

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

MESTRADO EM ODONTOLOGIA

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PRÓTESE DENTÁRIA

AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E TORQUE DE  
REMOÇÃO DE 3 TIPOS DE PARAFUSOS DE  
FIXAÇÃO DE PILARES PARA PRÓTESES  
UNITÁRIAS IMPLANTO-SUPORTADAS

**RAFAEL AUGUSTO STÜKER**

Porto Alegre, Março de 2006

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

AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E TORQUE DE REMOÇÃO DE 3  
TIPOS DE PARAFUSOS DE FIXAÇÃO DE PILARES PARA  
PRÓTESES UNITÁRIAS IMPLANTO-SUPPORTADAS

Dissertação apresentada à Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre, no Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Prótese Dentária.

**RAFAEL AUGUSTO STÜKER**

Orientador: Eduardo Rolim Teixeira

Porto Alegre, Março de 2006

## **DEDICATÓRIA**

Dedico este trabalho aos meus pais  
que sempre me deram todo o apoio necessário  
para a realização deste sonho.

### **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao professor orientador Dr. Eduardo Rolim Teixeira pela dedicação empregada neste trabalho, pelo apoio em mim empregado e pela amizade.

## AGRADECIMENTOS

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

Ao Prof. Dr. Izo Milton Zani, um dos principais responsáveis por eu ter realizado este trabalho e que me oportunizou a primeira experiência acadêmica.

Aos professores Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai e Dr. Márcio Lima Grossi, sempre dispostos a esclarecer todas as dúvidas.

À Mariana Carballo pelo auxílio na descrição dos resultados e estatística.

Ao amigo Fábio Luiz Andretti pela colaboração na elaboração do *abstract*.

Ao Prof. Dr. Luís Henrique Burnete Júnior pelo auxílio na correção para versão final deste trabalho.

Ao técnico responsável pelo Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica - PUC RS, Karion Guerra e seu auxiliar Paulo Pêss pela colaboração na realização do experimento.

Aos colegas de mestrado, pelo tempo que passamos juntos neste momento importante de nossas vidas.

À Profa. Dra. Nilza Pereira da Costa pelo empenho em tornar este curso um dos melhores do país.

À CAPES pelo apoio financeiro.



## RESUMO

Inúmeros autores consideram os problemas mecânicos de fratura ou afrouxamento de componentes como sendo uma das principais causas de insucessos em reabilitações implanto-suportadas, estando muitos destes problemas relacionados a uma tensão insuficientemente induzida ao parafuso para fixação de pilar transmucoso, também conhecida como pré-carga. Assim, este estudo *in vitro* teve como objetivo comparar a pré-carga de 3 tipos diferentes de parafuso para fixação de pilares transmucosos utilizados em próteses unitárias implanto-suportadas através de extensimetria e valores de torque de remoção. Foram utilizados 3 implantes de hexágono externo (Conexão<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) com 4,0mm de diâmetro por 15mm de comprimento, sendo que cada um recebeu um pilar transmucoso tipo *Cera One*<sup>®</sup> para prótese unitária cimentada, que foi fixado ao implante com seu respectivo parafuso de ouro (Grupo A), titânio (Grupo B) e titânio com tratamento superficial (*Ti-Tite*<sup>®</sup>) (Grupo C). Dez parafusos de cada tipo foram fixados com um torque de  $30,07 \pm 0,28$  Ncm e mantidos em posição por 5 minutos. Após a fixação, foi avaliado o valor de pré-carga produzido com a utilização de extensimetria e uma célula medidora. Para a medição do torque inicial e do torque de remoção foi utilizado um dispositivo eletrônico de controle de torque. Os parafusos de ouro apresentaram os maiores valores de pré-carga ( $131,72 \pm 8,98$  N), depois os de titânio com tratamento de superfície ( $97,78 \pm 4,68$  N) e os de titânio apresentaram os menores valores ( $37,03 \pm 5,69$  N). Para os valores de torque de remoção foram encontrados os seguintes resultados: ouro:  $17,64 \pm 1,12$  Ncm; titânio:  $18,75 \pm 1,89$  Ncm; titânio com tratamento de superfície:  $16,43 \pm 1,33$  Ncm. Após análise de variância (ANOVA,  $p < 0,05$ ) e o teste estatístico de Tukey ( $p < 0,05$ ) foram encontradas diferenças significativas entre os 3 grupos tanto para os valores de pré-carga como para os de torque de remoção. Os resultados do presente estudo sugerem que os parafusos de ouro são os mais indicados para que se atinja uma maior longevidade da união pilar-implante e conseqüentemente da restauração protética em vista dos maiores valores de pré-carga produzidos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implantes Dentários, Prótese Dentária, Torque





## ABSTRACT

Several authors consider the mechanical problems of fracture and components loosening as the main causes of failure in implant-supported rehabilitation. Most of these difficulties are related to insufficient induced tension of the screw for transmucosal abutment setting, known as preload. This study was aimed to compare the preload of three types of screw for transmucosal abutment attachment used in single implant-supported prosthesis through strain gauge and removal torque values. Three external hex fixtures (Conexão<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brazil) presenting 4.0mm in diameter and 15mm in length were used, and each received a transmucosal abutment (Cera One<sup>®</sup>) for single-unit prosthesis, which was fixed to the implant with the respective screw: Group A- gold screw, Group B- titanium screw, and Group C- surface-treated titanium screw (Ti-Tite<sup>®</sup>). Ten screws of each type were attached with  $30,07 \pm 0,28$  Ncm torque and maintained in position for 5 minutes. After the fixation, the preload values were measured through strain gauge and a measurement cell. Initial and removal torques were measured with an electronic torque control device. Gold screws exhibited higher preload values ( $131,72 \pm 8,98$  N), followed by surface-treated titanium screws ( $97,78 \pm 4,68$  N), and titanium screws presented the lowest results ( $37,03 \pm 5,69$  N). The following data were found for removal torque: gold:  $17,64 \pm 1,12$  Ncm; titanium:  $18,75 \pm 1,89$  Ncm; surface-treated titanium:  $16,43 \pm 1,33$  Ncm. After application of Analysis of Variance (ANOVA,  $p < 0,05$ ) and Tukey ( $p < 0,05$ ) comparison statistical test, significant differences were found between groups, for both preload and removal torque values. In conclusion, gold screws might be indicated to achieve superior longevity of the abutment-implant union and consequently prosthetic restoration due to greater preload values yielded.

**KEY WORDS:** Dental Implants, Dental Prosthesis, Torque

---

**Lista de Abreviaturas, Figuras e Tabelas**

**LISTA DE ABREVIATURAS**

mm	milímetros
®	marca registrada
±	desvio padrão
Ncm	<i>newton</i> . centímetro
N	<i>newton</i>
ANOVA	<i>Analysis of Variance</i> ou análise de variância
<i>et al.</i>	e outros (abreviatura de “ <i>et alli</i> ”)
%	porcentagem
nm	nanômetro
µm	micrômetro
MN/m <sup>2</sup>	<i>meganewton</i> / metro quadrado
°	graus
WP	plataforma larga
RP	plataforma regular
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
V	<i>volts</i>
Ltda.	limitada

kg	quilograma
°C	<i>graus celsius</i>
IC	intervalo de confiança
GL	graus de liberdade
SQ	soma de quadrados
QM	quadrado médio
F	estatística F

## LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Implantes da marca Conexão <sup>®</sup> (4,0 x 15mm) .....	54
Figura 02 - Pilar do tipo <i>Cera One</i> <sup>®</sup> .....	54
Figura 03 - Parafuso de ouro com engate quadrado (Conexão <sup>®</sup> , Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) .....	55
Figura 04 - Parafuso de titânio com engate quadrado (Conexão <sup>®</sup> , Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) .....	55
Figura 05 - Parafuso de titânio com tratamento de superfície com engate quadrado (Conexão <sup>®</sup> , Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) .....	55
Figura 06 - Cilindro vertical (15 x 100mm).....	57
Figura 07 - Orifício superior do cilindro .....	57
Figura 08 - Lâmina sensível (3,0mm de espessura) transpassada pelo parafuso e rosca de fixação do cilindro .....	58
Figura 09 - Cilindro parafusado à lâmina .....	58
Figura 10 - “Stop” para o pilar .....	58
Figura 11 - Pilar <i>Cera One</i> <sup>®</sup> em posição .....	58
Figura 12 - Sem contato entre cilindro e a porção superior da célula medidora .	59
Figura 13 - Extensômetro de resistência elétrica com 5mm de comprimento .....	61

Figura 14 - Vista dos 2 extensômetros posicionados na porção superior da lâmina .....	61
Figura 15 - Vista inferior da célula medidora .....	63
Figura 16 - Parafuso inferior e rosca corretamente apertados .....	63
Figura 17 - Torquímetro digital .....	64
Figura 18 - Chave adaptada .....	64
Figura 19 - Chave em posição .....	64
Figura 20 - Conversão da pré-carga de <i>volts</i> para <i>newtons</i> para o Grupo A .....	71
Figura 21 - Conversão da pré-carga de <i>volts</i> para <i>newtons</i> para o Grupo B .....	71
Figura 22 - Conversão da pré-carga de <i>volts</i> para <i>newtons</i> para o Grupo C .....	72
Figura 23 - Média das pré-cargas nos 3 grupos .....	73
Figura 24 - Média das pré-cargas do Grupo A .....	74
Figura 25 - Média das pré-cargas do Grupo B .....	76
Figura 26 - Média das pré-cargas do Grupo C .....	77
Figura 27 - Valores dos torques de remoção da primeira fixação nos 3 grupos .	79
Figura 28 - Valores dos torques de remoção do Grupo A na primeira fixação ....	80
Figura 29 - Valores dos torques de remoção do Grupo B na primeira fixação ....	82
Figura 30 - Valores dos torques de remoção do Grupo C na primeira fixação ....	83
Figura 31 - Valores dos torques de remoção com 5 repetições nos 3 grupos .....	84

## LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de fixação .....	70
Tabela 02 - Tabela do teste <i>two way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre grupos e entre parafusos.....	73
Tabela 03 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre parafusos de ouro.....	74
Tabela 04 - Comparação através do teste de <i>Tukey</i> ao nível de 5% de significância entre pré-cargas médias dos parafusos do Grupo A .....	75
Tabela 05 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre parafusos de titânio .....	75
Tabela 06 - Comparação através do teste de <i>Tukey</i> ao nível de 5% de significância entre pré-cargas médias dos parafusos do Grupo B .....	76
Tabela 07 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre parafusos de titânio com tratamento de superfície .....	77
Tabela 08 - Comparação através do teste de <i>Tukey</i> ao nível de 5% de significância entre pré-cargas médias dos parafusos do Grupo C .....	78



Tabela 09 - Valores dos torques de remoção do Grupo A (Ncm) na primeira fixação .....	80
Tabela 10 - Valores dos torques de remoção do Grupo B (Ncm) na primeira fixação .....	81
Tabela 11 - Valores dos torques de remoção do Grupo C (Ncm) na primeira fixação .....	83
Tabela 12 - Tabela do teste <i>two way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para torque de remoção avaliado entre grupos e entre parafusos .....	84
Tabela 13 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de remoção entre parafusos de ouro .....	85
Tabela 14 - Comparação através do teste de <i>Tukey</i> ao nível de 5% de significância entre os torques de remoção médios dos parafusos do Grupo A ..	85
Tabela 15 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de remoção entre parafusos de titânio .....	86
Tabela 16 - Comparação através do teste de <i>Tukey</i> ao nível de 5% de significância entre os torques de remoção médios dos parafusos do Grupo B .	86
Tabela 17 - Tabela do teste <i>one way ANOVA</i> ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de remoção entre parafusos de titânio com tratamento de superfície .....	87
Tabela 18 - Comparação através do teste de <i>Tukey</i> ao nível de 5% de significância entre os torques de remoção médios dos parafusos do Grupo C .	87



## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	viii
<b>ABSTRACT</b> .....	x
<b>LISTA DE ABREVIATURAS</b> .....	xii
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	xiv
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	xvi
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	1
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	5
2.1 OSSEOINTEGRAÇÃO .....	5
2.2 FALHAS DOS COMPONENTES PROTÉTICOS .....	14
2.3 PRÉ-CARGA .....	21
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	51
<b>4 HIPÓTESE</b> .....	51
<b>5 MATERIAIS E MÉTODO</b> .....	53
5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO .....	53
5.2 AMOSTRA .....	53
5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA .....	56
5.4 EXTENSÔMETROS .....	60
5.5 MÉTODO .....	62
5.6 CONVERSÃO .....	66
5.7 MÉTODO ESTATÍSTICO .....	67
<b>6 RESULTADOS</b> .....	70
6.1 TORQUE DE FIXAÇÃO .....	70
6.2 PRÉ-CARGA .....	70
6.2.1 Grupo A .....	73

6.2.2 Grupo B .....	75
6.2.3 Grupo C .....	76
6.3 TORQUE DE REMOÇÃO .....	78
6.3.1 Primeira fixação .....	79
6.3.1.1 Grupo A .....	79
6.3.1.2 Grupo B .....	81
6.3.1.3 Grupo C .....	82
6.3.2 Após 5 fixações .....	83
6.3.2.1 Grupo A .....	85
6.3.2.2 Grupo B .....	86
6.3.2.3 Grupo C .....	87
6.4 RELAÇÃO ENTRE TORQUE DE REMOÇÃO E PRÉ-CARGA .....	88
<b>7 DISCUSSÃO .....</b>	<b>90</b>
7.1 RESULTADOS .....	90
7.2 MÉTODO .....	96
7.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA .....	98
<b>8 CONCLUSÕES .....</b>	<b>101</b>
<b>9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>103</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>114</b>



## 1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos implantes de titânio trouxe inúmeros benefícios para a reabilitação de pacientes edêntulos. Os procedimentos envolvidos no tratamento com implantes dentários constituem uma modalidade reparadora que, quando devidamente indicada e executada, respeitando princípios biológicos e mecânicos, pode recuperar satisfatoriamente grande parte da função e estética perdidas com as perdas dentárias (CARR, BRUNSKI, HURLEY, 1996).

Atualmente encontram-se vários estudos clínicos longitudinais que suportam cientificamente esta modalidade de tratamento, apresentando resultados clínicos previsíveis e com uma longevidade satisfatória, mas tendo como pré-requisitos básicos para o sucesso a observação de inúmeros critérios de avaliação do paciente, desde sua saúde sistêmica até o cumprimento dos requisitos estéticos e mecânicos que envolvem a confecção de uma prótese implanto-suportada (MARTIN *et al.*, 2001).

Apesar da evolução significativa de vários sistemas de implantes dentários comercialmente disponíveis, alguns quesitos quanto ao desenho e características intrínsecas aos sistemas comercialmente disponíveis ainda podem

ser melhorados, como por exemplo, os relacionados ao funcionamento mecânico de uma prótese implanto-suportada. Atualmente, entre outros pontos relevantes relacionados ao sucesso clínico das próteses implanto-suportadas, encontra-se reportada na literatura a freqüente perda (fratura e/ou afrouxamento) de parafusos protéticos e parafusos para fixação de pilares. Hoyer *et al.* (2001) consideram a perda do parafuso para fixação de pilares transmucosos somente menos freqüente que problemas relacionados à falha de osseointegração em acompanhamentos longitudinais de próteses sobre implantes.

Esta perda e/ou afrouxamento de parafusos para fixação de pilares causa indubitavelmente uma série de transtornos clínicos tanto aos profissionais envolvidos no processo de restauração quanto aos pacientes. A freqüente necessidade de manutenção da restauração e o aumento dos custos totais do tratamento reabilitador são conseqüências diretas deste processo (CANTWELL & HOBKIRK, 2004).

Muitos autores relacionam a perda do parafuso de fixação com a constante perda da pré-carga, ou seja, com a constante perda da tensão induzida desde que o parafuso é fixado ao implante com uma força de torque específica. Esta força quando corretamente aplicada deve promover a integridade da união do parafuso que une o pilar ao implante mesmo sob cargas funcionais oriundas da mastigação, propiciando longevidade clínica aos componentes protéticos (TAN & NICHOLLS, 2001). Al Raffee *et al.* (2002) citaram vários fatores que podem alterar a pré-carga induzida na fixação do parafuso: material dos componentes, fadiga do

metal, coeficiente de fricção entre componentes, micromovimentos durante a função mastigatória, cargas funcionais fora do eixo axial do implante, torque aplicado insuficiente, elasticidade óssea, além da velocidade de fixação dos parafusos.

Para a determinação da pré-carga ideal para cada sistema de implante, o fabricante geralmente recomenda o torque necessário para que a pré-carga resultante no parafuso de fixação do pilar seja a maior possível sem alterar características de resistência do parafuso para fixação do pilar transmucoso, valor que é determinado após uma série de testes mecânicos (LANG *et al.*, 2003).

Visando esclarecer algumas questões mecânicas sobre o funcionamento de um sistema de prótese unitária implanto-suportada cimentada sobre um componente parafusado e buscando uma maior longevidade dos parafusos para fixação de pilares, este estudo avaliou a pré-carga produzida por 3 parafusos de diferentes materiais (ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície), fixados pelo mesmo valor de torque ( $30,07 \pm 0,28 \text{Ncm}$ ) através de extensimetria e medição do torque de remoção.





## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 OSSEOINTEGRAÇÃO

Adell *et al.* (1981) definiram osseointegração como o contato íntimo, firme e direto do osso vital com estruturas de titânio que possuem superfícies de acabamento e geometrias adequadas. Esta é obtida por procedimentos cirúrgicos adequados, além da observação do correto período de cicatrização (3 a 4 meses para a mandíbula e 5 a 6 meses para a maxila) e distribuição adequada das forças mastigatórias. Os autores definiram este conceito após a instalação de 2.768 implantes, que receberam próteses do tipo *overdentures*, ou seja, removíveis, instaladas em 371 pacientes seguidos por um acompanhamento anual durante 15 anos e que apresentaram uma taxa de sucesso de 89% para a maxila e 100% para a mandíbula.

Albrektsson *et al.* (1983) afirmaram que a osseointegração permite a ancoragem direta do implante ao osso. Salientaram como fator determinante para que ela ocorra, o conhecimento dos eventos que ocorrem na zona de interface entre implante e tecido ósseo, onde se localizam as camadas mais externas do implante. Nesta região, já no processo de fabricação, ocorre a formação de óxidos

metálicos (principalmente óxidos de titânio) que possuem alta afinidade com as biomoléculas advindas do tecido ósseo, pois são cobertos por uma camada de proteoglicanas e glicosaminoglicanas, que são responsáveis pela adesão entre células, fibras e outras estruturas. O primeiro contato da superfície do implante ocorre com o sangue, rico em proteínas e lipídios, que formam uma camada sobre sua superfície, iniciando o processo de formação óssea, tornando o titânio um material muito eficaz para que ocorra a osseointegração.

Brånemark (1983) afirmou que para atingir a osseointegração deve-se entender os processos de cicatrização dos tecidos moles e duros. Citou algumas condições necessárias para que esta ocorra, como o preparo do tecido ósseo, que deve ser realizado com o mínimo de injúrias, sendo removido na menor quantidade possível sem alterar a topografia básica da região. Para o remodelamento ósseo, que ocorre por volta de 3 a 6 meses, o implante já poderia sofrer cargas oclusais, pois estas tensões transmitidas ao tecido ósseo estimulariam um processo de remodelamento para que ele se adaptasse a esta nova situação durante um período de 1 ano.

Jaffin & Berman (1991) citaram como característica fundamental para que ocorra a osseointegração, a qualidade e quantidade óssea. Observaram 952 pacientes edentados que receberam 1.054 implantes da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) por 5 anos. Deste total, 10% foram instalados em um tecido ósseo mais fino, de pouca resistência (Tipo IV), e apresentaram uma taxa de insucesso de 35% contra 3% dos demais implantes (instalados em

tecido ósseo tipo I, II e III), confirmando a importância desta característica. Afirmaram que a determinação pré-cirúrgica do tecido ósseo tipo IV pode ser um método para diminuir a taxa de falhas na osseointegração dos implantes. Outros fatores frequentes que podem causar falhas na osseointegração são: sobrecargas oclusais, infecções na cavidade bucal e erro ou imperícia do cirurgião.

Sennerby, Thomsen, Ericson (1992) realizaram um estudo avaliando através do torque de remoção dois tipos diferentes de tecido ósseo, um mais cortical (tíbia) e um mais trabecular localizado no fêmur. Foram inseridos 128 implantes de titânio em coelhos, avaliados após 6 semanas, 3 e 6 meses. Em 6 semanas, foi observado um menor torque necessário para a remoção dos implantes inseridos em osso mais trabecular, além de uma menor quantidade óssea formada nessa região comparada com o osso cortical. O torque de remoção necessário para os implantes inseridos na tíbia foram iguais nos 3 períodos, enquanto que na região com tecido ósseo mais trabecular, este valor aumentou conforme o tempo. Observaram que a resistência à remoção por torque é proporcional à quantidade de osso compacto ao redor do implante, também ressaltando a importância da qualidade e quantidade óssea para a osseointegração, em comparação à maxila, que apresenta um tecido ósseo mais trabecular em relação à mandíbula, podendo necessitar de uma ancoragem bicortical.

Nevins & Langer (1993) avaliaram a osseointegração de 1.203 implantes da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) em pacientes

parcialmente edentados na região posterior da maxila e mandíbula. As cirurgias foram realizadas por 2 periodontistas experientes e observaram uma taxa de sucesso de 95,5% para a mandíbula e 95,2% para a maxila, sendo que nesta região as próteses apresentaram melhores resultados, com 99% de sucesso contra 97% na mandíbula.

Segundo Schwartz & Boyan (1994) para que ocorra a osseointegração, a forma e velocidade de interação entre proteínas e células são dependentes de certas características do implante: composição superficial, microtopografia, rugosidade superficial e energia de superfície. Estes que vão determinar a velocidade e quantidade de adesão de proteínas, lipídios, sais, açúcares, além de outras substâncias que criam uma superfície propícia para uma maior adesão de células aos implantes.

Bryant (1998) também relacionou a osseointegração com a qualidade óssea, dividindo o tecido ósseo em tipo I (cortical), II (cortical espessa com trabeculado ósseo denso), III (cortical fina com trabeculado ósseo denso) e IV (cortical fina com trabeculado ósseo de baixa densidade). Observou que o osso mandibular apresenta um tecido ósseo mais denso em comparação com a maxila, o que é extremamente importante no planejamento para a instalação de implantes, pois um tecido ósseo menos denso além de restringir a área cirúrgica, também poderia promover micromovimentos do implante durante a cicatrização, pela dificuldade em atingir a estabilidade primária.

Cochran *et al.* (1998) analisaram em cães os eventos histológicos ocorridos após o posicionamento de implantes em duas situações: não-submersos sem carga (sacrificados em 3 meses) e com carga (sacrificados entre 6 a 15 meses). Os autores dividiram os eventos relacionados ao contato primário, que corresponde ao contato do implante com a cortical existente e os relacionados ao contato secundário, referindo-se ao contato do implante ao tecido ósseo formado após a inserção cirúrgica do implante, este que ocorreu completamente aos 3 meses, período em que as fendas entre a cavidade óssea e o implante foram completamente preenchidas pelo tecido ósseo formado. Os autores avaliaram 2 tipos diferentes de superfície, plasma *spray* de titânio e jateamento com ataque ácido, sendo que esta última, em 3 meses, apresentou maior percentual de contato osso-implante, em 6 meses não houve diferença e em 12 meses também apresentou melhores resultados.

Cooper *et al.* (1998) realizaram uma revisão literária para avaliar a participação dos osteoblastos nos eventos envolvidos na osseointegração. Observaram em trabalhos *in vitro* que modificações no comportamento dos osteoblastos (talvez originadas de diferentes superfícies de implantes) podem alterar a formação da matriz que dará origem ao novo tecido ósseo. Salientaram a importância das proteínas na migração de células mesenquimais indiferenciadas com origem no perióstio e endóstio, células que quando aderidas a estas proteínas diferenciam-se em osteoblastos, que durante a osseointegração são os maiores responsáveis pela formação de células, além de produzirem uma matriz

óssea não mineralizada (osteóide), que consiste na fase inicial da formação óssea.

Segundo Davies (1998), o termo “osseointegração” descreve a ancoragem dos implantes ao tecido ósseo suportando cargas funcionais, e afirma que o conhecimento dos eventos histológicos que ocorrem ao redor dos implantes durante o período da osseointegração é fundamental para a escolha da melhor superfície para os implantes. Para explicar melhor o processo da osseointegração dividiu-o em 3 fases: primeiramente ocorre a migração de células osteogênicas diferenciadas para a superfície do implante. Na segunda fase ocorre a formação de tecido ósseo através da mineralização da matriz intercelular, e na terceira, tem-se o remodelamento ósseo ao redor do implante. Também salienta a importância do desenho e tipo de superfície do implante para a obtenção da osseointegração.

Glantz (1998) através de uma revisão literária citou algumas características necessárias para que ocorra a osseointegração: capacidade de umedecimento e cobertura da superfície, travamento micromecânico, interação química e/ou resposta aos mecanismos de força, além de um travamento macromecânico, e o grau de bioatividade do material do implante, ressaltando esta última característica, considerando as propriedades dos materiais dos implantes fundamentais para que ocorra a osseointegração.

Segundo Masuda *et al.* (1998), o sucesso clínico dos implantes está associado com a formação e manutenção de tecido ósseo em sua superfície.

Também afirmaram que a composição química e a topografia da superfície dos implantes têm influência importante na formação óssea. Descreveram os eventos que ocorrem após a colocação do implante, iniciando com o processo de cicatrização, primeiramente com o desenvolvimento de um processo inflamatório em função do procedimento cirúrgico, que ocorre em baixa intensidade, e posteriormente, o espaço entre as roscas do implante e as paredes de seu leito são preenchidas por um coágulo sangüíneo.

Sennerby & Roos (1998) através de uma revisão literária consideraram a qualidade óssea e comprimento dos implantes os fatores de maior influência em fracassos na osseointegração, principalmente em pacientes irradiados e quando foram colocados em maxilas atróficas e onde foi necessária a utilização de enxerto ósseo. Também citaram como fatores de risco importantes para falhas na osseointegração: limitada experiência clínica do operador, falha na prescrição de antibióticos no pré-operatório e o fumo.

Bahat (2000) avaliou a colocação de 660 implantes da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia), em 202 pacientes, na região posterior da maxila, seguidos por um acompanhamento de 12 anos, todos restaurados com próteses fixas de metalo-cerâmica. Observou que 13 implantes falharam no período entre a colocação e o início das cargas oclusais, 12 foram perdidos entre o início das cargas e antes do primeiro ano, e 10 falharam após este período. A taxa de sucesso foi de 94,4% no período de 5 a 6 anos e 93,4% após 10 anos. Concluiu que a qualidade e quantidade óssea não são fatores tão importantes



para o sucesso da osseointegração quanto uma correta técnica cirúrgica em implantes posicionados na porção posterior da maxila.

Brunski, Puleo, Nanci (2000) realizaram uma revisão literária na qual observaram vários aspectos relativos ao sucesso dos implantes osseointegrados. Estes autores consideram um correto planejamento muito importante para que ocorra a osseointegração, citando alguns aspectos: tipo, localização e número dos implantes, tipo de prótese, natureza da carga, se os implantes sofrerão carga imediata, custos do tratamento e a quantidade óssea esperada para se formar ao redor dos implantes. Afirmaram que um melhor entendimento dos eventos que ocorrem na interface implante/tecido ósseo e dos efeitos que os biomateriais possuem no tecido ósseo e nas células ósseas é essencial para que se atinja a osseointegração.

Sykaras *et al.* (2000) realizaram uma revisão literária onde avaliaram materiais, desenhos e topografias de superfície para implantes dentais, e descreveram os eventos que ocorrem imediatamente após seu posicionamento cirúrgico, com ênfase na interface implante/tecido ósseo. A osseointegração pode ser descrita como a ossificação que ocorre após a colocação dos implantes, visto que estes são materiais que permitem a atividade osteogênica, sendo considerados osteocondutores, pois promovem suporte para o crescimento ósseo em sua superfície. A camada estável de óxido que se forma na superfície do titânio é a base para a biocompatibilidade e conseqüente osseointegração. Esta que é formada após o contato do implante com o ar, e possui uma camada de 2 a

10nm, e também atua na proteção contra a corrosão. Também afirmaram que em sete dias após o início do processo de reparação óssea, a formação de osso imaturo proveniente do endóstio da cortical óssea superior e inferior já está presente ao redor do implante, e em aproximadamente 21 dias, o tecido ósseo já apresenta linhas de reversão e aspecto maduro.

Kronström *et al.* (2001) realizaram um estudo retrospectivo avaliando aspectos clínicos e imunológicos em 80 pacientes, comparando 40 destes onde não se obteve a osseointegração no primeiro estágio cirúrgico com 40 pacientes (grupo controle) em que a osseointegração ocorreu com sucesso. Relacionaram o sucesso dos implantes com uma boa estabilidade inicial e citaram alguns fatores como essenciais para o insucesso na implantodontia: qualidade óssea pobre, volume ósseo insuficiente e sobrecarga sobre os implantes, mas segundo estes autores, nenhum fator foi mais importante para o insucesso dos implantes quanto a presença de anticorpos para as bactérias *Bacteroides forsythus* e *Staphylococcus aureus*, salientando a importância de fatores imunológicos.

Hatley *et al.* (2001) após a colocação de 80 implantes com 8,5mm de comprimento em tíbias de 20 coelhos descreveram outro aspecto importante para a osseointegração, o espaço entre implantes. Neste estudo, os implantes foram colocados a uma distância de 1; 1,5 e 3mm entre si. Através de análises por radiografias digitalizadas e histológicas observaram que implantes com a menor separação (1mm) apresentaram um maior crescimento ósseo, concluindo que a proximidade entre os implantes não causaria efeitos negativos sobre a

osseointegração, pelo contrário, poderia até aumentar a quantidade de tecido ósseo formado.

Friberg, Ekestubbe, Sennerby (2002) avaliaram clinicamente as falhas ocorridas em 379 implantes da marca comercial *Bränemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) com diâmetros de 3,75; 4 e 5mm. Foram avaliados 98 pacientes por um período de acompanhamento médio de 2 anos e 8 meses. Observaram que todas as falhas ocorreram em implantes posicionados na maxila, sendo que 5,5% ocorreram em implantes com 3,75mm, 3,9% nos implantes com 4mm de diâmetro e 4,5% das falhas em implantes com 5mm. Estes autores citaram a estabilidade primária e secundária, assim como períodos de cicatrização adequados como sendo fatores fundamentais para que ocorra a osseointegração, sugerindo, para que isso ocorra, adaptações na técnica cirúrgica e períodos mais prolongados de cicatrização em tecidos ósseos de baixa qualidade.

## 2.2 FALHAS DOS COMPONENTES PROTÉTICOS

Jemt (1991) realizou um trabalho *in vivo* para acompanhar os insucessos relacionados ao posicionamento de implantes dentários. Foram avaliadas 391 próteses fixas suportadas por 2.199 implantes acompanhados por um ano. A porcentagem de sucesso das próteses e implantes foi de 99,5 e 98,1% respectivamente. As complicações mais freqüentes foram relacionadas com a dicção e fratura dos dentes de resina na maxila e mordida dos lábios e bochecha na mandíbula. Após duas semanas de instalação das próteses, 120 peças (30,6%)

apresentaram falhas de fixação dos parafusos protéticos de ouro, sendo que após 3 meses, na segunda avaliação pós-instalação, estes parafusos que apresentaram falhas estavam estáveis. Observaram que a maior parte dos problemas tanto protéticos quanto de osseointegração ocorrem na maxila, e o risco de afrouxamento dos parafusos protéticos de ouro diminui drasticamente se a prótese apresenta um ajuste passivo em relação a todos os implantes envolvidos.

Jemt *et al.* (1991) realizaram um estudo multicentro avaliando o posicionamento de 107 implantes suportando próteses unitárias em 92 pacientes. Foram avaliadas todas as falhas ocorridas no período de 1 ano, sendo que o problema mais freqüente foi a perda dos parafusos para fixação de pilares, seguido de problemas estéticos, fratura de coroa e a necessidade de reparo ou de refazer as coroas. Observaram que com um total de 87 parafusos na maxila, 19 necessitaram ser reapertados por uma vez e 8 por mais vezes, enquanto que dos 17 mandibulares, 2 necessitaram apenas uma nova fixação, correspondendo a um total de 26% de parafusos que foram reapertados durante o período de observação, sendo que 15 destes já apresentaram problemas na primeira avaliação, 1 semana após a instalação das próteses. A freqüência de perda dos parafusos para fixação de pilares apresentou uma tendência de diminuição com o decorrer do período de observação. Quanto aos problemas relacionados à osseointegração após um ano de função clínica, apenas 3 implantes foram perdidos (2,8%).

Jemt, Lindén, Lekholm (1992) realizaram um estudo retrospectivo avaliando 96 arcadas parcialmente edêntulas em 87 pacientes tratados com 127 próteses parciais fixas suportadas por 354 implantes. Os pacientes foram acompanhados por 1 ano e apresentaram uma taxa de 98,6% de sucesso para os implantes, com a perda de 5 antes da instalação das próteses, sendo 3 na maxila e 2 na mandíbula. Nenhuma das próteses foi perdida durante o período de acompanhamento e o problema mais freqüente após a fixação final das próteses foi a perda dos parafusos protéticos de ouro, representando um total de 13,6% dos problemas apresentados nas próteses maxilares. Observaram que 49% das próteses maxilares e 20,8% das mandibulares apresentaram perda dos parafusos protéticos de ouro, todos foram fixados na primeira consulta de avaliação e apresentaram-se estáveis na próxima avaliação. Concluíram que o número total de complicações foi menor que relatados para próteses posicionadas em arcadas totalmente edêntulas, mas em relação aos problemas relacionados à perda de parafusos de ouro, apresentaram mais problemas que em arcadas completas, talvez em função do menor número de implantes como suporte.

Kallus & Bessing (1994) realizaram um estudo para avaliar as possíveis causas de perda tanto de parafusos protéticos de ouro quanto de parafusos para fixação de pilares ao fixarem próteses de arcada completa implanto-suportadas. Participaram deste trabalho os 50 primeiros pacientes de um total de 236 que responderam ao convite em participar deste estudo com um total de 278 implantes. As próteses sofreram um acompanhamento de 5 anos, sendo que em 26 pacientes, os parafusos de ouro necessitaram ser reapertados. Quanto aos

parafusos para fixação de pilares, 286 foram classificados como satisfatórios e 10 como não satisfatórios. A falha dos parafusos protéticos de ouro foi associada com problemas na adaptação da prótese, sendo de responsabilidade do operador, recomendando que todas as próteses implanto-suportadas parafusadas devam ser reapertadas após 5 anos. Estes autores afirmaram que a perda dos parafusos protéticos de ouro, assim como a dos parafusos para fixação de pilares podem levar a complicações como acúmulo de tecido de granulação entre implante e pilar podendo resultar em fístula, além de depósitos de placa entre a prótese e pilares. Os parafusos para fixação de pilares permanecem estáveis por mais tempo que os parafusos protéticos de ouro e nenhuma dependência entre um e outro foi observada.

Waskewics, Ostrowski, Parks (1994) realizaram um estudo fotoelástico comparando a transmissão de estresses para o sistema de próteses suportadas por 5 implantes com uma adaptação passiva a próteses com adaptação insatisfatória. Os parafusos protéticos de ouro foram fixados por um torque de 10Ncm, sendo que as próteses não adaptadas apresentaram um significativo aumento na produção de estresses em relação às próteses que foram seccionadas e soldadas. Também avaliaram a ordem de fixação dos parafusos, que não apresentou nenhuma importância. Os autores salientaram os riscos decorrentes desta maior produção de estresses das próteses não adaptadas, como, possivelmente, uma maior facilidade de afrouxamento dos parafusos.

Isa & Hobkirk (1995) compararam as forças produzidas durante a fixação de parafusos protéticos de ouro por um torque de 10Ncm através de extensômetros variando a adaptação de uma estrutura de 10, 30, 60 e 110 $\mu$ m. Concluíram que mesmo com a melhor adaptação avaliada (10 $\mu$ m) foram produzidos valores significativos de estresse, salientando para os riscos de afrouxamento, mesmo que a estrutura para prótese implanto-suportada aparente uma adaptação aceitável.

Um dos maiores problemas para que se atinja uma maior longevidade dos componentes protéticos é a dificuldade em se atingir um ajuste passivo em uma estrutura metálica para próteses implanto-suportadas. Wee, Aquilino, Schneider (1999) realizaram uma revisão literária avaliando aspectos que podem melhorar este problema e concluíram que vários fatores impedem que se alcance este nível de adaptação considerada ideal. Entretanto, vários autores descrevem uma tolerância biológica, não estabelecendo relação entre desadaptação e perda da osseointegração, o que não ocorre em relação aos componentes protéticos.

Guichet *et al.* (2000) realizaram um estudo *in vitro* comparando o estresse produzido por restaurações implanto-suportadas parafusadas e cimentadas através de um modelo fotoelástico, além da abertura marginal após fixação. Concluíram que as próteses cimentadas apresentaram um menor nível de estresse, e que, após a fixação, os modelos parafusados apresentaram uma menor abertura marginal. Apesar de existirem vários outros aspectos envolvidos

para a decisão entre uma prótese parafusada ou cimentada, este trabalho salientou dois aspectos que se bem avaliados podem diminuir os problemas protéticos após o posicionamento final da prótese.

Bakaeen, Winkler, Neff (2001) realizaram um trabalho *in vitro* para determinar o efeito do estreitamento da largura vestibulo-lingual da mesa oclusal (9,8 ou 8,4mm) de molares no torque de remoção em parafusos protéticos de ouro após cargas oclusais. Também compararam a incidência de perda de parafusos e seus valores de torque de remoção em coroas suportadas por 1 implante a coroas suportadas por 2 implantes após cargas. A amostra foi dividida em 4 grupos: A- coroa estreita suportada por um implante de 5mm de diâmetro, B- coroa estreita suportada por 2 implantes de 3,75mm de diâmetro, C- coroa larga suportada por um implante de 5mm de diâmetro e grupo D- coroa larga suportada por 2 implantes de 3,75mm de diâmetro. Os valores de torque de remoção dos parafusos protéticos foram medidos antes e após a aplicação das cargas. Os parafusos protéticos sofreram um novo torque 10 minutos após sua primeira fixação, e o torque de remoção foi medido após 2 minutos para avaliação dos valores antes das cargas. Concluíram que a restauração de molares suportados por um implante largo possui maior incidência de perda do parafuso protético se comparada com 2 implantes, que o estreitamento da mesa oclusal pode reduzir o grau de perda de parafusos quando se utiliza apenas 1 implante suporte, e que o torque de remoção não foi afetado pela variação do diâmetro da mesa oclusal em coroas suportadas por 2 implantes.



Siamos, Winkler, Boberick (2002) realizaram um trabalho para avaliar a influência da variação de pré-carga na perda de parafusos para fixação de pilares em um sistema de prótese sobre implante submetido a cargas cíclicas. Os parafusos foram fixados com torques de 25, 30, 35 e 40Ncm. A amostra contendo 40 parafusos foi dividida em três grupos: grupo A, em que foram fixados e após 3 horas sofreram o torque de remoção, grupo B, situação em que os parafusos foram fixados, receberam o mesmo torque inicial após 10 minutos e após 3 horas sofreram o torque de remoção e o grupo C em que foram fixados, receberam o mesmo torque de fixação após 10 minutos e sofreram cargas cíclicas por 3 horas antes de sua remoção. Apesar da perda de parafusos protéticos ser um dos problemas mais freqüentes, a fratura de parafusos para fixação de pilares é mais freqüente em relação aos parafusos protéticos. Estes autores também afirmaram que a perda de um parafuso só ocorre quando forças externas no sentido de separar o implante do pilar são maiores que as forças que mantêm o sistema unido, e que para uma união estável, um dos fatores mais importantes a ser levado em consideração no desenho de um parafuso é que permita uma força de união inicial adequada (pré-carga), que vai causar um alongamento do mesmo. Outro fator importante é a resistência do material do parafuso, pois se o torque inicial ultrapassar este valor, vai causar uma deformação permanente do parafuso, resultando em uma perda das forças de tensão que mantêm o sistema unido. Neste trabalho também foi descrita outra situação em que ocorre a perda dos parafusos, pois devido a asperezas de superfície, após a fixação ocorrem micromovimentos entre as roscas do parafuso e as roscas internas do implante, e quando este efeito é maior que o alongamento elástico do parafuso ele acaba

soltando, pois se estima que de 2 a 10% da pré-carga inicial é perdida pelo relaxamento por contato. Devido a este efeito, a fricção das roscas é maior no primeiro aperto, sendo que após repetidos ciclos de fixação/remoção a fricção diminui e o relaxamento por contato faz com que o torque para remover o parafuso se torne cada vez menor. Concluíram que uma nova fixação após 10 minutos do torque inicial deve ser realizada como rotina, diminuindo problemas de afrouxamento dos parafusos para fixação de pilares e o aumento do torque para valores acima de 30Ncm pode ser benéfico para a estabilidade implante/pilar e também 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.

### 2.3 PRÉ-CARGA

Patterson & Johns (1992) realizaram uma revisão literária onde analisaram falhas por fadiga do metal em parafusos protéticos de ouro para retenção de coroas implanto-suportadas. Foram avaliados alguns aspectos que influenciam na longevidade destes parafusos: pré-carga e torque aplicados, cilindro de ouro e pilar e a forma geométrica dos parafusos. A consequência de um desalinhamento do cilindro de ouro em relação ao pilar também é um aspecto a ser observado em uma reabilitação. Estes autores descreveram algumas fórmulas para o cálculo de uma pré-carga ideal em cada situação, e afirmaram que a pré-carga máxima aplicada sobre os parafusos deve ser de 70 a 80% da carga máxima que podem suportar sem que ocorra deformação plástica ou fratura.

Binon *et al.* (1994) escreveram um artigo resumindo um simpósio onde foram avaliados vários conceitos envolvidos em sistemas de prótese sobre implantes parafusados. Os principais questionamentos do debate foram: As próteses implanto-suportadas parafusadas poderiam ser fixadas permanentemente? E porque falham? As análises *in vitro* podem simular a realidade clínica? Os parafusos para fixação de pilares poderiam ser mais longos ou diferentes? O parafuso protético poderia ser mais forte? É necessário que exista um mecanismo de segurança como o parafuso protético de ouro e se todos os componentes poderiam ser mais fortes? Apesar da vantagem principal das próteses parafusadas ser a facilidade de manutenção, a freqüente perda dos parafusos ainda é um problema, que segundo estes autores é causada principalmente pelos seguintes aspectos: torque de fixação insuficiente, prótese inadequada, adaptação protética insatisfatória, carga excessiva, assentamento do parafuso, desenho inadequado do parafuso e elasticidade óssea. Outro aspecto importante a ser considerado é a pré-carga, sobre a qual tem-se o conceito de que o torque necessário para atingir a pré-carga ideal deveria ser 75% do torque necessário para fraturar o parafuso.

Haack *et al.* (1995) desenvolveram um método para avaliar a pré-carga medindo o alongamento de parafusos para fixação de pilares após a aplicação de um determinado torque para unir pilares de ouro do tipo *UCLA*<sup>®</sup> ao implante, além de também avaliar o torque máximo a que eles podem ser submetidos sem que

ocorra deformação plástica. As forças foram calculadas por um micrômetro com uma resolução de  $1\mu\text{m}$  e  $0,1\mu\text{m}$  de erro através da medida do alongamento em 3 regiões de cada parafuso. Para possibilitar estas medidas foram removidas a porção coronal do pilar e a porção apical do implante. Com estas modificações foram deixadas 6 roscas do implante, 2 vezes o número necessário para que ele receba as forças aplicadas ao parafuso. O comprimento dos 5 parafusos de ouro para fixação de pilar foi medido antes da aplicação do torque, após um torque de  $5\text{Ncm}$ , e em incrementos de  $2\text{Ncm}$  até o torque recomendado pelo fabricante ( $32\text{Ncm}$ ). Similarmente os 5 de titânio foram avaliados antes da aplicação do torque, após um torque de  $4\text{Ncm}$ , e após incrementos de  $2\text{Ncm}$  até o recomendado pelo fabricante ( $20\text{Ncm}$ ). Também foi avaliado o torque necessário para a remoção de cada parafuso. Este processo foi repetido 5 vezes para cada um dos 10 parafusos, todos no mesmo implante, em temperatura ambiente e sem lubrificação. O estresse calculado para os parafusos de ouro e titânio correspondente ao torque máximo recomendado pelo fabricante foi menor que 60% de sua respectiva resistência. Considerando a resistência do parafuso de ouro ( $565,4\text{MN/m}^2$ ) e o parafuso com maior alongamento, o estresse foi 57,5% de sua resistência, enquanto que para o de titânio o estresse foi 56,0%, sugerindo que poderiam suportar torques maiores que os recomendados para minimizar problemas de perda. Com os torques recomendados pelo fabricante, a pré-carga média foi de  $468,2\pm 57,9\text{N}$  utilizando parafusos de ouro e  $381,5\pm 72,9\text{N}$  utilizando parafusos de titânio e o alongamento produzido permaneceu nos limites da variação elástica de cada parafuso. Entretanto, forças mastigatórias

provavelmente atuem elevando o estresse sobre os parafusos. Neste trabalho não foi observada relação entre alongamento e número de ciclos de fixação/remoção, embora teoricamente tem-se o conceito de que quanto menor o coeficiente de fricção maior seria a pré-carga, pois esta é diminuída quando grande parte do torque aplicado é utilizado para regularizar superfícies rugosas e não para causar o alongamento do parafuso e conseqüente produção de pré-carga, assim, a pré-carga seria maior a cada fixação do mesmo parafuso.

Sakaguchi & Borgersen (1995) realizaram um estudo para avaliar a natureza da perda ou deslocamento de componentes protéticos em sistemas de prótese sobre implante. Para isso utilizaram uma análise de elemento finito observando a região interna dos contatos com o objetivo de avaliar o mecanismo de transmissão de cargas entre os componentes protéticos após a aplicação de um determinado torque (20Ncm para o parafuso de fixação do pilar e 10Ncm para o parafuso protético de ouro). Neste momento ocorre um alongamento do parafuso para fixação de pilar produzindo a força de união entre os elementos. Observaram que quando o parafuso protético de ouro é fixado ao parafuso para fixação de pilar a força de união do pilar ao implante aumenta em função da diminuição de 50% da força de união na interface entre o parafuso para fixação de pilar e o pilar, esta que ocorre devido ao estresse causado na cabeça do parafuso para fixação de pilar pelas roscas do parafuso protético de ouro. O estresse sofrido pelos parafusos para fixação de pilar após a pré-carga foi menor que 55% do estresse máximo que eles podem suportar. Estes autores afirmaram que a pré-carga no parafuso protético de ouro deve ser menor que no parafuso para fixação de pilar,

evitando a redução da força de união na interface pilar/implante. A pré-carga produzida nos componentes é dependente de alguns fatores como: terminação das interfaces, fricção entre os componentes, geometria e propriedades dos materiais. Se os parafusos para fixação de pilar sofrem uma deformação plástica, a pré-carga e a força de união são perdidas resultando em perda de retenção da restauração.

Binon (1996) realizou um estudo para avaliar o efeito da desadaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar na perda do parafuso para fixação de pilar durante a função mastigatória simulada. Para isso foram utilizados 50 implantes similares ao sistema *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia), da marca comercial *3i*<sup>®</sup> (*Implant Support Systems*, West Palm Beach, EUA) que receberam pilares do tipo *UCLA*<sup>®</sup> com diferentes larguras de hexágono, que sofreram uma carga não axial de 133N. A desadaptação representada em graus de rotação variou entre 1,94 e 14,87. Os resultados demonstraram que existiu uma relação direta entre a desadaptação dos hexágonos e a perda do parafuso para fixação de pilar, e que quanto maior esta desadaptação, maior a probabilidade de perda. A união mais segura foi encontrada quando a rotação da desadaptação apresentou-se menor que 2°, situação onde a falha do parafuso só ocorreu após uma média de 6,7 milhões de ciclos, enquanto que em situações onde a rotação foi maior que 5°, a falha ocorreu após 2,5 e 1,1 milhões de ciclos.

Carr, Brunski, Hurley (1996) avaliaram a pré-carga produzida em relação aos procedimentos de fabricação, acabamento e polimento de cilindros protéticos após

a fixação de parafusos protéticos de ouro em um sistema de prótese implanto-suportada. Para isso foram utilizados cilindros de ouro e cilindros fundidos (a partir de um padrão plástico ou metálico) que sofreram procedimentos de acabamento e polimento, comparando com cilindros que não receberam estes procedimentos. Em cada cilindro protético foram fixados 3 extensômetros para a medida dos valores de pré-carga. Para a produção da pré-carga os cilindros protéticos foram fixados ao pilar por um torque de 10Ncm, sendo utilizado um parafuso para cada espécime que foram fixados 15 vezes para obtenção de uma média. Foram avaliadas 12 combinações levando em consideração o cilindro de ouro como controle, o cilindro protético fundido a partir de um padrão plástico (e as diferentes ligas utilizadas) e o fundido a partir de um padrão metálico, além dos diferentes tipos de acabamento e polimento. Os resultados mostraram que a pré-carga na união cilindro protético/parafuso protético de ouro/pilar, pode ser afetada pelos seguintes aspectos: processo de fundição, escolha do tipo de cilindro, liga de fundição, revestimento e técnica de polimento/acabamento. Os autores afirmaram que apenas aumentar o torque em um sistema com alto grau de fricção entre os componentes provavelmente não resultará em aumento da pré-carga, e discrepâncias entre o cilindro protético e o pilar (ou implante) podem causar dissipação da pré-carga e diminuir a força de união. Este estudo indicou que quando padrões plásticos são utilizados como parte da estrutura metálica, o acabamento e polimento dos componentes podem aumentar a pré-carga, além disso, se a máxima pré-carga é desejada, a utilização de cilindros protéticos de ouro pré-fabricados apresentam uma vantagem sobre padrões plásticos tanto na pré-carga como na precisão, sendo indicados em situações onde se deseja uma

pré-carga mais previsível. Também observaram que as fundições a partir de um padrão metálico apresentaram uma maior pré-carga que as fundições a partir de padrões plásticos, sendo que os metálicos não sofreram variações nos valores de pré-carga em função dos procedimentos de acabamento e polimento.

Segundo Porter & Robb (1998) quando duas superfícies de metal estão em contato, a adesão e fricção inibem o movimento de uma contra a outra. Um método para reduzir a fricção é interpondo um filme para lubrificação entre as superfícies, sendo que um metal com baixa resistência ao cisalhamento como o ouro puro pode funcionar como um lubrificante seco. Seguindo este princípio, estes autores realizaram um estudo para avaliar a lubrificação de uma camada fina de 0,76 $\mu$ m de ouro puro aplicada sobre a superfície de parafusos para fixação de pilares constituídos por uma liga de ouro-paládio, e avaliaram sua influência no desenvolvimento de pré-carga na interface implante-pilar. Foram avaliados parafusos para fixação de pilar com e sem esta camada e fixados com torques de 12, 20 e 32Ncm, divididos em 6 grupos com 10 parafusos cada, sendo 3 grupos com a camada de ouro (fixados com torques de 12, 20 e 32Ncm) e 3 grupos sem esta camada com a mesma divisão. Foram posicionados em uma máquina de testes, e a carga necessária para uma abertura da interface implante-pilar de 0,0064mm foi registrada. Os dados indicaram que a aplicação da camada de ouro no parafuso fixador de pilar resulta em um aumento de 26, 24 e 24% na pré-carga se comparados aos mesmos parafusos sem a mesma, ao sofrerem torques de 12, 20 e 32Ncm respectivamente.



Para Robb & Porter (1998) quando um torque é aplicado em um parafuso para fixação de pilar, uma grande parcela é direcionada à fricção entre as superfícies de contato ao invés de conversão em rotação do parafuso, esta rotação que pode aumentar pela redução da fricção. Sabendo-se que o ouro puro pode funcionar como um lubrificante seco quando interposto entre duas superfícies duras, estes autores realizaram um estudo para determinar se uma fina camada de ouro com  $0,76\mu\text{m}$  de espessura aplicada sobre o parafuso para fixação de pilar permitiria uma maior rotação durante sua fixação, aumentando a pré-carga. Foram divididos em 6 grupos com 10 parafusos cada: 3 grupos com a camada de ouro (fixados com torques de 12, 20 e 32Ncm) e 3 sem esta camada. Os resultados mostraram que com a presença da camada de ouro, obteve-se um aumento na rotação de 73, 76 e 62%, comparando-se com os grupos sem a mesma, ao serem fixados com torques de 12, 20 e 32Ncm respectivamente.

Lang, May, Wang (1999) afirmaram que quando o parafuso para fixação de pilar é apertado ao implante, o torque de fixação é chamado pré-carga, que induz um estresse compressivo nas superfícies do implante e pilar que estão sendo unidas. Existe um valor de estresse em que esta união está protegida contra cargas externas desde que não excedam a pré-carga. Quando esta é atingida, o parafuso sofrerá toda a carga externa aplicada ao sistema. Entretanto, quando a carga externa total sofrida pelo parafuso é maior que a resistência do mesmo, a proteção exercida pela pré-carga é perdida e aumenta o risco de perda ou fratura

do parafuso. Quando uma carga externa é aplicada ao sistema parte da carga produz um afrouxamento do estresse de compressão e parte aumenta a carga de tensão sobre o parafuso. Quando a carga total aplicada ao parafuso (pré-carga e carga externa) excede o limite de fadiga, sua resistência à fadiga diminui drasticamente, assim como sua habilidade em manter os componentes unidos. Visando esclarecer algumas questões mecânicas em próteses implanto-suportadas, estes autores realizaram um estudo para examinar a força transmitida ao implante com e sem o uso de um dispositivo de contra-torque durante o apertamento do parafuso para fixação do pilar, pois pouco se sabe sobre a condição da união pilar/parafuso para fixação do pilar antes da carga e após o desenvolvimento da pré-carga. Foram utilizados 30 implantes da marca comercial *Bränemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) com 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento e 10 com 5mm de diâmetro por 10mm de comprimento além de 10 pilares do tipo *Cera One*<sup>®</sup> (grupo 1), 10 *Estheticone*<sup>®</sup> (grupo 2), 10 *Procera*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) (grupo 3) e 10 *AurAdapt*<sup>®</sup> (grupo 4), estes que foram fixados aos 10 implantes com 5mm de diâmetro. Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos, sendo que em um subgrupo o parafuso foi fixado com um controlador de torque sem o uso do dispositivo contra-torque, e no outro com a utilização do mesmo. Os torques aplicados nos parafusos para fixação de pilares foram de 32Ncm para o grupo 1 e 3, 20Ncm para o grupo 2 e de 45Ncm para o grupo 4. Foram observadas diferenças significativas na força de fixação transmitida ao implante com ou sem a utilização do dispositivo de contra-torque nos parafusos para pilares, sendo que o grupo 1 apresentou um torque médio de 28,62Ncm sem a utilização do dispositivo de contra-torque contra 2,90Ncm com sua utilização, o

grupo 2 apresentou 19Ncm e 1,80Ncm, o grupo 3: 30,10Ncm e 2,20Ncm e o grupo 4: 38,40Ncm e 3,50Ncm respectivamente. Como foram aplicados diferentes torques para cada grupo, os resultados foram avaliados em porcentagens utilizando análise de variância (ANOVA). Uma média de 91% da pré-carga gerada pelo torque de fixação recomendado foi transmitida para a interface implante-osso na ausência do dispositivo de contra-torque, valores que diminuíram drasticamente com sua utilização, quando em todos os sistemas de pilares menos de 10% desta pré-carga foi transmitida. Este dispositivo tem a função de limitar o contato entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar que durante a fixação pode transmitir forças ao tecido ósseo podendo resultar em microfraturas na interface biológica.

Mahon, Norling, Phoenix (2000) realizaram um trabalho onde avaliaram a dissipação de uma força aplicada sobre um sistema de prótese sobre implantes na região periimplantar e as deformações sofridas pelo pilar. Este sistema era constituído por um implante de 10mm de comprimento, um pilar e uma coroa de ouro parafusada. Foram avaliados diversos diâmetros de implantes sobre cargas estáticas associados a pilares com diâmetros de 4,1 e 5,0mm. Os implantes foram divididos em 2 grupos conforme as marcas comerciais. O primeiro grupo, com implantes da marca comercial *Implant Innovations*<sup>®</sup>, *Inc.* (West Palm Beach, EUA), foi subdividido em 5 grupos, sendo que para cada um dos seguintes diâmetros (3,25; 3,75; 4,0; 5,0 e 6,0mm) foram avaliados 5 implantes. O segundo grupo possuía 15 implantes de titânio da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) também com 10mm de comprimento e diâmetros de 3,75; 4,0 e 5,0mm.

Todos implantes foram embebidos em blocos de resina fotoelástica e os pontos de interesse das medidas foram marcados para avaliação fotoelástica do estresse produzido sobre cargas na região periimplantar, e cada pilar recebeu um extensômetro para avaliar sua deformação. Cada conjunto sofreu uma carga não axial de 176N aplicada a 5,0mm do eixo central do implante. Foi observado que o estresse nos implantes com 6,0mm de diâmetro foi menor que nos de 5,0mm. Quanto aos pilares, os que foram conectados aos implantes de 5,0 e 6,0mm de diâmetro da marca comercial *Implant Innovations*<sup>®</sup>, *Inc.* (West Palm Beach, EUA), apresentaram um maior diâmetro (5,0mm), e também tiveram valores de estresse menores que os de 4,1mm, o que tem relação com a pré-carga produzida no parafuso do pilar. Assim, a utilização de pilares mais largos pode auxiliar a prevenir a perda de pré-carga em situações clínicas, o que pode reduzir a incidência de perda e fratura do pilar e parafuso.

Weiss, Kozak, Gross (2000) realizaram um estudo para avaliar mudanças nos torques de remoção na união implante/pilar devido aos diferentes tipos de terminações de pilares utilizando um torque constante. Durante os procedimentos de moldagem e fabricação de uma prótese implanto-suportada, repetidas fixações e remoções de parafusos para fixação de pilares podem causar desgaste dos componentes e diminuir a adaptação friccional entre as partes, resultando em alteração da resistência na abertura e potencial para perda da pré-carga e do torque de remoção (retenção). Repetidos ciclos de abertura e fechamento foram utilizados para simular o relaxamento por contato *in vitro* dos componentes de 7 sistemas de implantes/pilares de 5 fabricantes. Os valores de torque de remoção

dos parafusos foram registrados após 200 consecutivas fixações por um torque de 20Ncm (aplicado por 5 segundos), sendo que o parafuso foi solto após 10 segundos de sua fixação, quando foi registrado o torque de remoção. Observaram uma diminuição progressiva destes valores nos parafusos para fixação de pilares em todos os sistemas de implantes, provavelmente devido à diminuição no coeficiente de fricção entre os componentes em contato. Sistemas do tipo cone *morse* e conexões do sistema *spline* mantiveram uma grande resistência a forças de abertura. A porcentagem de perda do torque inicial variou de 3 a 20% na abertura imediata (primeira abertura), e de 4,5 a 36% em média nos 30 primeiros ciclos de abertura e fechamento, valores que continuaram decaindo até os 200 ciclos. Ficou evidente a importância clínica de repetidos ciclos de abertura e fechamento, sugerindo que durante os procedimentos clínicos e laboratoriais os ciclos sejam reduzidos ao máximo antes do torque final para reduzir o risco de perda do parafuso.

Gratton, Aquilino, Stanford (2001) investigaram micromovimentos e a fadiga dinâmica através da medida da abertura na união implante-pilar em sistemas de implantes dentários em função de 3 torques aplicados aos parafusos para fixação de pilar quando submetidos a cargas que simulam uma situação clínica. Foram utilizadas 15 restaurações implanto-suportadas unitárias, cada uma contendo um pilar de ouro tipo *UCLA*<sup>®</sup>, aleatoriamente divididos em 3 grupos (fixados com torques de 16, 32 e 48Ncm). Cada grupo foi formado por 5 implantes (3,75mm de diâmetro por 15mm de comprimento) e 5 parafusos de ouro para fixação de pilar com engate quadrado. Uma máquina para testes aplicou ciclos compressivos, e

utilizou extensômetros de metal líquido para registrar os micromovimentos na interface de união implante-pilar medindo a abertura desta união após 100, 500, 1.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. O grupo que recebeu torque de 16Ncm apresentou os maiores movimentos comparados aos grupos que receberam torques de 32 e 48Ncm em todos os intervalos de ciclos, com valor máximo de abertura de 17 $\mu$ m. Não foram observados sinais de fadiga, pois o limite máximo de ciclos deste estudo foi insuficiente para que ela pudesse ocorrer em níveis mensuráveis. Também concluíram que valores de torques menores apresentaram um significativo aumento nos micromovimentos na interface implante-pilar, mesmo em uniões aparentemente estáveis.

Segundo Hoyer *et al.* (2001) a longevidade de uma restauração unitária implanto-suportada depende, em parte, de uma conexão estável entre a restauração protética e o implante. Para avaliar aspectos relativos a este conceito, estes autores realizaram um estudo investigando a fadiga sofrida pelos parafusos para fixação de pilar ao unirem pilares do tipo *UCLA*<sup>®</sup> com diâmetros largos e convencionais aos implantes através da medida da abertura da união implante-pilar sobre cargas dinâmicas. Estes autores realizaram o trabalho com a hipótese de que a pré-carga de um sistema de prótese unitária parafusada sobre implantes seria perdida pela deformação plástica do parafuso para fixação de pilar causada pela fadiga. Para isso foram utilizados 5 implantes hexagonais com 3,75mm de diâmetro por 15mm de comprimento que receberam 5 estruturas com pilares unitários do tipo *UCLA*<sup>®</sup>, com 3,75mm de diâmetro (Grupo A) e 5 implantes com

6,0mm de diâmetro por 15mm de comprimento que receberam 5 estruturas com pilares tipo *UCLA*<sup>®</sup> de 6,0mm de diâmetro (Grupo B). Dois espécimes de cada grupo sofreram alterações no hexágono interno do pilar, modificação freqüentemente realizada laboratorialmente. O pilar com diâmetro de 3,75mm foi unido ao implante por um parafuso de ouro (*Gold-tite*<sup>®</sup>) fixado com um torque de 32Ncm, e o implante com 6,0mm de diâmetro recebeu um parafuso de titânio fixado com um torque de 25Ncm. As estruturas sofreram uma carga dinâmica de  $120\pm 10$ N e foram utilizados extensômetros de metal líquido para avaliar a abertura na união implante-pilar. As medidas foram realizadas em intervalos de ciclos de 1.000, 10.000, 100.000 e 500.000. Foi observado que 2 dos 3 espécimes com 3,75mm e todas as 3 com 6,0mm de diâmetro que não sofreram a modificação mantiveram suas uniões fechadas com médias de abertura de  $14\pm 7\mu\text{m}$  e  $11\pm 10\mu\text{m}$  respectivamente sobre cargas dinâmicas após 500.000 ciclos. Ambos os espécimes que sofreram a alteração de 3,75mm de diâmetro (além do espécime que não sofreu alteração) falharam em manter a união fechada, uma com fratura do parafuso (com a abertura sendo maior que  $50\mu\text{m}$ ). Um dos dois espécimes com 6,0mm de diâmetro que sofreu a alteração falhou em manter a união fechada também por fratura do parafuso. A interface implante-pilar de implantes com hexágono externo de 3,75 e 6,0mm de diâmetro apresentaram aberturas similares na união após cargas dinâmicas, e ajustes laboratoriais dos pilares diminuíram significativamente a vida útil do parafuso para fixação do pilar.

Martin *et al.* (2001) realizaram um estudo para avaliar a influência dos materiais e superfícies de 4 marcas comerciais de parafusos para fixação de pilares em sistemas de implantes dentários na geração de pré-carga. A perda destes parafusos continua sendo um problema importante nas restaurações implanto-suportadas, e alguns fabricantes introduziram parafusos com superfícies tratadas para aumentar a pré-carga, diminuindo o coeficiente de fricção e reduzindo o potencial de perda. Foram utilizados 20 parafusos de cada marca comercial: *Gold-Tite*<sup>®</sup> (*Gt*, recoberto com a espessura de 0,76 $\mu$ m de uma liga com 99,9% de ouro, atuando como um lubrificante seco), *Torq-Tite*<sup>®</sup> (*Tt*), liga áurica e liga de titânio, que foram divididos em 2 grupos com 10 parafusos dependendo do torque aplicado (20 e 32Ncm). Para as medidas foram utilizados 80 sistemas com implantes possuindo 3,75mm de diâmetro por 18mm de comprimento com hexágono externo e pilares de titânio, todos fixados em blocos de resina. Foram medidos os ângulos de rotação nos 4 tipos de parafusos com um torque de 20 e 32Ncm, além dos valores de torque de remoção, que foram registrados 5 minutos após sua fixação, estes que foram utilizados para o cálculo da pré-carga, o mesmo procedimento foi repetido 4 vezes para cada espécime, obtendo assim 5 medidas de cada parafuso. Posteriormente os blocos de implantes foram seccionados e avaliados por microscopia eletrônica de varredura. Para torques de 20 e 32Ncm, os maiores ângulos de rotação foram registrados para o grupo (*Tt*), com  $21,2 \pm 3,1$  e  $38,1 \pm 8,7$  graus respectivamente. Os maiores valores de pré-carga calculada para torques de 20 e 32Ncm foram encontrados no grupo (*Gt*), com  $596,8 \pm 101,2$ N e  $1015,3 \pm 191,2$ N, respectivamente. As análises microscópicas revelaram um



contato das roscas na porção média da superfície superior das roscas dos parafusos, e o maior número de contatos foram encontrados no grupo (*Gt*). Apesar das limitações deste estudo *in vitro*, como ausência de cargas e a medida indireta de pré-carga (o ideal seria a medida direta com extensômetros), os parafusos *Gt* e *Tt* com superfícies aumentadas que auxiliam a reduzir o coeficiente de fricção produziram maiores ângulos de rotação e valores de pré-carga que os parafusos convencionais de ligas de titânio e ouro.

Nissan *et al.* (2001) observaram que distribuições desfavoráveis de estresses oclusais podem resultar em perdas da prótese, de parafusos e até da osseointegração. Visando esclarecer alguns aspectos relacionados a este problema, realizaram um estudo para avaliar o efeito de diferentes torques e seqüências de aplicação, assim como o de diferentes operadores no estresse gerado em estruturas satisfatoriamente adaptadas para próteses implanto-suportadas utilizando técnica de impressão esplintada. Foi avaliado o efeito de torques de 10 e 20Ncm com a utilização de 30 estruturas, sendo que o estresse produzido foi registrado através de 4 extensômetros. O estresse produzido para o torque de fixação de 10Ncm variou entre 150,43 e 256Ncm. Para 20Ncm, variou entre 149,43 e 284,37Ncm. Quanto à seqüência de fixação os valores foram: 150,8 a 308,43Ncm (esquerda para direita), 154,63 a 274,80Ncm (direita para esquerda) e para os diferentes operadores variou de 100,13 a 206,07Ncm, sendo que não foram observadas diferenças estatísticas nos valores de estresse em função do torque de fixação, seqüência de fixação e operadores com a técnica de impressão esplintada. Concluíram que o potencial de diferentes torques e

seqüências de fixação para gerar estresses desfavoráveis pode ser minimizado com a utilização da técnica de impressão esplintada, promovendo uma estrutura bem adaptada.

Tan & Nicholls (2001) realizaram um estudo para medir a pré-carga do parafuso para fixação de pilar na interface implante/pilar após sofrer o torque de fixação em 7 sistemas de pilares utilizando células medidoras. A pré-carga é a força de união necessária para manter a integridade da união do parafuso que une o pilar ao implante e propicia longevidade clínica aos componentes protéticos, e é dependente do desenho do pilar, diâmetro do parafuso, torque aplicado e velocidade de aplicação do torque. A relação entre o torque aplicado e a pré-carga produzida pode variar em função de propriedades do material e diâmetro do parafuso para fixação de pilar, sua geometria, coeficiente de fricção entre as 2 superfícies em contato, além de situações clínicas. Uma falta de adaptação passiva pode causar complicações protéticas como falha do parafuso de ouro, do parafuso para fixação do pilar, fratura do cilindro de ouro, da estrutura metálica e possível perda da osseointegração. As próteses implanto-suportadas necessitam um nível de adaptação maior, pois estão ancoradas no osso que possui uma movimentação de 17 a 66 $\mu$ m, bem menor que a movimentação do ligamento periodontal de 100 a 200 $\mu$ m. O estresse sofrido pelo parafuso para fixação de pilar durante a função corresponde ao somatório da pré-carga, estresse de distorção (informação do fabricante), e estresse das cargas funcionais (que é intermitente e varia em magnitude). Em função deste problema, este estudo teve por objetivo

medir e comparar a pré-carga produzida na união implante/pilar em vários sistemas de pilares comparando a aplicação lenta e rápida do torque de fixação. Os torques aplicados seguiram a determinação do fabricante, sendo 20 ou 32Ncm dependendo do tipo de pilar a ser fixado. A definição do nível de pré-carga talvez auxilie no entendimento do estresse geral no parafuso na interface implante-pilar. Foram comparadas 7 marcas comerciais sendo posicionados 2 extensômetros a 180 graus entre si no corpo do pilar e presos por um adesivo. Os implantes tiveram suas roscas internas removidas e fixadas verticalmente em uma mesa giratória, esta modificação foi necessária para permitir que vários parafusos de pilares fossem testados apenas no corpo do pilar e não presos pelas roscas internas quando as cargas verticais foram aplicadas durante a calibragem. A menor pré-carga registrada foi 180,6N para o pilar *Standard*<sup>®</sup> da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) com 5,5mm de altura com velocidade de aplicação de torque lenta e a máxima foi 666,4N para o *Cera One*<sup>®</sup> com 2,0mm de altura, também com aplicação lenta do torque de fixação.

Al Rafee *et al.* (2002) avaliaram *in vitro* o efeito de repetidos torques e contaminação salivar na resistência de parafusos protéticos de ouro, visto que torques repetidos podem alterar propriedades mecânicas e a resistência à fratura de certos parafusos. Foram utilizados 45 parafusos protéticos de ouro do mesmo fabricante (*Implant Innovations*<sup>®</sup>, *Inc.*, West Palm Beach, EUA), que foram divididos em 9 grupos de 5, e submetidos a 2 situações, 4 grupos em que foram lubrificados com saliva e 4 que não sofreram lubrificação, além do grupo controle (com 5 parafusos). Os 4 grupos lubrificados com saliva foram subdivididos quanto

ao número de remoções: 1, 5, 10 e 20 (sendo 5 parafusos para cada), e foram fixados com um torque de 10Ncm. Os outros 4 grupos, que não foram lubrificados, sofreram a mesma subdivisão que os grupos lubrificados quanto ao número de remoções. Cada unidade consistia de um implante, um pilar, um parafuso para fixação do pilar, e um cilindro de ouro. O mesmo implante e pilar foram utilizados durante os testes, entretanto o cilindro de ouro e o parafuso do pilar foram trocados cada vez em que foi testado um novo parafuso protético. Após os ciclos foi avaliada a resistência à fratura de cada parafuso em uma máquina de testes universal e posteriormente foram observados através de microscopia eletrônica de varredura. Os valores ficaram entre  $97,6 \pm 2,2$ kg a  $101,2 \pm 1,6$ kg para o grupo dos parafusos lubrificados e entre  $97,6 \pm 2,2$ kg a  $102,0 \pm 2,1$ kg para o grupo dos parafusos não lubrificados. Não foram encontradas diferenças significativas entre os lubrificados e não lubrificados (o que contraria o conceito de que em um ambiente úmido, aplicações repetidas de torque no mesmo parafuso aumentariam a pré-carga), assim como também não foi observada nenhuma redução nos valores de resistência dos parafusos após os 20 torques. Apesar das limitações deste trabalho, estes resultados sugerem que os parafusos de ouro podem ser fixados e removidos 20 vezes sem nenhum efeito na resistência final e a lubrificação com saliva durante o torque também não tem nenhum efeito aparente na resistência final.

Lang, Wang, May (2002) afirmaram que limitar as discrepâncias entre os hexágonos de pilares e implantes assim como dos movimentos rotacionais do pilar

sobre o implante em menos que 5 graus pode resultar em uma união mais estável do parafuso para fixação de pilar. Entretanto, esta relação após o aperto do parafuso para fixação de pilar não é conhecida, assim como o efeito de um dispositivo de contra-torque na limitação do movimento do pilar e na transmissão de cargas para a interface implante/tecido ósseo durante a fixação do parafuso. Este estudo examinou a orientação do hexágono do pilar em relação ao hexágono do implante após a fixação do parafuso para fixação de pilar em vários sistemas de pilares com e sem o uso do dispositivo de contra-torque. Foram utilizados 30 implantes (3,75mm de diâmetro (*RP*, plataforma regular) por 10,0mm de comprimento) e 10 com 5,0mm de diâmetro (*WP*, plataforma larga) por 10,0mm de comprimento (que receberam os pilares *AuraAdapt*<sup>®</sup>), 10 pilares do tipo *Cera One*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia), 10 *Estheticone*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia), 10 *Procera*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) e 10 *AurAdapt*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) (sendo que em 5 de cada tipo de pilar o parafuso foi fixado com a utilização do contra-torque). Os espécimes foram seccionados em uma direção horizontal no nível dos hexágonos e suas orientações foram avaliadas quanto ao grau e direção de rotação do hexágono dos pilares ao redor do hexágono dos implantes. Os níveis máximos de rotação para os 4 tipos de pilares com ou sem o dispositivo de contra-torque foi menor que 3,53 graus. A orientação dos hexágonos medida na adaptação da rotação em todos os sistemas de pilares foi menor que os 5 graus sugeridos como ideais para uma união estável. Concluíram que a utilização do dispositivo de contra-torque apresentou pouca influência na orientação dos hexágonos, pois todos os sistemas avaliados apresentaram valores aceitáveis, mas interfere

consideravelmente no estresse transferido à interface osso/implante durante a fixação do parafuso.

Lee *et al.* (2002) realizaram um estudo para avaliar os efeitos de uma força mastigatória simulada em componentes de um sistema de implante dentário através de uma análise que utilizou a leitura de ondas produzidas durante estes testes. Para simular o sistema mastigatório foi confeccionado um cilindro pneumático. Foram utilizados 13 pilares (4mm de altura) fixados a implantes com hexágono externo (3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento) por parafusos para fixação de pilares com 20Ncm, e a este sistema foram fixadas coroas unitárias através de parafusos protéticos de ouro por um torque de 10Ncm. Dez coroas sofreram uma carga cíclica de 100N a um ângulo de 30° em relação ao longo eixo do implante, e as outras 3 coroas sofreram a mesma carga verticalmente e serviram de controle. O efeito de 1 milhão de ciclos (equivalente a um ano de função) e vários torques aplicados (2, 4, 6, 8, 10 e 12Ncm) na perda dos parafusos foram avaliados por análise de ondas através do registro dos deslocamentos horizontais das coroas. Dos 10 parafusos avaliados, 4 foram perdidos antes do total de ciclos (1 milhão), e nenhum parafuso foi perdido no grupo controle, assim como nenhum parafuso para fixação de pilares em ambos os grupos. Apesar das limitações deste estudo, observaram que o torque aplicado possui um efeito significativo na perda de parafusos, e que um torque maior que 10Ncm seria recomendável para a fixação de parafusos protéticos de ouro neste sistema de implantes com hexágono externo.

Tzenakis *et al.* (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques e da contaminação salivar na pré-carga em parafusos protéticos de ouro para implantes. Para realizar este trabalho foram utilizados: 1 implante (3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento), 1 pilar, 15 parafusos para fixação de pilares, 15 cilindros de ouro e 15 parafusos protéticos de ouro. As medidas foram realizadas através de extensômetros adaptados a uma célula medidora. Os componentes foram lubrificados com saliva e cada parafuso protético de ouro foi fixado com um torque de 10Ncm, permanecendo em posição por 5 minutos, sendo posteriormente removidos, lubrificados e novamente fixados por mais 9 vezes, protocolo que foi repetido para os outros 14 parafusos. Após as 10 repetições o cilindro de ouro e o parafuso para fixação de pilar foram descartados. Os parafusos foram avaliados por microscopia eletrônica antes e após os torques. As pré-cargas foram medidas na primeira (Grupo 1x), quinta (Grupo 5x) e décima fixação (Grupo 10x). A pré-carga média aumentou gradativamente quanto ao número de fixações, sendo de  $184,3 \pm 28,9$ N para o Grupo 1x,  $202,5 \pm 27,7$ N para o Grupo 5x e  $220,2 \pm 29,0$ N para o Grupo 10x. Apesar das limitações deste trabalho, valores maiores de pré-carga foram atingidos após o uso repetido de parafusos protéticos de ouro lubrificados com saliva, o que sugere que nas consultas de prova sejam utilizados parafusos de ouro, para que se atinja uma pré-carga maior no torque final.

Drago (2003) realizou um estudo para avaliar a eficácia clínica de restaurações implanto-suportadas cimentadas a pilares parafusados do tipo

*UCLA*<sup>®</sup>. Foram utilizados parafusos para fixação de pilares com engates quadrados do tipo *Gold-Tite*<sup>®</sup>, de ouro-paládio, cobertos por uma camada de 0,76µm de ouro, fixados com um torque de 35Ncm. Este estudo avaliou 73 pacientes que foram tratados com 110 implantes da marca comercial *Osseotite*<sup>®</sup> (*Implant Innovations*<sup>®</sup>, West Palm Beach, EUA). As coroas foram cimentadas aos pilares com cimento provisório e os pacientes foram acompanhados por pelo menos um ano após carga oclusal. Quatro pacientes com 6 implantes foram perdidos entre 6 e 12 meses de acompanhamento, nas 104 restaurações unitárias restantes, um parafuso foi considerado perdido na avaliação após 12 meses realizada pelo autor, representando 99% de sucesso. Os resultados suportaram a tese de que parafusos com uma superfície aumentada podem melhorar o contato parafuso/implante, aumentando os valores de rotação e de pré-carga. Concluíram que os parafusos *Gold-Tite*<sup>®</sup> fixados com um torque de 35Ncm mantém uma conexão implante/pilar estável, pois obteve-se sucesso na prática clínica neste período mínimo de avaliação.

Lang *et al.* (2003) realizaram um estudo onde examinaram o desenvolvimento da pré-carga em sistemas de implantes utilizando análise de elemento finito, avaliando o efeito do coeficiente de fricção durante e após aplicação do torque. Foram realizados desenhos geométricos de 2 diferentes tipos de implantes do sistema *Bränemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) para inserção em um *software* especial. O primeiro implante era do tipo *Mark III*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia), com 3,75mm de diâmetro por 10mm de comprimento, associado a um



pilar *Cera One*<sup>®</sup>, e parafuso para fixação de pilar de ouro do tipo *Unigrip*<sup>®</sup>. O segundo era composto por um implante cônico do tipo *Replace Select System*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) (4,30mm de diâmetro por 10mm de comprimento), um pilar de titânio *Straight Esthetic*<sup>®</sup> e parafuso para fixação de pilar de titânio *Torq-Tite*<sup>®</sup>. Os parafusos foram submetidos a incrementos de torque de 1Ncm de 0 a 64Ncm. Foram realizados 2 experimentos, avaliando 2 diferentes coeficientes de fricção. Utilizando análise de elemento finito, no primeiro experimento a pré-carga foi de 381,7N para o sistema *Mark III*<sup>®</sup> com um torque de 32Ncm (recomendado pelo fabricante para o parafuso *Unigrip*<sup>®</sup> utilizado neste sistema) e para o sistema *Replaced Select*<sup>®</sup> foi de 492,6N para o mesmo torque e 532,7N para um torque de 35Ncm (recomendado para o parafuso *Torq-Tite*<sup>®</sup> utilizado neste sistema). No segundo experimento, com a diminuição do coeficiente de fricção a pré-carga foi de 677,6N para o sistema *Mark III*<sup>®</sup> e 722,9N para o sistema *Replace Select*<sup>®</sup> para um torque de 32Ncm e 805,8N para um torque de 35Ncm. Foi observado um aumento significativo nos valores de pré-carga no segundo experimento com a diminuição do coeficiente de fricção (0,12, que corresponde aos metais mais lubrificados), mas ainda inferior ao considerado ideal de 825N correspondente à pré-carga produzida com a aplicação de 75% do torque necessário para fraturar o parafuso, comprovando que o coeficiente de fricção é o fator de maior importância na produção da pré-carga para um determinado torque.

Alkan, Sertgöz, Ekici (2004) realizaram um estudo para investigar a distribuição do estresse em parafusos protéticos e parafusos para fixação de pilares em 3 sistemas de implantes após cargas oclusais. Foram utilizados um

pilar da marca comercial *Bränemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) para hexágono externo parafusado, e 2 da marca comercial *ITI*<sup>®</sup> (*Straumann Inc.*, Berne, Suíça) com 8° de inclinação do tipo cone *morse*, sendo 1 cimentado e o outro com octágono interno parafusado. Os pilares sofreram análise por elemento finito ao receberem cargas simulando 3 situações oclusais: cargas horizontais (10N), verticais (35N) e oblíquas (70N), todas aplicadas sobre a superfície oclusal das coroas de porcelana. Foi observado que o estresse tanto no parafuso para fixação de pilar quanto no parafuso protético aumenta com cargas horizontais nos 3 sistemas. Para cargas verticais e oblíquas os estresses diminuiram para todos os sistemas, com exceção do parafuso protético no sistema *ITI*<sup>®</sup> (*Straumann Inc.*, Berne, Suíça) 8° do tipo cone *morse* com octágono interno parafusado após cargas oblíquas de 70N. Os valores máximos de estresse nas 3 condições de cargas não ultrapassaram os valores de resistência dos parafusos protéticos e para fixação de pilares nos 3 sistemas, o que implica que provavelmente não apresentariam falhas sobre cargas oclusais.

Cantwell & Hobkirk (2004) realizaram um estudo para testar a hipótese de que mesmo com uma correta fixação de parafusos de ouro, a pré-carga é perdida com o tempo, sem a atuação de cargas externas. Uma perda da pré-carga é esperada pela deformação plástica das superfícies de contato. Estima-se que 10% da pré-carga inicial gerada pela aplicação do torque em um sistema de roscas seja perdida pelo relaxamento das superfícies de contato. Se o valor da pré-carga for excessivo, o parafuso irá fraturar, em um nível levemente menor que este, o parafuso irá se deformar plasticamente, resultando em perda da pré-carga.

Se a pré-carga do parafuso permanece em seu limite elástico, conseguirá resistir a separação das partes unidas se as forças aplicadas forem menores que a pré-carga. A questão principal é: qual a pré-carga ótima para uma situação clínica que minimize a possibilidade de fratura ou perda do parafuso causada por sobreapertamento, enquanto maximiza a resistência a fadiga dos componentes? Alguns sugerem que a pré-carga ideal para um parafuso seja 75% da força necessária para exceder sua resistência à fratura. Para esta avaliação foi utilizado 1 implante da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia), com 10mm de comprimento por 3,75mm de diâmetro, que foi montado verticalmente em um bloco de resina, e recebeu 1 pilar *Standard*<sup>®</sup> com 7mm. Foram posicionados 3 extensômetros eqüidistantes e paralelos ao longo eixo do pilar, que foi fixado com um torque de 20Ncm. Neste caso o pilar atua como um transmissor de forças, medindo alterações na pré-tensão no parafuso de ouro que alteram o comprimento do pilar. A amostra foi constituída de 5 grupos, cada um contendo 1 parafuso protético, 1 cilindro de ouro e 1 parafuso para fixação de pilares, sendo que o implante e o pilar não foram trocados em todo o experimento. Os parafusos protéticos receberam um torque de 10Ncm em uma baixa velocidade e o procedimento repetido 20 vezes. Foi avaliada a perda inicial de pré-carga nos primeiros 10 segundos após a fixação, e avaliados nas próximas 15 horas. A pré-carga média gerada nas 5 amostras foi 319,6N, com um desvio padrão de 88N, e foi observada perda na pré-carga em todos os testes, com uma média de 24,9% de perda em 15 horas, sendo que 29,5% deste valor foi perdido nos primeiros 2 segundos e 40,2% nos primeiros 10 segundos. Essa variação na geração da pré-carga e sua progressiva perda com o tempo pode explicar porque os parafusos de

ouro são perdidos. Este estudo utilizou parafusos novos, entretanto, têm-se evidências que subseqüentes apertamentos do mesmo parafuso podem resultar em uma diminuição da pré-carga no sistema originalmente ativado.

Cehreli, Akça, Tönük (2004) realizaram um estudo para comparar o torque aplicado utilizando torquímetros manuais novos e usados. Foram avaliados em implantes do tipo cone *morse* da marca comercial *ITI*<sup>®</sup> (*Straumann Inc.*, Berne, Suíça), utilizando 15 torquímetros divididos em 3 grupos de 5, sendo que os do grupo 1 nunca tinham sido utilizados, os do grupo 2 foram utilizados entre 50 e 200 vezes e os do grupo 3 entre 500 e 1.000 vezes. Os torques aplicados foram de 35 e 15Ncm, sendo que os valores reais foram medidos com extensômetros. Foi observado que os torquímetros novos apresentaram maiores valores de torques que os dispositivos que já tinham sido utilizados, sendo que os do grupo 3 apresentaram torques de 1,5Ncm menores que os outros grupos para torques de 35Ncm e 1Ncm menores quando foram aplicados torques de 15Ncm, indicando que o tempo de uso é uma variável significativa na utilização de torquímetros manuais.

Khraisat *et al.* (2004) realizaram um estudo para avaliar o efeito de cargas laterais cíclicas em diferentes localizações de aplicação na perda de parafusos para fixação de pilar em sistemas de implantes com hexágono externo, além da avaliação microscópicas das alterações. Este estudo foi realizado visando esclarecer a grande freqüência de perda destes parafusos em restaurações unitárias implanto-suportadas. Foram utilizados 15 conjuntos, cada um sendo

constituído por 1 implante do sistema *Brånemark*<sup>®</sup> (Nobel Biocare, Suécia) com 4,0mm de diâmetro por 10mm de comprimento, 1 pilar *Cera One*<sup>®</sup> (3mm de altura), que foi fixado com um torque de 32Ncm e uma estrutura metálica de uma prótese unitária que foi cimentada com fosfato de zinco. Para o grupo A uma carga cíclica lateral de 50N foi aplicada em uma posição central e perpendicular ao longo eixo dos implantes, enquanto que para o grupo B a mesma carga lateral foi aplicada excentricamente, a uma distância de 4mm. Foram realizados 1.000.000 de ciclos, o que corresponde a 40 meses de função, e o grupo C serviu de controle, pois não recebeu carga nenhuma. Após 10 minutos do torque de fixação inicial, o parafuso foi reapertado com o mesmo torque para evitar o relaxamento por contato e atingir a pré-carga ideal, sendo que 5 minutos após este segundo torque, foi registrado o valor do torque de remoção, este que representa a quantidade de pré-carga remanescente no sistema. Os valores de torque de remoção foram registrados antes e após a aplicação da carga e a diferença foi calculada. O grupo A ( $-4,26 \pm 0,86$ Ncm) apresentou diferenças significativas nos valores de torque de remoção se comparados ao grupo B ( $-0,92 \pm 0,99$ Ncm). Os autores concluíram que cargas laterais excêntricas podem influenciar na preservação do torque inicial dos parafusos para fixação de pilar.

Tan, Tan, Nicholls (2004) realizaram um estudo para avaliar o momento crítico de deformação (*CBM*), que é o momento em que cargas externas não axiais ultrapassam a pré-carga da união do parafuso e causam a perda do contato entre as superfícies dos componentes. Foram utilizados 2 tipos de implantes e 2

tipos de pilares, que foram divididos em 4 grupos, cada um com 5 conjuntos implante-pilar. O *CBM* foi medido na união parafuso para fixação do pilar/implante fixados com 25, 50, 75 e 100% do torque recomendado pelo fabricante. Foram utilizados implante da marca comercial *Brånemark*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) com 3,75 (*RP*- plataforma regular) e 5,0mm (*WP*- plataforma larga) de diâmetro, com pilares do tipo *Cera One*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia) e *Multiunit*<sup>®</sup> (*Nobel Biocare*, Suécia). As tensões geradas foram medidas por extensômetros em várias distâncias das interfaces implante/pilar, e quando esta tensão desapareceu, indicou que o contato entre as superfícies foi perdido. Todos os torques e medidas foram repetidas 5 vezes, cada uma com um novo conjunto implante/pilar. Para os pilares *Cera One*<sup>®</sup> (*RP*) a média do momento em que foi perdido o contato entre os componentes pela atuação de uma força externa foi de 17,09; 35,35; 45,63 e 62,64Ncm para 25, 50, 75 e 100% do torque recomendado respectivamente, enquanto que para os pilares *Cera One*<sup>®</sup> (*WP*) as médias foram 28,29; 62,97; 92,20 e 127,41Ncm, para os pilares *Multiunit*<sup>®</sup> (*RP*) as médias foram 16,08; 21,55; 34,12 e 39,46Ncm, e para os pilares *Multiunit*<sup>®</sup> (*WP*) foram 15,90; 32,86; 43,29 e 61,55Ncm, resultados que apresentaram diferenças estatísticas entre grupos e entre os torques. Os implantes *WP* apresentaram um *CBM* significativamente maior se comparados com os *RP* para os mesmos pilares, e os pilares *Cera One*<sup>®</sup> apresentaram valores maiores que os pilares *Multiunit*<sup>®</sup> para o mesmo diâmetro de implante, mas deve-se levar em consideração que os torques recomendados para os pilares *Cera One*<sup>®</sup> (32Ncm para os de plataforma regular (*RP*) e 45Ncm para os de plataforma larga (*WP*)) são maiores que os recomendados para os pilares *Multiunit*<sup>®</sup> (20Ncm para os do tipo *RP* e 32Ncm para os do tipo *WP*).



### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi comparar os níveis de pré-carga obtidos em 3 tipos diferentes de parafusos para fixação de pilares utilizados em próteses unitárias implanto-suportadas com pilar para próteses cimentadas (ouro, titânio e titânio com tratamento superficial) através de extensimetria e medição do torque de remoção após serem fixados com o mesmo valor de torque ( $30,07 \pm 0,28 \text{Ncm}$ ).

### **4. HIPÓTESE**

Para esta avaliação partiu-se de uma hipótese nula, ou seja, que a variação dos 3 materiais avaliados não teria influência na pré-carga produzida nem nos valores de torque de remoção.



---

## **Materials e Método**

## 5. MATERIAIS E MÉTODO

### 5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO

Este trabalho foi realizado nas dependências do Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS).

### 5.2 AMOSTRA

Para este trabalho foram utilizados 3 implantes cilíndricos do tipo parafuso auto-rosqueante, de titânio liso com hexágono externo (*Master Screw*<sup>®</sup>, *Conexão*<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 517415). Todos os implantes possuíam 4,0mm de diâmetro (plataforma regular, *RP*), por 15mm de comprimento, sendo todos do mesmo lote (5010345031) (Figura 01).

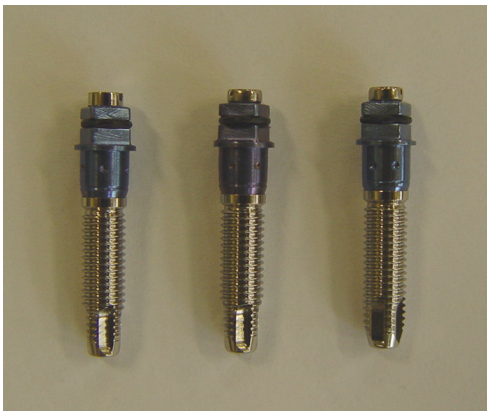


Figura 01 - Implantes da marca Conexão® (4,0 x 15mm)



Figura 02 - Pilar do tipo Cera One®

Também foram utilizados 3 pilares transmucosos do tipo Cera One® (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 045022) do mesmo lote (5080915121), com 2,0mm de altura, indicados para confecção de próteses unitárias cimentadas sobre implantes (Figura 02).

Para a fixação dos pilares transmucosos aos implantes foram utilizados 10 parafusos para fixação de pilares de ouro com engate quadrado (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 121022, todos do lote 5073147) (Figura 03), 10 parafusos de titânio com engate quadrado (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 121024, todos do lote 5063223) (Figura 04), e 10 parafusos de titânio com engate quadrado que sofreram tratamento de superfície, comercialmente denominados *Ti-Tite*® (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 121026, todos do lote 5063035) (Figura 05).



Figura 03 - Parafuso de ouro com engate quadrado (Conexão<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil)



Figura 04 - Parafuso de titânio com engate quadrado (Conexão<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil)



Figura 05 - Parafuso de titânio com tratamento de superfície com engate quadrado (Conexão<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil)

Foi realizado um procedimento de teste “piloto” visando aferição da célula de medição de carga utilizada onde foram destacados para uso um implante (lote 4090534224), um pilar transmucoso (lote 4122925012) e um parafuso de titânio (lote 5053093) iguais aos descritos anteriormente, porém de lotes diferentes.

### 5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA

Com a utilização de uma célula medidora de carga foram avaliados os três tipos de parafusos para fixação de pilares (ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície) quanto à pré-carga produzida e o respectivo torque de remoção.

Para a medição da pré-carga gerada durante a fixação do pilar transmucoso ao implante foi idealizado um aparato, doravante denominado célula medidora de carga, seguindo os princípios de construção da célula descrita por Tzenakis *et al.* (2002), porém com algumas modificações, visto que estes avaliaram a pré-carga gerada por parafusos protéticos de ouro.

Esta célula foi idealizada no Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil e confeccionada pela metalúrgica COTRAC Ltda. (Porto Alegre, RS, Brasil).

A célula foi confeccionada em aço, e constituída por um cilindro de alumínio com 15mm de diâmetro por 100mm de comprimento (Figura 06), que possuía em

sua porção superior um orifício e uma rosca interna com o mesmo diâmetro dos implantes, local em que foram fixados (Figura 07). Na sua porção inferior possuía um orifício onde foi fixado por um parafuso à porção inferior da célula. Junto ao parafuso havia uma rosca que foi fixada à porção inferior do cilindro para que este não possuía nenhum movimento de rotação (Figuras 08 e 09).



Figura 06 - Cilindro vertical  
(15 x 100mm)

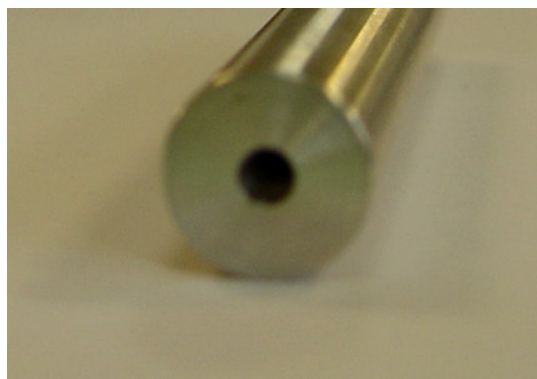


Figura 07 - Orifício superior do cilindro

A porção inferior desta célula é constituída por uma lâmina metálica de 3,0mm de espessura (Figura 08) onde foram fixados os extensômetros, e na qual foram mensuradas as alterações causadas pela fixação dos parafusos (pré-carga). Esta lâmina é parafusada aos braços verticais para possibilitar que a célula seja desmontada, o que é necessário para a troca dos implantes, e é transpassada pelo parafuso que une o cilindro à lâmina.

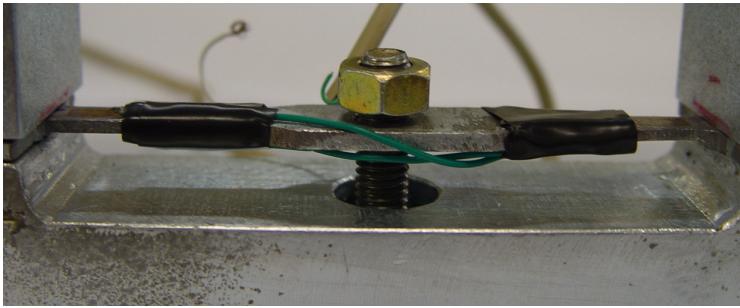


Figura 08 - Lâmina sensível (3,0mm de espessura) transpassada pelo parafuso e rosca de fixação do cilindro

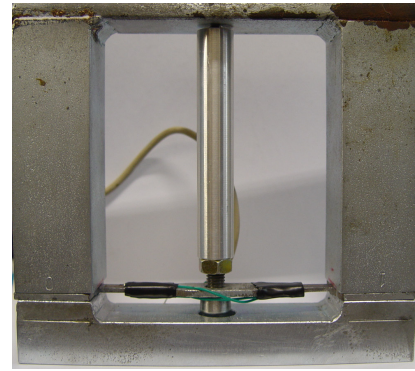


Figura 09 - Cilindro parafusado à lâmina

Na porção superior desta célula, ao contrário da inferior, o “braço” horizontal é soldado aos verticais. O “braço” horizontal possui uma abertura que permite a passagem do implante em sua face inferior e em sua face superior possui um “stop” onde o pilar transmucoso é posicionado de forma que seu contato com o implante seja totalmente livre de interferências (Figuras 10 e 11).



Figura 10 - “Stop” para o pilar



Figura 11 - Pilar *Cera One*<sup>®</sup> em posição

Quando o implante foi posicionado dentro do cilindro, e o cilindro estava firmemente parafusado à lâmina, tornou o implante, o cilindro e a lâmina sensível um bloco único. Assim, quando o pilar foi fixado ao implante pelo parafuso, devido ao “stop” para o pilar transmucoso, fez com que a força gerada puxasse o bloco em direção ao pilar, em função do alongamento sofrido pelo parafuso para fixação do pilar. A força (pré-carga) foi medida pelos extensômetros fixados à lâmina metálica em *volts* (V) que posteriormente foram convertidos para *newtons* (N).

Para que o valor total da força do bloco em direção ao pilar seja refletido na lâmina sensível é importante observar que o cilindro não possua nenhum contato com o “braço” horizontal superior, e que se tenha contato apenas entre o implante e o pilar (Figura 12).

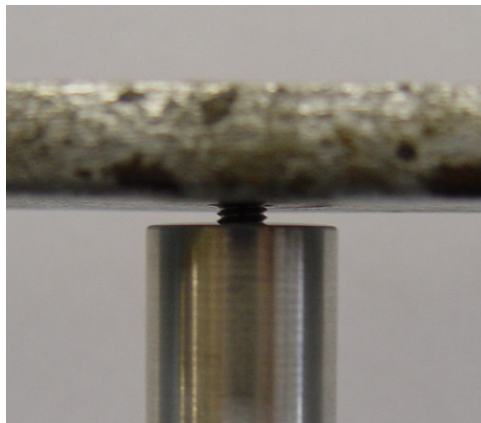


Figura 12 - Sem contato entre cilindro e a porção superior da célula medidora



#### 5.4 EXTENSÔMETROS

Para a medição das deformações sofridas na lâmina sensível devido ao aperto dos parafusos foram utilizados 4 extensômetros de resistência elétrica para aço com 5mm de comprimento e resistência de  $350,6 \pm 0,6$  ohms (*Kyowa Eletronic Instruments*<sup>®</sup>, CO., LTD, lote Y2005) (Figura 13), que foram fixados com uma cola a base de cianoacrilato, dois na porção superior e dois na inferior em cada extremidade da lâmina sensível (Figura 14). No momento em que são fixados a uma superfície, os extensômetros 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).

Quando ocorre a fixação do pilar ao implante pelo parafuso, o cilindro é puxado para cima, ocorrendo uma deformação da lâmina, sendo que sua face superior é tracionada, e a inferior comprimida.

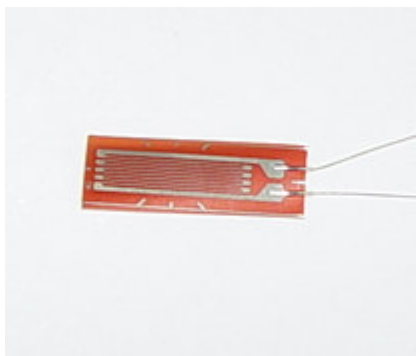


Figura 13 - Extensômetro de resistência elétrica com 5mm de comprimento

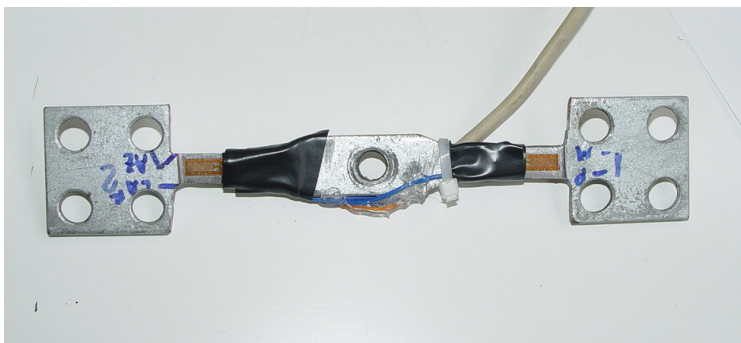


Figura 14 - Vista dos 2 extensômetros posicionados na porção superior da lâmina

Para que os extensômetros possam medir variações relativas de resistência elétrica, eles devem ser ligados de modo a constituir um circuito tipo ponte. Assim, os extensômetros de resistência elétrica foram dispostos num arranjo tipo Ponte de *Wheatstone* completa, que consiste no arranjo de 4 resistores (neste caso 4 extensômetros) dispostos retangularmente de forma que, quando o produto de 2 extensômetros opostos se igualam, temos a ponte equilibrada (quando  $R_1 \times R_3 = R_2 \times R_4$ ), situação em que deformações mecânicas decorrentes de variações de temperatura não alteram os valores mensurados. Cada dupla de extensômetros foi posicionada em uma extremidade da lâmina em posição análoga, mas em face oposta do objeto em questão (Figura 14), propiciando que qualquer variação elétrica decorrente de pequenas variações de dimensões ocorridas na lâmina sensível possa ser aferida. Esta pequena variação elétrica é amplificada por um circuito integrado especial (*Burr-Brown*<sup>®</sup>, INA101HP). Após esta amplificação, o sinal é lido por um osciloscópio (*TekTronix*<sup>®</sup>, 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).

## 5.5 MÉTODO

Para a realização do experimento a amostra anteriormente descrita foi dividida em 3 grupos. Cada grupo foi formado por um conjunto implante/pilar transmucoso e seus respectivos parafusos para fixação de pilares. O pilar do grupo A foi fixado ao implante pelos parafusos de ouro, o do grupo B pelos parafusos de titânio e o do grupo C pelos parafusos de titânio com tratamento de superfície.

Para o início do teste a célula foi desmontada (na sua porção inferior) e o implante foi fixado manualmente na porção superior do cilindro até atingir sua posição final na rosca, momento em que deve possuir uma estabilidade suficiente para que não rote durante a remoção dos parafusos para fixação de pilar. Após a fixação do braço horizontal inferior ao restante da célula (Figura 15), o cilindro foi colocado em posição, sendo que o parafuso inferior (que une o cilindro à lâmina sensível) é firmemente apertado contra a lâmina sensível e a rosca bem apertada contra a superfície inferior do cilindro (Figura 16). Neste momento deve ser avaliado se a lâmina sensível foi posicionada de tal forma que o implante esteja corretamente alinhado com o orifício superior, e que o cilindro não esteja em contato com o braço horizontal superior, como já foi advertido anteriormente, estando pronta para ser utilizada.

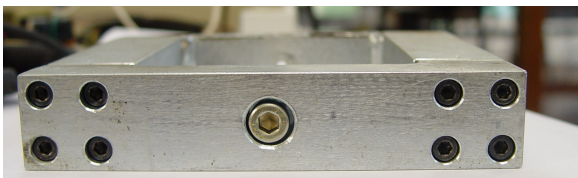


Figura 15 - Vista inferior da célula medidora

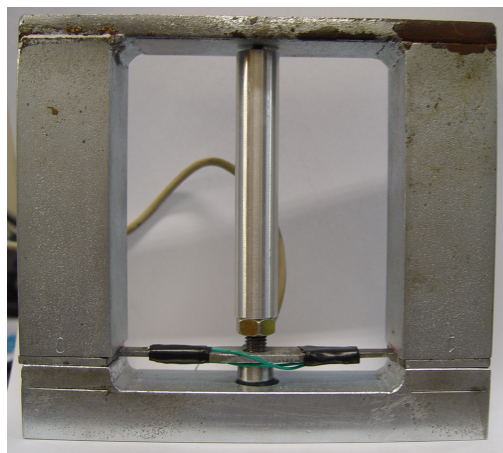


Figura 16 - Parafuso inferior e rosca corretamente apertados

Antes da fixação final do cilindro foi observado se ele manteve o implante na altura ideal que coincida com o hexágono do pilar, pois esta altura não é mais modificada até que ocorra a troca do grupo teste. Este posicionamento foi realizado com sensibilidade manual, onde com o implante adaptado ao pilar acima do nível ideal, baixou-se lentamente a altura do cilindro, até o ponto exato onde o pilar transmucoso atinge o “stop” da célula, perdendo o contato com o implante.

Para a padronização do torque de fixação foi utilizado um torquímetro axial digital (Faixa nominal 15 a 150Ncm, resolução 0,1Ncm, *Torqueleader*<sup>®</sup>, modelo TSD150. Tipo I, classe E. N<sup>o</sup> de fabricação 117317), que foi calibrado previamente ao experimento pela norma de referência ISO 6789:2003(E), apresentando um erro médio de 0,79% (Figura 17). Junto ao torquímetro foi utilizada uma chave quadrada com diâmetro de 1,27mm longa (*Conexão*<sup>®</sup>, Sistemas de Prótese Ltda.,

São Paulo, Brasil, referência 062300, lote 5091632) adaptada ao mesmo (Figuras 18 e 19).



Figura 17 - Torquímetro digital

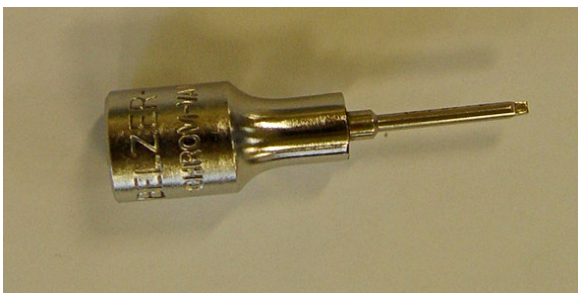


Figura 18 - Chave adaptada



Figura 19 - Chave em posição

Durante o mesmo procedimento foram realizadas duas medições: de pré-carga e de torque de remoção.

Com o posicionamento do conjunto implante/pilar do grupo A, o primeiro parafuso de ouro foi fixado ao implante com um torque de  $30,07 \pm 0,28 \text{ Ncm}$ . Neste momento foi registrado o valor de pré-carga inicial (em *volts*), e foi mantido em

posição por 5 minutos para estabilização da pré-carga, como recomendado por Tzenakis *et al.* (2002), sendo que durante este período a pré-carga foi registrada também após 1, 2, 3, 4 e 5 minutos de fixação para obtenção de uma média. Neste momento o parafuso foi removido também com o auxílio do torquímetro digital e o valor máximo de torque reverso necessário para sua remoção foi registrado pelo dispositivo (em Ncm). Posteriormente o mesmo parafuso sofreu mais 4 fixações, nas quais também foram registrados os valores de pré-carga a cada minuto. Neste procedimento também se obteve uma média dos 5 valores de torque necessário para remoção seqüencial de cada parafuso. Os próximos nove parafusos para fixação de pilares de ouro sofreram o mesmo protocolo de avaliação.

Após o término da avaliação do grupo A, foi realizado um procedimento de conversão que será descrito posteriormente, pois a célula necessitou ser desmontada para o posicionamento do conjunto implante/pilar do grupo B, e os parafusos de titânio foram avaliados seguindo o mesmo protocolo do grupo A. Posteriormente nova conversão foi realizada, a célula foi novamente desmontada para o posicionamento do implante e pilar do grupo C e os parafusos de titânio com tratamento de superfície foram avaliados seguindo o mesmo protocolo dos grupos A e B e também sofrendo o procedimento de conversão após o teste.

Os testes foram realizados em 3 dias consecutivos com uma variação da temperatura ambiente entre 21,7 e 24,4°C e da umidade relativa entre 65 e 83%,

aferidos por um termohigrômetro (TFA<sup>®</sup>, *Thermo Hygro*, termômetro com exatidão de um décimo de grau *celsius* e higrômetro com acurácia de 1%).

## 5.6 CONVERSÃO

Devido à necessidade da remoção do cilindro da célula para o posicionamento de um novo implante entre um grupo e outro, perde-se necessariamente a padronização quanto aos valores de pré-carga em *volts*.

Após o teste de cada grupo, antes que a célula seja desmontada para o posicionamento do novo implante foram suspensos pesos (em kg) no cilindro (com a célula posicionada com sua porção superior para baixo) que gerou um gráfico para cada grupo. Para isso foram utilizados os valores dos pesos suspensos (em kg) e os valores (em *volts*) gerados pelos mesmos. Os pesos utilizados para a conversão foram os que geravam valores em torno do valor de pré-carga produzido pelo último grupo testado, fornecendo assim a conversão dos valores em *volts* para os quilogramas correspondentes, e posteriormente com a multiplicação destes valores por 9,81, foi obtida a conversão final para *newtons* (N).

Para esta conversão é importante que os pesos sejam suspensos exatamente na mesma situação em que foram realizados os testes, pois com qualquer diferença na força de fixação do parafuso que une o cilindro à lâmina

sensível, por exemplo, têm-se os valores em *volts* diferentes para a mesma força aplicada.

## 5.7 MÉTODO ESTATÍSTICO

Todas as análises foram realizadas pelo *software SAS* versão 8.2.

Primeiramente os dados foram submetidos ao teste de normalidade *Kolmogorov Smirnov*, que permitiu que fossem utilizados testes estatísticos paramétricos.

A comparação do torque de fixação entre os três grupos foi realizada pelo teste *one-way ANOVA*.

A pré-carga média entre parafusos nos grupos foi avaliada considerando a média dos tempos (0 a 5 minutos) durante a primeira fixação pelo teste *two-way ANOVA*. Estratificando-se por grupo, comparou-se a pré-carga média de cada parafuso pelo teste *one-way ANOVA*. As comparações múltiplas foram feitas pelo teste de *Tukey*.

Para a avaliação do torque de remoção foram realizadas duas análises, a primeira sem testes estatísticos, apenas de forma descritiva, avaliando os valores gerados pela primeira fixação de cada parafuso (correspondentes aos valores de pré-carga), pois neste caso foi utilizado um valor de torque de remoção para cada



parafuso e não uma média como na avaliação da pré-carga. Pela falta de repetições necessárias para a aplicação de testes estatísticos foi realizado uma segunda análise levando em consideração mais 4 fixações de cada parafuso, onde todos os apertos foram considerados como repetição.

Nesta segunda parte da avaliação do torque de remoção, a análise estatística foi realizada de forma semelhante aos dados da pré-carga. Para a avaliação da média de torque de remoção entre grupos e entre parafusos foi realizada uma análise de variância *two-way ANOVA*. Posteriormente foi realizada uma nova análise de variância *one-way ANOVA* para avaliação das diferenças entre parafusos para cada grupo, e as comparações múltiplas realizadas pelo teste de *Tukey*. Em todas as análises considerou-se um nível de significância de 5%.

A relação entre pré-carga e torque de remoção foi avaliada pelo teste de correlação não paramétrico de *Spearman*, pois os dados não apresentam normalidade. Separando por tipo de material a normalidade é aceita e a relação avaliada então pelo teste de correlação de *Pearson*. Para esta avaliação foram utilizadas as médias dos valores de torque de remoção das 5 fixações de cada parafuso e a média dos valores de pré-carga correspondentes (e não apenas a pré-carga gerada na primeira fixação como foi utilizado para a comparação dos 3 materiais).



## 6. RESULTADOS

### 6.1 TORQUE DE FIXAÇÃO

O torque de fixação médio, considerando todos os parafusos, foi de  $30,07 \pm 0,28 \text{ Ncm}$  (IC95% (30,03; 30,17)). Não há diferenças significativas entre grupos quanto ao torque de fixação ( $p=0,1244$ ).

Tabela 01 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de fixação

<b>Causas de Variação</b>	<b>GL</b>	<b>SQ</b>	<b>QM</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Tipo	2	0,3337	0,1669	2,11	0,1244
Erro	147	11,6042	0,0789		
Total	149	11,9379			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

### 6.2 PRÉ-CARGA

Após a conversão dos valores de *volts* para *newtons*, as pré-cargas médias em cada grupo foram avaliadas.

A conversão está apresentada nas figuras 20, 21 e 22.

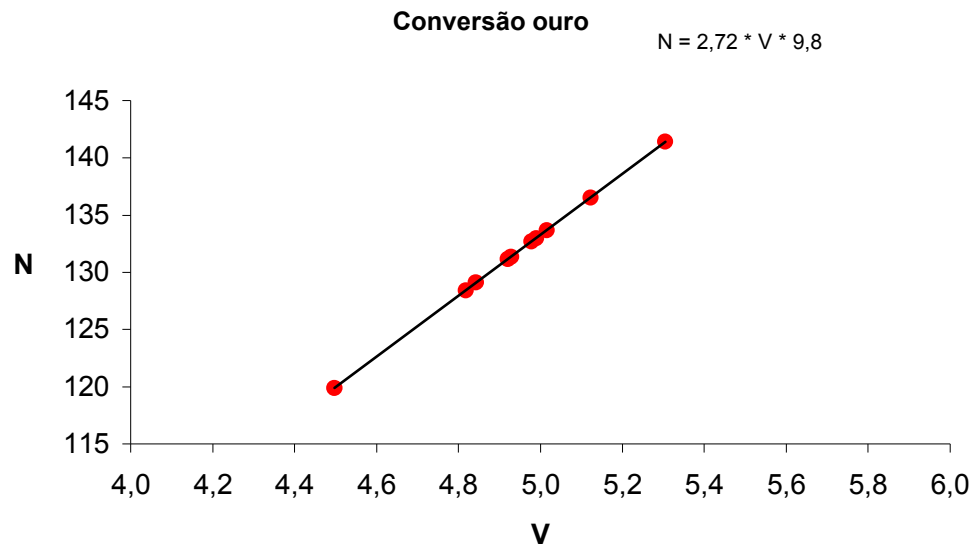


Figura 20 - Conversão da pré-carga de *volts* para *newtons* para o Grupo A

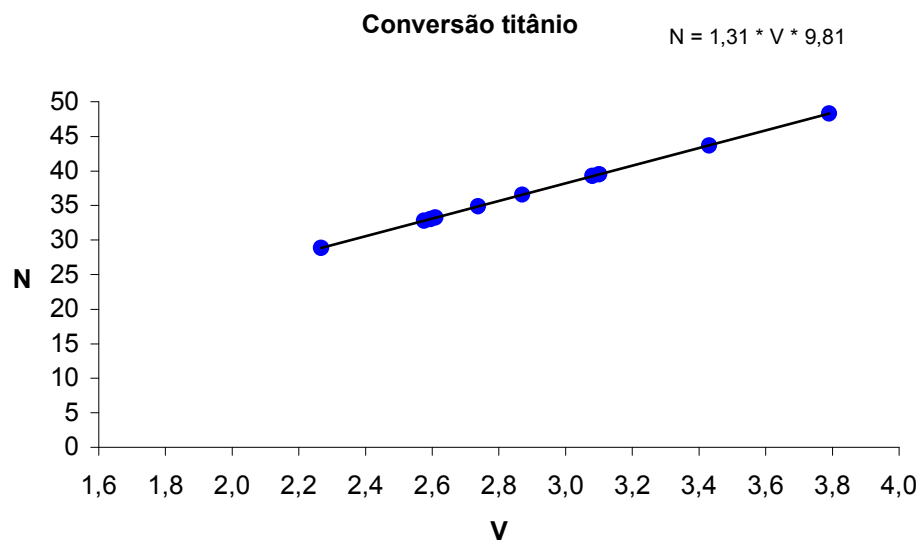


Figura 21 - Conversão da pré-carga de *volts* para *newtons* para o Grupo B

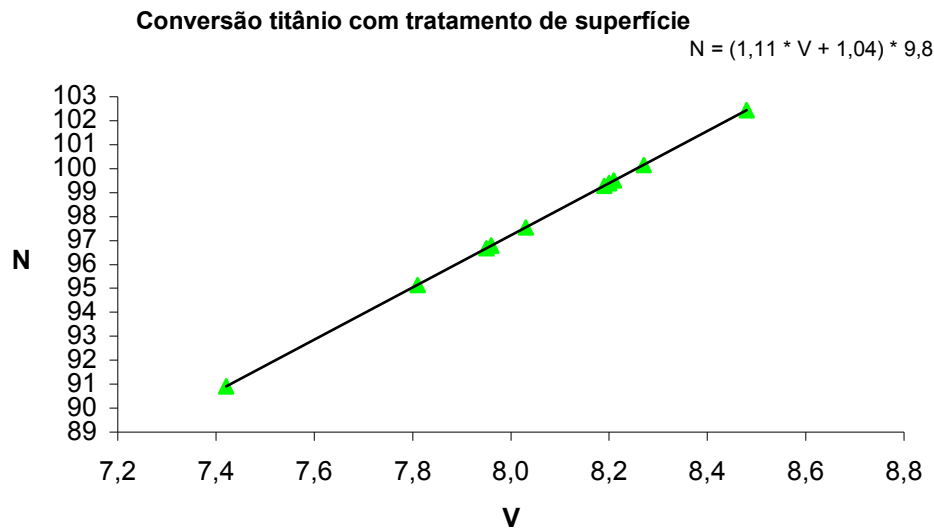


Figura 22 - Conversão da pré-carga de *volts* para *newtons* para o Grupo C

Para a comparação das pré-cargas médias entre os 3 grupos (A- ouro, B- titânio e C- titânio com tratamento de superfície) foram utilizadas as médias dos 6 valores (0, 1, 2, 3, 4 e 5 minutos) produzidos durante a primeira fixação de cada parafuso.

A pré-carga nos três grupos em relação a cada parafuso apresentou diferença significativa ( $p < 0,01$ ) (Tabela 02). Observando a figura 23, os parafusos de ouro produziram os maiores valores de pré-carga e os de titânio os menores.

Tabela 02 - Tabela do teste *two way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre grupos e entre parafusos

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	3217,9019	357,5447	31391,9	< 0,01
Tipo	2	262934,3789	131467,1894	11540000000	< 0,01
Parafuso * Tipo	18	2236,3142	124,2397		< 0,01
Erro	150	1,7085	0,0114		
Total	179	268390,30			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

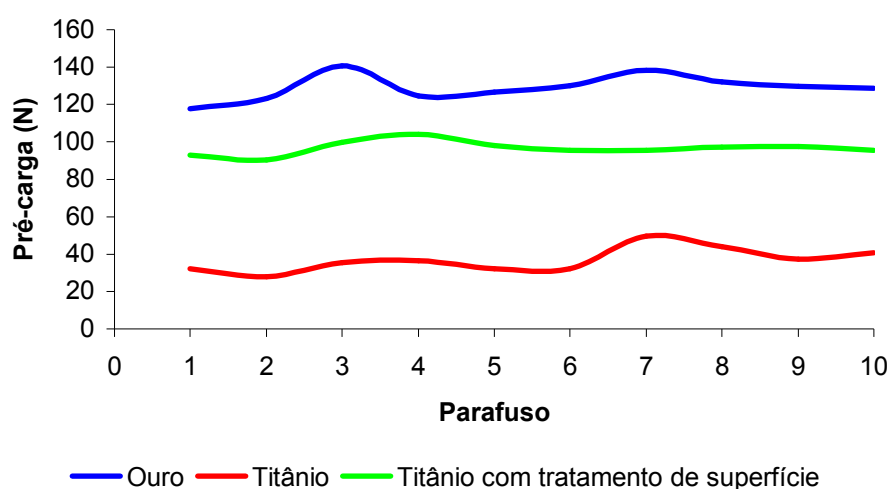


Figura 23 - Média das pré-cargas nos 3 grupos

### 6.2.1 Grupo A

A média dos valores de pré-carga dos 10 parafusos de ouro foi de  $131,72 \pm 8,98N$ , apresentando diferenças significativas entre si ( $p < 0,01$ ) (Tabela 03). O parafuso número 3 apresentou o maior valor de pré-carga ( $140,48N$ ) e o número 1 o menor ( $117,73N$ ), conforme figura 24 e tabela 04.

Tabela 03 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre parafusos de ouro

<b>Causas de Variação</b>	<b>GL</b>	<b>SQ</b>	<b>QM</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
Parafuso	9	2471,5744	274,6194	16505,0	< 0,01
Erro	50	0,8319	0,0166		
Total	59	2472,4064			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

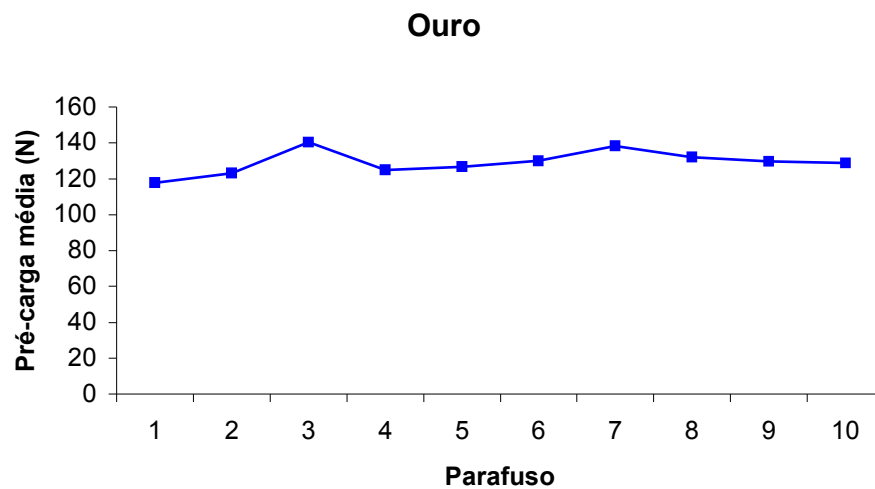


Figura 24 - Média das pré-cargas do Grupo A

Tabela 04 - Comparação através do teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância entre pré-cargas médias dos parafusos do Grupo A

Parafuso	Média (N)	
3	140,48	a
7	138,21	b
8	131,97	c
6	129,93	d
9	129,64	e
10	128,73	f
5	126,66	g
4	124,77	h
2	123,08	i
1	117,73	j

\* Letras diferentes revelam diferenças significativas entre as médias para o teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ )

### 6.2.2 Grupo B

Para os parafusos de titânio a média foi de  $37,03 \pm 5,69N$ , apresentando diferenças significativas entre si ( $p < 0,01$ ) (Tabela 05), sendo que o maior valor de pré-carga foi encontrado no parafuso número 7 (49,68N) e o menor no terceiro parafuso (25,30N), conforme figura 25 e tabela 06.

Tabela 05 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre parafusos de titânio

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	2231,9797	247,9977	17801,3	< 0,01
Erro	50	0,6966	0,0139		
Total	59	2232,6763			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F



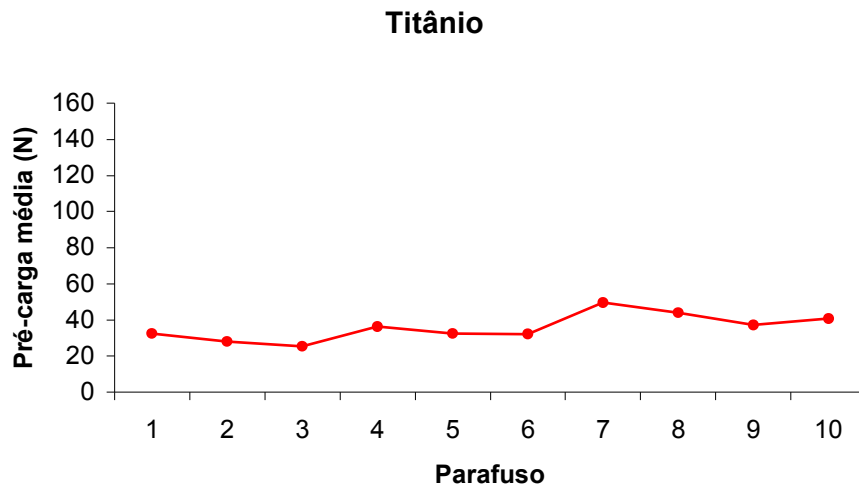


Figura 25 - Média das pré-cargas do Grupo B

Tabela 06 - Comparação através do teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância entre pré-cargas médias dos parafusos do Grupo B

Parafuso	Média (N)	
7	49,68	a
8	43,93	b
10	40,84	c
9	37,24	d
4	36,38	e
5	32,60	f
1	32,36	f
6	32,22	f
2	28,08	g
3	25,30	h

\* Letras diferentes revelam diferenças significativas entre as médias para o teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ )

### 6.2.3 Grupo C

No Grupo dos parafusos de titânio com tratamento de superfície, a média dos valores de pré-carga foi de  $97,78 \pm 4,68$ N. Existem diferenças

significativas entre parafusos ( $p < 0,01$ ) (Tabela 07). O maior valor de pré-carga foi produzido pelo parafuso 4 (104,09N) e o menor pelo segundo (90,28N) (Figura 26 e Tabela 08).

Tabela 07 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação da pré-carga entre parafusos de titânio com tratamento de superfície

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	750,6620	83,4069	23173,5	< 0,01
Erro	50	0,1800	0,0036		
Total	59	750,8420			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

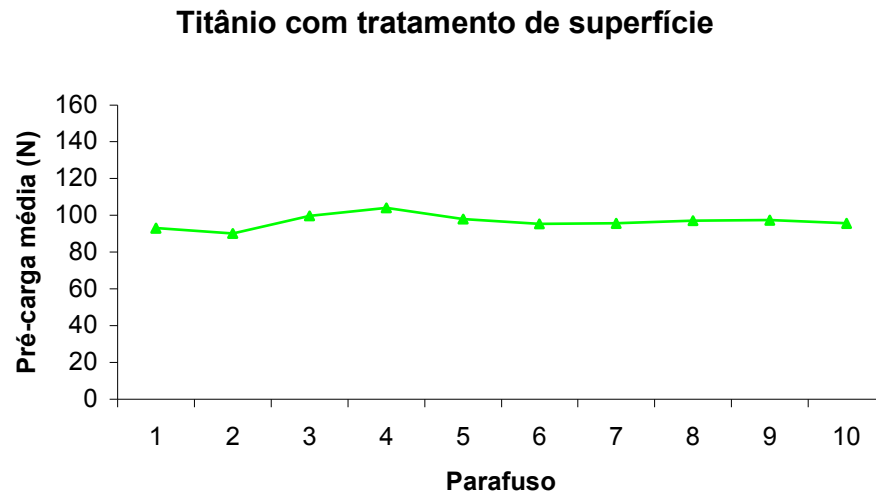


Figura 26 - Média das pré-cargas do Grupo C

Tabela 08 - Comparação através do teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância entre pré-cargas médias dos parafusos do Grupo C

<b>Parafuso</b>	<b>Média (N)</b>	
4	104,09	a
3	99,68	b
5	98,10	c
9	97,46	d
8	97,22	e
7	95,56	f
10	95,56	f
6	95,47	f
1	93,02	g
2	90,28	h

\* Letras diferentes revelam diferenças significativas entre as médias para o teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ )

### 6.3 TORQUE DE REMOÇÃO

A avaliação do torque de remoção foi dividida em duas partes, a primeira (item 6.3.1), na qual para o cálculo destes valores foi considerado apenas o valor da primeira remoção de cada parafuso, e não médias de aferições após cada minuto como na avaliação da pré-carga.

Esta análise foi realizada apenas de forma descritiva, sem avaliação estatística por ausência proposital de repetição. Estes valores serão apresentados, pois são os valores de torque de remoção correspondentes aos valores de pré-carga apresentados anteriormente, relacionados apenas à primeira fixação de cada parafuso.

Na segunda parte, para a aplicação de testes estatísticos, foram consideradas as 4 fixações posteriores sofridas por cada parafuso, e serão descritos no item 6.3.2.

### 6.3.1 Primeira fixação

Na Figura 27 são apresentados os valores de torque de remoção de cada parafuso considerando apenas o valor da primeira remoção.

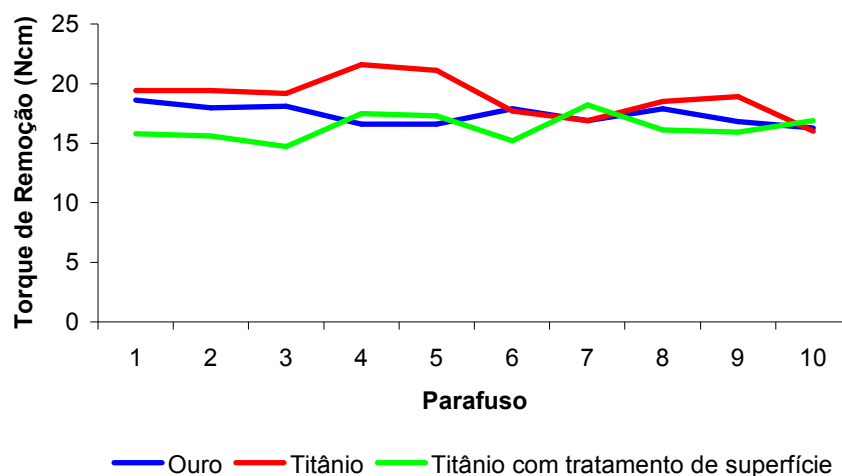


Figura 27 - Valores dos torques de remoção da primeira fixação nos 3 grupos

#### 6.3.1.1 Grupo A

Para os parafusos de ouro, a média dos torques de remoção foi de  $17,37 \pm 0,81$  Ncm, sendo o maior valor encontrado no primeiro parafuso (18,60 Ncm) e o menor no décimo (16,30 Ncm), conforme Tabela 09 e Figura 28.

Tabela 09 - Valores dos torques de remoção do Grupo A (Ncm) na primeira fixação

<b>1</b>	18,60
<b>2</b>	18,00
<b>3</b>	18,10
<b>4</b>	16,60
<b>5</b>	16,60
<b>6</b>	17,90
<b>7</b>	16,90
<b>8</b>	17,90
<b>9</b>	16,80
<b>10</b>	16,30

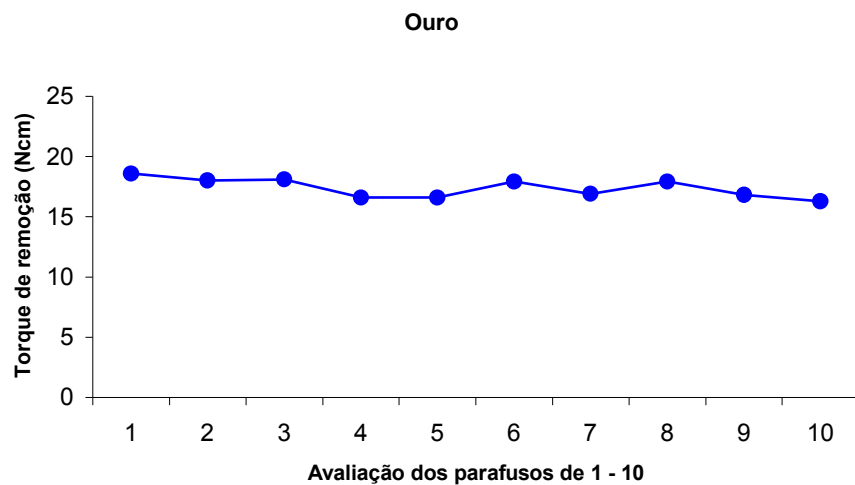


Figura 28 - Valores dos torques de remoção do Grupo A na primeira fixação

### 6.3.1.2 Grupo B

Para os parafusos de titânio, a média dos torques de remoção foi de  $18,87 \pm 1,72$  Ncm, sendo o maior valor encontrado no parafuso número 4 (21,60 Ncm) e o menor no décimo (16,00 Ncm), conforme Tabela 10 e Figura 29.

Tabela 10 - Valores dos torques de remoção do Grupo B (Ncm) na primeira fixação

<b>1</b>	19,40
<b>2</b>	19,40
<b>3</b>	19,20
<b>4</b>	21,60
<b>5</b>	21,10
<b>6</b>	17,70
<b>7</b>	16,90
<b>8</b>	18,50
<b>9</b>	18,90
<b>10</b>	16,00

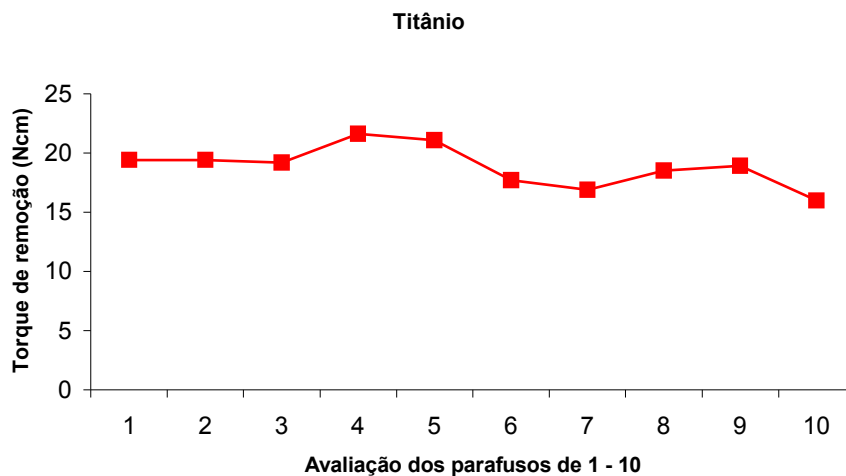


Figura 29 - Valores dos torques de remoção do Grupo B na primeira fixação

### 6.3.1.3 Grupo C

Para os parafusos de titânio com tratamento de superfície a média dos torques de remoção foi de  $16,32 \pm 1,11$  Ncm, sendo o maior valor encontrado no parafuso número 7 (18,20 Ncm) e o menor no terceiro (14,70 Ncm), conforme Tabela 11 e Figura 30.

Tabela 11 - Valores dos torques de remoção do Grupo C (Ncm) na primeira fixação

<b>1</b>	15,80
<b>2</b>	15,60
<b>3</b>	14,70
<b>4</b>	17,50
<b>5</b>	17,30
<b>6</b>	15,20
<b>7</b>	18,20
<b>8</b>	16,10
<b>9</b>	15,90
<b>10</b>	16,90

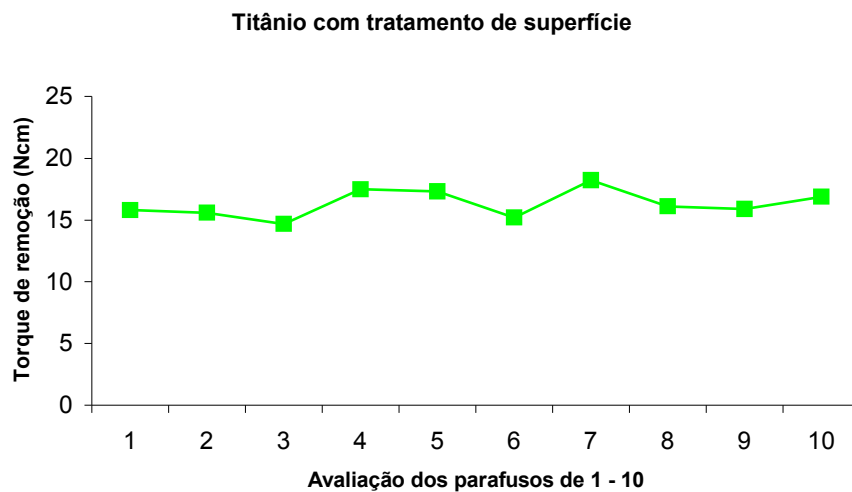


Figura 30 - Valores dos torques de remoção do Grupo C na primeira fixação

### 6.3.2 Após 5 fixações

Neste item foram incluídos os dados da primeira fixação, já descritos anteriormente, somados a 4 fixações posteriores para obtenção de uma média e



possibilitar a aplicação de testes estatísticos, assim, todos os apertos foram considerados como repetição.

O torque de remoção apresentou diferença estatisticamente significativa para cada material nos diferentes parafusos ( $p < 0,001$ ) (Tabela 12) (Figura 31).

Tabela 12 - Tabela do teste *two way ANOVA* ao nível de 5% de significância para torque de remoção avaliado entre grupos e entre parafusos

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	64,1499	7,128	5,13	< 0,001
Material	2	134,3443	67,172	48,37	< 0,001
Parafuso * Material	18	92,9807	5,1656	48,37	< 0,001
Erro	120	166,6518	1,389		
Total	149	458,1267			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

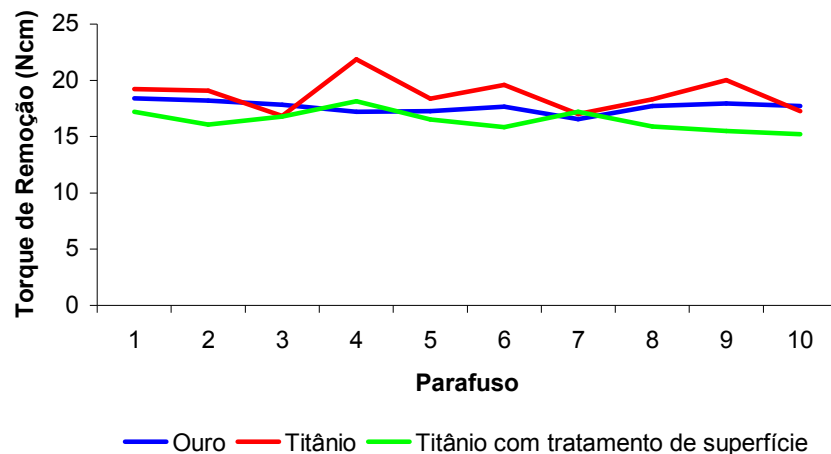


Figura 31 - Valores dos torques de remoção com 5 repetições nos 3 grupos

### 6.3.2.1 Grupo A

Os parafusos de ouro apresentaram um torque de remoção médio de  $17,64 \pm 1,12$  Ncm e não apresentam diferença estatística entre si ( $p=0,3713$ ) (Tabela 13). As médias de cada parafuso são apresentadas na Tabela 14.

Tabela 13 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de remoção entre parafusos de ouro

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	12,443	1,383	1,12	0,371
Erro	40	49,360	1,234		
Total	49	61,803			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

Tabela 14 - Comparação através do teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância entre os torques de remoção médios dos parafusos do Grupo A

Parafuso	Média	
1	18,38	a
2	18,20	a
9	17,96	a
3	17,82	a
10	17,70	a
8	17,68	a
6	17,66	a
5	17,26	a
4	17,22	a
7	16,56	a

\* Letras diferentes revelam diferenças significativas entre as médias para o teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ )

## 6.3.2.2 Grupo B

Os parafusos de titânio apresentaram um torque de remoção médio de  $18,75 \pm 1,89$  Ncm e apresentam diferença entre si ( $p < 0,001$ ) (Tabela 15). As médias de cada parafuso são apresentadas na Tabela 16.

Tabela 15 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de remoção entre parafusos de titânio

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	107,713	11,968	7,11	< 0,001
Erro	40	67,292	1,682		
Total	49	175,005			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

Tabela 16 - Comparação através do teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância entre os torques de remoção médios dos parafusos do Grupo B

Parafuso	Média			
4	21,86	a		
9	20,04	a	b	
6	19,56	a	b	c
1	19,20	a	b	c
2	19,10	a	b	c
5	18,34		b	c
8	18,30		b	c
10	17,26		b	c
7	17,00			c
3	16,86			c

\* Letras diferentes revelam diferenças significativas entre as médias para o teste de *Tukey* ( $p < 0,05$ )

### 6.3.2.3 Grupo C

Os parafusos de titânio com tratamento de superfície apresentaram um torque de remoção médio de  $16,43 \pm 1,33$  Ncm, apresentando diferença significativa entre si ( $p=0,004$ ) (Tabela 17). As médias de torque de remoção de cada parafuso são apresentadas na Tabela 18.

Tabela 17 - Tabela do teste *one way ANOVA* ao nível de 5% de significância para avaliação do torque de remoção entre parafusos de titânio com tratamento de superfície

Causas de Variação	GL	SQ	QM	F	p
Parafuso	9	36,975	4,108	3,29	0,004
Erro	40	49,999	1,250		
Total	49	86,974			

Legenda: GL- graus de liberdade; SQ- soma de quadrados; QM- quadrado médio; F- estatística F

Tabela 18 - Comparação através do teste de *Tukey* ao nível de 5% de significância entre os torques de remoção médios dos parafusos do Grupo C

Parafuso	Média		
4	18,14	a	
1	17,22	a	b
7	17,20	a	b
3	16,78	a	b
5	16,50	a	b
2	16,06	a	b
8	15,92	a	b
6	15,82	a	b
9	15,48	a	b
10	15,22		b

\* Letras diferentes revelam diferenças significativas entre as médias para o teste de *Tukey* ( $p<0,05$ )

#### 6.4 RELAÇÃO ENTRE TORQUE DE REMOÇÃO E PRÉ-CARGA

O torque de remoção e a pré-carga se relacionam de forma inversa, à medida que a pré-carga aumenta o torque de remoção diminui ( $r=-0,2332$ ;  $p=0,0041$ ).

Separando por tipo de material, essa relação só se mantém para o titânio; à medida que aumentam os valores de torque de remoção dos parafusos de titânio a pré-carga diminui ( $r=-0,27$ ;  $p=0,06$ ). Para o ouro ( $r=-0,13$ ;  $p=0,35$ ) e para o titânio com tratamento de superfície ( $r=0,12$ ;  $p=0,39$ ) não é possível estabelecer uma relação entre a pré-carga e o torque de remoção.



## 7. DISCUSSÃO

### 7.1 RESULTADOS

A hipótese nula foi rejeitada, ou seja, a variação dos materiais para parafusos de fixação de pilares tem influência tanto nos valores de pré-carga quanto nos de torque de remoção.

No presente trabalho, os parafusos de ouro produziram os maiores valores de pré-carga ( $131,72 \pm 8,98\text{N}$ ), sendo que os parafusos de titânio com tratamento de superfície produziram uma média de  $97,78 \pm 4,68\text{N}$ , e os menores valores foram produzidos pelos parafusos de titânio ( $37,03 \pm 5,69\text{N}$ ). Estes resultados estão em concordância com trabalhos anteriores (HAACK *et al.*, 1995; TAN & NICHOLLS, 2001), que embora utilizando metodologias diferentes e outras marcas comerciais, encontraram valores significativamente superiores de pré-carga para os parafusos de fixação de pilares de ouro sobre os demais materiais testados, relatando um valor máximo de pré-carga produzido pelos parafusos de ouro de até  $666,4\text{N}$  contra  $458,2\text{N}$  para os parafusos de titânio (TAN & NICHOLLS, 2001). Ainda, resultados do presente estudo sugerem que o

tratamento para a superfície do titânio avaliado torna-se eficaz e deve ser utilizado, pois os parafusos que sofreram este tratamento apresentaram maiores valores de pré-carga que os parafusos de titânio puro.

Haack *et al.* (1995) ressaltaram uma questão importante em situações em que o mesmo parafuso é fixado várias vezes, pois quando o torque é aplicado em parafusos novos (situação em que a fricção entre roscas é maior), até 10% da pré-carga inicial pode ser perdida por alisar superfícies em contato (relaxamento por contato) e não para o alongamento do parafuso e conseqüente produção de pré-carga, o que vai diminuindo após novas fixações (aumentando a pré-carga).

Neste trabalho foram encontradas diferenças estatísticas nos valores de pré-carga entre os parafusos dentro do mesmo grupo nos 3 tipos de parafusos, o que pode ter ocorrido pela falta de padronização do fabricante na confecção dos parafusos, embora cada grupo de parafusos tenha pertencido ao mesmo lote, ou também possivelmente devido a alguma falha mecânica ou eletrônica na medição dos valores.

A comparação de resultados entre diferentes autores é prejudicada pela variação de marcas comerciais testadas e pela série de variáveis que influenciam no valor de pré-carga produzido: módulo de elasticidade dos materiais dos parafusos e das superfícies a serem unidas, desenho do pilar, seu diâmetro, coeficiente de fricção, adaptação dos componentes, lubrificação (superfície do parafuso, discrepâncias microscópicas), torque aplicado e sua velocidade de



aplicação, temperatura do sistema, desenho do parafuso, principalmente de sua “cabeça”, e adaptação entre o hexágono do implante e pilar (CANTWELL & HOBKIRK, 2004; TAN & NICHOLLS, 2001). Assim, é importante que se discuta aspectos gerais que fazem com que a pré-carga produzida pelos parafusos de ouro seja maior que as produzidas pelos parafusos de titânio ou dos parafusos de titânio com tratamento de superfície, visto que para uma comparação quantitativa de valores do presente trabalho com outros autores fica prejudicada pelo grande número de variáveis envolvidas. Contudo, o presente estudo indicou uma tendência de superioridade de pré-carga dos parafusos de ouro, seguida pelos parafusos de titânio com superfície tratada e, posteriormente pelos de titânio, confirmando tendência qualitativa de resultados obtidos em outros estudos (HAACK *et al.*, 1995; ROBB & PORTER, 1998; PORTER & ROBB, 1998; TAN & NICHOLS, 2001)

Carr, Brunski, Hurley (1996); Drago (2003) salientaram a importância da fricção entre as roscas, pois quanto menor, maior será a pré-carga produzida no sistema. Um elemento que pode diminuir a fricção entre componentes é a presença de um lubrificante, como uma fina camada de ouro, por exemplo, que é considerado um lubrificante seco.

Justificando os maiores valores de pré-carga encontrados para os parafusos de ouro neste trabalho, pode-se avaliar os achados de Robb & Porter (1998), que realizaram um estudo em que compararam parafusos para fixação de pilares de uma liga de ouro-paládio e os mesmos cobertos por uma fina camada

de ouro puro ( $0,76\mu\text{m}$ ), que possui a função de diminuir a fricção entre componentes. Observaram um significativo aumento do ângulo de rotação dos parafusos cobertos pela camada de ouro e conseqüente aumento da pré-carga, pois a camada de ouro faz com que maior parte do torque aplicado seja convertido em rotação do parafuso.

Seguindo este conceito, Porter & Robb (1998) compararam parafusos dos mesmos materiais do estudo citado anteriormente, avaliando a força necessária para abrir a união implante/pilar em  $0,0064\text{mm}$ . Observaram um aumento da pré-carga produzida pelos parafusos cobertos pela camada de ouro de 26, 24 e 24% quando foram fixados por torques de 12, 20 e  $32\text{Ncm}$  respectivamente.

Outro método utilizado para avaliar a pré-carga através do alongamento do parafuso de pilar é a análise de elemento finito. Lang *et al.* (2003) utilizaram 2 sistemas diferentes da mesma marca comercial para avaliar as pré-cargas em função do coeficiente de fricção. Observaram que a pré-carga produzida foi menor que a ideal que seria 75% da resistência do parafuso, e que com a diminuição do coeficiente de fricção os valores de pré-carga aumentam drasticamente.

Em vista disso, outra questão a ser explorada seria se os valores de torque recomendados pelos fabricantes não poderiam ser maiores para que se atinja uma maior longevidade da união pilar/implante, uma vez que o afrouxamento desta união gera conseqüências clínicas indicadas como falhas protéticas na literatura.

Haack *et al.* (1995) também avaliaram a pré-carga produzida por parafusos para fixação de pilares de ouro e titânio através da medida de seu alongamento. Observaram que o estresse sofrido foi menor que 60% de suas resistências durante a aplicação do torque recomendado pelo fabricante. Concluindo que ambos os parafusos poderiam receber torques maiores que os recomendados pelos fabricantes sem que ocorram deformações plásticas, apesar de Al Rafee *et al.* (2002) recomendarem que o parafuso sofra um estresse de no máximo 65% de sua resistência à fratura.

Apesar dos resultados apresentarem uma clara vantagem dos parafusos de ouro quanto à pré-carga produzida, para que se possa simular uma situação mais próxima do que ocorre clinicamente seria necessária a aplicação de cargas dinâmicas para simular o ciclo mastigatório, como um trabalho realizado por Hoyer *et al.* (2001), que compararam a abertura da interface implante/pilar em função de diâmetros de implantes diferentes através de extensimetria após a aplicação de cargas cíclicas.

Hoyer *et al.* (2001) sugeriram que o mecanismo que faz com que a pré-carga seja perdida após cargas mastigatórias seria a fadiga dinâmica dos componentes. Isso ocorre quando forças cíclicas superam a resistência do material do parafuso, causando deformações plásticas, assim como micromovimentos do sistema. Sugeriram que em futuros trabalhos de comparação

entre materiais para parafusos de pilares seja avaliado seu comportamento ao longo do tempo, simulando ciclos mastigatórios.

Os valores de torques de remoção foram divididos em duas partes para que se mantivessem os valores correspondentes à pré-carga gerada na primeira fixação, mesmo que de forma descritiva. Na segunda parte, considerando cinco fixações para cada parafuso, e com valores muito próximos aos gerados após a primeira fixação, foram utilizados para análise estatística.

Diferente do que ocorreu para os valores de pré-carga, os parafusos de titânio apresentaram a maior média de torque de remoção, com  $18,75 \pm 1,89 \text{Ncm}$ , depois os de ouro ( $17,64 \pm 1,12 \text{Ncm}$ ), seguidos pela média mais baixa apresentada pelos parafusos de titânio com tratamento de superfície ( $16,43 \pm 1,33 \text{Ncm}$ ). Contudo, a pré-carga ainda é a variável mais importante na escolha do material a ser utilizado, além de que na medição dos valores de torque de remoção existiram algumas causas de vieses que poderiam ter sido mais bem controladas, e que serão discutidas no item 7.2.

A maioria dos trabalhos disponíveis não especifica valores de torque de remoção de parafusos, apenas os utiliza como auxiliar na avaliação de pré-carga. Um dos poucos trabalhos que mensuraram valores de torque de remoção foi realizado por Khraisat *et al.* (2004), mas avaliaram o efeito de diferentes direções de cargas cíclicas e não diferentes materiais. Os parafusos foram fixados com um

torque de 32Ncm, sendo que após 10 minutos aplicaram o mesmo torque para evitar o efeito de relaxamento por contato, estratégia esta sugerida por vários fabricantes.

## 7.2 MÉTODO

Os torques aplicados seguiram as recomendações do fabricante para os parafusos de ouro e titânio (30Ncm), sendo que para os parafusos de titânio com tratamento de superfície, mesmo que o fabricante recomende a fixação com um torque de 35Ncm, optou-se pela fixação com o mesmo valor dos materiais anteriores, com uma média de  $30,07 \pm 0,28$ Ncm para a comparação entre materiais eliminando a variável torque de fixação.

Outra variável citada por vários autores é a velocidade de fixação (e remoção) dos parafusos, que neste trabalho não foi padronizada. Embora o mesmo operador tenha fixado e removido todos os parafusos e passado por um experimento piloto também com função de calibragem, provavelmente não se atingiu a mesma padronização proporcionada por um dispositivo mecânico, embora este também possua limitações. No entanto, Tan & Nicholls (2001) realizaram um estudo em que através de extensimetria relacionaram a velocidade de torque aplicado com a pré-carga produzida, e na maioria dos sistemas avaliados com velocidades menores de aplicação de torque, obtiveram valores maiores de pré-carga.

Quanto ao tempo ideal de medição da pré-carga e do torque de remoção, Cantwell & Hobkirk (2004) realizaram um estudo avaliando a perda de pré-carga em função do tempo em parafusos protéticos utilizando extensimetria, observaram que 24,9% da pré-carga total foi perdida em 15 horas, sendo que desta perda a maior parte ocorre nos 2 primeiros segundos (29,5%) e até o décimo segundo temos 40,2% da perda total, justificando assim a escolha por remover os parafusos após 5 minutos (MARTIN *et al.*, 2001; TZENAKIS *et al.*, 2002; CANTWELL & HOBKIRK, 2004), para que o torque de remoção seja avaliado já com alguma estabilização padronizada da pré-carga entre os grupos.

Tzenakis *et al.* (2002) afirmaram que devido ao relaxamento por contato tem-se uma constante perda de pré-carga desde a fixação do parafuso protético de ouro até o período de sua remoção (neste caso 5 minutos), e que aproximadamente metade desta perda ocorre imediatamente após a aplicação do torque.

Para minimizar os efeitos desta perda da força de união entre pilar/implante em função do tempo, seria recomendável que o torque aplicado fosse o maior possível para a produção de maiores valores de pré-carga, mas tem-se a limitação da resistência da interface implante/tecido ósseo (KHRAISAT *et al.*, 2004) e a do material dos parafusos, sugerindo que a resistência dos materiais dos parafusos seja um ponto a ser melhorado para a produção de maiores valores de pré-carga dos sistemas de implantes dentários.

Para futuras pesquisas sobre este assunto sugere-se a aplicação de cargas cíclicas, para que se determine a perda de pré-carga após ciclos mastigatórios.

### 7.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA

Acredita-se que a célula desenvolvida no presente estudo atingiu o objetivo de simular a situação clínica e realizar a aferição da pré-carga, fazendo com que toda a força de atração do pilar ao implante produzida durante a fixação do parafuso tenha sido transmitida e mensurada na lâmina sensível com o uso de extensiometria.

Existem alguns aspectos em relação à célula medidora que foram observados durante o desenvolvimento dos testes que poderiam ser discutidos visando uma maior praticidade no manuseio da mesma para experimentos futuros.

Primeiramente, sua porção superior é soldada e não parafusada como a inferior, o que fez com que na troca de implantes, para o teste de um novo grupo, toda a célula necessitasse ser desmontada, o que foi contornado com uma nova calibragem individual para cada teste realizado, visando a conversão dos valores medidos em *volts* para *newtons*.

A célula utilizada neste trabalho foi modificada daquela descrita por Tzenakis *et al.* (2002), que avaliaram a pré-carga produzida por parafusos protéticos. Diferentemente, no presente estudo foram avaliados parafusos para fixação de pilares, necessitando desta maneira áreas de medição diferentes bem como extensômetros compatíveis com as forças a serem aferidas.





## 8. CONCLUSÕES

Em virtude dos resultados obtidos e analisados estatisticamente pode-se concluir que:

- O material de escolha para utilização em parafusos para fixação de pilares é o ouro, visto que este produziu os maiores valores de pré-carga, seguido dos parafusos de titânio com tratamento de superfície e dos de titânio, respectivamente.

- O tratamento superficial sofrido pelos parafusos de titânio com nome comercial *Ti-Tite*<sup>®</sup> apresentou um valor significativamente maior em relação à pré-carga se comparados aos parafusos de titânio puro.

- Quanto aos valores de torque de remoção, os parafusos de titânio apresentaram os maiores valores, seguido dos de ouro e dos de titânio com tratamento de superfície, respectivamente.

---

**Referências Bibliográficas**

## 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

ADELL, R. *et al.* A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Copenhagen, v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.

AL RAFEE, M.A. *et al.* The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.176-82, Aug. 2002.

ALBREKTSSON, T. *et al.* The interface zone of inorganic implants in vivo: Titanium implants in bone. **Annals of Biomechanical Engineering**, New York, v.11, p.1-27, 1983.

ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.91, n.4, p.319-25, Apr. 20<sup>1</sup>04.

---

\*

De acordo com: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação: referências, elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

BAHAT, O. Bränemark system implants in the posterior maxilla: Clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.5, p.646-53, Sep./Oct. 2000.

BAKAEEN, L.G.; WINKLER, S.; NEFF, P.A. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. **J. Oral Implantol.**, v.27, n.2, p.63-72, 2001.

BINON, P.P. *et al.* The role of screws in implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, p.48-63, 1994. Supplement.

BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.2, p.149-60, Mar./Apr. 1996.

BORCHARDT, I.G.; ZARO, M.A. **Extensômetros de resistência elétrica**. Porto Alegre: Editora da UFRGS, 1982. 69p.

BRÄNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.50, n.3, p.399-410, Sep. 1983.

BRUNSKI, J.B.; PULEO, D.A.; NANCI, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current status and future developments. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.1, p.15-46, Jan./Feb. 2000.

BRYANT, S.R. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implants outcomes. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.5, p.470-90, Sep./Oct. 1998.

CANTWELL, A.; HOBKIRK, J.A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.19, n.1, p.124-32, Jan./Feb. 2004.

CARR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.11, n.5, p.589-98, Sep./Oct. 1996.

CEHRELI, M.C.; AKÇA, K.; TÖNÜK, E. Accuracy of a manual torque application device for morse-taper implants: A technical note. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.19, n.5, p.743-8, Sep./Oct. 2004.

COCHRAN, D.L. *et al.* Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v.40, n.1, p.1-11, Apr. 1998.

COOPER, L. *et al.* Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.13, n.2, p.163-74, Mar./Apr. 1998.

DAVIES, J.E. Mechanisms of endosseous integration. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.5, p.391-401, Sep./Oct. 1998.

DRAGO, C.J. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.18, n.2, p. 273-8, Mar./Apr. 2003.

FRIBERG, B.; EKESTUBBE, A.; SENNERBY, L. Clinical outcome of Bränemark system implants of various diameters: A retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.17, n.5, p.671-7, Sep./Oct. 2002.

GLANTZ, P. O. The choice of alloplastic materials for oral implants: Does it really matter? **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.5, p. 402-7, Sep./Oct. 1998.

GRATTON, D.G.; AQUILINO, S.A.; STANFORD, C.M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.1, p.47-52, Jan. 2001.

GUICHET, D.L. *et al.* Passivity of fit and marginal opening in screw or cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.2, p.239-46, Mar./Apr. 2000.

HAACK, J.E. *et al.* Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.10, n.5, p.529-36, Sep./Oct. 1995.

HATLEY, C.L. *et al.* The effect of dental implant spacing on peri-implant bone using the rabbit (*Oryctolagus cuniculus*) tibia model. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.10, n.3, p.154-9, Sep. 2001.

HOYER, S.A. *et al.* Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.6, p. 599-607, June 2001.

ISA, Z.M.; HOBKIRK, J.A. The effects of superstructure fit and loading on individual implant units: Part I. The effects of lightening the gold screws and placement of a superstructure with varying degrees of fit. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v.3, n.6, p.247-53, Dec. 1995.

JAFFIN, R.A.; BERMAN, C.L. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. **J. Periodontol.**, Chicago, v.62, n.1, p.2-4, Jan. 1991.

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



JEMT, T. *et al.* Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.6, n.1, p.29-36, Spring 1991.

JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Bränemark implants: From prosthetic treatment to first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.1, p.40-4, Spring 1992.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.2, p.169-78, Mar./Apr. 1994.

KHRAISAT, A. *et al.* Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.91, n.4, p.326-34, Apr. 2004.

KRONSTRÖM, M. *et al.* Early implant failures in patients treated with Bränemark system titanium dental implants: A retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.2, p.201-7, Mar./Apr. 2001.

LANG, L.A.; MAY, K.B.; WANG, R.F. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.4, p.411-7, Apr. 1999.

LANG, L.A.; WANG, R.F.; MAY, K.B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.87, n.1, p.74-9, Jan. 2002.

LANG, L.A. *et al.* Finite element analysis to determine implant preload. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.90, n.6, p.539-46, Dec. 2003.

LEE, J. *et al.* Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.4, p.402-8, Oct. 2002.

MAHON, J.M.; NORLING, B.K.; PHOENIX, R.D. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.9, n.4, p.310-20, 2000.

MARTIN, W.C. *et al.* Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.6, p.24-32, July 2001.

MASUDA, T. *et al.* Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part I. In vivo studies. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.13, n.1, p.17-29, Jan./Feb. 1998.

NEVINS, M.; LANGER, B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.8, n.4, p. 428-32, 1993.

NISSAN, J. *et al.* Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.1, p.20-3, July 2001.

PATTERSON, E.A.; JOHNS, R.B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.1, p.26-33, Spring 1992.

PORTER, S.; ROBB, T. Increasing implant-abutment preload by thin-gold coating abutment screws [abstract]. **J. Dent. Res.**, Washington, v.77, p.837, June 1998.

ROBB, T.; PORTER, S. Increasing abutment screw rotation by applying a thin-gold coating [abstract]. **J. Dent. Res.**, Washington, v.77, p.837, June 1998.

SAKAGUCHI, R.L.; BORGERSEN, S.E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.10, n.3, p.295-302, May/June 1995.

SCHWARTZ, Z.; BOYAN, B.D. Underlying mechanisms at the bone-biomaterial interface. **J. Cell. Biochem.** v.56, n.3, p.340-7, Nov. 1994.

SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSON, L.E. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.1, p.62-71, Spring 1992.

SENNERBY, L.; ROOS, J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: A review of the literature. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.11, n.5, p.408-20, Sep./Oct. 1998.

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K.G. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, v.28, n.2, p.67-73, 2002.

SYKARAS, N. *et al.* Implant materials, designs, and surface topographies: Their effect on osseointegration. A literature review. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.5, p.675-90, Sep./Oct. 2000.

TAN, K.B.; NICHOLLS, J.I. Implant-Abutment screw joint preload of 7 Hex-top abutment systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.3, p.367-77, May/June 2001.

TAN, B.F.; TAN, K.B.; NICHOLLS, J.I. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: Effect of torque levels and implant diameter. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.19, n.5, p.648-58, Sep./Oct. 2004.

TZENAKIS, G.K. *et al.* The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.183-91, Aug. 2002.

WASKEWICZ, G.A.; OSTROWSKI, J.S.; PARKS, V.J. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.4, p.405-11, July/Aug. 1994.

WEE, A.G.; AQUILINO, S.A.; SCHNEIDER, R.L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of literature. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.12, n.2, p.167-78, Mar./Apr. 1999.

WEISS, E.I.; KOZAK, D.; GROSS, M.D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.84, n.2, p.194-9, Aug. 2000.





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

---

Porto Alegre 11 de julho de 2005

**O Projeto de: Dissertação**

**Protocolado sob nº:** 0044/05

**Intitulado:** Avaliação da pré-carga de 3 tipos de parafusos para fixação de pilares para prótese unitária implanto-suportada

**do(a) aluno(a):** Rafael Augusto Stüker


**Programa de:** Odontologia

**do curso de:** Prótese Dentária

**Nível:** Mestrado

**Orientado pelo(a):** Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 08 de julho de 2005.

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