foram menores em comparação com o uso de somente três pilares. Uma explicação para esta divergência pode ser a diferença de distâncias interimplante e o teste em próteses implantossuportadas em maxila e em mandíbula no estudo de Duyck et al. (2000 b), alterando a distribuição geométrica dos pilares no arco e o comprimento entre-pilares dos segmentos da infraestrutura metálica. De qualquer forma, parece que a configuração com mais pilares possibilita melhor distribuição de forças axiais e não-axiais nos pilares e também na estrutura protética. Por exemplo, Davis, Zarb e Chao (1988) observaram maior deflexão da estrutura protética com somente dois pilares suporte, sendo que a distribuição de forças axiais e momentos fletores foram similares quando cinco ou quatro pilares foram utilizados.

Tanto para força como para momento geral os modelos com as configurações de quatro e cinco pilares apresentaram resultados melhores quando comparados com a configuração de três pilares. Tal fato sugere que um polígono triangular de sustentação com apenas três implantes gera uma maior instabilidade do conjunto pilar/prótese frente a uma carga em *cantilever*. A distância entre o pilar mais anterior até a linha imaginária que une os

pilares mais posteriores é conhecida como o braço de resistência em um sistema onde existe um extremo livre sob carga (braço de potência). Como pode ser observado, nos modelos testados, a presença do pilar central confere ao modelo com três pilares um comprimento de braço de resistência maior (15 mm) do que no modelo com quatro implantes (11,35 mm), o qual não tem este pilar central. Considerando os resultados deste estudo, a formação de um polígono quadrangular conferiu melhor distribuição de forças aos pilares mesmo com um comprimento do braço de resistência menor. Isto se tornou mais evidente em relação à forças não-axiais representadas pelos momentos ântero-posterior e látero-lateral nos pilares.

Outros estudos usando modelo de elementos finitos, extensometria *in vivo* (BENZING; GALL; WEBER, 1995) e modelo matemático analítico (SKALAK, 1983) demonstraram que um arranjo mais espalhado dos implantes ao longo do arco é o fator mais efetivo para melhorar a distribuição de carga mastigatória em uma prótese tipo protocolo com extensão *cantilever*. A influência deste arranjo tridimensional dos implantes no arco poderia se sobrepor ao efeito do número de implantes em função. Entretanto, estes estudos anteriores sobre variação de forças com o número de implantes/pilares não avaliaram simultaneamente a inclinação dos implantes distais para aumentar o polígono de sustentação da prótese.

A inclinação dos implantes distais testada neste trabalho foi significativa para a diminuição da força resultante aplicada em todos os pilares na configuração com três implantes, e também no pilar 1 nas configurações com quatro e cinco implantes. Ou seja, a obtenção de um apoio mais distal e a conseqüente diminuição da extensão *cantilever* parece ser relevante para uma melhor distribuição da carga mastigatória entre todos os pilares de suporte. A extensão *cantilever* é considerada como a distância do ponto de aplicação da carga até a emergência do implante (KREKMANOV et al., 2000). De acordo com a análise da interface osso-implante, a inclinação dos implantes posteriores é realizada simultaneamente à

distalização da emergência do implante. Clinicamente, em próteses mandibulares tipo protocolo Brånemark, o ponto de fulcro para a rotação do implante varia em função da posição anatômica dos forames mentoais. Quanto mais apical estiver o forame em relação ao rebordo alveolar, mais apical também poderá ser o ponto de fulcro de rotação do implante. Assim, maior será o deslocamento posterior da plataforma do implante e a diminuição do *cantilever* em relação à interface osso-implante.

Os implantes distais foram inclinados tendo a plataforma dos implantes como ponto de rotação, o que não resultou em um deslocamento do corpo dos implantes para posterior. Entretanto, a utilização de pilares com 7 mm de comprimento nesta situação distalizou o apoio da prótese sobre os pilares em 2,84 mm e, conseqüentemente, diminuiu a extensão *cantilever* de 15 mm para 12,16 mm. Se a diminuição da extensão *cantilever* fosse feita às custas não só da inclinação como também da distalização do implante dificilmente teríamos uma conclusão sobre causa e efeito da variação de força nos pilares distais. Eliminando a variável distalização da plataforma do implante pode-se perceber que a variável inclinação isoladamente gerou melhor distribuição de força, pois possibilitou um apoio mais posterior e, conseqüentemente, diminuição da extensão *cantilever*. Portanto, estes resultados fornecem uma evidência experimental para a indicação de implantes distais inclinados para próteses mandibulares tipo protocolo Brånemark quando os forames mentoais se encontram baixos em relação à crista alveolar, obtendo-se simultaneamente diminuição da extensão *cantilever* e aumento da superfície de sustentação da prótese (SKALAK, 1983; DE LEO et al., 2002).

Brunski e Skalak (2003) afirmam que, para a mesma força aplicada no implante reto *versus* inclinado, espera-se uma tensão maior no osso ao redor do implante inclinado. Neste trabalho, embora a decomposição das forças resultantes tenha sido medida nos pilares e não nos implantes, o posicionamento dos extensômetros próximo à conexão com os implantes

objetivou captar os sinais de deformação onde os pilares recebem os maiores níveis de tensão. Estando pilares e implantes rigidamente conectados, provavelmente os níveis de tensão na plataforma dos implantes serão semelhantes. Assim, especula-se, de acordo com os resultados obtidos, que a inclinação dos implantes testada não geraria níveis de tensão ao osso circundante aos implantes que determinasse fracasso clínico. Um exemplo disso é o recente estudo de Malo, Rangert e Nobre (2005), os quais relataram perda óssea de 0,9 mm ao redor de implantes inclinados em um ano de avaliação de carga imediata de próteses fixas maxilares suportadas por quatro implantes (Sistema *All-on-Four*), tendo os dois implantes distais inclinados.

Quanto ao momento fletor, os valores de momento não foram superiores aos de força axial em nenhuma das configurações com três, quatro ou cinco pilares. Por outro lado, Glantz et al. (1993) observaram *in vivo* valores superiores de momento em relação aos de força axial quando a prótese era submetida a forças de mordida máxima em oclusão cêntrica ou próximo a ela, o que pode ser explicado pela distribuição de contatos oclusais sobre os dentes da prótese, possivelmente gerando a aplicação de forças não-axiais.

Quando o momento fletor é analisado independentemente do seu vetor ântero-posterior ou látero-lateral (Tabela 4 – momento geral), a inclinação do implante distal não reduziu o momento fletor em nenhuma das três configurações (três, quatro ou cinco pilares). Mas, de uma forma geral, o momento foi significativamente maior quando as estruturas metálicas eram sustentadas por três pilares em comparação com quatro e cinco pilares de suporte.

Já quando os vetores de momento são analisados separadamente (ântero-posterior e látero-lateral), a utilização de quatro e cinco pilares diminuiu significativamente os valores de

momento ântero-posterior quando comparados com três pilares no modelo com implantes retos. No modelo com implantes inclinados, somente com a utilização de cinco pilares os valores decresceram em comparação com a situação de três e quatro pilares. Para o vetor látero-lateral, o suporte de cinco pilares diminuiu os valores de momento quando comparado com o suporte de três pilares. Assim, o momento fletor ântero-posterior foi mais influenciado pela variação do número de pilares do que o momento látero-lateral. Isto pode ser explicado devido ao direcionamento vertical da carga aplicada no *cantilever*. Com a aplicação de carga na extremidade livre, a tendência de flexão para distal dos pilares deve ser mais relevante do que os outros vetores de flexão. Além disso, outro dado que corrobora este fenômeno é a análise do pilar 1 quanto ao momento fletor ântero-posterior. Quando se considera a interação número de pilares e inclinação nas três situações (três, quatro ou cinco pilares), a magnitude de momento fletor ântero-posterior e também de força axial no pilar 1 foi maior do que nos demais pilares.

A análise isolada do pilar 1 é importante porque é o pilar adjacente à aplicação da carga e que recebe os maiores valores de força e momento. Uma análise utilizando a média de força ou momento entre todos os pilares levaria a uma falha na interpretação sobre a biomecânica de distribuição de forças entre pilares. Do ponto de vista clínico, é preferível que as forças sejam mais uniformemente distribuídas entre todos os pilares suporte e não concentradas em um determinado pilar. A magnitude das forças foi consideravelmente maior no pilar 1 quando comparado aos outros pilares, independentemente do número de implantes suportes. O efeito multiplicador da força sobre o pilar 1 foi, em média, de 2,8 vezes maior no pilar reto (140,47 N) e de 1,95 vezes maior no pilar inclinado (97,78 N). Também em outros trabalhos (SKALAK, 1983; DAVIS; ZARB; CHAO, 1988; GLANTZ et al., 1993), o implante distal de uma prótese tipo protocolo recebeu elevadas forças compressivas, sendo no mínimo o dobro da carga aplicada devido ao efeito de alavanca do *cantilever*. Usando um modelo



matemático, Skalak (1983) verificou que as forças nos implantes foram consideravelmente diminuídas com inclinação de 30 graus do implante mais distal em comparação com implantes retos em uma configuração com três implantes.

Em todos os testes, os valores de momento ântero-posterior sempre foram inferiores aos valores de força axial, mesmo para o pilar 1 inclinado. Uma explicação para isto pode ser o parafusamento da estrutura metálica a outros pilares anteriores fazendo com que a extensão *cantilever* rotacione em torno de um ponto de fulcro (o pilar mais distal) ao mesmo tempo em que há uma contenção do movimento para baixo devido à conexão da barra com os pilares anteriores. Considerando também a não-rigidez de todo o sistema (flexibilidade da barra e grau de liberdade entre os componentes), assume-se que o braço de alavanca posicione-se mais perpendicularmente em relação ao longo eixo do pilar inclinado, produzindo um efeito de força axial mais significativo que um efeito de flexão. Duyck (2000 b) observou comportamento biomecânico similar e denominou este fenômeno no pilar mais distal de “efeito dobradiça”, o qual também resulta em força de tração nos implantes mais anteriores no arco e força compressiva de menor intensidade no pilar distal contra-lateral.

Para momento ântero-posterior no pilar 1, embora não tenha sido estatisticamente significativa, houve uma tendência de maior momento na configuração com três pilares em relação às configurações com quatro e cinco pilares. Já para momento látero-lateral no pilar 1, houve tendência de maior momento com o implante inclinado nas configurações com três e quatro pilares, mas não com cinco pilares. Estas tendências talvez fossem confirmadas com maior número de corpos-de-prova e sugerem que a magnitude de forças não-axiais é mais favorável no pilar 1 quando mais pilares e implantes estão distribuindo a carga aplicada no *cantilever*.

Este estudo foi o primeiro trabalho a determinar experimentalmente a magnitude e a direção de forças resultantes em pilares, considerando tanto a inclinação dos implantes distais quanto a variação do número de pilares no arco. Entretanto, apresenta uma série de limitações inerentes a um estudo laboratorial que não possibilitam a generalização de resultados para outras situações distintas da modelada aqui e que são encontradas na clínica. Segundo Duyck et al. (1997), a transferência de carga dos implantes para o osso depende do tipo de carregamento, da interface osso-implante, do comprimento e diâmetro do implante, da forma e superfície do implante, da infra-estrutura, e da quantidade e qualidade do osso circundante. A literatura também relata variação de momento fletor em próteses extensas em resina acrílica ou próteses de resina acrílica com *cantilever* (DUYCK et al., 2000 c), bem como em função da extensão da barra (MERICSKE-STERN, 1997) e contatos e interferências oclusais (FALK; LAURELL; LUNDGREN, 1989, 1990). Também Glantz et al. (1993) fizeram uma análise comparativa *in vivo* e o *in vitro* e verificaram discrepâncias em relação às forças de compressão e tração em uma configuração com cinco implantes. Já Brånemark et al. (1999) relataram altos índices de sucesso com próteses tipo protocolo sustentadas por três implantes, mas foram usados implantes de largo diâmetro.

De acordo com este trabalho, não houve diferenças estatísticas na análise de força nas configurações de quatro e cinco pilares, e ambas obtiveram melhores resultados quando comparados na situação de três pilares. Foi observado também que a inclinação dos implantes distais mostrou-se mais efetivo na melhoria da distribuição da força independentemente do número de pilares de sustentação. Com isso, a utilização de quatro implantes com a inclinação dos implantes distais pode ser um indício clínico da melhor relação custo/benefício para o tratamento de pacientes com próteses tipo protocolo Brånemark.

Assim, a distribuição e a magnitude de forças axiais e não-axiais é resultante de uma combinação complexa de fatores mecânicos e biológicos impossíveis de serem avaliados em um único estudo laboratorial ou estudo clínico. Apesar de suas limitações, estudos *in vitro* possibilitam o controle de variáveis para isolar um efeito, estudar mecanismos, confirmar modelos teóricos e tentar explicar ocorrências empíricas para justificar a aplicação clínica de novos desenhos e protocolos de tratamento com implantes. Desta forma, futuros trabalhos nesta linha de pesquisa devem estudar outras variáveis relacionadas ao sistema prótese/pilar/implante/osso para aumentar a previsibilidade de sucesso de tratamentos reabilitadores com diferentes distribuições e inclinação de implantes e otimizar sua relação custo-benefício.

## 7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que:

- Em simulação de próteses do tipo protocolo Brånemark, os pilares de sustentação são submetidos a forças de compressão, tração e momentos fletores sob carregamento na extensão *cantilever*.
- No pilar mais próximo à extensão *cantilever*, independentemente do número de implantes e da inclinação, ocorrem os maiores valores de força compressiva e momentos fletores.
- De modo geral, a inclinação dos implantes mais posteriores promove uma diminuição da força e momentos fletores nos pilares protéticos, mesmo sem a distalização da plataforma dos implantes.
- Polígonos de sustentação formados por quatro ou cinco implantes demonstram conferir melhor estabilidade e distribuição de forças durante a aplicação de carga no *cantilever* quando comparados com três implantes.

## REFERÊNCIAS\*

ASSIF, D.; MARSHAK, B.; HOROWITZ, 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.

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.

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. 31, p. 31-35, 2002.

BIDEZ, M.W.; MISCH, C.E. Clinical biomechanics. In: MISCH, C.E. **Contemporary implant dentistry**. St. Louis: Mosby, 1993. p. 279-307.

BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo., v. 50, n. 3, p. 399-410, Sept. 1983.

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. 2-16, 1999.

---

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

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.

BRUNSKI, J.B.; SKALAK, R. Biomechanical consideration. In: WORTHINGTON, P.; BRÅNEMARK, P.I. **Advanced osseointegration surgery: application in the maxillofacial region**. Chicago: Quintessence, 2003. p. 15-46.

CALANDRIELLO, R.; TOMATIS, M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: a prospective 1-year clinical study. **Clinical Implant Dentistry Related Research**, Hamilton, Ca., v. 7, Supl. 1, p. s1-s12, 2005.

CEHRELI, M., et al. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 15, n. 2, p. 249-257, Apr. 2004.

DAVIS, D.M.; ZARB, G.A.; CHAO, Y.L. 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. et al. Carga imediata em implantes osseointegrados inclinados: aumentando a superfície de ancoragem – relato de dois casos. **Odonto Ciencia**, Porto Alegre, v. 17, p. 231-238, out.dez. 2002.

DUYCK, J. et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technology and Health Care**, Amsterdam, v. 5, n. 4, p. 253-273, Oct. 1997.

DUYCK, J. et al. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 27, n. 9, p. 744-753, Sept. 2000(a).

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(b).

DUYCK, J. et al. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: in vivo study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, Hamilton, CA., v. 2, n. 2, p. 100-109, 2000(c).

FALK, H.; LAURELL, L.; LUNDGREN, D. Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 4, n. 1, p. 55-62, Spring 1989.

FALK, H.; LAURELL, L.; LUNDGREN, D. Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 5, n. 1, p. 70-77, Spring 1990.

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.

HOBKIRK, J.A.; HAVTHOULAS, T.K. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo., v. 80, n. 2, p. 169-174, Aug. 1998.

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. et al. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 6, n. 4, p. 413-417, Winter 1991.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 9, n. 2, p. 169-178, Mar/Apr.1994.

KORIOETH, T.W.; JOHANN, A.R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 82, n. 1, p. 67-72, July 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, p. 405-14, May/June 2000.

LUNDGREN, D.; FALK, H.; LAURELL, L. Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 4, n. 4, p. 277-83, Winter 1989.

MALÓ, 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 & Related Research**, Hamilton, CA., v. 5, Suppl 1, p. s2-s9, 2003.

MALÓ, 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 & Related Research**, Hamilton, CA., v. 7, Suppl 1, p. s88-s94, 2005.

MEIJER, H.J. et al. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. **International Journal of Prosthodontics**, v. 7, n. 3, p. 271-279, May/June 1994.

MERICSKE-STERN, R. Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, Ill., v. 8, n. 3, p. 254-263, 1993.

MERICSKE-STERN, R. Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-D in vivo study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 8, n. 2, p. 142-151, Apr. 1997.

MERICSKE-STERN, R.; ASSAL, P.; BUERGIN, W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo: a methodological study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 7, n. 4, p. 378-386, Dec. 1996.

MERICSKE-STERN, R.; VENETZ, E.; FAHRLANDER, F.; BURGİN, W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo., v. 84, n. 5, p. 535-547, Nov. 2000.

MORGAN, M.J.; JAMES, D.F. Force and moment distributions among osseointegrated dental implants. **Journal of Biomechanics**, New York, N.Y., v. 28, n. 9, p. 1103-9, Sept. 1995.

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, p. 192-198, Mar-Apr. 2004.

NARY FILHO, H.; FRANCISCHONE, C.E.; SARTORI, I.A.M. Fixação zigomática. In: DINATO, J.C.; POLIDO, W.D. (eds.). **Implantes osseointegrados: cirurgia e prótese**. São Paulo: Artes Médicas, 2001. p. 359-72.

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

PATTERSON, E.A. et al. Distribution of load in an 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.

SAHİN, S.; ÇEHRELİ, 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.225-230, 2000.

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

ZARB, G.A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part II. The prosthetic results. **Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo., v. 64, n. 1, p. 53-61, July 1990.

## *Anexos*

---

## *Anexo A*

### **TABELAS DE ANOVA EM BLOCOS CASUALIZADOS (REALIZADO ATRAVÉS DO PROC MIXED DO SOFTWARE SAS VERSÃO 9.1 -TYPE 3 TESTS OF FIXED EFFECTS)**

#### **3 PILARES - FORÇA**

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	13.51	0.006
Pilar	2	126.17	<0.001
Modelo*Pilar	2	3.16	0.070

#### **3 PILARES - MOMENTO ÂNTERO-POSTERIOR**

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	1,60	0,241
Pilar	2	164,16	<0,001
Modelo*Pilar	2	0,71	0,506

#### **3 PILARES - MOMENTO LÁTERO-LATERAL**

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	0,23	0,644
Pilar	2	88,18	<0,001
Modelo*Pilar	2	19,98	<0,001

#### **4 PILARES - FORÇA**

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	2.68	0.140
Pilar	3	114.2	<0.001
Modelo*Pilar	3	3.89	0.021

#### **4 PILARES - MOMENTO ÂNTERO-POSTERIOR**

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	8,75	0,018
Pilar	3	275,39	<0,001
Modelo*Pilar	3	2,96	0,052

## 4 PILARES - MOMENTO LÁTERO-LATERAL

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	0,85	0,363
Pilar	3	41,02	<0,001
Modelo*Pilar	3	3,86	0,018

## 5 PILARES - FORÇA

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

## 5 PILARES - MOMENTO ÂNTERO-POSTERIOR

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	0,68	0,434
Pilar	4	152,67	<0,001
Modelo*Pilar	4	0,66	0,625

## 5 PILARES - MOMENTO LÁTERO-LATERAL

Causa de variação	Grau de liberdade	F	p
Modelo	1	2,25	0,142
Pilar	4	29,32	<0,001
Modelo*Pilar	4	0,56	0,695

## Média dos pilares - FORÇA

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	2189,92	25,27	<0,001
Pilar	2	2717,52	15,68	<0,001
Modelo*Pilar	2	176,32	1,02	0,377
Erro-experimental	24	2080,25		
Total corrigido	29	7164,01		

## Média dos pilares- MOMENTO LÁTERO-LATERAL

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	0,01	0,00	0,962
Pilar	2	21,97	3,94	0,033
Modelo*Pilar	2	10,36	1,86	0,178
Erro-experimental	24	66,85		
Total corrigido	29	99,19		

## Média dos pilares - MOMENTO ÂNTERO-POSTERIOR

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	1,80	0,33	0,569
Pilar	2	241,76	22,45	<0,001
Modelo*Pilar	2	37,61	3,49	0,047
Erro-experimental	24	129,20		
Total corrigido	29	410,37		

## Média dos pilares - MOMENTO/PILAR

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	0,40	0,22	0,644
Pilar	2	101,04	27,80	<0,001
Modelo*Pilar	2	11,29	3,11	0,063
Erro-experimental	24	43,62		
Total corrigido	29	156,35		

## PILAR 1 - FORÇA

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	13674,34	14,55	0,001
Pilar	2	524,21	0,28	0,759
Modelo*Pilar	2	906,48	0,48	0,623
Erro-experimental	24	22559,76		
Total corrigido	29	37664,79		

## PILAR 1 - MOMENTO ÂNTERO-POSTERIOR

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	26,02	0,64	0,430
Pilar	2	252,99	3,13	0,062
Modelo*Pilar	2	50,20	0,62	0,545
Erro-experimental	24	968,56		
Total corrigido	29	1297,77		

## PILAR 1 - MOMENTO LÁTERO-LATERAL

Causas de Variação	Grau de liberdade	Soma de quadrado	F	p
Modelo	1	148,70	4,10	0,054
Pilar	2	14,93	0,21	0,815
Modelo*Pilar	2	145,63	2,01	0,156
Erro-experimental	24	870,76		
Total corrigido	29	1180,03		

## *Anexo B*

---

**CARTA DA COMISSÃO CIENTÍFICA DE ÉTICA DA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DA  
PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL**



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

---

Porto Alegre 24 de fevereiro de 2006

**O Projeto de: Tese**

**Protocolado sob nº:** 0008/06

**Intitulado:** *Força e movimento em pilares de prótese tipo protocolo Branemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares*

**do Pesquisador:** *Marcos Michelin Naconecy*

**Programa de:** *Odontologia*

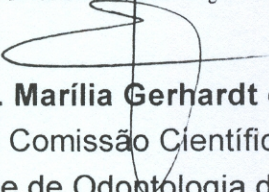
**do curso de:** *Prótese Dentária*

**Nível:** *Doutorado*

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

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 24 de fevereiro de 2006.

**Prof. Dr<sup>a</sup> Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética  
da Faculdade de Odontologia - PUCRS



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