

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

LEONARDO HOFFMANN DE BARCELLOS

**ANÁLISE DE TENSÕES EM PILARES DE PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS EM FUNÇÃO DA SEQUÊNCIA DE  
APARAFUSAMENTO E DO TORQUE PROGRESSIVO**

Porto Alegre

2009

LEONARDO HOFFMANN DE BARCELLOS

**ANÁLISE DE TENSÕES EM PILARES DE PRÓTESES  
IMPLANTOSSUPORTADAS EM FUNÇÃO DA SEQUÊNCIA DE  
APARAFUSAMENTO E DO TORQUE PROGRESSIVO**

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

Orientadora: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai

Porto Alegre

2009

## Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

**B242a** Barcellos, Leonardo Hoffmann de  
Análise de tensões em pilares de próteses  
implantossuportadas em função da seqüência de  
aparafusamento e do torque progressivo. / Leonardo  
Hoffmann de Barcellos. – Porto Alegre, 2009.  
43 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) –  
Faculdade de Odontologia, PUCRS.

Orientação: Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai  
Shinkai.

1. Odontologia. 2. Implantes Dentários.  
3. Biomecânica. 4. Sequência de Aparafusamento.  
5. Torque Progressivo. 6. Extensometria. I. Shinkai,  
Rosemary Sadami Arai. II. Título.

**CDD 617.69**

Ficha elaborada pela bibliotecária Cíntia Borges Greff CRB 10/1437

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

À minha orientadora, **Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai**, por sua disposição e dedicação em me guiar e auxiliar durante a realização deste trabalho. Muito Obrigado.

## AGRADECIMENTOS

À **Deus**, zeloso protetor.

Aos meus pais, **Joel Felipe Sperb de Barcellos e Luiza Maria Hoffmann de Barcellos**, pelo amor, pelo exemplo de vida e pela dedicação à minha formação.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, na figura do Prof. Dr. Marcos Túlio Mazzini de Carvalho, Diretor da Faculdade de Odontologia da PUCRS, por todo o ensino a mim dedicado nos últimos nove anos.

À **Kelly Páchaly Morsch**, colega, companheira e namorada, pelo amor e paciência.

À colega e amiga **Marina Rechden Lobato**, companheira de mestrado, pela ajuda e dedicação na realização do trabalho.

Ao engenheiro **André Cervieri**, do Laboratório de Metrologia da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS - LAMEF), pelo auxílio, orientação e disponibilidade na realização do trabalho.

Ao colega **Marcos Michelin Naconecy**, pela atenção e orientação.

Ao professor, grande amigo e paraninfo **Prof. Dr. Caio Marcelo Panitz Selaimen**, pela orientação, amizade e aprendizado ao longo de cinco anos de convivência.

Ao professor, amigo e colega **Prof. Tomás Geremia**, pela amizade e aprendizado.

Aos professores , **Clovis Gallina, Francisco Amado Bastos Lacroix, Raphael Carlos Drumond Loro, Rodrigo Schwalm Lacroix**, pela amizade,

orientação, dedicação em minha formação. São exemplos de conduta pessoal e profissional!

Aos amigos **Luiz Gustavo Fleck Heck Britto**, **Fernando Zugno Kulczynski** e **Giordano Cássio Baseggio**, pelo apoio e incentivo.

Aos amigos **Cedenir Albani** e **Cristiano Friederichs**, donos do Laboratório PortoDent Prótese Dentária pela disponibilidade para a realização deste trabalho.

## RESUMO

O presente estudo avaliou a influência da sequência de aparafusamento e do modo de aplicação de torque protético sobre a tensão residual em uma simulação de prótese implantossuportada tipo protocolo Branemark com cinco implantes. Quatro estruturas metálicas em forma de barra foram confeccionadas sobre um modelo simulando uma mandíbula com cinco implantes. Extensômetros de resistência elétrica foram colados aos pilares protéticos para medir a tensão durante o experimento de aparafusamento. As barras (n=4) foram aparafusadas com torque de 10 N.cm sobre os parafusos protéticos, utilizando-se quatro diferentes sequências de aparafusamento: I) 2-4-3-1-5; II) 1-2-3-4-5; III) 3-2-4-1-5 e IV) 2-5-4-1-3. O experimento foi repetido utilizando-se o aparafusamento de maneira progressiva, com a aplicação de um torque de 5 N.cm e posteriormente de 10 N.cm. Os resultados foram analisados por ANOVA de medidas repetidas e teste de tamanho de efeito padronizado. Não houve diferença estatisticamente significativa de tensão entre as sequências de aparafusamento. Houve diferença significativa de tensão entre a aplicação direta do torque protético (10 N.cm) e a utilização de um torque progressivo (5 N.cm + 10 N.cm) para a sequência de aparafusamento 3-2-4-1-5. As demais sequências de aparafusamento não apresentaram diferença estatisticamente significativa de tensão quando se comparou o modo de aplicação do torque protético.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários. Biomecânica. Sequência de Aparafusamento. Torque Progressivo. Extensometria.

## ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of four screw tightening sequences and the mode of torque application on the residual tension in a simulation of full-arch mandibular prosthesis supported by five implants. Four metallic frameworks were fabricated, and strain gauges were attached to the implant abutments in order to measure the generated tensions on the implant-framework system during the experiments. The screw-retained frameworks were fixed with a 10 N.cm torque using four different screw tightening sequences: I) 2-4-3-1-5; II) 1-2-3-4-5; III) 3-2-4-1-5; and IV) 2-5-4-1-3. The same sequences were repeated in each framework using a progressive torque method, firstly with a 5 N.cm torque in each screw, followed by a 10 N.cm torque. Data were analyzed by ANOVA for repeated measures and effect size test. No statistically significant differences in tension were found among the different screw tightening sequences. For the different methods for applying prosthetic screw torque, only one sequence (3-2-4-1-5) showed statistically significant difference in tension. The use of other screw tightening sequences did not yield significant differences in tension for either the directly applied torque or the progressive torque.

**Key-words:** Dental Implants. Biomechanics. Tightening Sequence. Progressive Torque. Strain Gauges.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Disposição dos implantes e pilares no modelo-mestre .....	23
Figura 2: Corpo de prova (barra metálica) .....	24
Figura 3: Posicionamento de três extensômetros em cada pilar .....	25
Figura 4: Aplicação do torque progressivo utilizando motor protético .....	27
Figura 5: Parafusos de ouro para retenção protética .....	28
Figura 6: Jogos de parafusos individuais para cada barra e métodos de aplicação de torque testado.....	29
Figura 7: Gráfico da variação das tensões em função da sequência de aparafusamento e do modo de torque progressivo .....	33

## LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** – Valores de referência para a interpretação do tamanho de efeito padronizado (d) .....31
- Tabela 2** – Médias gerais de tensões (em MPa) das sequências de aparafusamento após aplicação de torque direto ou torque progressivo (n=4).....32
- Tabela 3** – Comparação das tensões entre diferentes sequências de aparafusamento de barras metálicas de próteses dentárias implantossuportadas usando torque de 10 N.cm. ....34
- Tabela 4** – Comparação das tensões entre diferentes sequências de aparafusamento de barras metálicas de próteses dentárias implantossuportadas usando torque progressivo (5 + 10 N.cm).....35
- Tabela 5** – Comparação dos diferentes métodos de aplicação de torque dentro de cada sequência de aparafusamento.....35

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>13</b>
2.1 BIOMECÂNICA .....	13
2.2 EXTENSOMETRIA.....	17
2.3 SEQUÊNCIA DE APARAFUSAMENTO.....	18
2.4 TORQUE PROGRESSIVO.....	20
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>21</b>
<b>4 METODOLOGIA .....</b>	<b>22</b>
4.1 MODELO MESTRE COM OS IMPLANTES .....	22
4.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	23
4.3 EXTENSOMETRIA DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA .....	24
<b>4.3.1 Posicionamento e Colagem dos Extensômetros .....</b>	<b>25</b>
<b>4.3.2 Instrumentação para a leitura das deformações .....</b>	<b>26</b>
4.4 SEQUÊNCIA DE APARAFUSAMENTO E TORQUE PROGRESSIVO.....	26
4.5 OBTENÇÃO DOS VALORES DE DEFORMAÇÃO .....	29
4.6 CONVERSÃO DOS VALORES DE DEFORMAÇÃO EM TENSÃO .....	30
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	31
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>32</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>36</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>39</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>40</b>
<b>ANEXO - CARTA DE APROVAÇÃO.....</b>	<b>43</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Desde o início da utilização de implantes osseointegrados na reabilitação de pacientes com ausências dentárias há mais de quarenta anos, diversos estudos e testes têm sido realizados visando identificar fatores que influenciem a preservação e a longevidade desses trabalhos restauradores, bem como dos próprios implantes dentários (BRANEMARK et al, 1977). Juntamente com fatores biológicos, os fatores biomecânicos são considerados fundamentais, tanto para a manutenção e longevidade das próteses, quanto para o sucesso dos implantes (SKALAK, 1983).

Dentre os fatores biomecânicos, a passividade da estrutura metálica das próteses múltiplas sobre implantes permite uma diminuição da pré-carga sofrida por esses implantes, reduzindo a tensão que uma desadaptação dessa estrutura possa gerar (SMEDBERG et al. 1996). Entretanto, a passividade definida por Branemark (1983) como a presença de *gaps* de no máximo 10  $\mu\text{m}$  (por ser esse valor o máximo deslocamento de um implante permitido pela deformação óssea) mostra-se como um objetivo praticamente inalcançável em níveis clínicos e laboratoriais. Mesmo assim, a maior passividade possível em uma estrutura implantossuportada múltipla sempre é almejada, visando gerar a menor tensão sobre os implantes. Por isso, quaisquer fatores que possam reduzir a força de pré-carga gerada no sistema implantes/prótese devem ser considerados e estudados.

Com a mesma linha de raciocínio, a sequência de aparafusamento tem sido estudada para avaliar sua influência nesta pré-carga resultante, buscando-se sempre uma sequência que melhor seja capaz de dissipar as forças de tensão encontradas na estrutura protética. A inexistência de um protocolo clínico de aparafusamento das próteses norteia a necessidade de averiguar se diferentes sequências podem interferir na tensão residual sobre os implantes e sobre a estrutura protética.

A aplicação do torque protético de maneiras diferentes poderia também alterar as forças geradas durante o aparafusamento. A utilização de uma maneira progressiva de aplicação desse torque poderia permitir um assentamento de

maneira mais passiva desta prótese, uma vez que os parafusos são inseridos gradativa e simultaneamente, seguindo determinada sequência, distribuindo gradualmente as tensões sobre o sistema implantes/prótese.

Os extensômetros de resistência elétrica tem sido amplamente utilizados para verificação de deformações e tensões dos prováveis fatores que poderiam intervir na geração de uma pré-carga nos implantes que suportam uma prótese total implantossuportada. A extensometria mostra-se um método sensível e capaz de captar as mínimas deformações existentes em um sistema de implantes.

A hipótese deste trabalho consiste em que há influência da sequência de aparafusamento e do método de aplicação do torque protético na tensão residual de próteses implantossuportadas do tipo protocolo Branemark. Desta maneira, a comparação entre as diferentes tensões geradas por estas variáveis permitiria o estabelecimento de um protocolo clínico de aparafusamento deste tipo de prótese, com menor tensão possível na estrutura protética e nos implantes dentários.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 BIOMECÂNICA

Ao longo dos anos a literatura tem mostrado alterações no conceito de passividade. A passividade propriamente dita corresponde à total ausência de tensões nos implantes quando não há a aplicação de uma força sobre estes. Entretanto, devido à impossibilidade de se alcançar tais conceitos inicialmente preconizados, o termo passividade da estrutura protética tem sido utilizado para significar uma adaptação ideal, ou seja, a melhor adaptação clinicamente possível (MULCAHY et al., 2000).

Branemark (1983) definiu como passivas as estruturas protéticas que apresentassem no máximo 10  $\mu\text{m}$  de desadaptação porque este valor seria o deslocamento máximo permitido pelo osso para um implante dentário.

Jemt et al. (1991) relataram ser praticamente impossível desenvolver uma estrutura perfeitamente passiva. Ressaltaram, ainda, que mesmo barras clinicamente passivas suportadas por cinco implantes sempre apresentam determinada tensão. As próteses aparafusadas sofreriam com tal desadaptação, uma vez que a micromovimentação máxima de um implante é de 10  $\mu\text{m}$ , enquanto um dente movimenta-se 100  $\mu\text{m}$  graças a seu ligamento periodontal, permitindo que este se acomode melhor em relação à incidência de tensões.

As repercussões mecânicas e biológicas de tais desadaptações são amplamente discutidas na literatura. Jemt e Book (1996) relataram em um estudo retrospectivo de cinco anos que a presença de *gaps* de até 100  $\mu\text{m}$  poderia não interferir em perda óssea na região peri-implantar, mostrando tolerância do organismo a determinadas desadaptações. Entretanto, tal desadaptação poderia ser crítica para a longevidade da prótese, podendo causar fraturas de parafusos, da prótese ou mesmo dos implantes osseointegrados. Duyck et al. (1997) relataram que

uma tensão residual excessiva na prótese poderia levar a afrouxamento de parafusos, fraturas dos mesmo ou danos a rosca interna dos pilares protéticos.

Estudos procuraram avaliar quais os níveis de passividade que poderiam ser atingidos. Dentistas experientes avaliaram e determinaram como clinicamente passivas estruturas com *gaps* que apresentavam um valor de no máximo 26  $\mu\text{m}$  (ASSIF; MARSHAK; SCHMIDT, 1996). Desta maneira, demonstra-se que mesmo uma prótese que se apresenta perfeitamente passiva clinicamente, apresenta *gaps* clinicamente imperceptíveis, ainda que acima daqueles preconizados por Branemark (1983) inicialmente.

Carr, Gerard e Larsen (1996) também enfatizaram a impossibilidade de se alcançar uma perfeita passividade da estrutura metálica e estudaram a resposta óssea que a desadaptação pode ocasionar em macacos. Utilizou-se como grupo “passivo” estruturas com uma desadaptação média de 38  $\mu\text{m}$ , as quais não foram diferentes do grupo com desadaptação média de 345  $\mu\text{m}$  em relação somente à resposta óssea.

Byrne et al. (1998) compararam a utilização de cilindros calcináveis e de base pré-fundida na confecção de barras metálicas. Através da análise da superfície de contato entre pilar e implante, o estudo concluiu que a utilização de cilindros de base pré-fundida possibilita maior adaptação da estrutura metálica, ocasionando maior passividade desta do que quando é confeccionada com cilindros calcináveis.

Kan et al. (1999) ressaltaram que qualquer alteração nos processos de moldagem, torque dos pilares e fases laboratoriais pode interferir na passividade da estrutura, e que alguns parafusos protéticos com torque de 10 N.cm são capazes de esconder *gaps* de até 500  $\mu\text{m}$ . Os autores mostraram ainda que vários fatores, como iluminação, ângulo de visão do profissional e margens subgengivais podem evitar que desadaptações sejam percebidas pelo cirurgião-dentista, mas que há uma tolerância do organismo a um determinado grau de desadaptação, sem que haja comprometimentos biomecânicos ou biológicos nesses implantes. Entretanto, ressaltaram que esse grau de desadaptação ainda não pôde ser estabelecido.

Wee, Aquilino e Schneider (1999) avaliaram, em uma revisão de literatura, a eficiência de diferentes métodos de confecção de estruturas metálicas no aumento de sua passividade. Através de uma “equação de distorção”, que considera todos os passos da confecção de uma estrutura, o estudo concluiu que nenhum método possibilita a confecção de uma prótese perfeitamente passiva. Entretanto, tais métodos, combinados com precisão durante a moldagem dos implantes, possibilitariam a confecção da estrutura mais passiva possível.

Duyck et al. (2001) relataram que, pela inexistência de uma prótese fixa perfeitamente passiva, sempre ocorrerá uma distorção da estrutura metálica durante o aparafusamento da prótese, denominada de pré-carga externa. Esta tensão acaba gerando uma maior tensão entre os implantes. A pré-carga externa une-se à denominada pré-carga interna, que corresponde à força causada pelo próprio torque dado ao parafuso quando ocorre o apertamento deste no *abutment* do implante, resultando em uma tensão total em todo o sistema.

Al-Turki et al. (2002) avaliaram a perda de torque de parafusos protéticos de prótese totais implantossuportadas sem desadaptações clínicas, com desadaptações de 100  $\mu\text{m}$  e de 175  $\mu\text{m}$ . Os parafusos que suportavam as próteses com as desadaptações de 100  $\mu\text{m}$  e 175  $\mu\text{m}$  apresentaram um torque de afrouxamento muito menor, ou seja, perderam mais torque no decorrer dos 144 dias de teste.

Estudos com novas tecnologias vêm sendo realizados a fim de verificar a possibilidade de confecção de estruturas cada vez mais passivas, como através do sistema CAD/CAM. Entretanto, mostra-se também inviável no âmbito clínico a verificação de pequenas desadaptações, clínica e radiograficamente (TAKAHASHI; GUNNE, 2003).

Duyck et al. (2005) estudaram em tíbia de coelhos os efeitos de uma desadaptação de 500  $\mu\text{m}$  em uma prótese suportada por 3 implantes, sendo esta discrepância no implante intermediário. O estudo concluiu que essa falta de passividade não promoveu perdas ósseas ou alterações biológicas na região peri-implantar, mas que poderia ter acarretado problemas mecânicos. Entretanto, os

autores ressaltam que este resultado não indica que uma máxima passividade possível não seja almejada sempre pelos profissionais.

Kano et al. (2006) avaliaram a transmissão de torque protético para o parafuso quando cilindros de base pré-fundida ou calcináveis foram utilizados na confecção de estruturas metálicas. O estudo concluiu que a utilização de cilindros com base pré-fundida permite uma retenção maior do torque aplicado, pelo fato de apresentar menores irregularidades em sua superfície e assim diminuir as chances de afrouxamento do parafuso ao longo do tempo.

Muitos métodos foram sugeridos na literatura para avaliar o grau de passividade de uma estrutura metálica protética. Um dos métodos sugere a técnica de se pressionar a prótese do tipo protocolo Branemark, sem aparafusá-la, e pressioná-la com os dedos polegares, a fim de detectar qualquer báscula ou mesmo movimentação salivar que denuncie uma desadaptação (KAN et al. 1999).

Outros autores avaliaram a técnica de aparafusamento de um só parafuso da prótese. Apenas um dos parafusos de uma das extremidades da prótese era aparafusado. Avaliava-se então a passividade nos demais pilares, através de uma avaliação táctil ou radiográfica, verificando a presença de qualquer distorção da estrutura (JEMT et al., 1991; TAN et al., 1993).

Mitha, Owen e Howes (2009) avaliaram as desadaptações tridimensionais que ocorrem em uma estrutura de uma prótese aparafusada total sobre cinco implantes. Os resultados mostraram discrepâncias grandes entre o enceramento e a estrutura metálica. Isso gerou desadaptações finais muito maiores do que os 150 µm considerados pelo autor como o máximo de diferença tolerável, o que possibilita a incidência de futuros problemas mecânicos (fratura, afrouxamento de parafuso) e biológicos, não se podendo confiar totalmente nos mecanismos da fisiologia óssea para compensar desadaptações da estrutura protética.

## 2.2 EXTENSOMETRIA

A utilização de extensômetros de resistência elétrica para a medição de deformações tem sido amplamente utilizada na implantodontia. Os extensômetros são componentes metálicos padronizados colados justapostos às superfícies a serem deformadas. Ao ocorrer a deformação, o extensômetro deforma-se juntamente, alterando a resistência elétrica nele e, assim, captando a deformação gerada (ASSUNÇÃO et al., 2009).

Sahin e Cehreli (2001) ressaltaram que a adaptação dos componentes sobre os pilares protéticos não determina a real passividade de uma barra, e que o uso de extensômetros seria umas das poucas maneiras para realmente se medir passividade.

Watanabe et al. (2000) testou o efeito de diferentes métodos de confecção de estruturas metálicas para obtenção de passividade de barra, bem como da sequência de aparafusamento em próteses suportadas por três implantes. Os extensômetros foram colados na região mesial e distal das regiões peri-implantares, bem como vestibular e palatina do implante intermediário, e a deformação medida pelos extensômetros avaliadas. O estudo concluiu que houve diferença significativa entre os métodos de confecção e da sequência de torque progressivo.

Karl et al. (2004) utilizou extensômetros colados à estrutura metálica de uma prótese suportada por três implantes para verificar a existência de tensões mesmo em barras clinicamente passivas. O estudo concluiu que estruturas genuinamente passivas não podem ser obtidas, e que desadaptações que levem a tensões maiores nas barras podem comprometer o trabalho protético a longo prazo, tanto biológica quanto biomecanicamente.

Naconecy (2006) e Geremia (2006) utilizaram extensômetros nos pilares de cinco implantes para verificar a distribuição de forças nesses pilares de próteses do tipo protocolo Branemark, com implantes retos e inclinados. Em cada pilar foram colados três extensômetros para a medição da deformação destes quando da

aplicação de uma força no *cantilever*. Os resultados destes estudos indicaram que a inclinação dos implantes posteriores permite melhor distribuição de forças entre os pilares.

Karl et al. (2008) utilizou extensometria para avaliar o efeito do método de fixação da prótese, bem como sua extensão, nas tensões geradas sobre os implantes. Extensômetros foram colados nas regiões mesial e distal das plataformas dos três implantes suporte e nos dois pânticos da estrutura da prótese fixa. O estudo concluiu que o método de fixação da prótese, bem como sua extensão (três elementos suportados por dois implantes ou cinco elementos suportados por três implantes) não interferem nas tensões geradas nos implantes e na região peri-implantar. Entretanto, o autor ressalta a necessidade de se buscar sempre a prótese mais passiva possível a fim de gerar sempre o mínimo de tensões nos implantes.

Hegde et al. (2009) validaram o uso da extensometria como um método exato para a avaliação do grau de adaptação e passividade das estruturas metálicas protéticas. Foram avaliadas as tensões geradas por barras suportadas por dois implantes e com diferentes graus de adaptação (barra passivamente clínica e com discrepâncias de 100  $\mu\text{m}$ , 300  $\mu\text{m}$  e 500  $\mu\text{m}$ ). Foi encontrada uma relação direta entre o aumento da desadaptação e o aumento das tensões geradas, mostrando que a extensometria é um instrumento preciso e adequado para tais medições. O autor também ressalta que não é possível a fabricação de estruturas que não gerem nenhuma tensão aos implantes com as atuais técnicas laboratoriais.

### 2.3 SEQUÊNCIA DE APARAFUSAMENTO

Poucos estudos foram realizados para determinar a influência da sequência de aparafusamento na dissipação das forças de pré-carga das estruturas de próteses implantossuportadas.

Watanabe et al. (2000) verificou os efeitos da sequência de aparafusamento em próteses suportadas por três implantes em duas técnicas de confecção de

estruturas metálicas. Utilizando as sequências 1-2-3; 1-3-2 e 2-1-3 (onde o número 2 correspondia ao implante intermediário e os números 1 e 3 ao implantes de extremidade), as medidas foram obtidas com seis extensômetros fixados ao modelo, em torno dos pilares protéticos. O estudo concluiu que a sequência 2,1,3 mostrou uma diminuição de tensão nos seis extensômetros em comparação com as outras sequências, quando foi utilizado o método de solda convencional para confecção da estrutura protética. Quando foi utilizado o outro método de confecção, não houve diferença significativa entre as sequências de aparafusamento. Este método foi utilizado no sistema de implantes IMZ, aonde alguns dos copings dos implantes não era soldados juntamente com o restante da estrutura, mas sim cimentados à essa posteriormente, visando quebrar a tensão da barra.

Nissan et al. (2001) avaliou os efeitos de diferentes torques (10 N.cm e 20 N.cm) e sequências de aparafusamento (uma da esquerda para a direita e outra da direita para a esquerda). Uma estrutura protética gerada em um modelo mestre foi aparafusada em modelos gerados a partir de moldagens do modelo-mestre. Os extensômetros estavam colados à estrutura protética para a medição de tensões. O estudo não encontrou diferenças significativas no que diz respeito às tensões geradas pelas diferentes sequências de aparafusamento e pelos diferentes torques aplicados.

Duyck et al. (2001) avaliou cinco diferentes sequências de aparafusamento em uma prótese suportada por seis implantes (1-2-3-4-5-6; 6-5-4-3-2-1; 6-4-2-5-3-1; 1-3-5-2-4-6 e 5-4-3-6-1-2). As medições foram realizadas através de extensômetros colados ao pilar protético. O estudo concluiu que, em estruturas de apresentam-se clinicamente passivas, a sequência de aparafusamento utilizada não gera alterações na pré-carga sobre os implantes.

## 2.4 TORQUE PROGRESSIVO

A literatura atual é escassa em estudos que investiguem a influência do torque protético progressivo de 10 N.cm na quantidade de estresse residual de um sistema implante/prótese aparafusada.

Guichet et al. (2000) ressaltaram a utilização de torque progressivo e sequencial no aparafusamento de próteses implantossuportadas aparafusadas para seus testes de tensão avaliados com fotoelasticidade. Entretanto, não foi explicada qual a metodologia utilizada na aplicação progressiva de torque.

### **3 PROPOSIÇÃO**

Este estudo teve como objetivo medir e avaliar, através da utilização de extensômetros, as tensões geradas pelo aparafusamento de uma prótese implantossuportada tipo protocolo Branemark suportada por cinco implantes (obtidas a partir das variações de resistência elétrica), em função da sequência de aparafusamento e do método de aplicação do torque protético.

## 4 METODOLOGIA

As variáveis utilizadas neste estudo laboratorial experimental foram:

- a) variáveis independentes: sequência de aparafusamento e aplicação de torque progressivo nos parafusos protéticos;
- b) variável dependente: tensão exercida sobre os pilares protéticos.

### 4.1 MODELO MESTRE COM OS IMPLANTES

Neste estudo foi utilizado o modelo gerado por Naconecy (2006) e Geremia (2006). Para a obtenção do modelo foi confeccionada uma base de resina epóxi, utilizando-se uma forma de silicone de formato trapezoidal e de paredes laterais perpendiculares. A base apresentava 2 cm de altura, e os lados maior e menor do trapézio mediam 8 cm e 6 cm, respectivamente.

Uma mandíbula-mestre utilizada para treinamento na colocação de implantes osseointegrados (ETH 0301-10 Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) foi usada como modelo para determinar a curvatura no posicionamento dos implantes. Seguindo esta curvatura estabelecida, cinco perfurações foram realizadas no modelo para a colocação dos cinco implantes, paralelos entre si e perpendiculares à base inferior do modelo. Foram utilizados cinco implantes de hexágono externo e plataforma regular, de diâmetro 4 mm X 15 mm (OSS 415 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA).

Os implantes apresentam um distanciamento de 1 cm entre um e outro, sendo que os mais distais simulavam um posicionamento mesial em relação ao forame mentoniano da mandíbula-mestre utilizada. Cinco pilares do tipo *Standard* retos com cinta de 7 mm (3i Implant Innovations, Flórida, EUA) foram instalados sobre os implantes, com um torque de 20 N.cm, conforme preconizado pelo fabricante.

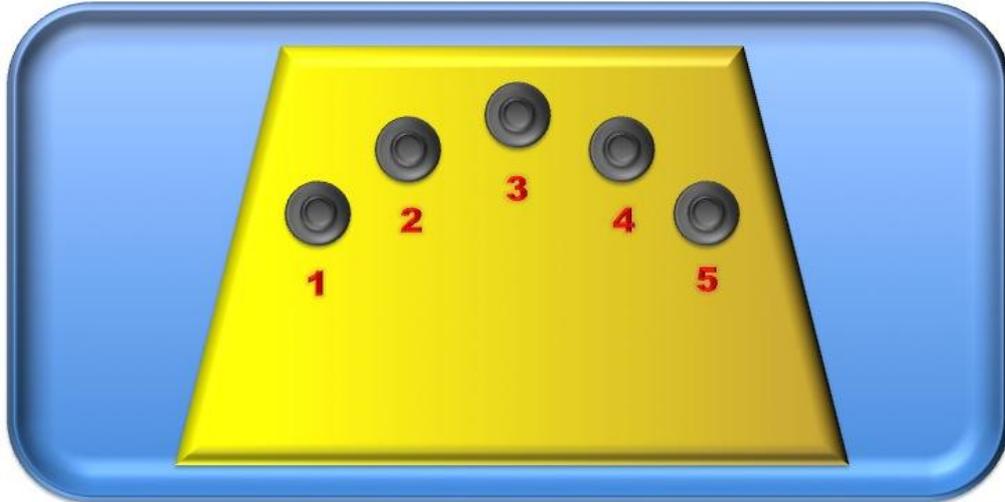


Figura 1: Disposição dos implantes e pilares no modelo-mestre  
 Fonte: O autor (2009)

#### 4.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Foram utilizadas os corpos de prova (barras metálicas) confeccionadas por Naconecy (2006) e Geremia (2006). Através de cálculos matemáticos considerando o módulo de elasticidade da liga de prata-paládio utilizada (Porson 4 – Degussa, Alemanha), foi determinado que o tamanho mínimo da barra de modo a não sofrer deformações permanentes sobre o exercício de forças de tensão sobre esta, seria de 3 mm no sentido vestibulo-bucal e 4 mm no sentido cérico-oclusal, com uma espessura de 2 mm ao redor dos orifícios de entrada dos parafusos protéticos.

A barra foi encerada sobre *copings* calcináveis com base de ouro (CGC30 – 3i Implant Innovations, Florida, EUA). Após o término do enceramento, as barras foram seccionadas em cinco partes, cada uma contendo um implante. Foi então realizado o processo de fundição das barras seccionadas em liga de prata-paládio. Uma vez fundidas, as seções das barras foram posicionadas e aparafusadas no modelo. As partes foram então unidas com resina acrílica de baixa contração para a confecção de um index.

Utilizando esse index, foram realizados pontos de solda a laser na barras, de modo a obter-se uma barra passiva sobre o modelo-mestre. A passividade foi definida nesse estudo de uma maneira clínica. Ao aparafusarmos um parafuso protético, não poderia haver desadaptação ou fresta em nenhum dos implantes do modelo.



Figura 2:Corpo de prova (barra metálica)  
Fonte: O autor (2009)

#### 4.3 EXTENSOMETRIA DE RESISTÊNCIA ELÉTRICA

Foram posicionados em cada um dos pilares três extensômetros (NACONECY, 2006; GEREMIA, 2006). Extensômetros de resistência elétrica são transdutores que permitem avaliar a deformação em determinada área e direção do material. Quando este sofre uma deformação, o extensômetro justaposto à sua superfície também a sofre, gerando uma alteração na corrente elétrica que percorre o dispositivo. Deste modo, sua utilização constitui uma forma de medição e registro do fenômeno da deformação como sendo uma grandeza elétrica (NACONECY et al, 2009; GEREMIA et al, 2009).

### 4.3.1 Posicionamento e Colagem dos Extensômetros

Com o auxílio de um tubo guia com três aberturas para a colagem dos extensômetros, foram colados em cada um dos pilares: um na região anterior, um posterior direito e um posterior esquerdo, cada um a 120 graus de angulação dos outros dois. Os extensômetros (KFG 02-120C1-11N15C2, Kyowa Electronic Instruments Co. Ltd, Tokyo, Japão), com um comprimento de grade de 0,2 mm foram colados com a utilização de uma cola adesiva (Loctite 406, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil), a 1 mm da plataforma do implante (NACONECY, 2006; GEREMIA, 2006) (Figura 3).

No presente estudo, apenas um extensômetro de resistência elétrica de cada pilar protético foi utilizado para as medições. Foi escolhido, dentre os três extensômetros de cada elemento, o que apresentou o sinal de maior deformação no momento do registro das deformações. Cada extensômetro de resistência elétrica mede um valor de deformação em uma direção específica, sendo este valor obtido através da leitura um canal do equipamento de aquisição de dados.

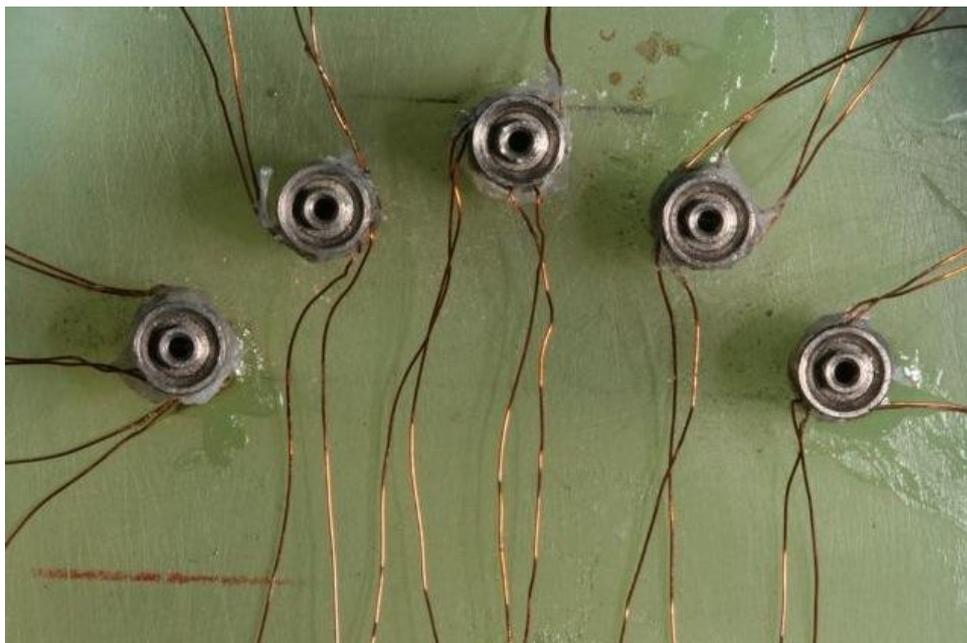


Figura 3: Posicionamento de três extensômetros em cada pilar  
Fonte: O autor (2009)

### 4.3.2 Instrumentação para a leitura das deformações

Cada extensômetro forma um canal de leitura de deformação (1/4 de ponte de Wheatstone). Dois cabos foram conectados a cada extensômetro para a leitura dos sinais por um sistema de aquisição de dados SPIDER 8, que capta a mudança de sinal elétrico em milivolts (HBM Inc., Berlim, Alemanha). Esses sinais foram processados por um *software* para aquisição de dados (Catman 4.1). Após todos os canais terem sido processados, os sinais, medidos em milivolts, foram transformados em unidade de deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$  - micrômetro por metro) através da equação 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, e K = Fator de gage (2.15).

### 4.4 SEQUÊNCIA DE APARAFUSAMENTO E TORQUE PROGRESSIVO

Após a seleção dos extensômetros a ser utilizados, os corpos de prova foram submetidos ao teste de sequência de aparafusamento e aplicação de torque progressivo. As barras, aleatoriamente enumeradas de 1 a 4, foram posicionadas sobre o modelo e os parafusos protéticos de ouro (GSH30 - 3i Implant Innovations, Flórida, EUA) foram colocados nos orifícios. Os parafusos possuíam conexão sextavada. Foi então realizado apenas o início da inserção dos parafusos com uma chave manual sextavada (3i Implant Innovations, Flórida, EUA) para facilitar a colocação destes, já obedecendo a ordem de aparafusamento a ser testada na ocasião. Neste momento, foi estabelecida a medição dos extensômetros, os quais foram ajustados em zero. Este momento foi considerado como momento zero. A partir desse instante as medições dos extensômetros passaram a ser gravadas no computador pelo programa.

Iniciaram-se então as medições com as sequências de aparafusamento. Enumerando-se os pilares de um a cinco, da direita para a esquerda, foram testadas quatro sequências: I) 2-4-3-1-5 (JEMT et al. 1991); II) 1-2-3-4-5; III) 3-2-4-1-5 e IV) 2-

5-4-1-3. Foram utilizados diferentes jogos de parafusos para cada barra testada e para cada tipo de aplicação de torque, resultando em um total de oito jogos de parafusos.

Primeiramente, fez-se a avaliação das sequências com a aplicação de torque de maneira progressiva. Com a utilização de um motor (DEC 600-1 Osseocare Drilling Equipment, Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) e um contra-ângulo de redução 20:1 (WS-75 E/KM, W&H, Áustria), foram apertados os parafusos a um torque de 5 N.cm, seguindo a sequência de aparafusamento testada no momento. O apertamento foi realizado com uma chave hexagonal para contra-ângulo (RASH3N – 3i Implant Innovations, Flórida, EUA). O tempo de gravação das medições no computador foi anotado neste momento para posteriormente auxiliar na análise dos dados. Após o apertamento de todos os parafusos, a sequência foi repetida, desta vez aplicando 10 N.cm nos parafusos. Aguardaram-se alguns segundos para estabilização dos sinais dos extensômetros no programa e os dados foram então gravados em diferentes arquivos.



Figura 4: Aplicação do torque progressivo utilizando motor protético  
Fonte: O autor (2009)

A mesma sequência foi testada em todas as barras, para somente então partirmos para a próxima, sempre utilizando um diferente jogo de parafuso para cada barra. As sequências de aparafusamento foram testadas na seguinte ordem: 2-4-3-1-5; 1-2-3-4-5; 3-2-4-1-5 e 2-5-4-1-3.



Figura 5: Parafusos de ouro para retenção protética  
Fonte: O autor (2009)

Apos a avaliação de todas as sequências, o processo foi repetido para a aplicação de torque direto de 10 N.cm, mas sem a aplicação de 5 N.cm, sendo o torque de 10 N.cm aplicados diretamente. As sequências foram testadas na mesma ordem: 2-4-3-1-5; 1-2-3-4-5; 3-2-4-1-5 e 2-5-4-1-3.

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

#### 4.5 OBTENÇÃO DOS VALORES DE DEFORMAÇÃO

Os corpos de prova, ao serem submetidos aos testes, geraram um gráfico de deformação em função do tempo decorrido, utilizando uma planilha eletrônica (Microsoft Excel, Microsoft, EUA). As diferentes associações entre as variáveis independentes geraram gráficos diferente. Desta forma, cada sequência de aparafusamento com cada um dos métodos de aplicação de torque gerou um gráfico para cada um dos corpos de prova.

Os valores de deformação nos pilares, quando aplicado tanto o torque direto de 10 N.cm quanto o torque progressivo (independentemente da sequência de aparafusamento avaliada), foram obtidos no gráfico eletrônico, no ponto de maior estabilidade do sinal após a aplicação do torque final.



Figura 6: Jogos de parafusos individuais para cada barra e métodos de aplicação de torque testado

Fonte: O autor (2009)

#### 4.6 CONVERSÃO DOS VALORES DE DEFORMAÇÃO EM TENSÃO

Todos os valores obtidos através dos extensômetros de deformação foram em unidade de deformação ( $\mu\text{m}/\text{m}$ ). A média de deformação de cada corpo de prova foi assim calculada:

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

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

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

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

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

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

Para cada ensaio experimental, foi computada a média dos valores de tensão dos cinco pilares, que foi considerada a tensão do espécime (sistema barra/pilares/implantes).

#### 4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística dos dados de tensão (em MPa) foi utilizada Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas, seguida por testes de comparação múltipla de médias duas a duas, ao nível de significância de 5%.

Os dados foram ainda analisados utilizando um teste para avaliação do tamanho de efeito padronizado (*effect size*) para comparar as sequências de aparafusamento entre si. Este teste constitui-se em um método simples para quantificação da diferença existente entre dois grupos, considerando a diferença existente entre estes (McGrow, Wong 1992). O *effect size* (*d*) é calculado utilizando a média dos grupos e o desvio padrão, através da fórmula:

$$\text{Effect Size (d)} = \frac{\text{média do grupo teste} - \text{média do grupo controle}}{\text{Desvio padrão}}$$

O valor resultante da fórmula corresponde a um índice para quantificação da diferença entre os grupos estudados (Tabela 1).

**Tabela 1** – Valores de referência para a interpretação do tamanho de efeito padronizado (d)

Valor de correlação	Significância
0,0 – 0,2	Insubstancial
0,2 – 0,6	Diferença mínima
0,6 – 1,2	Diferença moderada
1,2 – 2,0	Diferença grande

Fonte: O autor (2009)

## 5 RESULTADOS

Os resultados da estatística descritiva dos grupos experimentais em função das variáveis dependentes estão demonstrados na Tabela 2.

**Tabela 2** – Médias gerais de tensões (em MPa) das sequências de aparafusamento após aplicação de torque direto ou torque progressivo (n=4).

Sequência	Torque Direto (10 N.cm)		Torque Progressivo (5 + 10 N.cm)	
	Média	DP	Média	DP
<b>2-4-3-1-5</b>	13,14	4,24	22,90	10,99
<b>1-2-3-4-5</b>	14,64	2,23	18,02	7,20
<b>3-2-4-1-5</b>	15,89	3,98	19,53	5,51
<b>2-5-4-1-3</b>	13,80	2,84	20,88	7,90

Fonte: O autor (2009)

A Figura 7 apresenta graficamente as variações de tensão em função da sequência de aparafusamento e do modo de torque (direto ou progressivo). Pode-se observar maior variabilidade de tensão no grupo da sequência 2-4-3-1-5 com torque progressivo.

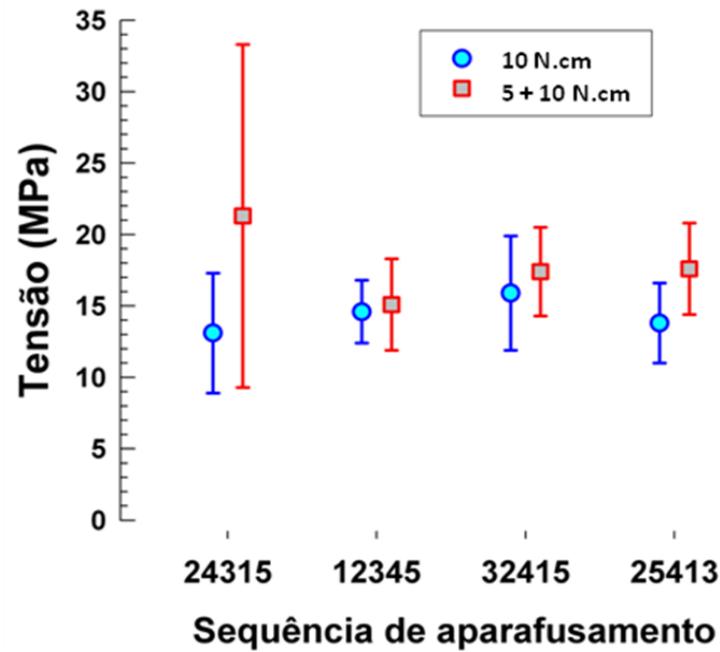


Figura 7: Gráfico da variação das tensões em função da sequência de aparafusamento e do modo de torque progressivo  
 Fonte: O autor (2009)

Os resultados do teste ANOVA para medidas repetidas nos grupos de torque direto estão dispostos na Tabela 3. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as sequências de aparafusamento ( $P > 0,05$ ). De acordo com o teste de tamanho de efeito padronizado ( $d$ ), houve uma diferença considerada moderada nas comparações: 2-4-3-1-5 e 3-2-4-1-5; 3-2-4-1-5 e 2-5-4-1-3. Os demais pareamentos entre as sequências de aparafusamento apresentaram diferenças mínimas entre si de acordo com o tamanho de efeito padronizado.

**Tabela 3** – Comparação das tensões entre diferentes sequências de aparafusamento de barras metálicas de próteses dentárias implantossuportadas usando torque de 10 N.cm.

	S12345 14,6±2,2	S32415 15,9±4,0	S25413 13,8±2,8
S24315 13,1±4,2	-1,5; P = 0,86 d = -0,47	-2,7; P = 0,64 d = -0,66	-0,7; P = 0,99 d = -0,20
S12345 14,6±2,2	–	-1,2; P = 0,95 d = -0,39	0,8; P = 0,95 d = 0,32
S32415 15,9±4,0	–	–	2,1; P = 0,53 d = 0,62

ANOVA de medidas repetidas na comparação global das médias, n=4 por sequência,  $P=0,226$ . Os resultados são apresentados como diferenças de médias, significância ao teste de post-hoc de Sidak e magnitude de efeito pela estatística de Cohen (d).

Fonte: O autor (2009)

Os resultados do teste ANOVA para medidas repetidas nas amostras que receberam torque progressivo estão dispostos na Tabela 4. Não houve diferença estatisticamente significativa de tensão entre as sequências de aparafusamento ( $P>0,05$ ). De acordo com o tamanho de efeito padronizado (d), houve uma diferença considerada moderada nas comparações: 2-4-3-1-5 e 1-2-3-4-5; 1-2-3-4-5 e 3-2-4-1-5; 1-2-3-4-5 e 2-5-4-1-3. A ordem 2-4-3-1-5 apresentou diferença mínima quando teve sua média comparada com as médias de outras duas sequências (3-2-4-1-5 e 2-5-4-1-3).

**Tabela 4** – Comparação das tensões entre diferentes sequências de aparafusamento de barras metálicas de próteses dentárias implantossuportadas usando torque progressivo (5 + 10 N.cm).

	S12345 15,1±3,2	S32415 17,4±3,1	S25413 17,6±3,2
S24315 21,3±12,0	6,2; P = 0,91 d = 0,81	3,9; P = 0,99 d = 0,52	3,7; P = 0,99 d = 0,49
S12345 15,1±3,2	–	-2,3; P = 0,09 d = -0,73	-2,5; P = 0,11 d = -0,78
S32415 17,4±3,1	–	–	-0,2; P = 0,98 d = -0,06

ANOVA de medidas repetidas na comparação global das médias, n=4 por sequência, P=0,438, Os resultados são apresentados como diferenças de médias, significância ao teste de *post-hoc* de Sidak e magnitude de efeito pela estatística de Cohen (d).

Fonte: O autor (2009)

O resultado da comparação entre o método de torque aplicado dentro de cada sequência está disposto na Tabela 5. Apenas na utilização da sequência 3-2-4-1-5 houve diferença estatisticamente significativa entre o torque progressivo e o torque aplicado diretamente.

**Tabela 5** – Comparação dos diferentes métodos de aplicação de torque dentro de cada sequência de aparafusamento

	Sequência	Média com torque progressivo (MPa)	Média com torque direto (MPa)	Valor P (bi-caudal)
Par 1	TD24315 – TP24315	22,9	13,14	0,138
Par 2	TD12345 – TP12345	18,02	14,64	0,449
Par 3	TD32415 – TP32415	19,53	15,89	0,030
Par 4	TD25413 – TP25413	20,88	13,8	0,318

Fonte: O autor (2009)

Legenda: TD = torque direto; TP = torque progressivo

## 6 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi identificar a influência da sequência de aparafusamento da estrutura protética de uma prótese tipo protocolo suportada por cinco implantes, bem como o efeito da aplicação do torque protético de uma maneira progressiva. Os resultados mostraram que não houve uma diferença significativa de tensão quanto à aplicação de diferentes sequências no aparafusamento. Quanto à maneira de aplicação de torque (progressiva ou direta com torque de 10 N.cm), apenas uma das sequências de aparafusamento apresentou diferença estatisticamente significativa, embora suas médias tenham sido semelhantes às demais sequências para ambos os métodos de aparafusamento.

A ausência de diferenças significativas entre as sequências de aparafusamento corrobora os resultados relatados por Nissan et al. (2001) e Duyck et al. (2001), os quais não encontraram variações significativas geradas pela alteração da sequência de aparafusamento. Por sua vez, Watanabe et al. (2000) encontraram variações de tensões de pré-carga ao alterar a sequência de aparafusamento em próteses suportadas por três implantes, apenas quando foram utilizadas estruturas fundidas a partir de cilindros plásticos calcináveis. No estudo de Watanabe et al. (2000) foram utilizadas as sequências 1-2-3, 1-3-2 e 2-1-3, sendo que o implante de número 2 correspondia ao implante intermediário.

No presente trabalho, as estruturas metálicas foram confeccionadas utilizando-se cilindros de base pré-usinada em ouro. A utilização de componentes de base pré-usinada em ligas nobres favorece a passividade da estrutura metálica (BYRNE et al. 1998; CARR; GERARD; LARSEN, 1996) em comparação com cilindros plásticos calcináveis. Este fato pode explicar os resultados negativos obtidos em contraste com o trabalho de Watanabe et al. (2000), além do número diferente de parafusos/implantes. A influência da utilização destes cilindros com base pré-usinada em ouro não reside apenas na interface estrutura/pilar, mas também no assentamento do parafuso protético dentro de seu orifício na estrutura metálica (KANO et al. 2006). Interferências nesta região podem afetar o assentamento da prótese durante o aparafusamento, bem como absorver parte do

torque aplicado nos parafusos, restando assim um torque de menor intensidade para unir a prótese ao pilar (KANO et al. 2006). Tal perda de torque durante o aparafusamento também pode gerar alterações na incidência de tensões sobre os pilares durante o aparafusamento. Deste modo, as sequências utilizadas neste estudo poderiam apresentar diferenças estatisticamente significantes se utilizadas sobre estruturas confeccionadas a partir de cilindros plásticos calcináveis.

A aplicação do torque protético de uma maneira direta (10 N.cm) ou através de um modo progressivo (inicialmente aplicando 5 N.cm, seguido por 10 N.cm) não apresentou variações significativas de tensão no sistema barra/pilares/implantes, embora apenas uma das sequências de aparafusamento (3-2-4-1-5) tenha apresentado diferença estatisticamente significativa. A literatura é escassa em estudos sobre o modo de aplicação de um torque protético de tal magnitude. Guichet et al. (2000) relataram a utilização de torque progressivo em seu experimento, mas os autores não descreveram como foi realizado tal procedimento na metodologia de seu trabalho.

O teste de tamanho de efeito padronizado segundo McGraw e Wong (1992) foi utilizado neste estudo como um teste estatístico complementar e permitiu identificar entre quais grupos houve tendência de maiores diferenças, apesar de não ocorrer diferença estatística pela Análise de Variância. O teste de tamanho de efeito padronizado permite avaliar unicamente a diferença das médias entre os grupos testados, a fim de avaliar o grau de diferença existentes entre estas. O número de espécimes utilizados ( $n=4$ ) não interferiu no resultado do estudo e mesmo com um tamanho de amostra maior os resultados provavelmente manteriam o mesmo padrão encontrado. Além disso, o tamanho da amostra mostra-se compatível com a de outros estudos que avaliaram estruturas protéticas através de extensometria (GUICHET et al. 2000; WATANABE et al. 2000; HEGDE et al. 2009).

A confecção das barras metálicas consiste em um processo artesanal, através de procedimentos laboratoriais de enceramento e fundição. Assim, mesmo que aparentemente as barras sejam iguais, todas apresentam diferenças em relação às outras. Portanto, a passividade destas estruturas é diferente mesmo que elas possam ser consideradas clinicamente iguais. Deste modo, mesmo com a maior

padronização possível na confecção das barras metálicas, sempre há alguma diferença entre elas, o que pode gerar variações nas leituras dos extensômetros. O registro de alterações elétricas pelos extensômetros de deformação é muito sensível, sendo que qualquer alteração nos espécimes pode aumentar a variabilidade dos dados. O uso de extensômetros permite avaliar e medir tensões e deformações geradas sobre um sistema ou um componente isolado, sendo por isso amplamente utilizado em estudos biomecânicos laboratoriais em Implantodontia (ASSUNÇÃO et al. 2009). Alguns autores preconizaram a colocação dos extensômetros na região ao redor dos implantes para detectar as tensões geradas na região peri-implantar (WATANABE et al. 2000; DUYCK et al. 2001). Neste estudo, entretanto, a colocação dos extensômetros nos pilares protéticos permitiu uma leitura das tensões geradas no sistema barra/pilares/implantes no momento do aparafusamento.

Uma limitação deste trabalho para generalização dos resultados refere-se ao posicionamento dos implantes dentários no modelo mandibular. Os implantes foram posicionados no modelo utilizando como guia uma mandíbula-mestre como referência de curvatura do arco. Esta distribuição geométrica ideal, bem como a distância perfeitamente uniforme de um centímetro entre as plataformas dos implantes, dificilmente é reproduzida clinicamente devido às características individuais dos pacientes. Se as distâncias interimplantes fossem desiguais ou com outra medida, a tensão no sistema poderia ser significativamente diferente dos valores obtidos neste experimento.

Em síntese, este estudo demonstrou não haver diferença significativa de tensão no sistema barra/pilares/implantes entre as sequências de aparafusamento testadas de modo geral. Independentemente da sequência de aparafusamento e do procedimento de aplicação de torque, a obtenção de um sistema implantes-prótese totalmente livre de tensões é inalcançável clinicamente. Assim, todo cuidado deve ser tomado durante os procedimentos clínicos e laboratoriais para que as próteses fixas implantossuportadas apresentem a melhor adaptação possível com menor possibilidade de gerar tensões durante a etapa de aparafusamento.

## 7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada, os resultados do presente estudo permitem concluir que:

- a) as quatro diferentes sequências de aparafusamento testadas não apresentaram diferença significativa de tensão entre si após o aparafusamento de uma simulação de prótese tipo Protocolo Branemark suportada por cinco implantes;
- b) houve diferença significativa de tensão entre a aplicação direta do torque protético (10 N.cm) e a utilização de um torque progressivo (5 N.cm + 10 N.cm) para a sequência de aparafusamento 3-2-4-1-5. Entretanto, usando as demais sequências de aparafusamento testadas, não houve diferença significativa na comparação entre o modo de aplicação do torque protético.

## REFERÊNCIAS

- Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002 Jan-Feb;15(1):38-42.
- Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Mar-Apr;11(2):216-22.
- Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*. 2009 Jul;20(4):1173-7. Review.
- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
- Bränemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983 Sep;50(3):399-410.
- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. J. The fit of cast and premachined implant abutments. *Prosthet Dent*. 1998 Aug;80(2):184-92.
- Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent*. 1996 Nov;76(5):500-9.
- Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care*. 1997 Oct;5(4):253-73. Review.
- Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Pre-load on oral implants after screw tightening fixed full prostheses: an in vivo study. *J Oral Rehabil*. 2001 Mar;28(3):226-33.
- Duyck J, Vrielinck L, Lambrichts I, Abe Y, Schepers S, Politis C, Naert I. Biologic response of immediately versus delayed loaded implants supporting ill-fitting prostheses: an animal study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(3):150-8.
- Geremia T. Distribuição de força em pilares de próteses implantossuportadas tipo Protocolo Branemark com implantes inclinados : estudo in vitro [dissertação] Porto Alegre (RS): Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul; 2006.
- Geremia T, Naconecy MM, Mezzomo LA, Cervieri A, Shinkai RSA. Effect of cantilever length and inclined implants on axial force and bending moment in implant-supported fixed prostheses. *Rev Odonto Ciênc* 2009 Abr-Jun;24(2):145-50.

Guichet DL, Caputo AA, Choi HC, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-246.

Hegde R, Lemons JE, Broome JC, McCracken MS. Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant Dent* 2009 Apr; 18(2):151-61.

Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Winter;6(4):413-7.

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.

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

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006 Mar-Apr;15(2):77-81.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):30-7.

Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Influence of fixation mode and superstructure span upon strain development of implant fixed partial dentures. *J Prosthodont*. 2008 Jan;17(1):3-8.

McGraw KO, Wong SP. A Common Language Effect Size Statistic. *Psychol Bulletin* 1992 Mar;111(2):361-5.

Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont*. 2009 May-Jun;22(3):248-50.

Mulcahy C, Sherriff M, Walter JD, Fenlon MR. Measurement of misfit at the implant-prosthesis interface: an experimental method using a coordinate measuring machine. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):111-8.

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

Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on the biomechanics of implant-supported prosthesis with vertical and tilted distal implants. *J Appl Oral Sci*. 2009. In press.

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. *J Prosthet Dent.* 2001 Jul;86(1):20-3.

Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85-92.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983 Jun;49(6):843-8.

Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Mar;7(1):55-63.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent.* 2003 Mar;89(3):256-60.

Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993 Jul-Aug;6(4):346-63.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Mar-Apr;15(2):209-18.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1999 Mar-Apr;12(2):167-78.

## ANEXO - CARTA DE APROVAÇÃO



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

---

Porto Alegre 11 de novembro de 2009

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob nº:** 0048/09  
**Intitulado:** Análise de tensões em pilares de próteses implantossuportadas em função da seqüência de aparafusamento e do torque progressivo  
**Pesquisador Responsável:** Profa. Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai  
**Pesquisadores Associados** Leonardo Hoffmann de Barcellos; Marina Rechden Lobato  
**Nível:** Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 11 de novembro de 2009.

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