

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

SABRINA SANTAFÉ

**AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E DO TORQUE DE REMOÇÃO PÓS CICLAGEM  
MECÂNICA DE TRÊS SISTEMAS DE CONEXÃO IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO**

Porto Alegre

2010

# **Livros Grátis**

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

Milhares de livros grátis para download.

**SABRINA SANTAFÉ**

**AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E DO TORQUE DE REMOÇÃO PÓS CICLAGEM  
MECÂNICA DE TRÊS SISTEMAS DE CONEXÃO IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO**

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

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Porto Alegre

2010

### **Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

**S231a** Santafé, Sabrina

Avaliação da pré-carga e do torque de remoção de três sistemas de conexão implante-pilar protético pós ciclagem mecânica. – Porto Alegre, 2010.

77 f. : il.

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

Orientação: Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira.

1. Odontologia. 2. Implantes Dentários. 3. Pré-Carga. 4. Torque de Remoção. 5. Ciclagem Mecânica. I. Teixeira, Eduardo Rolim. II. Título.

**CDD 617.692**

**Ficha elaborada pela bibliotecária Cíntia Borges Greff CRB 10/1437**



Dedico este trabalho à minha família que  
me deu todo o apoio necessário e incentivo  
para a realização desse curso.

## **AGRADECIMENTOS**

Ao professor orientador Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira, pela importante tarefa executada, guiando-me nessa jornada.

Ao Prof. Dr. João Carlos Pinheiro Beck, responsável pelo Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica - PUCRS, sem o qual este trabalho não seria possível.

Ao técnico responsável pelo Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica - PUCRS, Karion Guerra pela essencial colaboração na realização do experimento.

Ao Prof. Dr. Hugo Oshima e ao Prof. Dr. Eduardo Mota, sempre disponíveis e dispostos a ajudar.

À colega Marina Lobato, pela amizade e disponibilidade.

Ao Laboratório de Prótese Dentária Elton Helvig, responsável pelas coroas protéticas utilizadas nesse trabalho, pelo apoio financeiro e amizade.

À Neodent, pelo apoio financeiro, disponibilidade e atenção.

À CAPES pelo apoio financeiro.

## RESUMO

Sistemas de conexão implante-pilar protético estáveis e previsíveis são estudados no intuito de eliminar as complicações biomecânicas mais frequentes das próteses implantossuportadas, como o afrouxamento e a fratura de parafusos. Esse estudo *in vitro* teve como objetivo verificar a possível influência do tipo de conexão entre pilar protético e implante nos valores de pré-carga em próteses cimentadas unitárias, e nos valores de torque de remoção após ciclagem mecânica. Dez implantes de 11 mm de comprimento por 3,75mm de diâmetro de cada sistema - hexágono externo (HE), hexágono interno (HI) e cone morse (CM) – e seus munhões universais com 4,5mm de diâmetro por 6mm de altura e 1mm de cinta metálica (HE e HI), com seus respectivos parafusos, ou 0,8mm de pescoço (CM) (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brasil) foram utilizados e montados em cilindros acrílicos. No momento do torque de fechamento de cada implante, em que foram aplicados torques de 32Ncm para os grupos HE e CM e 20Ncm para o grupo HI, valores de pré-carga foram medidos através de uma célula de carga e extensimetria. Após, cada grupo foi submetido à ciclagem mecânica, com aplicação de uma carga de 120N por 500.000 ciclos em saliva artificial. Por fim, os torques de remoção foram mensurados com o auxílio de um torquímetro digital. A média de pré-carga mais alta foi obtida pelo grupo CM ( $95,70 \pm 12,53\text{N}$ ), tendo o grupo HE obtido valores intermediários ( $50,80 \pm 9,52\text{N}$ ) e o grupo HI os mais baixos valores de pré-carga ( $26,00 \pm 5,70$ ). Quanto aos valores de torque de remoção, o grupo HI apresentou a menor perda percentual de torque após a ciclagem mecânica (- 7,5%), seguido do grupo HE (- 24,7%) e do grupo CM, que apresentou a maior perda relativa (- 63,9%) em relação ao torque inicial. Após análise de variância (ANOVA,  $p < 0,001$ ) e o teste estatístico de Tukey ( $p < 0,001$ ) foram encontradas diferenças significativas entre os 3 grupos tanto para os valores de pré-carga como para os de torque de remoção. Apesar de valores de pré-carga maiores terem sido obtidos pelo grupo CM, o presente estudo sugere que a conexão HI seja a mais estável, seguida do sistema HE, também com resultados aceitáveis, após ciclagem mecânica.

**Palavras-chave:** Implantes Dentários. Pré-Carga. Torque de Remoção. Ciclagem Mecânica.

## ABSTRACT

Stable and predictable implant/abutment connection systems are studied in order to eliminate the most frequent biomechanical complications of implant supported prosthesis, that is screw loosening and fracture. This *in vitro* study aimed to verify the possible influence of the type of connection between prosthetic abutment and implant on preload values of cement-retained single-unit prosthesis, as well as on removal torque values following mechanical cycling. Ten 3.75 mm X 11 mm implants of each system – external hex (EH), internal hex (IH) and Morse taper (MT) – their universal posts with a 4.5 mm diameter, 6 mm height, and 0.8 mm neck (MT), or 1 mm of metal collar (EH and IH), and their respective screws (Neodent®-Curitiba, Paraná, Brazil) were used and mounted in acrylic cylinders. At the moment of torque of each implant, in which 32 Ncm were applied in groups EH and MT, and 20 Ncm in group IH, the preload values were measured through a load cell and extensometry. Then, each group underwent mechanical cycling (500,000 cycles, 120N) with artificial saliva. Subsequently, removal torque was measured using a digital torquimeter. The highest preload mean was presented by group MT ( $95.70 \pm 12.53\text{N}$ ), intermediate values being found in group EH ( $50.80 \pm 9.52\text{N}$ ), and the lowest values were presented by group IH ( $26.00 \pm 5.70\text{N}$ ). As for removal torque values, group IH presented the lowest percentage loss of torque after mechanical cycling (-7.5%), followed by group EH (-24.7%), and group MT, which presented the highest relative loss (-63.9%) in relation to the initial torque value. After analysis of variance (ANOVA,  $p < 0.001$ ) and the statistical Tukey test ( $p < 0.001$ ), there were significant differences between the three groups, either to preload values or removal torque values. Despite the highest preload values found in group MT, the present study suggests that IH connection is more stable, followed by EH system, also with acceptable results, after mechanical cycling.

**Key words:** Dental implants. Preload. Removal torque. Mechanical cycling.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Implantes dos sistemas hexágono interno, hexágono externo e cone morse, com comprimento de 11mm .....	32
Figura 2: Preenchimento do tubo de pvc com resina acrílica e implante posicionado Fonte: A autora (2009).....	33
Figura 3: Corpo de prova pronto, já com seu respectivo pilar protético posicionado	33
Figura 4: Gráfico calibragem grupo Hexágono Externo (HE) .....	37
Figura 5: Gráfico calibragem grupo Hexágono Interno (HI).....	37
Figura 6: Gráfico calibragem grupo Cone Morse (CM).....	38
Figura 7: Coroa metálica com nicho junto à crista marginal mesial.....	39
Figura 8: Coroa metálica instalada sobre o pilar protético do corpo de prova.....	40
Figura 9: Simulador de fadiga mecânica .....	40
Figura 10: Torquímetro digital com chave hexagonal acoplada .....	42
Figura 11: Corpo de prova preso em uma morsa e torquímetro digital com chave hexagonal acoplada para a mensuração dos valores do torque de remoção do pilar protético .....	44
Figura 12: Gráfico Pré-Carga .....	47
Figura 13: Gráfico variação percentual do torque de remoção.....	50

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela de avaliação das médias de pré-carga.....	46
Tabela 2 – Tabela da Análise de Variância – Pré-carga .....	47
Tabela 3 – Comparação entre os valores de torque inicial e torque de remoção.....	48
Tabela 4 – Tabela da Análise de Variância – Torque de remoção.....	49
Tabela 5 – Variação percentual do torque de remoção.....	49

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>HE</b>	- hexágono externo
<b>HI</b>	- hexágono interno
<b>CM</b>	- cone morse
<b>et al.</b>	- e outros (abreviatura de “ <i>et alli</i> ”)
<b>mm</b>	- milímetros
<b>N</b>	- <i>Newton</i>
<b>MPa</b>	- megapascal
<b>Ncm</b>	- <i>newton</i> -centímetro
<b>Kg</b>	- quilograma
<b>g</b>	- grama
<b>V</b>	- <i>volts</i>
<b>g/mL</b>	- grama/mililitro
<b>s</b>	- segundo
<b>min</b>	- minuto
<b>n°</b>	- número
<b>R</b>	- resistor elétrico
<b>p</b>	- valor do teste estatístico
<b>n</b>	- número de amostra
<b>F</b>	- estatística
<b>CI</b>	- intervalo de confiança
<b>SPSS</b>	- <i>Statistical Package in Social Science for Windows</i>
<b>Hz</b>	- <i>hertz</i>
<b>MHz</b>	- <i>megahertz</i>
<b>ANOVA</b>	- <i>Analysis of Variance</i> ou Análise de Variância
<b>Ltda.</b>	- limitada
<b>MEDLINE</b>	- <i>Medical Literature Analysis and Retrieval System Online</i>
<b>ISO</b>	- <i>International Organization for Standardization</i>
<b>INA</b>	- <i>Instrumentation Amplifier</i>
<b>PUCRS</b>	- Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

## LISTA DE SÍMBOLOS

- ° - graus
- ® - marca registrada
- < - menor
- °C - graus Celsius
- μm - micrometro
- % - porcentagem
- α - nível de significância estatística
- ± - desvio padrão
- - valor negativo
- = - igual



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
<b>2 REVISÃO LITERÁRIA</b> .....	<b>16</b>
2.1 FATORES DE RISCO EM IMPLANTODONTIA.....	16
2.2 SISTEMAS DE CONEXÃO IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO .....	20
2.3 PRÉ-CARGA E TORQUE DE REMOÇÃO.....	25
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>29</b>
<b>4 HIPÓTESE</b> .....	<b>30</b>
<b>5 MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	<b>31</b>
5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO.....	31
5.2 AMOSTRA E PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA .....	31
5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA .....	33
5.4 EXTENSÔMETROS.....	34
5.5 CALIBRAGEM E CONVERSÃO .....	35
5.6 CICLAGEM MECÂNICA .....	38
5.7 TORQUE DE REMOÇÃO .....	41
5.8 MÉTODO .....	42
5.9 MÉTODO ESTATÍSTICO .....	44
<b>6 RESULTADOS</b> .....	<b>46</b>
6.1 PRÉ-CARGA.....	46
6.2 TORQUE DE REMOÇÃO .....	48
6.3 TORQUE DE REMOÇÃO – VARIAÇÃO PERCENTUAL.....	48
<b>7 DISCUSSÃO</b> .....	<b>51</b>
7.1 RESULTADOS.....	51
7.2 AMOSTRA .....	55
7.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA .....	57
7.4 MÉTODO .....	57

<b>8 CONCLUSÕES .....</b>	<b>60</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>61</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>66</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O tratamento do edentulismo, total ou parcial, modificou-se de forma significativa com o advento dos implantes osseointegrados. Os implantes são, hoje, uma realidade na odontologia e sua indicação e uso cada vez mais frequentes. Mais acessíveis, os implantes têm sido alvo de inúmeras pesquisas e longo acompanhamento, especialmente após a publicação dos estudos sobre osseointegração por Branemark *et al.* (1977). Sua história clínica de sucesso modificou a forma de pensar e planejar os tratamentos envolvendo reabilitação oral. A possibilidade de se repor dentes perdidos através dos implantes, com estética e função satisfatórias, aumentou consideravelmente as opções de tratamento (PIETRABISSA *et al.*, 2000). Com o aumento do número de casos implantados, cresceram também os números de insucessos (HECKER; ECKERT; CHOI, 2006).

A atual busca da implantodontia está no aprimoramento dos sistemas de implantes com o intuito de reduzir ao máximo a ocorrência das falhas, bem como de facilitar e acelerar as fases clínicas - cirúrgica e protética- melhorando assim os resultados estéticos, a longevidade e a previsibilidade dos tratamentos (SALVI; LANG, 2001). Dentro desta tendência, sistemas de conexões implante-pilar protético foram desenvolvidos e novas pesquisas para melhor avaliação e entendimento de suas características biomecânicas, especialmente quando submetidos às condições da cavidade bucal, precisam ser efetuadas (PIETRABISSA *et al.*, 2000; SALVI; LANG, 2001).

Uma das principais causas de insucesso em implantodontia está relacionada às conexões implante-pilar protético. Afrouxamento e fratura dos parafusos presentes nessas conexões são complicações biomecânicas muito frequentes, interferindo diretamente na longevidade da reabilitação protética (ADELL *et al.*, 1981; BASTEN *et al.*, 1996; BALSHEI, 1996).

A necessidade de um desenho de implante que ofereça algum grau de estabilidade biomecânica tem sido reconhecida como algo essencial. Sob condições funcionais, os implantes osseointegrados são submetidos às cargas altamente

complexas de diferentes durações, direções e magnitudes. Em adição à transmissão da carga na interface osso-implante, a longevidade das próteses está relacionada à estabilidade dos componentes mecânicos dentro do complexo implante-pilar protético coroa (SALVI; LANG, 2001).

O desenho da interface entre o complexo implante, pilar protético e coroa pode ter um profundo impacto na longevidade e no prognóstico das próteses implantossuportadas. Os diferentes *designs* de conexão implante-pilar protético (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) apresentam características bastante distintas entre si, o que pode determinar maior ou menor estabilidade biomecânica (NORTON, 2000).

Foi sugerido por alguns pesquisadores que na conexão tipo cone morse as cargas funcionais fossem dirigidas principalmente pelo desenho cônico, que mantém uma alta pressão normal na área de contato, permitindo uma retenção estável da posição pelas forças friccionais (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000).

No *design* de implantes de hexágono externo, o parafuso do pilar protético é o principal responsável pela manutenção da integridade do complexo implante-pilar protético sob cargas funcionais (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003).

No sistema hexágono interno, o parafuso do pilar protético também é o principal responsável pela manutenção da integridade da conexão implante-pilar protético sob cargas funcionais, apresentando um padrão de distribuição de forças parecido com o do sistema hexágono externo quando submetido a cargas verticais. Entretanto, parece haver uma distribuição de forças muito mais difundidas internamente no implante do sistema hexágono interno, quando submetido a forças horizontais (MAEDA; SATOH; SOGO, 2006).

Um importante fator mecânico relacionado à estabilidade desses componentes é a pré-carga. A pré-carga é definida como a força de tração aplicada no parafuso do pilar protético como um produto do torque (apertamento) do parafuso. Isto cria uma força compressiva (contato) nas interfaces da cabeça do

parafuso do pilar protético e o próprio pilar protético, entre o pilar protético e o implante, e entre o pilar protético e a rosca do implante (KHRAISAT *et al.*, 2004).

O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada de pré-carga (ALKAN; SERTGÖZ; EKICI, 2004). A pré-carga é dependente primariamente do torque aplicado e, de modo secundário, do material componente, da cabeça do parafuso e desenho da rosca, bem como da rugosidade da superfície. Se a tensão (pré-carga) diminui abaixo de níveis críticos, a estabilidade do complexo implante-pilar protético pode ser comprometida, o que resultará clinicamente no afrouxamento e/ou fratura do parafuso. A magnitude do torque aplicado apresenta relação direta com o índice de pré-carga obtido, mas tal magnitude é limitada pela resistência do parafuso e pela resistência da interface osso/implante (KHRAISAT *et al.*, 2004).

Os valores de torque de remoção são outro indicador bastante relevante para a avaliação da estabilidade das conexões implante-pilar protético. O valor de torque reverso (torque de remoção) é assumido como sendo o valor da pré-carga remanescente no parafuso após ensaio de fadiga – função (CIBIRKA *et al.*, 2001). Valores de torque de remoção próximos ou superiores aos valores de torque inicial indicam um bom prognóstico para as conexões em questão. A razão crucial para a perda do pilar protético do implante em uma conexão é a perda da pré-carga do parafuso do pilar protético e o resultante desparafusamento ou falha por fadiga do material do parafuso (STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).

O conhecimento sobre os valores de pré-carga e os valores de torque de remoção dos diferentes sistemas de conexão implante-pilar protético após o ensaio de fadiga são de grande relevância clínica, uma vez que a estabilidade de tais conexões após expostas às condições funcionais é essencial para o sucesso do tratamento em implantodontia. O sucesso ao longo prazo de restaurações implantossuportadas de dentes unitários depende, em parte, de uma estável conexão entre a restauração protética e o corpo do implante (HOYER *et al.*, 2001). A investigação do(s) sistema(s) de conexão(ões) mais estável(eis) faz-se necessária na tentativa de determinar qual destes pode ser mais indicado do ponto de vista biomecânico, resultando em um tratamento clínico mais previsível.

## 2 REVISÃO LITERÁRIA

### 2.1 FATORES DE RISCO EM IMPLANTODONTIA

Para Adell *et al.* (1981) osseointegração implica em uma firme, direta e duradoura conexão entre o osso vital e os implantes de titânio em formato de parafuso com definido acabamento e geometria. Não há interposição de nenhum outro tecido entre o implante e o osso. Osseointegração só pode ser alcançada e mantida por uma gentil técnica cirúrgica de instalação, um longo período de cicatrização e uma apropriada distribuição do *stress* quando do implante em função. Durante um período de 15 anos (1965-1980), 2768 implantes foram instalados em 410 maxilares edêntulos de 371 pacientes consecutivos e acompanhados pelos autores. Após um período de 5 a 9 anos de observação, 130 maxilares com 895 implantes puderam ser reavaliados. Destes, 81% dos implantes maxilares e 91% dos implantes mandibulares permaneceram estáveis, suportando próteses. Em 89% dos maxilares e em 100% dos casos mandibulares, as próteses continuavam em função (ADELL *et al.*, 1981).

Já Skalak (1988) afirmou que a sobrecarga aplicada aos implantes pode levar a reabsorção óssea marginal, gerar um aumento no braço de potência do complexo implante-pilar protético e aumentar a possibilidade de fratura do implante, se referindo à ocorrência de fracassos.

Assim como esses muitos outros trabalhos foram desenvolvidos, com taxas de sucesso diferentes para cada estudo, conforme amostra de população estudada, localização dos implantes, tipos de implantes e técnicas utilizadas etc. Para que pudesse haver um padrão de comparação entre os resultados dos estudos, critérios de sucesso foram criados (SMITH; ZARB, 1989).

Smith e Zarb (1989) propuseram seis critérios básicos para que um implante fosse considerado um sucesso:

- a) Um implante individual e não unido a outro implante ou dente deve estar imóvel quando testado clinicamente;
- b) Não deve haver evidência de radiolucidez peri-implantar quando avaliado em radiografia sem distorção;
- c) Nenhuma dor persistente, desconforto ou infecção deve ser atribuída ao implante;
- d) A média de perda óssea vertical deve ser menor do que 0,2 mm, anualmente, após o primeiro ano de uso;
- e) O desenho do implante deve permitir a colocação de uma coroa ou prótese com aparência satisfatória para o paciente e o cirurgião-dentista;
- f) Taxas de sucesso mínimas de 85% ao final de um período de cinco anos de observação e de 80% ao final de dez anos.

Zarb e Schmitt (1990), avaliando os resultados cirúrgicos de 46 pacientes, apresentaram como complicações do primeiro estágio cirúrgico a colocação ou alinhamento desfavorável do implante; como complicações após o primeiro estágio descreveram edema e equimose, resíduo de sutura e deiscência; e como problemas associados ao segundo estágio falhas na osseointegração, implantes inativos e problemas na conexão do pilar protético.

Rangert *et al.* (1997) descrevem o *stress* imposto sobre os implantes como sendo geralmente mais baixo sob forças axiais, mais alto sob forças laterais e se concentrando em torno do pescoço dos implantes parafusados. Para os autores, a direção da força, proporção, frequência e magnitude interferem na carga mecânica sobre os implantes e também na saúde do osso de suporte. Sendo assim, ajuste oclusal adequado e contatos oclusais colocados o mais próximo possível do eixo de emergência do implante definem uma melhor distribuição da carga, bem como uso de mesas oclusais menores e inclinação reduzida das cúspides protegem contra as forças horizontais e/ou oblíquas, denominadas *bending moments*.

Esposito *et al.* (1998) definem como trauma cirúrgico excessivo, carga prematura e contaminação bacteriana os responsáveis pelas falhas associadas à perda precoce.

Para Esposito *et al.* (1999) forças oclusais excessivas e peri-implantite são os principais fatores associados à perda tardia.

Intensidade das forças oclusais e hábitos parafuncionais podem ter efeito negativo na estabilidade dos componentes dos implantes, especialmente se as forças não forem distribuídas no longo eixo axial dos mesmos (RENOUARD; RANGERT, 1999). A presença de contatos laterais durante os movimentos excursivos da mandíbula aumenta o risco da mesma forma, e devem ser evitados com contatos oclusais no centro das fossas, baixa inclinação das cúspides e reduzido tamanho da mesa oclusal (RENOUARD; RANGERT, 1999).

Priest (1999) apresentou estudo que acompanhou por 10 anos 96 pacientes tratados com 116 implantes e 112 próteses unitárias implantossuportadas. Três implantes falharam nesse período, com índice de sobrevivência de 97,4%.

Dentre as complicações protéticas encontradas por Priest (1999) estavam a perda de parafusos (7,1%), descimentação (5,4%), perda da prótese (1,8%), fratura de parafuso (1,8%), exposição da margem (1,8%) e fratura da cerâmica (0,9%) que somaram um índice total de complicações de 18,8%. A perda de parafusos foi a falha predominante. Duas margens subgingivais tornaram-se expostas. Na maioria das restaurações de implantes o tecido marginal melhorou com o tempo. Regeneração da papila foi um achado rotineiro, sendo notado em 80% dos casos, e recessão foi comum na região de linha média.

Spiekermann (2000) classificou as complicações em trans-operatórias e pós-operatórias, a segunda podendo ser dividida em imediatas ou tardias. Dentre as complicações trans-operatórias o autor incluiu hemorragia, lesão ao nervo, perfuração do seio nasal ou maxilar, fratura da mandíbula e consequências da técnica inadequada de instalação dos implantes (deiscência óssea, perfuração óssea, danos aos dentes adjacentes, estabilidade primária insuficiente). Definiu, ainda, como complicações pós-operatórias imediatas: hemorragia, hematoma, edema, infecção, separação das margens da ferida, perfurações da mucosa, enfisema cirúrgico e mobilidade do implante; e como complicações pós-cirúrgicas tardias: patologia peri-implantar, fratura do implante, sinusite crônica, dor crônica,



danos secundários ao nervo e irritação da mucosa. O autor apresentou como principais complicações protéticas a localização e eixo de orientação desfavorável dos implantes; afrouxamento e fratura do pilar protético; afrouxamento e fratura dos parafusos oclusais; fratura da estrutura metálica; complicações estéticas e perda do implante.

Para Spiekermann (2000), as principais causas para o afrouxamento ou fratura de pilares protéticos e parafusos oclusais, quando são problemas recorrentes, são: falta de precisão de adaptação, ausência de estabilidade posicional, relações oclusais da supraestrutura, assim como ausência de ancoragem sólida dos implantes ao osso.

Embora tantas divergências e dúvidas sobre os fatores de risco em implantodontia, a literatura apresenta concordância em alguns fatores. A qualidade e a quantidade óssea pobres como fatores de risco são uma complicação clara de acordo com trabalhos de Jemt e Lekholm (1993), Orenstein *et al.* (2000), Kourtis *et al.* (2004). A performance dos implantes está relacionada à transmissão de carga para a interface osso-implante, onde a qualidade óssea é altamente variável. Sabe-se que o tipo e a arquitetura óssea têm influência sobre a capacidade de absorção das cargas e está bem demonstrado que pobre qualidade óssea está associada com altos índices de falhas (NORTON; GAMBLE, 2001).

Há um consenso sobre um risco aumentado em relação a implantes colocados em maxila *versus* os instalados em mandíbula (ALBREKTSSON *et al.*, 1988; FRIBERG; JEMT; LEKHOLM, 1991; McDERMOTT *et al.*, 2003; KOURTIS *et al.*, 2004), sendo a qualidade óssea apresentada como melhor indicativo de sucesso que a quantidade. O trauma cirúrgico excessivo também é apontado de forma uniforme na literatura como fator etiológico relevante (ESPOSITO *et al.*, 1998; RENOARD; RANGERT, 1999), bem como contaminação bacteriana e infecção peri-implantar (ESPOSITO *et al.*, 1998; RENOARD; RANGERT, 1999; SPIEKERMANN, 2000). O tabagismo é citado como fator de risco em implantodontia por todos os autores revisados, não sendo claro, no entanto, a relação entre quantidade de cigarros consumida por dia e a taxa de complicações. Observa-se, ainda, um consenso em relação à sobrecarga oclusal como principal fator causal de

falhas tardias e, como complicação mais rotineira, o afrouxamento e a fratura de parafusos e componentes (ZARB; SCHMITT, 1990; JEMT, 1994; JEMT; LEKHOLM, 1995).

A partir de uma revisão sistemática que considerou artigos publicados indexados na base de dados MEDLINE, de 1996 até abril de 2008, após a análise de 111 artigos, 33 foram incluídos para análise de 10 diferentes fatores de risco. Observaram os autores que ausência de estrutura metálica nas *overdentures*, presença de extensão tipo *cantilever* maior que 15mm, bruxismo, comprimento da reconstrução e histórico de repetidas complicações estão associados com aumento das complicações técnicas e mecânicas. O tipo de retenção, o número de implantes suportando uma prótese parcial fixa, a presença de pilares protéticos angulados e a proporção implante-coroa não estão associadas com aumento das complicações técnicas e mecânicas, de acordo com essa revisão. Os autores encontraram ainda que nenhum dos fatores de risco técnicos ou mecânicos têm impacto na sobrevivência do implante e índices de sucesso (SALVI; BRÄGGER, 2009).

## 2.2 SISTEMAS DE CONEXÃO IMPLANTE-PILAR PROTÉTICO

Nas conexões tipo plataforma, onde o parafuso do pilar protético é o único responsável pela manutenção do complexo, a manutenção da pré-carga é crucial. A mais provável causa da perda de parafusos é o excessivo movimento inclinado na junção do parafuso, bem como efeitos da regularização atingida através do micro-movimento da interface (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992). Diferente das conexões tipo plataforma, o reduzido micro-movimento da interface cone morse promove superior resistência e estabilidade da conexão (SUTTER *et al.*, 1993).

No sistema cone morse o pilar protético é conectado ao implante por uma interface cônica, sem a necessidade do uso de um parafuso do pilar protético. Esse tipo de conexão oferece um encaixe por fricção mecânica sem a possibilidade de rotação do pilar protético. A conexão cone morse do ITI® Dental Implant System (Institute Straumann AG, Waldenburg, Suíça) com um ângulo interno de 8° resulta

em um torque de remoção 10 a 20% maior que no momento do apertamento, enquanto na interface tipo plataforma o torque de remoção é aproximadamente 10% menor que no momento do apertamento (SUTTER *et al.*, 1993).

As características do sistema cone morse parecem resultar em considerável redução das complicações mecânicas, especificamente quanto à perda do parafuso do pilar protético ou fratura, em comparação com aqueles reportados para os hexágonos (LEVINE *et al.*, 1997). Entretanto, perda de parafuso também tem sido reportada para implantes baseados no conceito cone morse, como os ITI® Dental Implant System (Institute Straumann AG, Waldenburg, Suíça). Em uma análise retrospectiva, Levine *et al.* (1997), usaram esse sistema de implantes para próteses unitárias, e tiveram uma incidência de 8,7% de perda de parafuso oclusal após 6 meses ou mais de carga.

No estudo de Jansen, Conrads e Richter (1997), após comparar 13 sistemas de implantes, os autores concluíram que os sistemas que utilizam o desenho de pilar protético cônico apresentam relativa superioridade de adaptação. Sabendo-se que todos os sistemas de implantes de dois estágios apresentam *gaps* e cavidades entre o implante e o pilar protético, que são espaços para contaminação bacteriana que podem gerar reações inflamatórias nos tecidos peri-implantares, parece bastante relevante observar tal tópico para a melhor escolha do sistema de conexão.

Em um estudo de Norton (1997a), foi mostrado que a conexão interna cônica foi significativamente mais estável quando comparada a uma de hexágono externo ou tipo plataforma, quando submetidos a forças oblíquas (*bending moments*) extremas em um teste oblíquo de três pontos. A zona crítica de falha na junção tipo plataforma foi sempre no pescoço do parafuso do pilar protético. Norton (1997a) chamou o parafuso do pilar protético de “ligação fraca da corrente”, e nas uniões cônicas não observou resistência à rotação como na união tipo hexágono externo. No sistema Astra Tech® Dental Implant System (Astra Tech AB, Mölndal, Suécia) para pilar protético de 2 peças, com um hexágono interno, o problema da resistência anti-rotacional fica resolvido (NORTON, 1997b).

O uso de pilares protéticos cônicos de duas peças é justificado como forma de melhorar a flexibilidade protética. A incorporação de um parafuso do pilar protético no sistema cone morse de duas peças não modificou a capacidade dessa conexão de resistir aos *bending moments* quando comparada aos pilares cônicos de uma peça. Além disso, a ausência de um hexágono interno complementar nesse tipo de conexão cônica não reduziu a eficácia do pilar protético em resistir às cargas laterais e não resultou em aumento de perda do pilar protético quando submetidos a altos *bending moments* (NORTON, 2000).

Os sistemas tipo hexágono ou octágono, interno ou externo, parecem ser menos efetivos na manutenção da resistência às forças de abertura que aqueles com componentes friccionais, como os cone morse. Sistemas de implante-pilar protético novos, que não possuem componente friccional outro que as roscas do parafuso, exibem uma considerável perda de torque imediata, que alcança de 11 a 24% do torque de fechamento aplicado (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

O Sistema Straumann, que apresenta conexão do tipo cone morse, oferece uma interface mecanicamente segura, estável e com auto-travamento (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000). No *design* do cone morse, a forma de fechamento e a fricção são os princípios básicos, denominados também de solda fria, e este mecanismo, referido como um fechamento positivo ou travamento geométrico, é considerado responsável pela proteção da conexão sob cargas funcionais. Devido a esse *design*, uma alta pressão normal é mantida na área de contato, permitindo retenção estável pelas forças friccionais (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000).

Segundo opiniões reportadas na literatura, uma conexão interna cônica é mecanicamente mais estável que um hexágono externo ou outra conexão do tipo plataforma (SUTTER *et al.*, 1993; NORTON, 1997a; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000).

Além disso, adaptação precisa dos componentes tem um importante papel na estabilidade biomecânica. Sabe-se que sob condições de carga funcional a liberdade mecânica entre as superfícies maquinadas de uma plataforma, como a

hexágono externo, resulta em vibrações e micro-movimentos, levando a falhas nos parafusos de fixação (SALVI; LANG, 2001).

Khraisat *et al.* (2002) realizaram estudo avaliando a resistência à fadiga de CeraOnes e pilares protéticos sólidos conectados a implantes unitários Brånemark® System (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) e ITI (Institute Straumann AG, Waldenburg, Suíça), respectivamente. Os resultados obtidos demonstraram resistência à fadiga significativamente melhor do complexo implante-pilar protético do sistema cone morse da ITI, o que deve-se à pré-carga bem como a fricção, as quais têm um papel crucial na manutenção da integridade do complexo. Valores de *stress* de Von Mises nos implantes com conexão tipo cone morse foram muito maiores na superfície do pilar protético que no implante. Entretanto, todos os outros *stress* no pilar protético foram menores que no implante. O implante com conexão tipo cone morse possui comportamento mecânico superior ao hexágono externo.

A pré-carga do parafuso do pilar protético é fator determinante para a estabilidade da conexão (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003). Entretanto, na conexão cone morse, as cargas laterais são resistidas principalmente pelo desenho cônico, que previne o pilar de falhar. Neste estudo de elementos finitos, cargas estáticas verticais e oblíquas de 300N foram aplicadas em cada amostra. Na carga vertical, *stress* de Von Mises concentrou-se em torno da conexão implante- pilar protético no tronco do parafuso e em torno do colar do implante. Já a carga oblíqua resultou no aumento do *stress* no colar do implante, que foi próximo da resistência do titânio - 690 MPa (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003).

Çehreli *et al.* (2004) observaram em estudo que todos os pilares protéticos foram fortes e estáveis no lugar sem qualquer sinal de perda, embora uma combinação de cargas dinâmicas axiais e laterais tenham sido aplicadas nos implantes. Ambos pilares protéticos tiveram sinais de ligeiro desgaste na parte cone morse, mas não nas roscas do parafuso, que implica que o cone morse, indiscutivelmente, carrega a maioria da carga aplicada e protege as roscas do pilar protético da sobrecarga.

O contorno externo de um implante e a magnitude da carga oclusal aplicada sobre ele, podem ter significantes efeitos nas características de transferência de carga que podem resultar em diferentes índices de falha óssea para diferentes sistemas de implantes. Para níveis moderados de carga oclusal até 300 N, o osso compacto não é sobrecarregado por nenhum dos sistemas de implantes. No final extremo da faixa de carga oclusal (1000 N ou mais), que simula uma parafunção, as características de sobrecarga oclusal podem ser dependentes do desenho geométrico. Em geral, sobrecarga ocorre perto da região superior do osso compacto, em compressão, e é primariamente causada pelos componentes normal e lateral da carga oclusal (BOZKAYA; MUFTU, S.; MUFTU, A., 2004).

Em outra comparação sobre as características diferenciais entre os sistemas de conexão, foi desenvolvido estudo experimental em seis cães da raça Beagle, em que foram instalados quatro implantes do tipo cone morse (Astra Tech® Implants Dental System - Astra Tech AB, Mölndal, Suécia) de um lado da mandíbula e quatro implantes de hexágono externo (Brånemark® System - Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia) do outro lado da mandíbula de cada um dos cães, onde três implantes de cada lado receberam prótese parcial fixa e um dos implantes de cada lado foi usado como controle sem carga. Através da análise radiográfica perceberam maior quantidade de perda óssea entre o período de instalação do implante e a instalação dos pilares protéticos (3 meses), sendo essa perda mais pronunciada nos implantes de hexágono externo. As alterações ósseas que foram observadas nos implantes expostos após 10 meses de carga funcional foram pequenas em ambos os sistemas de implante e não foram diferentes dos controles. Contínua perda de osso marginal foi detectada entre a conexão do pilar protético e a conexão da prótese (3 meses) nos implantes de hexágono externo, enquanto um pequeno ganho foi observado nos implantes cone morse no mesmo período (BERGLUNDH; ABRAHAMSSON; LINDHE, 2005).

Quando comparados os sistemas hexágono interno e o de conexão implante-pilar protético cone morse quanto à resistência a deformação e fratura sob carga de forças oblíquas, o sistema cone morse apresenta significativamente melhores resultados, provavelmente devido ao desenho sólido do pilar protético e mecanismo de fechamento por fricção (COPPEDÉ *et al.*, 2009a).

## 2.3 PRÉ-CARGA E TORQUE DE REMOÇÃO

O torque de apertamento é de grande importância para a manutenção da pré-carga na junção do parafuso (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992).

Patterson e Johns (1992) realizaram uma revisão literária na qual autores afirmaram que a pré-carga máxima aplicada sobre os parafusos deve ser de 70 a 80% da carga máxima que os mesmos podem suportar sem que ocorra deformação plástica ou fratura.

No fechamento de parafusos novos, a energia é inicialmente dispendida na progressiva suavização das asperidades das superfícies em contato, alcançando o encaixe da rosca, o alongamento do parafuso e, assim, gerando a pré-carga (HAACK *et al.*, 1995).

Durante as fases de moldagem e fabricação da prótese, repetidas aberturas e fechamentos dos parafusos do pilar protético podem causar desgaste do componente e diminuição do ajuste friccional das partes correspondentes, resultando em alterada resistência à abertura e potencial perda da pré-carga em função. Sistemas com conexão tipo cone morse mantêm mais alta resistência à força de abertura, provavelmente devido a manutenção do coeficiente de fricção entre os componentes (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

O coeficiente de fricção é controlado pelo processo de fabricação e é afetado pelas propriedades metalúrgicas dos componentes, desenho e qualidade da superfície final. A presença e a quantidade de lubrificante (saliva, fluido peri-implantar e/ou sangue) entre os componentes do implante, que é clinicamente imprevisível, podem também afetar o coeficiente de fricção. O coeficiente diminui conforme a quantidade de lubrificante aumenta. A passagem desses fluídos pelas microfendas tem sido observada entre o implante e o pilar protético em diversos sistemas de implantes (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

Reversibilidade e versatilidade protética são os principais benefícios das próteses parafusadas. Como o torque do parafuso do pilar protético é para apical, a pré-carga é gerada dentro do parafuso, colocando a montagem implante-pilar protético sob compressão. Isso ocorre em função das forças friccionais entre as roscas correspondentes e a cabeça do parafuso, às propriedades metalúrgicas do parafuso e ao torque de fechamento aplicado (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

Resistência à perda do parafuso nestes sistemas cone morse tem sido associada a uma diminuição significativa no micro-movimento em relação aos *designs* geométricos do tipo hexágono externo e octágono interno. Como o torque de apertamento é aumentado onde todas as partes correspondentes estão em contato, a pré-carga aumenta e a união do parafuso gradualmente torna-se mais resistente às cargas externas (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

Em um sistema implante-pilar protético, resistência ao torque de abertura é uma função direta da tensão no parafuso e resistência friccional dos componentes de encaixe, sendo inversamente relacionada ao vetor vertical de forças que resulta das paredes radial e tangencial das roscas. Os vetores de força vertical resultantes das paredes radial e tangencial das roscas tendem a abrir os parafusos, a manutenção da pré-carga se concentra principalmente no componente de fricção (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

Quando uma força inclinada sobre uma restauração unitária implantossuportada causa uma maior carga que a resistência do parafuso, o mesmo sofre uma deformação permanente. Em tais situações, ocorre a perda da pré-carga (força de tração) no parafuso, então a conexão implante-pilar protético abre e/ou o parafuso do pilar se perde. A fadiga dinâmica ocorre quando uma força cíclica é exercida no sistema através da última resistência do material do pilar. Micro-movimentos no sistema levam a rachaduras no material da superfície do implante bem como na interface da conexão. Esta micro-movimentação causa uma perda da pré-carga, que resulta na redução das forças de contato entre o pilar protético e o corpo do implante; conseqüentemente a perda do parafuso é acelerada. Os autores sugerem que a perda da pré-carga, sob forças cíclicas, seja devido à fadiga induzida



pela deformação plástica do parafuso do pilar protético e da interface implante-pilar protético. Isto levaria a uma deformação nas superfícies do parafuso do pilar protético e das roscas internas do implante (HOYER *et al.*, 2001).

Para determinar o quanto a variação da pré-carga poderia afetar a conexão implante-pilar protético sob condições funcionais, Siamos, Winkler e Boberick (2002) aplicaram torque de 25, 30, 35 e 40 Ncm nos parafusos dos pilares protéticos de diferentes amostras. Após ciclagem mecânica com máquina de testes servo-hidráulica, com valores de carga variando entre 1 e 26 libras e com carga aplicada diretamente sobre os pilares, os autores formularam algumas recomendações. Foram elas: 1- reapertamento dos parafusos do pilar protético 10 minutos depois do torque inicial poderia ser feito rotineiramente; 2- aumento dos valores de torque acima de 30 Ncm pode ser benéfico para a estabilidade implante-pilar protético e diminuir as perdas de parafusos.

Outra observação importante foi que o torque necessário para remover os parafusos foi menor que o torque de fixação em todas as situações (SIAMOS; WINKLER; BOBERICK, 2002).

A aplicação da força sobre uma prótese implantossuportada pode alterar o encaixe dos seus respectivos componentes de suporte. Estas mudanças podem ser cumulativas com o tempo, tendo implicações clínicas sobre a manutenção da integridade do parafuso de união (HECKER; ECKERT, 2003).

Os valores de remoção de torque dos pilares protéticos revelaram que a fricção tem um decisivo papel na manutenção da pré-carga, já que os valores de remoção de torque foram significativamente maiores para os pilares protéticos sólidos (CEHRELI *et al.*, 2004).

Embora uma diminuição no *microgap* possa ser considerada como uma melhora na adaptação, isto pode contribuir para a perda de pré-carga no parafuso protético. Desde que a integridade do parafuso é dependente da pré-carga, esta mudança pode resultar em perda da prótese ou fratura dos parafusos de retenção. É possível que mudanças na adaptação, devido à carga funcional, causem perda

precoce do parafuso seguida da instabilidade da conexão (HECKER; ECKERT; CHOI, 2006).

Em modelo de elemento finito, durante o momento da aplicação do torque, durante o alongamento do parafuso do pilar protético a cada 1 $\mu$ m houve um aumento de 47,9N de pré-carga no complexo do implante (WANG *et al.*, 2009).

Valores de torque de remoção aplicados no sistema cone morse tendem a diminuir, conforme o número de ciclos de inserção e remoção do pilar protético aumentam (COPPEDÊ *et al.*, 2009b).

### **3 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo é verificar a possível influência do tipo de conexão entre pilar protético e implante nos valores de pré-carga e de torque de remoção de parafusos de pilares para próteses cimentadas unitárias, após ciclagem mecânica, através da extensimetria e de um torquímetro digital respectivamente.

#### **4 HIPÓTESE**

Hipótese nula: os três sistemas de conexão implante-pilar protético (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) apresentam os mesmos níveis de pré-carga e, após submetidos à simulação das condições funcionais (ensaio de fadiga), os mesmos valores proporcionais de torque de remoção.

## 5 MATERIAIS E MÉTODO

### 5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO

O presente estudo foi desenvolvido inicialmente no Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil, e, nas fases referentes ao preparo da amostra e à ciclagem mecânica, no Laboratório de Pesquisas do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade supracitada.

### 5.2 AMOSTRA E PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Para o desenvolvimento deste estudo foram utilizados 30 implantes e seus respectivos componentes, todos da marca Neodent® (Curitiba, Paraná, Brasil). Desses 30 implantes, 10 implantes de hexágono externo Titamax Ti cortical (lotes 2855681, 2850242, 2813776, 2834313, 2833837, 2814067, 2829510), 10 de hexágono interno Titamax II Plus (lote 2812599) e 10 do sistema cone morse Titamax CM cortical (lotes 2837723, 2832405), todos de diâmetro de 3,75mm e 11mm de comprimento (Figura 01). Os pilares protéticos para os sistemas hexágono externo e interno foram padronizados, ambos pilares sólidos, munhão universal e munhão universal II plus, respectivamente, com cinta de 1mm, altura de 6mm e diâmetro de 4,5mm (lote 2837310 e lote 2844324). Os parafusos utilizados foram o parafuso sextavado titânio 4,1 e 4,3mm para o sistema hexágono externo (lotes 2845675 e 2845734) e parafuso sextavado II plus titânio para o sistema hexágono interno (lote 2839821). Os pilares protéticos do sistema cone morse, devido às suas peculiaridades, foram diferentes dos demais, com pescoço de 0,8mm, diâmetro de 4,5mm e altura de 6mm, que correspondem às especificações mais próximas a dos outros sistemas (lote 2836861). Todos os pilares retos com indicação para prótese unitária cimentada.



Figura 1: Implantes dos sistemas hexágono interno, hexágono externo e cone morse, com comprimento de 11mm  
 Fonte: A autora (2009)

Os 30 corpos de prova foram confeccionados utilizando-se tubos de pvc da marca Tigre® (Joinville, SC, Brasil), resina acrílica auto-polimerizável JET – Clássico® (Campo Limpo Paulista, SP, Brasil), placa de vidro, vaselina sólida, espátula de cera 7 Duflex SS White® (Juiz de Fora, MG, Brasil) e o complexo implante-pilar protético, além de posicionadores projetados para garantir uma padronização da posição dos implantes nos tubos de pvc. Os implantes foram embebidos verticalmente no centro de cilindros acrílicos (MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; STEINEBRUNNER *et al.*, 2008). Tubos de pvc de 15mm de altura por 25mm de diâmetro, tamanho compatível com os suportes para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000, ER2065, foram preparados e preenchidos com resina acrílica para a imersão de 8mm do comprimento total do implante (Figura 02). Cada tubo foi preparado individualmente.

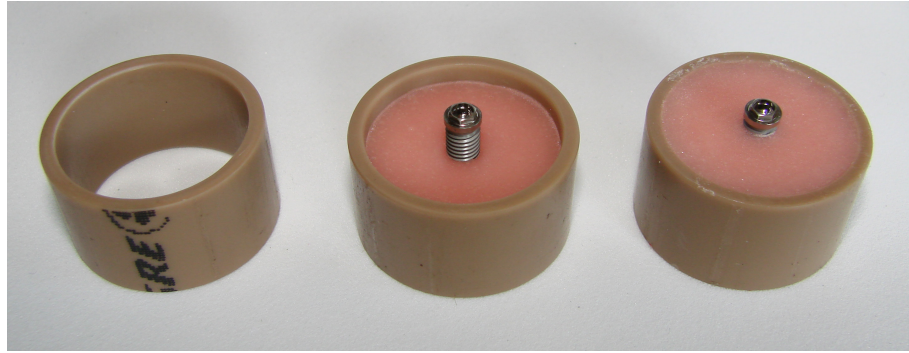


Figura 2: Preenchimento do tubo de pvc com resina acrílica e implante posicionado  
Fonte: A autora (2009)

Para completar o processo de confecção dos corpos de prova, os pilares protéticos, com seus respectivos parafusos no caso dos sistemas de hexágonos, eram estabilizados sobre os implantes (Figura 03).

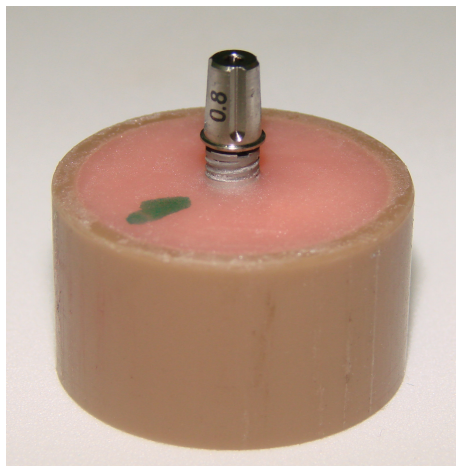


Figura 3: Corpo de prova pronto, já com seu respectivo pilar protético posicionado  
Fonte: A autora (2009)

### 5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA

Uma vez confeccionados os corpos de prova, os mesmos eram posicionados um a um na célula medidora de carga. A célula medidora de carga tinha por função permitir a leitura dos valores de pré-carga.

A célula de carga foi idealizada no Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil - onde foram realizadas as mensurações referentes aos valores de pré-carga - e confeccionada pela metalúrgica COTRAC Ltda. (Porto Alegre, RS, Brasil).

#### 5.4 EXTENSÔMETROS

Extensômetros de resistência elétrica para aço com 5mm de comprimento e resistência de 120 *ohms* (Excel Sensores Ind. Com. Exp. Ltda.® Embú, SP, Brasil) foram utilizados junto à célula medidora de carga nesse experimento. Os extensômetros utilizados foram colados com uma cola a base de cianoacrilato.

A aplicação do método de extensimetria em implantes dentais é baseada no uso dos extensômetros de resistência elétrica associados a equipamentos que fornecem medidas quantitativas *in vitro* e *in vivo* sob cargas estáticas ou dinâmicas (ASSUNÇÃO *et al.*, 2009).

Os extensômetros foram os responsáveis pela leitura da deformação gerada no momento do torque. Os extensômetros fixados a uma superfície acompanham as deformações sofridas por ela, alterando a resistência à passagem elétrica que os percorre.

Os extensômetros de resistência elétrica medem a deformação (mecânica) relativa através da determinação da variação da resistência elétrica (BORCHARDT; ZARO, 1982).

Os extensômetros de resistência elétrica eram ligados de modo a constituir um circuito tipo Ponte de Wheatstone completa, que consiste no arranjo de 4 resistores (4 extensômetros) dispostos retangularmente de forma que, quando o produto de 2 extensômetros opostos se igualam, temos a ponte equilibrada (quando



$R1 \times R3 = R2 \times R4$ ), situação em que deformações mecânicas decorrentes de variações de temperatura não alteram os valores mensurados (STÜCKER *et al*, 2008).

As deformações geravam uma pequena variação elétrica. Esta pequena variação elétrica era amplificada por um circuito integrado especial Burr-Brown®, INA121HP (Tucson, Arizona, Estados Unidos da América).

Após esta amplificação, o sinal tinha sua medição acompanhada por um osciloscópio TekTronix® (Beaverton, Oregon, Estados Unidos da América) TDS 220, 100MHz, que apresenta, em sua tela, um gráfico de tensão em função do tempo, gerado em tempo real e apresentado em *volts* (V). O sinal era lido por um conversor analógico digital de 10 *bits* (1024 divisões). Esse sinal era convertido por um microprocessador ATMEGA32 da ATMEL® (São José, Califórnia, Estados Unidos da América) o qual mostrava o valor em *newtons* da pré-carga em um *display* e transferia os dados por comunicação serial para um computador de onde eram gerados os gráficos de calibração.

## 5.5 CALIBRAGEM E CONVERSÃO

Prévio à mensuração dos valores de pré-carga de cada grupo, foi realizada a calibração da célula medidora de carga. Os extensômetros fixados à célula de carga arranjados num circuito tipo Ponte de Wheatstone fornecem valores em *volts*. Para a realização da medição da pré-carga em *newtons* (N), foi criada uma equação matemática para cada grupo a partir da calibragem prévia de cada um.

Sabe-se que, durante o procedimento, os valores gerados em *volts* pelos extensômetros podem corresponder a diferentes valores em peso. Sendo assim, torna-se necessária a utilização dos pesos para calibração antes de executar as mensurações de cada grupo, uma vez que o valor que será utilizado para conversão em *newtons* será o valor em Kg, não os valores obtidos originalmente em *volts*.

Para a realização da calibração e seus consequentes gráficos, a célula de carga era conectada a uma placa que fazia o condicionamento do sinal a ser lido pelo conversor analógico digital do microprocessador, o qual estava conectado por cabo serial ao computador, para o qual transmitiam em tempo real os dados obtidos no momento em que eram colocados pesos sobre a mesma. O programa do computador fazia a aquisição dos dados. Durante 15s nenhum peso era posicionado sobre a célula de carga, o que correspondia, no gráfico, a 0g. Logo a seguir, era posicionado um peso de 1000g sobre a mesma e mantido em posição por mais 15s. A partir daí, eram acrescentados novos pesos a cada 15s, criando um peso total de 2000g, 7015g e 12905g, sucessivamente. A seguir, estes pesos eram retirados um a um, a cada 15s, mantendo os valores inversos: 7015g, 2000g, 1000g e 0g (Figuras 04, 05, 06).

A partir dos gráficos gerados eram observadas as médias dos valores obtidos com cada peso. Esses valores decimais foram inseridos numa tabela do programa do Microsoft Office Excel, relacionados aos valores de massa correspondentes a cada variação do gráfico. Os valores decimais *versus* os valores em gramas geraram equações. Essas equações foram programadas no microprocessador, gerando os resultados das mensurações de pré-carga diretamente em *newtons*, mostrados num *display*.

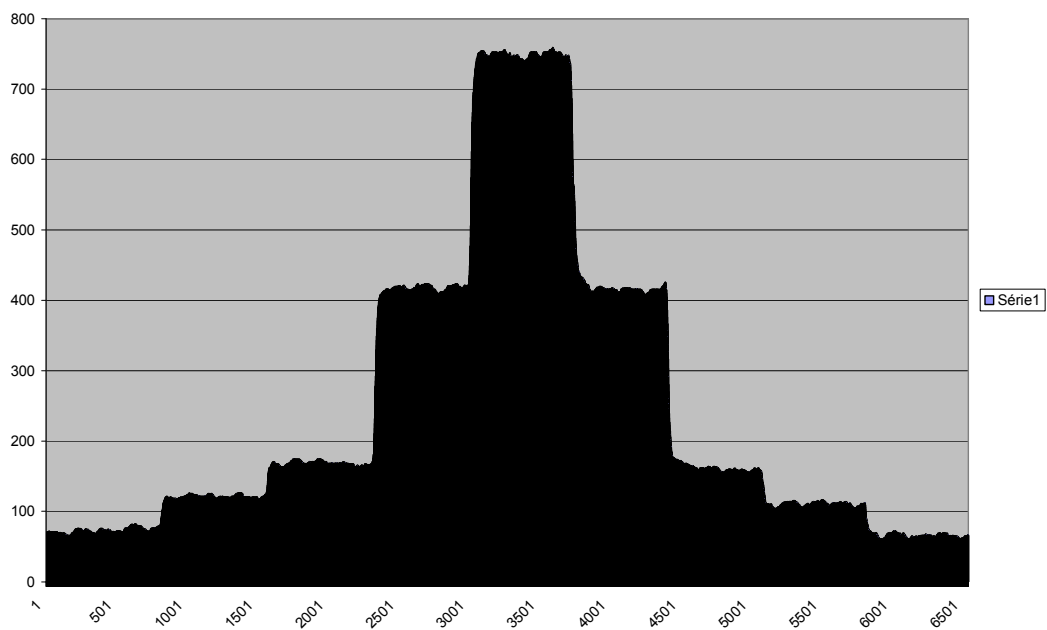


Figura 4: Gráfico calibragem grupo Hexágono Externo (HE)  
 Fonte: A autora (2009)

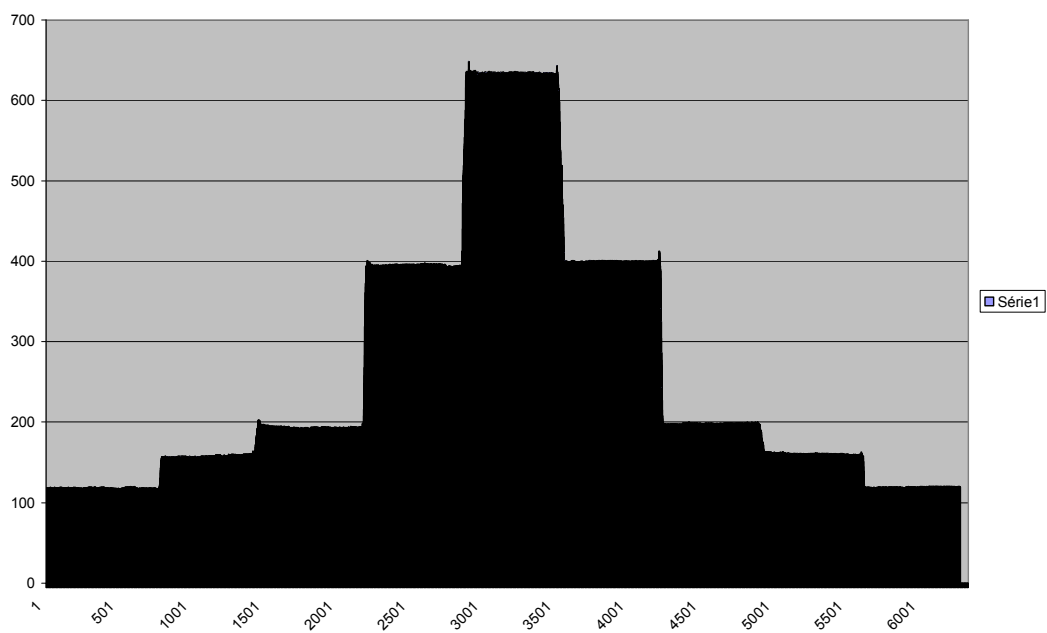


Figura 5: Gráfico calibragem grupo Hexágono Interno (HI)  
 Fonte: A autora (2009)

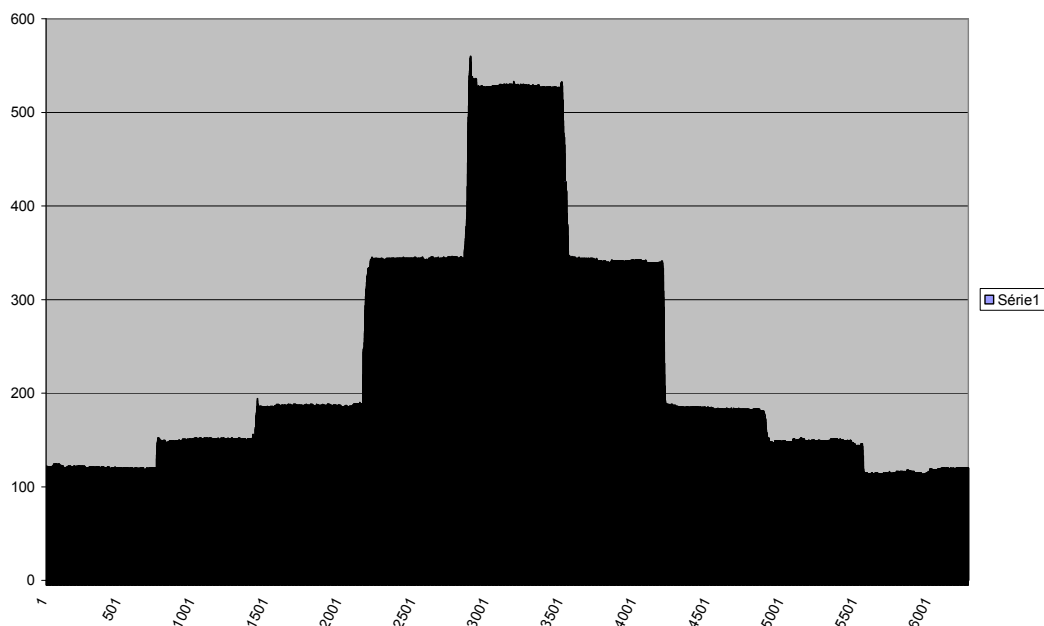


Figura 6: Gráfico calibragem grupo Cone Morse (CM)  
 Fonte: A autora (2009)

## 5.6 CICLAGEM MECÂNICA

Uma vez registrados os valores de pré-carga, o conjunto implante-pilar protético era removido da célula de carga e recebia uma coroa metálica de níquel-cromo, para que o conjunto completo pudesse ser posicionado no suporte para amostra do Simulador de Fadiga Mecânica ERIOS, modelo ER – 11000, ER2065.

As coroas metálicas foram padronizadas através do enceramento de um padrão com cera para fundição com anatomia correspondente a um primeiro molar inferior permanente sobre o análogo munhão universal (lote 2832830), que serviu para a confecção de um molde com silicona de adição, a partir do qual foram realizadas todas as demais coroas. Foram confeccionadas 30 coroas metálicas. Foram utilizados cilindros de munhão universal calcinável (lote 2843795) para a fundição de todas as coroas, a fim de assegurar uma adequada adaptação das mesmas. As coroas foram confeccionadas com um nicho definido a partir de um modelo de resina auto polimerizável Duralay Polidental® (Cotia, SP, Brasil), obtido a

partir da moldagem em silicona de adição de uma das pontas de prova dos pistões do simulador de fadiga mecânica responsável pela determinação da carga sobre coroas. Esse nicho foi encerado junto à crista marginal mesial, a fim de que a aplicação da carga fosse fora do eixo central dos implantes (HOYER *et al.*, 2001). A aplicação da carga fora do eixo foi escolhida para simular uma força aplicada em crista marginal, e o nicho foi criado para que todas as coroas recebessem a carga exatamente no mesmo ponto (Figura 07).



Figura 7: Coroa metálica com nicho junto à crista marginal mesial  
Fonte: A autora (2009)

Como todos os pilares protéticos, independente do sistema, eram munhões sólidos com 4,5 x 6 mm, o enceramento utilizado foi único para todos os grupos. As coroas metálicas foram confeccionadas pelo Laboratório de Prótese Dentária Elton Helvig, Porto Alegre-RS/ Brasil, com liga metálica não preciosa de níquel-cromo Jelbond Super Jelenko® (São Diego, Estados Unidos da América).

Após o enceramento e a fundição de todas as coroas metálicas, essas foram posicionadas sobre os pilares protéticos que foram devidamente isolados com vaselina sólida previamente (Figura 08).

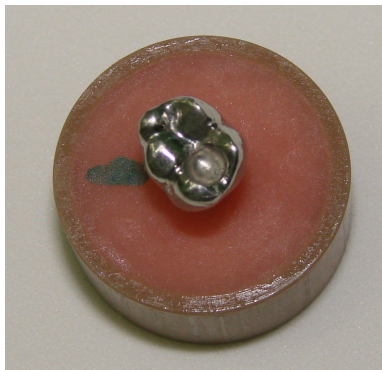


Figura 8: Coroa metálica instalada sobre o pilar protético do corpo de prova  
Fonte: A autora (2009)

Os corpos de prova já completos com suas respectivas coroas metálicas foram divididos em três grupos compostos de 10 amostras cada um, conforme o sistema de implante (hexágono externo, hexágono interno, cone morse). As dez amostras de cada grupo foram testadas simultaneamente no simulador de fadiga, imersas em saliva artificial (Figura 09), a uma temperatura interna controlada de 37°C, simulando pressão e desgaste (STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).



Figura 9: Simulador de fadiga mecânica  
Fonte: A autora (2009)

Foi aplicada carga dinâmica de aproximadamente 120 N a 1 Hz por um total de 500.000 ciclos para cada grupo. O valor de carga máximo foi escolhido por ser menor que o último valor de resistência à tração do parafuso do pilar protético e ainda ser grande suficiente para causar a abertura da união implante-pilar protético. Os 500.000 ciclos foram escolhidos para simular seis meses da prótese em função (HOYER *et al.*, 2001). O carregamento foi definido em 75 ciclos/min, por ser semelhante ao reportado como a frequência mastigatória humana (KHRAISAT *et al.*, 2004). Os ciclos foram do tipo regular, isto é, ciclos repetitivos com todas as características constantes, com velocidade constante durante cada teste.

## 5.7 TORQUE DE REMOÇÃO

Ao final dos 500.000 ciclos do ensaio de fadiga, os conjuntos implante-pilar protético-coroa foram removidos dos suportes para amostra da máquina de testes e, um a um, tiveram seus valores de torque de remoção mensurados.

Para tais medições, os corpos de prova eram individualmente presos a uma morsa e o mesmo torquímetro axial digital (Faixa nominal 15 a 150Ncm, resolução 0,1Ncm, Torqueleader® (São José, Califórnia, Estados Unidos da América), modelo TSD150. Tipo I, classe E. N° de fabricação 117317) que havia sido utilizado para a aplicação do torque de fixação inicial era utilizado para obtenção dos valores do torque de remoção. O torquímetro foi calibrado, previamente ao experimento, pela norma de referência ISO 6789:2003, apresentando um erro médio de 0,79%. Junto ao torquímetro foi utilizada uma chave hexagonal com diâmetro de 1,2mm (Neodent®, Curitiba, Paraná, Brasil) (Figura 10).



Figura 10: Torquímetro digital com chave hexagonal acoplada  
Fonte: A autora (2009)

## 5.8 MÉTODO

Para a realização deste experimento, inicialmente os corpos de prova foram elaborados como descrito anteriormente. Uma vez preparados, eles eram inseridos individualmente na célula de carga, com o intuito de realizar as medições dos valores referentes à pré-carga.

Com a célula medidora de carga totalmente montada, uma chave hexagonal com diâmetro de 1,2mm ligada ao torquímetro digital era posicionada para a aplicação do torque.

Os valores de torque aplicados foram diferentes para cada sistema, de acordo com as recomendações do fabricante, para que permitissem o melhor desempenho de cada sistema dentro de suas características mecânicas distintas (SUTTER *et al.*, 1993). Os valores de torque aplicados foram: 32Ncm para o sistema de hexágono externo, 32Ncm para o sistema cone morse e 20Ncm para o sistema de hexágono interno.

No momento do torque de fixação, a força de tração aplicada no parafuso do pilar protético como um produto do torque criava uma força compressiva (contato) entre o pilar protético e o implante - pré-carga (KHRAISAT *et al.*, 2004). Essa força gerava uma deformação que era medida pelos extensômetros ligados à célula de



carga, através da determinação da variação da resistência elétrica. Esses valores já eram visualizados em um *display* diretamente em *newtons* pois, a partir da calibragem de cada grupo, os valores eram instantaneamente convertidos pelo microprocessador ATMEGA 32. A calibragem prévia a medição de cada grupo era realizada para garantir uma adequada conversão desses valores, já que os grupos foram mensurados em dias diferentes. Assim, variações na temperatura ambiente eram descartadas.

Registrados os valores de pré-carga, o corpo de prova era retirado da célula de carga. Tal amostra recebia uma fina camada de vaselina sólida sobre o pilar protético e, então, sua respectiva coroa metálica total. Esse conjunto era posicionado no suporte para amostra da máquina de ciclagem mecânica e preenchido com saliva artificial até a cobertura total da coroa metálica. Com os dez corpos de prova de cada grupo preparados e cobertos de saliva artificial, os suportes para amostras da máquina de ciclagem mecânica eram posicionados no interior da máquina, em seus respectivos espaços. Os pistões de prova eram encaixados manualmente nos nichos antes preparados nas coroas metálicas para este fim, a máquina de ciclagem programada dentro dos padrões pré-determinados e os ciclos então iniciados.

Encerrados os 500.000 ciclos, os corpos de prova eram retirados um a um dos suportes para amostra, assim como tinham suas coroas metálicas removidas manualmente, e levados para uma morsa, onde seriam realizadas as mensurações dos valores de torque de remoção. Novamente, com o auxílio da chave hexagonal com diâmetro de 1,2mm e do torquímetro axial digital eram registrados os valores de torque de remoção, ou seja, o valor máximo de torque reverso necessário para a remoção de cada pilar protético, finalizando a coleta de dados (Figura 11). O torquímetro axial digital fornecia os valores de torque de remoção diretamente em Ncm, não sendo necessário nenhum tipo de conversão.

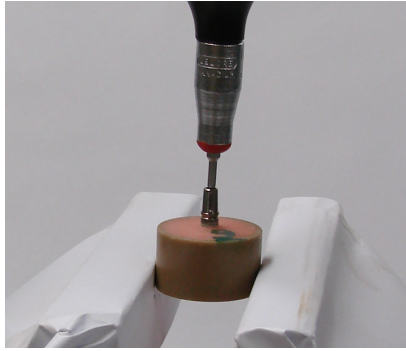


Figura 11: Corpo de prova preso em uma morsa e torquímetro digital com chave hexagonal acoplada para a mensuração dos valores do torque de remoção do pilar protético  
Fonte: A autora (2009)

## 5.9 MÉTODO ESTATÍSTICO

Os valores de pré-carga observados em cada grupo foram comparados entre si, a fim de determinar através da estatística os níveis de pré-carga alcançados pelos diferentes sistemas.

Os valores de torque inicial *versus* os valores de torque final foram observados dentro de cada grupo.

Os valores obtidos no momento do torque de remoção dos pilares protéticos, em relação aos valores de torque inicial obtidos prévio à ciclagem mecânica, serviram para o cálculo da porcentagem da perda de torque para cada sistema. Os resultados foram comparados em função da porcentagem da perda de torque, já que diferentes valores de torque foram aplicados para cada grupo, de acordo com a recomendação do fabricante.

Os dados obtidos foram registrados, analisados e submetidos aos testes estatísticos adequados. O *software* de análise estatística SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) foi utilizado para a realização das análises.

Para determinar se as variáveis apresentavam distribuição normal, o Teste de Normalidade Shapiro-Wilk foi aplicado. Posteriormente, testes paramétricos foram realizados, uma vez que os mesmos apresentam maior poder estatístico.

Neste caso, o teste de Análise de Variância (ANOVA) e o teste de Comparações Múltiplas de Tukey foram os escolhidos, ao nível de significância de 1% ( $\alpha=0,01$ ), para a análise dos valores de pré-carga e para os valores do percentual de perda do torque inicial (torque de remoção). Para analisar o torque inicial *versus* o torque de remoção dentro de cada grupo foi utilizado outro teste paramétrico, Teste T, também ao nível de significância de 1% ( $\alpha=0,01$ ).

## 6 RESULTADOS

### 6.1 PRÉ-CARGA

Os três grupos, hexágono externo (HE), hexágono interno (HI) e cone morse (CM), apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação aos valores das médias de pré-carga obtidos durante as mensurações ( $p < 0,001$ ). A média de pré-carga mais alta foi obtida pelo grupo do sistema de conexão cone morse ( $95,70 \pm 12,53N$ ), tendo o grupo do sistema hexágono externo obtido os valores intermediários de pré-carga ( $50,80 \pm 9,52N$ ) e os implantes do sistema hexágono interno os mais baixos valores de pré-carga ( $26,00 \pm 5,70$ ) (Tabelas 01 e 02, Figura 12).

Tabela 1 – Tabela de avaliação das médias de pré-carga

Grupo	n	Pré-carga (N)			
		Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Hexágono Externo	10	50,80 <sup>B</sup>	9,52	37	60
Hexágono Interno	10	26,00 <sup>C</sup>	5,70	20	36
Cone Morse	10	95,70 <sup>A</sup>	12,53	83	117

Fonte: A autora (2009)

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 1%.

Tabela 2 – Tabela da Análise de Variância – Pré-carga

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Entre grupo	2	24963,80	133,64	<0,001
Erro-experimental	27	2521,70		
Total corrigido	29	27485,50		

Fonte: A autora (2009)

Através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 1%, verificou-se que no grupo cone morse a média de pré-carga foi significativamente maior do que nos demais grupos, no grupo hexágono externo a média também foi significativamente maior do que no hexágono interno.

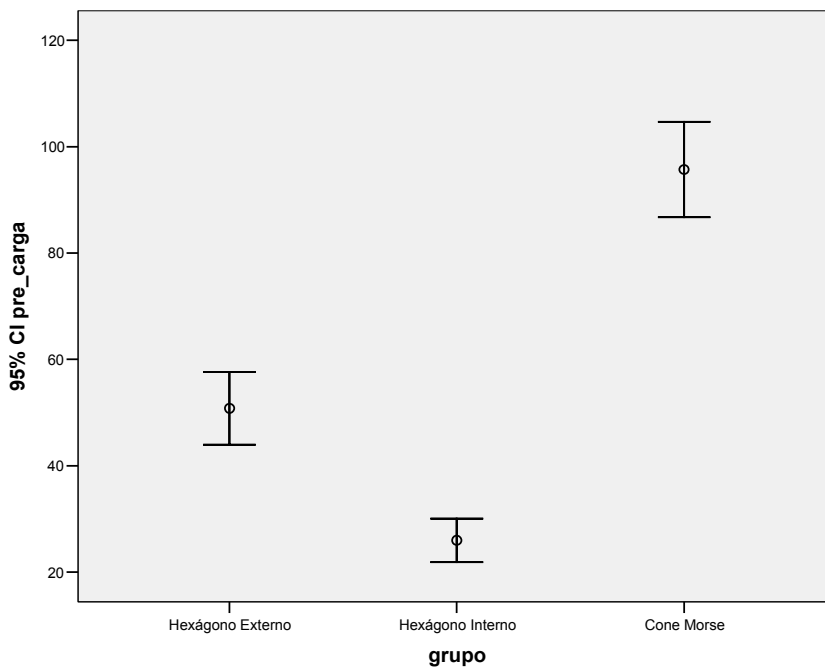


Figura 12: Gráfico Pré-Carga  
Fonte: A autora (2009)

## 6.2 TORQUE DE REMOÇÃO

Quando comparados os valores de torque inicial e torque de remoção intra-grupo, observou-se que todos os grupos apresentaram valores de torque de remoção inferiores aos valores de torque inicial. Entretanto, o grupo hexágono interno foi o único a não apresentar diferença significativa na média de torque inicial e de remoção (Tabela 03).

Tabela 3 – Comparação entre os valores de torque inicial e torque de remoção

	Grupo					
	Hexágono Externo		Hexágono Interno		Cone Morse	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
Torque inicial	32,52	0,34	20,54	0,28	33,09	0,50
Torque de remoção	24,50	1,58	19,00	2,11	12,00	5,11
p	<0,001		0,050		<0,001	

Fonte: A autora (2009)

Legenda: p= nível mínimo de significância do Teste T

Através do Teste T, ao nível de significância de 1%, verificou-se não haver diferença significativa na média de torque inicial e de remoção apenas no grupo hexágono interno.

## 6.3 TORQUE DE REMOÇÃO – VARIAÇÃO PERCENTUAL

A variação percentual do torque de remoção em relação aos valores de torque inicial apresentaram diferença estatisticamente significante entre todos os grupos ( $p < 0,001$ ) (Tabela 04).

Tabela 4 – Tabela da Análise de Variância – Torque de remoção

Causa de variação	Grau de liberdade	Soma de quadrados	F	p
Entre grupo	2	16702,66	68,86	<0,001
Erro-experimental	27	3274,38		
Total corrigido	29	19977,04		

Fonte: A autora (2009)

Diferença significativa entre grupos constatada através da Análise de Variância complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 1%.

O grupo do sistema hexágono interno apresentou o melhor desempenho, tendo a menor perda relativa de torque após a ciclagem mecânica (- 7,5%). O grupo hexágono externo apresentou valores de perda relativa intermediários (- 24,7%), enquanto os sistemas de conexão implante-pilar protético do tipo cone morse apresentaram a maior perda relativa (- 63,9%) (Tabela 05 e Figura 13).

Tabela 5 – Variação percentual do torque de remoção

Grupo	N	Variação (%)			
		Média	Desvio-padrão	Mínimo	Máximo
Hexágono Externo	10	-24,7 <sup>B</sup>	4,7	-31,0	-15,6
Hexágono Interno	10	-7,5 <sup>A</sup>	10,5	-27,2	0,0
Cone Morse	10	-63,9 <sup>C</sup>	15,2	-100,0	-40,3

Fonte: A autora (2009)

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 1%. Através destes testes verificou-se que no

grupo hexágono interno houve uma menor perda relativa, sendo significativamente menor do que nos demais grupos. No grupo hexágono externo a média também foi significativamente menor do que no cone morse.

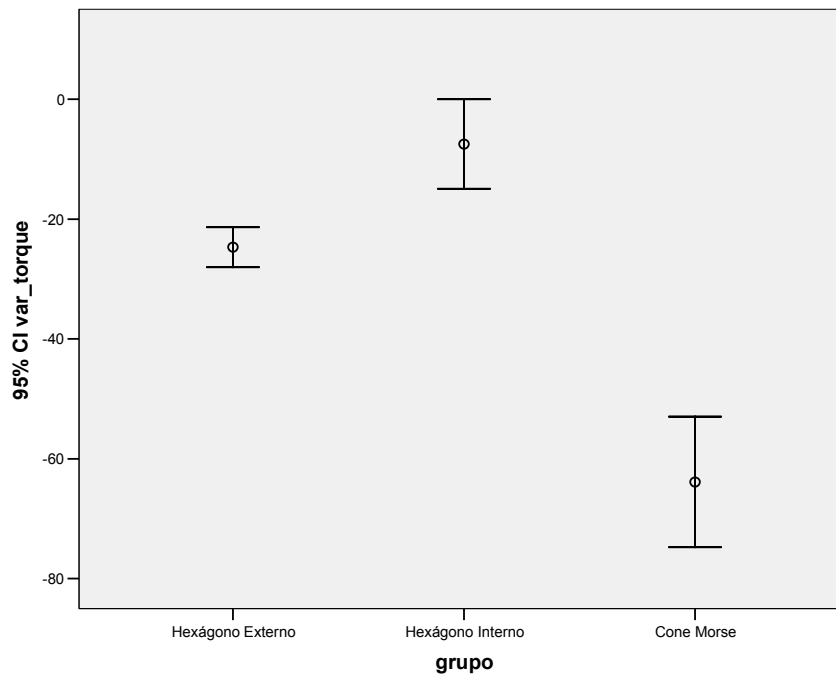


Figura 13: Gráfico variação percentual do torque de remoção  
Fonte: A autora (2009)



## 7 DISCUSSÃO

### 7.1 RESULTADOS

A hipótese nula foi rejeitada, ou seja, os três sistemas de conexão implante-pilar protético (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) apresentam diferentes níveis de pré-carga e, após submetidos à simulação das condições funcionais (ensaio de fadiga), diferentes valores proporcionais de torque de remoção.

A média de pré-carga mais alta foi obtida pelo grupo do sistema de conexão cone morse ( $95,70 \pm 12,53\text{N}$ ), tendo o grupo do sistema hexágono externo obtido os valores intermediários de pré-carga ( $50,80 \pm 9,52\text{N}$ ) e os implantes do sistema hexágono interno os mais baixos valores de pré-carga ( $26,00 \pm 5,70\text{N}$ ). Tais achados estão em concordância com a literatura, que aponta o sistema cone morse como um sistema estável, com potencial vantagem mecânica sobre os sistemas tipo plataforma (NORTON, 1997a; KHRAISAT *et al.*, 2002). Como o torque de apertamento é aumentado onde todas as partes correspondentes estão em contato, no sistema cone morse a pré-carga aumenta (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Entretanto, não existem dados na literatura comparando diretamente os valores de pré-carga entre os diferentes sistemas que possam ser usados como uma referência mais específica.

De qualquer forma, a comparação de valores de pré-carga obtidos em outros estudos poderia ser discutível, já que a marca comercial dos diferentes implantes e suas conseqüentes características e peculiaridades variam conforme o fabricante. Em estudo de Tan e Nicholls (2001), diferenças estatisticamente significantes nos valores de pré-carga de sete diferentes pilares protéticos, todos do sistema hexágono externo, foram observadas. Os autores justificam que a pré-carga da união implante-parafuso do pilar protético de implantes hexágono externo é dependente do desenho do pilar protético, diâmetro do parafuso, material, torque de apertamento e velocidade de aplicação do torque.

A variação no *design* do implante tem efeito na falha do torque de abertura, independente da força do torque de fechamento (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). Sabendo-se que os valores de pré-carga, independente do valor utilizado como torque inicial, apresentam a mesma influência sobre o comportamento clínico da conexão implante-pilar protético, os valores de pré-carga foram analisados estatisticamente sem qualquer diferenciação pela utilização de valores de torque iniciais diferentes.

Quando comparados os valores de torque inicial e torque de remoção para cada sistema separadamente, observou-se que todos os grupos apresentaram redução dos valores de torque de fechamento no momento do torque de remoção. Tal achado confere com os resultados de Weiss, Kozak e Gross (2000), que observaram que todos os sete sistemas de implante-pilar protético por eles testados foram perdendo progressivamente valores de torque como efeito de repetidos torques de fechamento e abertura. Steinebrunner *et al.* (2008) afirmaram que a força necessária para desapertar o parafuso do pilar protético é mais baixa do que a força para apertamento.

Foram aplicados diferentes torques de fechamento para cada grupo, sendo assim os resultados foram avaliados em porcentagens, utilizando análise de variância (ANOVA) (LANG; MAY; WANG, 1999). Os torques de fechamento foram definidos de acordo com as instruções do fabricante, a fim de permitir a melhor performance de cada sistema.

Em relação à variação percentual do torque de remoção, o grupo do sistema hexágono interno apresentou o melhor desempenho, tendo a menor perda relativa de torque após a ciclagem mecânica (- 7,5%). Segundo *et al.* (2009) observaram em um estudo de elemento finito que implantes do sistema hexágono interno, quando submetidos a cargas oclusais, apresentam maior concentração de *stress* em torno do pescoço do implante, e apenas uma pequena concentração de *stress* é concentrada no parafuso do pilar protético. Tal simulação sugere que as conexões de hexágono interno protegem o parafuso do pilar protético do estresse acumulado,

expondo as paredes do implante a esse *stress*, o que pode explicar o mecanismo responsável pela manutenção do torque inicial observado em nosso experimento.

O grupo hexágono externo apresentou valores intermediários de perda relativa de torque (- 24,7%), em relação aos outros grupos. Uma revisão sistemática de estudos clínicos foi realizada para determinar a incidência de perda de parafuso do pilar protético de restaurações unitárias sobre implantes com dois sistemas de conexão implante-pilar protético (de 1990 até 2006). Depois de selecionar os títulos relevantes, o grupo sobre o sistema hexágono externo compreendeu 12 estudos, nos quais 586 restaurações unitárias sobre implantes foram acompanhadas por um período de 3 a 5 anos, com um percentual de sucesso de 97.3% (95% CI: 95.6-98.3). O grupo do sistema de hexágono interno compreendeu 15 estudos, que acompanharam 1113 próteses unitárias sobre implantes por um período de 3 a 10 anos, com um percentual de sucesso de 97.6% (95% CI: 96.5-98.3). Os resultados mostraram que o afrouxamento do parafuso do pilar protético é um evento raro em próteses unitárias sobre implantes, independentemente da geometria da conexão implante-pilar protético, desde que adequadas características anti-rotacionais e torque sejam empregados (THEOHARIDOU *et al.*, 2008). Os autores concluíram que adequadas características anti-rotacionais são essenciais para o sucesso dos sistemas de conexão implante-pilar protético.

Os implantes do sistema de conexão implante-pilar protético do tipo cone morse apresentaram a maior perda relativa do torque inicial (- 63,9%). Todos os pilares protéticos apresentaram significativa perda do torque de fechamento, sendo que uma amostra apresentou pilar protético frouxo após a ciclagem mecânica. De acordo com Theoharidou *et al.* (2008), características anti-rotacionais são essenciais para o sucesso dos sistemas de conexão implante-pilar protético. Sabendo-se que os implantes e pilares protéticos do sistema cone morse utilizado não apresentam dispositivos anti-rotacionais, talvez essa característica possa ter contribuído para o mau desempenho observado após a ciclagem mecânica.

Norton (1997a) não observou resistência à rotação na conexão cone morse, como observou na conexão do tipo hexágono externo. Desta forma, os micromovimentos poderiam levar a um progressivo desapertamento do parafuso do

pilar protético sob condições de carga dinâmica cíclica (STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).

O desajuste rotacional que é reduzido entre os elementos das conexões tipo cone morse e *spline* aumentou o índice de perda de parafuso na ciclagem com carga (BINON, 1996).

A presença e quantidade de lubrificante entre os componentes dos implantes pode também afetar o coeficiente de fricção. O coeficiente de fricção diminui conforme a quantidade de lubrificante aumenta. Passagem de fluido por microfendas tem sido observada na interface implante-pilar protético de diversos sistemas de implantes (JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997). Sendo assim, a presença da saliva artificial pode ter tido grande influência no alto percentual de perda de torque do sistema cone morse, já que este depende apenas do coeficiente de fricção para se manter estável.

Em estudo realizado por Khraisat *et al.* (2002) comparando implantes dos sistemas hexágono externo e cone morse para próteses unitárias com um teste de resistência à fadiga, os resultados superiores foram encontrados no grupo do sistema cone morse que não apresentou nenhuma falha após receber uma carga de 100N por 1.800.000 ciclos. No grupo do hexágono externo todos os implantes falharam antes da ciclagem estar completa. Estes resultados não estão em concordância com os observados em nosso trabalho, provavelmente por apresentarem metodologias muito diferentes, especialmente quanto à aplicação da carga que, em nosso trabalho foi axial excêntrica, enquanto que no experimento antes citado ocorreu a aplicação da carga perpendicular ao longo eixo do implante.

Os resultados obtidos a partir do torque de remoção do grupo cone morse também diferem de outros estudos. Para Sutter *et al.* (1993), a conexão cone morse do ITI® Dental Implant System com um ângulo interno de 8° resulta em um torque de remoção 10 a 20% maior que no momento do apertamento, enquanto na interface tipo plataforma o torque de remoção é aproximadamente 10% menor que no momento do apertamento.

De acordo com Weiss, Kozak e Gross (2000) os sistemas tipo hexágono ou octágono, interno ou externo, parecem ser menos efetivos na manutenção da resistência às forças de abertura que aqueles com componentes friccionais, como os cone morse. Os autores afirmam que os sistemas de implante/pilar protético novos, que não possuem componente friccional outro que as roscas do parafuso, exibem uma considerável perda de torque imediata, que alcança de 11 a 24% do torque de fechamento aplicado (WEISS; KOZAK; GROSS, 2000). No estudo de Weiss, Kozak e Gross (2000), entretanto, os implantes não foram submetidos a ciclagem mecânica, o que sugere que a perda do torque do sistema cone morse se dá pela aplicação de carga. Além disso, é preciso ressaltar que a carga foi aplicada axial, mas excêntrica.

Nos dois últimos trabalhos acima citados, os valores de torque de remoção para os sistemas de hexágonos estão de acordo com os resultados mensurados em nosso estudo.

## 7.2 AMOSTRA

Os implantes de 3,75mm de diâmetro foram selecionados por existirem nos três sistemas de implantes na marca comercial designada para este estudo, bem como por ser o diâmetro apontado pela literatura como o mais suscetível a falhas. Mais altos índices de fraturas foram reportados para implantes Branemark de 3,75mm de diâmetro instalados na região posterior (RANGERT *et al.*, 1997) enquanto nenhuma fratura foi reportada em implantes de parafuso sólido de diâmetro padrão (4,1mm), e apenas um pequeno número de fraturas de implantes de diâmetro reduzido (3,3mm) foram observadas (SCHWARZ, 2000).

No sistema cone morse, foi hipotetizado que a espessura reduzida no colar do implante de diâmetro reduzido poderia eventualmente diminuir a resistência mecânica do corpo do implante, particularmente sob forças oblíquas. Os diâmetros dos parafusos dos pilares protéticos de 3,3 e 4,1mm são os mesmos, o que muda é

a espessura de metal em torno do parafuso do pilar protético, que é aumentada nos implantes de diâmetro 4,1mm (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003).

Plataformas largas não foram utilizadas, pois elas determinam um aumento da interface implante-pilar protético nos sistemas de hexágonos, o que poderia gerar uma diminuição na perda da pré-carga quando submetidos à carga dinâmica (HOYER *et al.*, 2001), eventualmente interferindo nos resultados em relação ao grupo do sistema cone morse.

Foram utilizados pilares protéticos para próteses cimentadas (munhões universais) para permitir uma melhor padronização dos pilares, já que se tratam de diferentes sistemas de conexão implante-pilar protético. Além disso, os trabalhos cimentados fornecem melhor estética, facilidade de confecção, contatos oclusais ótimos e menores índices de perda de parafusos (PIETRABISSA *et al.*, 2000).

Para a confecção dos corpos de prova, optou-se pelo uso da resina ao invés do metal para a retenção dos implantes, porque o osso vivo ao qual os implantes são conectados é um tecido muito mais deformável que o aço, muito mais parecido com a resina (PIETRABISSA *et al.*, 2000). Os implantes foram montados na resina para imitar as condições orais, onde o osso pode absorver algumas forças transmitidas para o parafuso da conexão implante-pilar protético (STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).

O contato entre o implante e a resina acrílica foi assumido como sendo linear, isto é, transferência de compressão bem como de tensão ou cisalhamento (AKÇA; CEHRELI; IPLIKÇIOGLU, 2003).

Como a falha dos componentes dos implantes está frequentemente associada com remodelamento ósseo marginal, os implantes foram submersos apenas 8 mm dentro do cilindro de acrílico, simulando remodelamento de 3mm. A reabsorção óssea simulada pode ter aumentado a profundidade do braço de alavanca e então contribuído a uma sobrecarga do implante (KHRAISAT *et al.* 2002). Apesar de essa característica de remodelamento ósseo marginal não se aplicar aos implantes do sistema cone morse, a submersão parcial dos implantes viabilizou o uso dos corpos

de prova já completos na célula de carga. Se a submersão dos implantes fosse total, seria inviável a não interferência dos suportes da célula de carga na interface implante-pilar protético no momento do torque de fechamento.

### 7.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA

A dificuldade em medir a pré-carga em qualquer sistema de implante é devido à complexa natureza do desenho do implante. Uma medida direta da pré-carga no ambiente oral ainda não foi desenvolvida. A determinação *in vitro* da pré-carga tem sido feita através de extensômetros ou transdutores de força posicionados adjacentes ao corpo do implante para medir forças dentro do complexo do implante como a formada pela conexão do parafuso. Outros estudos têm assumido valores de pré-carga e aplicado os mesmos para determinar a performance biomecânica dos sistemas de implantes através da análise de elemento finito (LANG *et al.*, 2003). Em nosso trabalho, a medição da pré-carga foi determinada de forma indireta.

O índice ideal para determinar o valor da pré-carga é a força de contato na interface entre as roscas do parafuso do pilar protético e as roscas correspondentes do implante, de acordo com o modelo de elemento finito criado por Wang *et al.* (2009).

### 7.4 MÉTODO

As coroas metálicas confeccionadas não foram cimentadas, apenas encaixadas sobre os pilares protéticos previamente isolados com fina camada de vaselina sólida para a realização do experimento, o que garantiu uma fácil remoção das coroas após a ciclagem mecânica, eliminando o viés da força e/ou método de remoção das coroas.

Por outro lado, a situação clínica que estava sendo reproduzida apresentaria a cimentação da coroa metálica. A presença de uma camada de cimento deformável poderia compensar erros de translação, produzidos durante o processo de manufaturamento, e o cimento poderia agir absorvendo a deformação causada pela desadaptação e, desta forma, preservando a conexão implante-pilar protético. O *gap* entre o pilar protético e a prótese produzido pelo espaçador, durante as fases de enceramento e fundição da coroa, poderia permitir a formação de uma camada de cimento com diferentes espessuras na interface implante-pilar protético (PIETRABISSA *et al.*, 2000).

Entretanto, dados comparativos de testes de vários materiais para cimentação demonstraram que cada um tem propriedades físicas únicas baseadas em suas composições, as quais podem variar consideravelmente conforme a manipulação destes materiais pelos operadores. Os valores de módulo de elasticidade, característica relacionada à absorção de cargas, é uma das propriedades físicas que apresenta grande variação de valor conforme o tipo de cimento escolhido para realizar a cimentação (HILL, 2007).

Desta forma, conforme o tipo de cimento eleito, teríamos maior ou menor absorção de cargas, ou seja, maior ou menor proteção da conexão implante-pilar protético. Sendo assim, considerou-se que como a situação de ausência de cimento seria padrão para os três grupos não haveria qualquer prejuízo em relação à validade dos resultados.

Os corpos de prova foram submersos em saliva artificial para simular a característica de umidade da cavidade bucal (STEINEBRUNNER *et al.*, 2008).

A presença e quantidade de lubrificante entre os componentes dos implantes, que é clinicamente imprevisível, pode também afetar o coeficiente de fricção (JANSEN; CONRADS; RICHTER, 1997).

Segundo Cibirka *et al.* (2001) um indivíduo realiza três refeições por dia, o que equivale a quinze minutos de mastigação (60 contatos ou ciclos por minuto) o equivalente a 2700 ciclos por dia ou um milhão de ciclos por ano. Dessa forma, os



500.000 ciclos foram selecionados para simular 6 meses de função. Com relação à frequência de repetição dos ciclos, há na literatura uma variação de 1 a 11Hz em ensaios de fadiga com implantes. Optou-se por uma frequência de 1 Hz, pois a máquina de ensaio de fadiga utilizada não permite outra regulagem.

Outra variável citada por vários autores como relacionada aos valores de pré-carga alcançados é a velocidade de fixação dos parafusos, que neste trabalho não foi padronizada. O mesmo operador realizou o torque de fechamento e de remoção de todos os corpos de prova, após calibração realizada durante o experimento piloto, mas a velocidade não foi padronizada.

Tan e Nicholls (2001) realizaram um estudo em que relacionaram a velocidade de torque aplicado com a pré-carga produzida, e obtiveram valores de pré-carga maiores com velocidades menores de aplicação do torque. Entretanto, parece que essa variável não padronizada não interferiu nos resultados deste estudo, uma vez que os valores de pré-carga obtidos dentro de cada grupo foram bastante equilibrados.

## 8 CONCLUSÕES

A partir da análise dos resultados obtidos é possível concluir que, quando submetidos a um teste *in vitro*:

- a) o sistema cone morse apresenta os maiores índices de pré-carga entre os três sistemas testados;
- b) o sistema de hexágono interno apresenta o comportamento biomecânico mais estável dentre os mensurados;
- c) os sistemas de hexágono externo e interno apresentam estabilidade biomecânica aceitável em sua conexão implante-pilar protético, quando submetidos a forças axiais excêntricas, simulando área de primeiro molar inferior permanente e 6 meses de função.

## REFERÊNCIAS

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387-416.

Akça K, Cehreli MC, İplikçioğlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter Morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Aug;14(4):444-54.

Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engvall S, Engquist B, Eriksson AR et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol.* 1988 May;59(5):287-96.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004 Apr;91(4):319-25.

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.

Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Sep-Oct;11(5):660-6.

Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996 Jul-Aug;11(4):522-8.

Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J. Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 2005 Sep;32(9):925-32.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996 Mar-Apr;9(2):149-60.

Borchardt IG.; Zaro MA. *Extensômetros de resistência elétrica.* Porto Alegre: Editora da UFRGS, 1982. 69p.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.* 2004 Dec;92(6):523-30.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;11(16):1-132.

Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):459-65.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001 Mar;85(3):268-75.

Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2009a May-Jun;22(3):283-6.

Coppedê AR, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009b Jun;20(6):624-32.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.* 1998 Jun;106(3):721-64.

Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Lekholm U. Histopathologic observations on early oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 Nov-Dec;14(6):798-810.

Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991 Summer;6(2):142-6.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Sep-Oct;10(5):529-36.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006 Jan;95(1):26-32.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003 Apr;89(4):346-51.

Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):643-58, vi.

Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):599-607.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Sep-Oct;12(5):709.

Jemt T, Lekholm U. Implant treatment in edentulous maxillae: a 5-year follow-up report on patients with different degrees of jaw resorption. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):303-11.

Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(6):635-40.

Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res.* 1994 Sep;5(3):142-7.

Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992 Fall;7(3):353-9.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004 Apr;91(4):326-34.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002 Dec;88(6):604-10.

Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent.* 2004 Dec;13(4):373-85.

Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003 Dec;90(6):539-46.

Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent.* 1999 Apr;81(4):411-7.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 Mar-Apr;12(2):237-42.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006 Jan;33(1):75-8.

McDermott NE, Chuang SK, Woo VV, Dodson TB. Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):848-55.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):519-26.

Norton MR, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Feb;12(1):79-84.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Oct;11(5):458-64.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997a Aug;8(4):290-8.

Norton MR. The Astra Tech Single-Tooth Implant System: a report on 27 consecutively placed and restored implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1997b Dec;17(6):574-83.

Orenstein IH, Tarnow DP, Morris HF, Ochi S. Three-year post-placement survival of implants mobile at placement. *Ann Periodontol*. 2000 Dec;5(1):32-41.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992 Spring;7(1):26-33.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2000 Oct;11(5):448-57.

Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Mar-Apr;14(2):181-8.

Rangert B, Sennerby L, Meredith N, Brunski J. Design, maintenance and biomechanical considerations in implant placement. *Dent Update*. 1997 Dec;24(10):416-20.

Renouard F, Rangert B. Risk factors in implant dentistry: simplified clinical analysis for predictable treatment. Chicago: Quintessence; 1999.

Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:69-85.

- Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(3):262-72.
- Segundo RM, Oshima HM, da Silva IN, Burnett LH Jr, Mota EG, Silva LL. Stress distribution of an internal connection implant prostheses set: A 3D finite element analysis. *Stomatologija.* 2009;11(2):55-9.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol.* 2002;28(2):67-73.
- Skalak R. Stress transfer at the implant interface. *J Oral Implantol.* 1988;13(4):581-93.
- Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989 Nov;62(5):567-72.
- Spiekermann H. Complicações. In: Spiekermann H. *Implantologia.* Porto Alegre: Artmed, 2000. p. 343-55.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008 Dec;19(12):1276-84.
- Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008 Feb;16(1):55-8.
- Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993; 13(5):409-31.
- Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2001 May-Jun;16(3):367-77.
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008 Jul-Aug;23(4):681-90.
- Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009 Jun;101(6):359-71.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000 Aug;84(2):194-9.
- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990 Aug;64(2):185-94.

## ANEXO



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

---

Porto Alegre 31 de março de 2009

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob nº:** 0007/09  
**Intitulado:** Avaliação da perda e pré-carga após ciclagem mecânica de três sistemas de conexão implante-pilar protético  
**Pesquisador Responsável:** Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira  
**Pesquisadores Associados** Sabrina Santafé  
**Nível:** Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 25 de março de 2009.

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



# Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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