

**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 TRÊS PARAFUSOS DE PILARES PARA
PRÓTESES UNITÁRIAS IMPLANTOSSUPORTADAS
APÓS CICLAGEM MECÂNICA**

FABRÍCIO DORIGON DA SILVA

Porto Alegre, Janeiro de 2010

**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 TRÊS PARAFUSOS DE PILARES PARA
PRÓTESES UNITÁRIAS IMPLANTOSSUPORTADAS
APÓS CICLAGEM MECÂNICA**

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.

FABRÍCIO DORIGON DA SILVA

Orientador: Eduardo Rolim Teixeira

Porto Alegre, Janeiro de 2010.

FABRÍCIO DORIGON DA SILVA

**AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA E TORQUE DE REMOÇÃO DE TRÊS
PARAFUSOS DE PILARES PARA PRÓTESES UNITÁRIAS
IMPLANTOSSUPORTADAS APÓS CICLAGEM MECÂNICA**

**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.**

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Eduardo Rolim Teixeira

Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Motta

Prof. Dr. Henrique Holweg

DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação aos meus pais, Mário e Solange, pelo apoio e ensinamentos essenciais à vida, que me levaram ao alcance de mais um objetivo.

AGRADECIMENTOS

Ao professor orientador Dr. Eduardo Rolim Teixeira, por sempre estar pronto a me atender, pela dedicação, respeito e acima de tudo por acreditar em minha capacidade.

Ao professor Dr. João Carlos Pinheiro Beck, responsável pelo Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica – PUCRS, grande idealizador da célula medidora de carga.

Aos professores Dra. Rosemary Sadami Arai Shinkai e Dr. Márcio Lima Grossi, pelos ensinamentos passados.

Ao professor Dr. Eduardo Gonçalves Mota, grande amigo, pelas discussões e maneira de fazer pensar e questionar.

À Mariana Carballo pela avaliação dos resultados e análise estatística.

Ao professor Anderson Tombini dos Santos pela elaboração do *abstract*.

À Camila Garcia, minha namorada, pela compreensão e apoio incondicional nesta jornada.

Ao grande amigo Karion Guerra, técnico responsável pelo Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica – PUCRS, responsável pela funcionalidade da célula medidora de carga.

Aos amigos Dani, Leonardo, Magáli, Maria Fernanda, Marina, Renata e Sabrina que, juntos, nos esforçamos para conclusão do curso.

À CAPES pela bolsa de apoio financeiro.

Àqueles que direta ou indiretamente contribuíram para que eu chegasse até aqui.

A todos meu carinho e muito obrigado.

RESUMO

Este estudo *in vitro* teve como objetivo comparar os valores de pré-carga e torque de remoção de três tipos de parafusos de fixação de pilares para próteses unitárias submetidos ao teste de ciclagem mecânica. Foram utilizados 10 implantes hexágono externo (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) com 4,0mm de diâmetro e 15,0mm de comprimento, nos quais foram cimentadas 30 coroas metálicas sobre *abutments* Cera One®, fixados com seus respectivos parafusos de ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície (Torq-Tite®). Os parafusos foram inseridos e registrou-se a pré-carga inicial. Após cimentação das coroas, as amostras foram posicionadas na cicladora mecânica e submetidas a 400 mil ciclos com frequência de 1 ciclo/segundo e carga de 100N. Após o teste, foi avaliado o valor de pré-carga produzido com a utilização da célula medidora de carga e extensômetros. Para mensuração dos torques de aperto e remoção, utilizou-se dispositivo eletrônico de controle de torque. Os parafusos de ouro apresentaram os maiores valores de pré-carga (pré-ciclagem $341,00 \pm 78,53$ N; pós-ciclagem $284,60 \pm 72,81$ N) em relação aos parafusos de titânio (pré-ciclagem $235,00 \pm 27,39$ N; pós-ciclagem $196,00 \pm 29,66$ N) e tratado (pré-ciclagem $284,00 \pm 70,92$ N; pós-ciclagem $195,00 \pm 69,28$ N). Para os valores de torque de remoção, os maiores registros foram encontrados para o grupo titânio ($21,00 \pm 0,79$ Ncm), seguido do grupo ouro ($18,06 \pm 1,94$ Ncm) e tratado ($16,64 \pm 1,38$ Ncm). Após análise estatística, ANOVA ($p < 0,10$) e T-Student ($p < 0,05$), foram encontradas diferenças significativas entre os três grupos, para pré-carga, pré e pós-ciclagem e torque de remoção. Devido aos maiores valores de pré-carga obtidos nos resultados do estudo, sugere-se que os parafusos de ouro sejam os mais indicados para obtenção de estabilidade da junta pilar-implante.

PALAVRAS-CHAVE: Implantes dentários, torque, parafuso, pilar.

Abstract

ABSTRACT

This study was aimed to compare the preload and removal torque values of three types of screw for transmucosal abutment attachment to single implant-supported prosthesis submitted to cyclic loading test. Ten external hex fixtures (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brazil) were used, presenting 4,0mm in diameter and 15,0mm in length. Thirty metal crowns were cemented over the abutments Cera One® and attached with its gold, titanium and surface-treated titanium (Torq-Tite®) screws. The screws were attached and the initial preload was recorded. After crown cementation, the samples were placed in a cyclic loading machine and submitted to 400 thousand cycles and a load of 100N. After the test, the preload values were measured through a strain gauge and a measurement cell. Initial and removal torques were measured with an electronic torque control device. Gold screws exhibited the highest preload values (before cyclic 341,00±78,53 N; after cyclic 284,60±72,8 N), followed by surface-treated titanium screws (before cyclic 284,00±70,92 N; after cyclic 195,00±69,28 N) and titanium screws presented the lowest results (before cyclic 235,00±27,39 N after cyclic 196,00±29,66 N). Regarding torque removal values, titanium screws presented the highest values (21,00 ± 0,79 Ncm), followed by gold screws (18,06 ± 1,94 Ncm) and surface-treated titanium screws (16,64 ± 1,38 Ncm). After statistical analysis, ANOVA (p<0,05) e T-Student (p<0,05), significant differences were found between groups for preload, before and after cyclic loading and removal torque. Considering the results, gold screws are the most indicated samples in obtaining joint stability.

KEY WORDS: Dental implants, torque, screw, abutment.

Lista de abreviaturas, Figuras e Tabelas

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

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
et al.	e outros (abreviatura de “et alli”)
%	porcentagem
µm	micrômetro
°	graus
WP	<i>Wide Platform</i> ou plataforma larga
RP	<i>Regular Platform</i> ou plataforma regular
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Ltda.	limitada
Kg	quilograma
°C	graus <i>Celsius</i>
HE	Hexágono externo
P	significância
ISO	International Standards Organization

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – Implante HE + Abutment Cera One®.....	27
Figura 02 – Parafuso de ouro.....	28
Figura 03 – Parafuso de titânio.....	28
Figura 04 – Parafuso de titânio com tratamento de superfície.....	28
Figura 05 – Vista frontal da célula de carga.....	30
Figura 06 – Elemento de mola central e extensômetros.....	31
Figura 07 – Calibração da célula de pré-carga.....	31
Figura 08 – Condicionador e dados no monitor.....	32
Figura 09 – Coroa Total metálica posicionada.....	33
Figura 10 – Orifício oclusal para acesso ao parafuso.....	34
Figura 11 – Recipiente para posicionamento da amostra na cicladora mecânica.....	35
Figura 12 – Torquímetro digital + chave quadrada 1,27mm com seu respectivo adaptador	36
Figura 13 – Simulador de fadiga mecânica (EROS modelo ER 11000)	37
Figura 14 – Implante posicionado na prensa.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 – Caracterização da Pré-Carga nos diferentes momentos	42
Tabela 02 – Resultado do teste.....	43
Tabela 03 – Médias de reaperto entre materiais.....	43
Tabela 04 – Avaliação do torque inicial e torque de remoção intra-parafusos..	44
Tabela 05 – Médias de torque de remoção entre materiais	44
Tabela 06 – Resultado da Análise de Covariância	45
Tabela 07 – Valores de torque de remoção ajustados pelos valores de torque inicial.....	46

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISTA PRELIMINAR DA LITERATURA.....	5
3. PROPOSIÇÃO	24
4. HIPÓTESE NULA	24
5. MATERIAIS E MÉTODO.....	26
6. RESULTADOS	42
7. DISCUSSÃO	48
8. CONCLUSÕES	57
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS	59

1. INTRODUÇÃO

As principais complicações clínicas encontradas nas próteses implantossuportadas podem ser didaticamente divididas em complicações de cunho biológico, estas normalmente vinculadas à perda parcial ou total de osseointegração; e em complicações mecânicas, sendo estas uma significativa parcela composta por afrouxamento e/ou fratura de parafusos de fixação da peça protética implantossuportada ou do parafuso de fixação do intermediário (Lee et al., 2002).

O preciso assentamento entre o corpo do implante e o *abutment* e entre o *abutment* e a superestrutura protética são fatores importantes na determinação do sucesso longitudinal destas reabilitações. Desta forma, quando o assentamento resulta em discrepâncias e/ou tensões nesta adaptação, estas forças de tensão e compressão induzem o aparecimento de perdas de próteses ou parafusos de fixação, distorção ou fratura da restauração, microfraturas no tecido ósseo circundante, ou até fratura do corpo do implante. Além disso, como resultado destas alterações, pode-se ainda detectar perda da osseointegração (Watanabe et al., 2000).

Embora as taxas de sucesso de osseointegração dos implantes dentários estejam reportadas na literatura com índices acima de 90%, o afrouxamento ou fratura dos parafusos de fixação das próteses permanecem como problemas a serem resolvidos, dados os índices expressivos de presença destas complicações clínicas. Estes problemas geralmente requerem somente um simples apertamento do parafuso de fixação, porém em alguns casos estes requerem reparos mais extensos, como a substituição de pilares (*abutments*) fraturados. Afrouxamento dos parafusos de fixação das próteses foi reportado como um problema comum no primeiro ano de acompanhamento, mas ao longo dos anos têm sua incidência diminuída. Isto implica em retornos do paciente e consultas clínicas extras para acompanhamento após instalação

da prótese. Ainda com o intuito de prevenir o afrouxamento de parafusos, deve-se minimizar a sobrecarga na crista óssea, assim como direcionar as forças oclusais, avaliar as características mecânicas do material e utilizar quantidade apropriada de pré-carga (força compressiva de aperto entre as partes, gerada pelo torque aplicado ao parafuso de fixação do pilar) (Lee et al., 2002).

A maior amplitude de carga que um material pode suportar sob um infinito número de ciclos é chamada fadiga limite. Este valor é determinado pela capacidade de 50% dos espécimes suportarem um número pré-determinado de ciclos de carga sobre sua estrutura. Valores entre 1×10^6 e 1×10^8 ciclos são escolhidos para estudos de ciclagem em odontologia, dependendo do tipo do material e seus requerimentos funcionais (Lee et al., 2002).

A pré-carga é dependente primeiramente do torque aplicado e secundariamente da composição do material, cabeça do parafuso, desenho das espiras e texturização da superfície. Caso a pré-carga no parafuso permaneça abaixo do nível crítico, a estabilidade da junção pode ser comprometida e o parafuso falhar clinicamente. A magnitude do torque aplicado é limitada pela resistência flexural do parafuso e da interface osso-implante, por exemplo, o limite biológico do torque aplicado (McGlumphy et al., 1998).

Diversos estudos e pesquisas foram realizados com o intuito de orientar o planejamento cirúrgico-protético em implantodontia com a finalidade de manter a estabilidade mecânica implante-*abutment*. O correto posicionamento bem como o número de implantes sobre os quais as forças mastigatórias incidirão, dando preferência para o longo eixo dos mesmos, além da presença de contatos oclusais com relação de cúspide-fossa são destacados. Evidentemente que a utilização de parafusos de ouro e aplicação de torque apropriado foi também recomendada (Rangert et al., 1997; Lang et al., 2003; Rangel et al., 2007).

Fatores como pré-carga, desenho da prótese ou parafuso, adaptação dos componentes protéticos, sedimentação de superfícies microrrugosas, excessiva carga oclusal e elasticidade do tecido ósseo podem influenciar na estabilidade da conexão implante-pilar (Binon et al., 1994)

Estudos avaliando a pré-carga não levaram em consideração testes de ciclagem antes da mensuração dos valores do torque de remoção. O carregamento dos espécimes possibilita uma maior significância clínica em relação aos estudos laboratoriais, dada a circunstância de carregamento funcional simulado (Martin et al., 2001, Stücker et al., 2008).

Quando reabilitações orais são realizadas e expostas ao meio bucal, diversos fatores podem limitar sua longevidade devido a alterações físico-químicas. A incidência de repetidas forças durante a mastigação resultando em concentração de estresse e as variações térmicas induzindo a fadiga dos materiais ou de sua interface são exemplos destas alterações. Alguns autores têm sugerido diversas metodologias como os procedimentos de ciclagem térmica e mecânica com a finalidade de simular as condições orais em um teste mecânico (Probster et al., 1996).

A função mastigatória fisiológica não deve interferir na adaptação passiva entre implante e seus componentes protéticos. Para um estudo laboratorial, pode-se utilizar a ciclagem mecânica para simulação do ato mastigatório, de modo a aproximar o ensaio das condições normalmente encontradas no meio bucal. O ensaio é realizado submetendo-se a estrutura a ser avaliada a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controladas (Rangel et al., 2007).

Tendo em vista estas colocações, o objetivo deste trabalho *in vitro* é comparar os valores de pré-carga e torque de remoção de três tipos de parafuso (titânio, ouro e titânio com tratamento de superfície) de fixação de pilares para próteses unitárias antes e após ciclagem mecânica.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em 1986, Albrektsson et al. realizaram uma revisão de literatura avaliando a longevidade dos implantes osseointegrados e diante da falta de definição de sucesso nos tratamentos com implantes osseointegrados até aquele momento, propuseram alguns critérios e salientaram a importância de fatores como: a biocompatibilidade do material do implante, natureza micro e macroscópica da superfície do implante, condição do leito receptor (ausência de infecção e qualidade óssea), técnica cirúrgica, ausência de intercorrências no período de cicatrização, desenho e carga da prótese.

Vários estudos demonstram resultados previsíveis na terapia com implantes para casos de reabilitação unitária, parcial ou total. Isso está relacionado com o cuidado na seleção do caso e planejamento do tratamento, além de fatores, como: desenho e superfície do implante, condições de carga mastigatória e equilíbrio oclusal, procedimentos cirúrgicos, qualidade e quantidade óssea, entre outros (Warren et al., 2002).

Desde a introdução do conceito da osseointegração, os implantes osseointegrados são utilizados como uma opção viável de tratamento para pacientes edêntulos. Entretanto diversos estudos reportam complicações protéticas, como afrouxamento de parafuso, fratura e outras falhas dos componentes (Juneseok et al., 2002).

Jemt (1991) analisou 391 próteses fixas instaladas em 384 pacientes, suportadas por 2.199 implantes Branemark (Nobelpharma®). Todas as próteses foram fixadas com parafusos de ouro e acompanhadas durante um ano. O autor reportou que 30,7% das próteses tiveram afrouxamento de parafuso na primeira consulta de retorno, duas semanas após a instalação das próteses, porém na segunda consulta, todos os parafusos reapertados estavam

estáveis. Fraturas de componentes protéticos ou parafusos não foram relatadas.

Patterson et al. (1992) relataram que a ausência de adaptação passiva leva a ausência de contato entre os componentes quando a pré-carga é aplicada, dessa forma o parafuso passa a receber toda carga mastigatória, aumentando a possibilidade de insucesso. Para prever a sobrevivência de um componente à fadiga, a distribuição de tensão no mesmo deve ser determinada, sendo esta dependente das cargas aplicadas sobre o componente. Segundo estes autores, quando o parafuso é apertado, a pré-carga é produzida no parafuso e isso induz uma tensão compressiva nos componentes. Quando cargas externas são aplicadas aos componentes unidos, produzem um relaxamento da tensão compressiva e, parte desta aumenta a tensão no parafuso. Os autores também observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha; a primeira está entre a haste e a cabeça do parafuso. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso, sendo isto, conseqüência da geometria da rosca que produz uma concentração neste ponto em todas as espiras e é particularmente um resultado da concentração da carga na primeira espira.

Segundo Burguete et al. (1994), o objetivo final do apertamento de uma junta parafusada é obter uma pré-carga que maximize a vida ante a fadiga, chamada pré-carga ótima, permitindo uma proteção considerável contra o afrouxamento. O mecanismo de obtenção da pré-carga envolve a aplicação do torque, sendo que ambos (torque e pré-carga) são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção dependerá da dureza do material das roscas, acabamento de superfície, quantidade e propriedades do lubrificante e velocidade de apertamento. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção menor será a pré-carga.

A força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque. O torque aplicado desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes chamada pré-carga (Mcglumphy et al., 1998). Durante a pré-carga o parafuso é alongado e os filetes das roscas são mantidos sob tensão, assim a força de atrito gerada entre as roscas do parafuso e do implante mantém-se em equilíbrio, determinando na prótese uma ausência de movimento, propiciando contato entre pilar e implante. Na engenharia é aceito que a perda da pré-carga seja esperada após apertamento do componente protético devido à deformidade plástica das superfícies contactantes. A quantidade de compressão ou pré-carga suportada por determinado sistema depende de inúmeras variáveis. Estas incluem o módulo de elasticidade dos materiais utilizados para confecção dos parafusos de fixação e os materiais de retenção da prótese, o coeficiente de fricção entre as superfícies em contato, lubrificação, temperatura, torque aplicado e sua velocidade (Cantwell et al., 2004). McGlumphy et al. (1998) adicionaram o desenho da cabeça do parafuso a esta lista. Caso a pré-carga seja muito elevada, o parafuso quebrará. Caso seja mantida dentro limite elástico do parafuso, o mesmo resistirá às forças de separação dos componentes (Patterson et al., 1992).

Segundo Sutter et al (1993), no desenho do parafuso tradicional (cilíndrico), o torque de afrouxamento é 10% menor que o torque de aperto, já no parafuso cônico o torque de afrouxamento é 10 a 20% maior que o torque de aperto. Segundo estes autores, quando estes parafusos foram testados em uma situação de carga dinâmica, onde foram apertados com 50Ncm e submetidos a uma carga de 200N, o torque de afrouxamento depois de 500.000 ciclos foi de 51Ncm e depois de 2.000.000 de ciclos foi de 56Ncm, o que significa a inexistência de afrouxamento. No caso dos parafusos com desenhos convencionais, o torque de afrouxamento foi para 36Ncm depois de 500.000 ciclos e 27Ncm depois de 2.000.000 ciclos, sendo estes apertados a 50Ncm inicialmente, o que sugere micromovimentos e tendência para afrouxamento do parafuso.

Em um estudo sobre os aspectos biomecânicos dos parafusos, Binon et al. (1994) afirmaram que o deficiente aperto dos parafusos, próteses inadequadas, pouca adaptação dos componentes, carga excessiva, falta de assentamento dos parafusos, desenho inadequado do parafuso e a elasticidade do osso contribuem para a instabilidade dos mesmos. Segundo os autores, para se obter uma união estável, valores de torque recomendados nos vários tipos de componentes devem ser seguidos, e para os mesmos devem ser utilizados dispositivos mecânicos de torque que ofereçam maior fidelidade no valor de torque aplicado para os diferentes componentes. Além disso, afirmaram que a adaptação passiva dos componentes se torna essencial para evitar micromovimentos e instabilidade do parafuso. Outro fator comentado é a condição de carga excessiva, devido ao número e localização dos implantes, bem como, o desenho de um esquema oclusal deve ser adequadamente observado para evitar sobrecargas que levem à instabilidade dos parafusos. Da mesma forma, os autores afirmaram que características como diâmetro, comprimento, tipo de roscas e conexidades dos parafusos nos diferentes sistemas podem predispor a fraturas; e a rugosidade excessiva, problemas de usinagem, ligas com insuficiente resistência e alongação afetam as características desses parafusos. A qualidade óssea da área receptora do implante tem importância na estabilidade do parafuso, pois na maxila, em razão da maior quantidade de osso esponjoso, existe maior deformação quando forças compressivas são aplicadas. Cargas oclusais na maxila resultam em maior tensão na união osso implante e na união do implante com a prótese, tendo-se como resultado uma maior instabilidade do parafuso.

Haack et al. (1995) afirmaram que a pré-carga mantém as roscas do parafuso seguras ao encaixe do receptáculo do implante, por meio de uma força de aperto entre a cabeça do parafuso e sua base. O parafuso alongado coloca a haste e as roscas em tensão. A recuperação elástica do parafuso cria a força de apertamento que mantém a prótese e o implante juntos. O método desenvolvido pelos autores para determinar a pré-carga inicial sobre parafusos de abutment UCLA utilizou-se da mensuração do alongamento após aplicação

de torque com torquímetro digital. O torque de afrouxamento também foi mensurado após um torque de apertamento de 32Ncm para parafusos de ouro e 20Ncm para parafusos de titânio, utilizados para fixar um abutment UCLA de ouro em um implante hexágono externo. Tensões e forças foram calculadas a partir da mensuração do alongamento em três regiões do parafuso. As tensões induzidas foram 57,5% e 56% da resistência ao torque e a média de pré-carga foi 468,2 ($\pm 57,9$)N e 381,5 ($\pm 72,9$)N para parafusos de ouro e titânio respectivamente. A conclusão dos autores considera ser possível apertar os parafusos além dos torques recomendados para minimizar problemas de afrouxamento, entretanto, deve-se ter cuidado para não ultrapassar o limite de elasticidade e manter a pré-carga, já que forças mastigatórias provavelmente elevam a tensão de tração nos parafusos.

Binon (1998) avaliou a eficácia de uma técnica para prevenção do afrouxamento de parafuso submetido à carga de ciclagem. Implantes hexágono externo 3,75 X 10,0mm foram selecionados. Sobre estes foram parafusados *abutments* cônicos (UCLA) com 8,0mm de altura e 8,0mm no maior diâmetro utilizando 23 parafusos de liga de titânio. Os parafusos foram apertados com máximo torque digital e, passados 10 minutos foram reapertados. Sobre a cabeça do parafuso foi aplicada uma camada de Impregum® (Espe America) e sobre este, uma pequena bola de algodão foi condensada utilizando um condensador de amálgama. Após remoção do excesso do material, uma camada de resina composta (Ivoclar Vivadent) foi aplicada e fotopolimerizada para promover o selamento oclusal. O grupo controle foi composto por componentes idênticos, porém sem a modificação do preenchimento da cavidade de acesso ao parafuso, com um torque de apertamento de 20 Ncm, utilizando um torquímetro mecânico (Lifecore Biomedical) conforme recomendação do fabricante (ausência de material de preenchimento e algodão). As amostras foram submetidas à teste de ciclagem usando instrumentação e protocolos previamente publicados. Como resultado o autor obteve falhas de afrouxamento, porém não registrou fraturas de parafuso ou implante. Os resultados para o grupo controle foram melhores que os do grupo

teste, já que o primeiro grupo apresentou afrouxamento após dois milhões e quatrocentos mil ciclos em média enquanto o segundo um milhão e cem mil ciclos. Uma possibilidade para este resultado é o fato de o grupo teste ter sido apertado apenas com torque digital, enquanto o controle foi apertado com torque de 20Ncm como recomendado pelo fabricante. Cavazos et al. (1996) descreveram técnica semelhante a de Binon, porém defendendo a confecção de irregularidades acima da cabeça do parafuso na superfície interna do canal de acesso da coroa. Um material a base de polivinilsiloxano é injetado e condensado nas irregularidades e no hexágono ou fenda dos parafusos, acima deste uma resina composta é fotopolimerizada para assegurar o material na posição condensada, obtendo melhores resultados em relação ao afrouxamento.

Scheller et al. (1998) encontraram baixa incidência de afrouxamento de parafuso para coroas unitárias fixadas sobre implantes Branemark (Nobelpharma®) utilizando componente Ceraone com parafusos de ouro durante cinco anos de acompanhamento clínico e radiográfico (quatro parafusos em sessenta e cinco implantes).

Para determinar se existe perda da quantidade de torque aplicado, ciclos de torque de aperto e de afrouxamento são realizados em várias repetições consecutivas, Weiss et al. (2000) compararam o efeito de apertos múltiplos em diferentes sistemas de implante. Utilizaram seis conexões: cone Morse (Straumann®), spline (Calcitek), sistema de conexão plana integral (Calcitek), hexágono externo (Steri-Oss) e octógono interno (Omnilock). Cada conexão foi fixada em um medidor de torque, sendo aplicada uma força de 20Ncm por cinco segundos com torquímetro manual. Após dez segundos de repouso foi feito o torque de afrouxamento e registrado o valor obtido. Este procedimento foi repetido por duzentas vezes consecutivas e os resultados obtidos submetidos à análise estatística, mostrando uma progressiva perda da quantidade de torque de afrouxamento em todos os sistemas avaliados, sendo encontradas diferenças significativas entre os mesmos. Os sistemas que

mantiveram os maiores valores de torque de afrouxamento foram o cone Morse e o *spline*. A porcentagem de perda de torque imediato entre os sistemas foi de 3 a 20%, de 3 a 31% depois de cinco ciclos e de 4,5 a 36% depois de quinze ciclos. O sistema cone Morse teve uma média de perda de torque imediato de 0,5Ncm. O sistema *spline* uma média de 2,1Ncm; sistema integral 2,6Ncm; os dois sistemas de hexágono externo tiveram perda imediata de 3,4 e 6,2Ncm respectivamente, e o sistema de octógono interno 6,5Ncm. Depois de duzentos ciclos de torque de aperto e afrouxamento, os primeiros quatro sistemas baixaram o nível de torque para 15Ncm, os sistemas Steri-Oss® e Omniloc® para 12Ncm e o sistema Branemark falhou em 32 ciclos. Os autores acreditam que para minimizar o afrouxamento dos parafusos, o número de aperto e afrouxamento nos procedimentos clínicos e laboratoriais previamente a fixação final devam ser reduzidos.

Na tentativa de reduzir o problema de afrouxamento de parafusos de fixação de próteses implanto-retidas, os fabricantes tentam refinar o desenho da conexão implante-*abutment*, como a Straumann® que utiliza a conexão cone Morse, distribuindo melhor as forças e prevenindo o afrouxamento através da solda fria, enquanto outros fabricantes focam o desenvolvimento de parafusos com tratamento de superfície para redução do coeficiente de fricção entre os mesmos e as paredes internas dos implantes (3I Implant Innovations e Nobel Biocare). Martin et al. (2001) avaliaram a pré-carga para quatro diferentes tipos de parafuso, GoldTite® (3I Implant Innovations), TorqTite® (Nobel Biocare), liga de ouro e liga de titânio. Para mensuração foram utilizados 80 implantes 3,75 X 15,0mm de comprimento (3I Implant Innovations) montados em uma base de resina acrílica. Cada tipo de parafuso foi dividido em dois grupos de acordo com o torque de apertamento (20 e 32Ncm). Após cinco minutos os valores de torque de remoção foram mensurados e utilizados para cálculo da pré-carga. Este procedimento foi repetido quatro vezes. Os maiores valores de pré-carga calculados para torques de 20 e 32Ncm foram encontrados no grupo GoldTite. Análises microscópicas revelaram maior contato das roscas na porção média dos parafusos e, maior número de contato

parafuso-receptáculo no grupo GoldTite. A superfície aumentada dos parafusos GoldTite e TorqTite reduziram o coeficiente de fricção e produziram maiores valores de pré-carga que os parafusos convencionais.

As diversas consultas para prova da estrutura protética antes de sua inserção final exigem repetidos torques. Após instalação das coroas, os pacientes necessitam de consultas de acompanhamento ao longo dos anos, nas quais os parafusos de fixação podem ser removidos para exame e limpeza, recebendo novo torque para reinstalação. Estes repetidos torques podem alterar as propriedades mecânicas e resistência à fratura dos parafusos de fixação de próteses parafusadas. Com o objetivo de avaliar os repetidos torques na resistência final de união de parafusos, Al Rafee et al. (2002) utilizaram 45 parafusos de ouro (Implant Innovations Inc) divididos em 9 grupos e preparados sob duas condições, aqueles que foram lubrificados com saliva humana e os que não foram lubrificados. Cinco parafusos foram utilizados como controle e foram testados em sua condição de “novo”, ou seja, sem receber torque. Os remanescentes receberam torque de 10Ncm, estando presos a um dispositivo contendo extensômetros para aferição das medidas, recebendo 1, 5, 10 ou 20 ciclos de torque com torquímetro manual. Nos resultados, os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos com lubrificante ($97,6 \pm 2,2\text{Kg}$ a $101,2 \pm 1,6\text{Kg}$) e sem ($97,6 \pm 2,2\text{Kg}$ a $102,0 \pm 2,1\text{Kg}$). Também não existiu diferença na redução da resistência de união para os parafusos de fixação de ouro. Na inspeção visual confirmou-se que a maioria das fraturas dos parafusos ocorreu na junção entre a cabeça e corpo do parafuso. Concluindo, os pesquisadores sugerem a partir de seus resultados que o parafuso de ouro testado pode ser apertado e removido por mais de 20 vezes sem alterações na resistência final de união. Além disso, a presença de saliva como lubrificante não possui influência positiva ou negativa na resistência de união deste parafuso.

Em análise clínica de implantes ITI colocados e restaurados por periodontistas, Levine et al. (2002), avaliaram a sobrevivência de 675

restaurações unitárias no setor posterior suportadas por implantes, comparando restaurações cimentadas e parafusadas. Os 471 pacientes (292 mulheres e 179 homens) receberam os implantes na região posterior, sendo 370 molares inferiores, 126 pré-molares inferiores, 108 pré-molares superiores e 71 molares superiores, dos quais 615 implantes foram de 4,1mm de diâmetro, 60 de 4,8mm. Em 600 implantes osseointegrados foram realizadas restaurações cimentadas e nos outros 71, restaurações parafusadas. O tempo de acompanhamento após a carga dos implantes foi de 1 a 78 meses, média de 18 meses. Durante o período de investigação, os resultados mostraram 99,1% de sobrevivência com 98,4% na mandíbula e 100% na maxila. As complicações com as coroas cimentadas incluíram 0,3% de afrouxamento do parafuso (dois pacientes); 0,5% das coroas tiveram que ser substituídas devido à fratura do pilar (três pacientes); 0,6% re-cimentadas devido ao afrouxamento por dissolução do cimento; duas coroas tiveram que ser refeitas por fratura da cerâmica. As complicações associadas às coroas parafusadas incluíram 16,9% de afrouxamento dos parafusos de retenção das coroas (doze pacientes); 1,4% dos parafusos afrouxaram várias vezes (um paciente), em um paciente que tinha coroa parafusada utilizando conexão direta com implante. Em todos os pacientes onde foram instaladas coroas parafusadas ao pilar, um reapertamento de 20 Ncm foi aplicado, e na conexão parafusada ao implante 35 Ncm. Os autores concluíram que os mínimos problemas restaurativos das coroas cimentadas (98,2%) e parafusadas (80,3%) sugerem que os implantes ITI podem ser utilizados satisfatoriamente para substituir restaurações unitárias no setor posterior da cavidade oral.

Segundo Lee et al. (2002), na cavidade oral a influência das cargas cíclicas causadas pelos movimentos mastigatórios é considerada um dos mais importantes fatores na longevidade dos componentes protéticos. Entretanto, a maioria dos estudos realizados é teórica, ou seja, estudos utilizando cargas cíclicas são escassos para avaliação de afrouxamento ou fratura dos parafusos de fixação das próteses. Através de um cilindro pneumático para aplicação de cargas cíclicas, os autores submeteram trinta implantes de hexágono externo

3,75 X 10,0mm (Osstem®), com *abutments standard* de 4,0mm e cilindros de ouro de 3,0mm fixados com parafusos de ouro. *Abutment* e parafuso de ouro foram apertados com 20Ncm e 10Ncm através de um controlador de torque (Nobelpharma®). Uma carga de 100N foi aplicada em cada uma das coroas com uma angulação de 30° ao longo eixo do dente para simular um estresse funcional. Três implantes foram carregados verticalmente para servirem como controle. Um milhão de ciclos de carga foi aplicado nas coroas dos implantes, o que é aproximadamente equivalente a um ano de função mastigatória *in vivo*. Como resultado os autores obtiveram quatro parafusos com afrouxamento (abaixo de 550.000 ciclos) e seis estáveis para os que receberam cargas não axiais enquanto os do grupo controle não apresentaram afrouxamento de parafuso dos *abutments*.

Khraisat et al. (2002) avaliaram a influência do tipo de conexão implante-abutment na resistência à fadiga e o modo de falência dos parafusos de fixação. Dois diferentes sistemas de implantes foram avaliados: hexágono externo e *abutment* Cera One com parafuso de ouro e implante ITI com conexão cone Morse e *abutment* sólido. Sete amostras de cada sistema foram fixadas em um bloco de resina acrílica transparente, com 3,0mm de exposição da base do implante. Foram utilizados torques de 32 e 35Ncm para os parafusos de ouro e *abutment* sólido respectivamente. Sobre os *abutments* foram cimentadas (fosfato de zinco) estruturas metálicas submetidas a cargas cíclicas com forças de 0 a 100N, sendo estas perpendiculares ao longo eixo do implante. Os corpos de prova receberam 1.800.000 ciclos a uma frequência de 75 ciclos/minuto. Os resultados demonstraram que parafusos do componente Cera One fraturaram com ciclos entre 1.178.023 a 1.733.526 ciclos enquanto os pilares ITI permaneceram estáveis até o final da ciclagem. Os autores concluíram que a dispersão da tensão na interface de união do sistema ITI pode ter sido a razão para a alta resistência do sistema às cargas cíclicas de fadiga.

O *abutment* é mantido unido ao implante através de um parafuso de fixação. Quando o parafuso é apertado, um torque de apertamento é aplicado como um momento em Ncm na cabeça do parafuso. Esta força é transmitida ao longo da interface das espiras do parafuso e a porção interna do implante. A mesma induz uma resultante que mantém o *abutment* unido ao implante, sendo esta chamada de pré-carga. Existe grande dificuldade na determinação desta em qualquer sistema de implantes devido à complexa natureza do desenho do cilindro. Lang et al. (2003) avaliaram o efeito do coeficiente de fricção durante e após aplicação do torque através de análise de elemento finito. Dois desenhos de implantes foram selecionados para representar os hexágonos externo (Mark III®; Nobel Biocare) com 3,75mm X 10,0mm de comprimento, com pilar Cera One® e parafuso de ouro Unigrip®; e interno (Replace Select System®; Nobel Biocare) com 4,3mm X 10,0mm de comprimento, com pilar de titânio *Straight Esthetic*® e parafuso de fixação de pilar de titânio Torq-Tite®. Os dois sistemas foram expostos a incrementos de torque de 1 Ncm de 0 a 64 Ncm utilizando software específico (ABAQUS; Karlsson & Sorensen). A análise de elemento finito foi realizada em dois experimentos. No primeiro, o coeficiente de fricção foi padronizado em 0,20 para todos os componentes de titânio dos modelos dos implantes e 0,26 entre ouro e titânio, como referenciado na literatura destes materiais. No segundo experimento, o coeficiente de fricção variou. Em ambos os modelos, os componentes de titânio tiveram coeficiente de 0,20, enquanto todas as outras superfícies contactantes envolvendo parafusos e componentes tiveram coeficiente de 0,12. Este valor foi selecionado por representar o coeficiente de fricção dos metais lubrificados. No primeiro experimento, a pré-carga foi de 381,7N para o MarkIII® com torque de 32Ncm (recomendado pelo fabricante). Para o *Replace Select*® a pré-carga foi de 492,6N com torque de apertamento de 32Ncm e 532,7N para torque de 35Ncm (recomendado pelo fabricante). Durante o segundo experimento, a pré-carga foi de 677,6N para o MarkIII® com mesmo torque, 722,9N e 805,8N para *Replace Select*® com torques de 32 e 35Ncm respectivamente. Os autores observaram aumento da pré-carga com a diminuição do coeficiente de fricção, mas ainda inferior ao ideal de 825N correspondente a 75% do torque

necessário para fraturar o parafuso, comprovando que o coeficiente de fricção é o fator de maior importância para produção da pré-carga de um determinado torque.

Alkan, et al. (2004), explicaram que em conjuntos parafusados, para obtenção de estruturas seguras, o parafuso deve ser tencionado para produzir uma força de união maior que as forças externas que tendem a separar o conjunto. A carga de apertamento é usualmente proporcional ao torque de apertamento. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. Porém, esta pré-carga deve estar dentro do limite elástico do parafuso. Portanto, a pré-carga é uma força inicial criada no parafuso através da aplicação de um torque de apertamento, que causa a elongação do parafuso. Esta elongação coloca o parafuso em tensão. A aplicação desta pré-carga gera uma força total de apertamento entre as partes do sistema, resultando em uma força de união entre os componentes. Estes autores ainda relatam que as forças de mastigação devem ser menores que a força de pré-carga, para evitar o afrouxamento do parafuso. Isto porque, o parafuso somente afrouxará, caso as forças externas, que tendem a separar as partes, sejam superiores às forças que as mantêm unidas.

Khraisat et al. (2004) realizaram ciclagem de parafusos de fixação de *abutments* de sistema hexágono externo com força lateral, utilizando para isto 15 implantes Branemark Mark IV (Nobel Biocare AB), com 4,0mm de diâmetro e 10,0mm de comprimento montados em blocos de resina acrílica. Sobre estes foram conectados *abutments* CeraOne de 3,0mm (Nobel Biocare AB) e uma coroa cimentada (7,0 X 10,0 X 7,0mm). As amostras preparadas foram divididas em 3 grupos, A, B e C, com 5 espécimes em cada grupo. Para o grupo A foi aplicada uma carga perpendicular ao longo eixo do implante, com 1×10^6 ciclos, representando 40 meses de função mastigatória. Para o grupo B, a carga aplicada foi excêntrica, distante 4,0mm do centro do local onde foi aplicada a carga para o grupo anterior. O grupo C foi tomado como controle e sobre este não foi aplicado carga, ficando o mesmo período de tempo dos

grupos A e B. A cada 10.000 ciclos, a máquina de ciclagem foi parada e os espécimes inspecionados para avaliação de qualquer deformação, rompimento da cimentação e/ou perda do *abutment*. Após o teste, as amostras foram fixadas no mesmo bloco rígido no qual tiveram sua pré-carga mensurada e efetuou-se a mensuração do torque de remoção através de extensômetros. Para todos os grupos, nenhum rompimento da cimentação ou perda de parafuso foi notada. Grupo A apresentou diferença estatística significativa nos valores de torque reverso (-5,6 a -3,4 Ncm) em relação aos grupos B (-1,9 a 0,5 Ncm) e C (-0,7 a 0,0 Ncm), enquanto os grupos B e C não apresentaram diferença significativa entre si. Os autores concluíram que os valores de torque reverso foram preservados quando da utilização de cargas excêntricas em relação a cargas cêntricas.

Cantwell et al. (2004) avaliaram a pré-carga em próteses implanto-retidas realizando um estudo *in vitro* no qual um implante com 10,0mm de comprimento X 3,75mm de diâmetro (Nobel Biocare®) foi montado em bloco de resina acrílica, sobre este foi parafusado um *abutment standard* (NB) com torque de 20 Ncm e carregados com cilindros e parafusos de ouro. Sobre os *abutments* foram presos três extensômetros equidistantes que mensuraram o torque de apertamento (10Ncm) do parafuso protético com contra-ângulo em baixa velocidade repetido por vinte vezes. Depois de 15 horas os parafusos foram removidos e analisados sob microscopia eletrônica de varredura. A pré-carga média foi mensurada em 319,6N (\pm 88,0N) sendo que todos os testes apresentaram perda de pré-carga com uma redução média de 24,9% após 15 horas. Os repetidos apertamentos do parafuso podem justificar a perda da pré-carga para os parafusos de ouro.

A micro-deformação da superfície dos componentes pode resultar na diminuição do *microgap* entre os mesmos. Embora esta alteração aumente a adaptação, contribui para perda da pré-carga no parafuso de fixação. Levando em consideração que a integridade da união provida pelo parafuso seja dependente da pré-carga, esta alteração resultaria na perda da prótese ou

fratura dos parafusos de retenção. Hecker et al. (2006) realizaram estudo para avaliação do *gap* de componentes protéticos após teste de ciclagem. Colocaram cinco implantes 3,75 X 10,0mm (Nobel Biocare) em uma base rígida. Células de carga foram posicionadas em cada implante com o propósito de mensurar as cargas aplicadas e a detecção de qualquer estresse devido a mudanças na adaptação das próteses. Sobre os implantes foram conectados *abutments standard* com 4,0mm de altura (Nobel Biocare) e sobre estes, cilindros de ouro com parafusos de ouro. Os *abutments* foram apertados com torque de 20Ncm seguindo orientação do fabricante e os cilindros com torque de 10Ncm. Após conexão os mesmos foram submetidos a teste de ciclagem com carga de 200N avaliados no instante de 50 e 200 mil ciclos. Como grupo controle foi utilizado *abutment* fabricado sem ciclagem e os resultados não demonstraram alterações nos valores de pré-carga e adaptação dos componentes.

Nakamura et al. (2006) avaliaram o torque de afrouxamento de três diferentes tipos de parafuso de fixação de *abutment* divididos em seis grupos, o primeiro composto por implantes hexágono externo, com parafusos de titânio submetidos a ciclagem; segundo com implantes hexágono externo, parafusos de titânio e não submetidos à ciclagem; terceiro com implantes hexágono externo, parafuso de ouro e ciclagem; quarto com hexágono externo, parafuso de ouro e não submetido à ciclagem; quinto com implante hexágono interno, parafuso de titânio e ciclagem e sexto com hexágono interno, parafuso de titânio e não submetido à ciclagem. Os implantes e componentes utilizados são da SIN® (Sistema de Implante Nacional). Os *abutments* foram fixados aos implantes por meio de torque manual dos parafusos com uso de chave digital apropriada. Sobre cada *abutment* foi realizado o enceramento de uma coroa total, com altura e diâmetro de 8,0mm. Em cada parafuso do *abutment* foi aplicado torque de 32Ncm conforme recomendação do fabricante. Passados dez minutos, os parafusos foram reapertados com o mesmo valor de torque para minimizar o efeito da sedimentação, auxiliando o alcance de uma ótima pré-carga. Durante o ensaio, os corpos de prova foram mantidos lubrificados

por saliva artificial contida em um anel de fundição de silicone adaptado para esse fim. Os grupos não submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica foram submetidos ao torque de apertamento conforme protocolo e, após 24 horas, foi mensurado o torque de afrouxamento. Esse procedimento foi repetido cinco vezes. O ensaio de ciclagem teve 500.000 ciclos a uma frequência de 60 ciclos por minuto. Os parafusos foram submetidos ao torque de apertamento conforme o protocolo sugerido e após a aplicação de 100.000 ciclos o torque de afrouxamento foi mensurado. Este procedimento foi repetido por cinco vezes até completar os 500.000 ciclos. Segundo os resultados obtidos, houve diferença estatisticamente significativa na comparação dos grupos submetidos e não submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica. Todos os grupos submetidos apresentaram médias de torque de afrouxamento menores do que as médias dos grupos não submetidos. Tanto nos grupos submetidos quanto nos não submetidos à ciclagem, o torque necessário para remover o parafuso de fixação foi menor do que o torque de apertamento inicial. Além disso, o torque de afrouxamento foi menor para os grupos com parafuso de titânio que os parafusos de ouro (permite pré-carga maior, devido ao menor coeficiente de fricção).

Byrne et al. (2006) avaliaram as pré-cargas geradas em três tipos de parafusos com repetidos apertamentos. Os autores testaram parafusos de liga de ouro, liga de titânio e liga de ouro com tratamento de superfície em ouro. Dois *abutments*, um pré-fabricado e outro fundido foram utilizados. Dez de cada tipo de parafuso serviram para aperto de cada *abutment*, resultando em 60 corpos de prova. Estas amostras foram submetidas a torques de 10, 20 e 35 Ncm, repetidos por três vezes, tendo sua pré-carga mensurada em cada um destes momentos. Após análise dos dados, verificou-se que o parafuso de ouro com tratamento de superfície apresenta maior tendência para perda de pré-carga com os repetidos apertamentos independente do tipo de *abutment* utilizado. Comportamento semelhante é encontrado para os parafusos de ouro, porém com menor intensidade, enquanto os parafusos de titânio apresentaram estabilidade de pré-carga nos três episódios de apertamento. Apesar do maior

decréscimo da pré-carga com sucessivos apertamentos, os parafusos de ouro com tratamento de superfície proporcionaram a obtenção dos maiores valores de pré-carga nos três diferentes torques de inserção e nas três repetições.

Al Jabbari et al (2007) após análise de microscopia ótica e eletrônica de varredura de 100 implantes, sendo 10 novos como controle e 90 parafusos que estavam em uso em pacientes durante um período que variava de dezoito a cento e vinte meses, encontraram resultados demonstrando que parafusos, independente do fator fabricante, têm diferentes desenhos geométricos, microestruturas, microdureza e maior quantidade de constituintes de determinada liga, sendo que estas características diferenciais influenciam nos valores de pré-carga e fratura dos mesmos.

Rangel et al. (2007) avaliaram o torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão interna após ciclagem mecânica. Dez implantes de 3,75mm de diâmetro X 10,0mm de comprimento com hexágono interno foram incluídos em blocos de resina acrílica. Pilares protéticos (pilar de preparo munhão – Conexão®) foram conectados aos implantes por meio de seus respectivos parafusos de fixação com torque inicial de 30N, controlado com o auxílio de um torquímetro mecânico (Nobel Biocare). Em cinco amostras, removeu-se imediatamente o parafuso de fixação, com o uso de torquímetro analógico, verificando-se os valores de torque de remoção dessas estruturas sem ação de agentes externos. Os outros cinco corpos de prova foram posicionados sobre uma base metálica e fixados na máquina de ciclagem, sendo submetidos à carga axial constante de 50N com frequência de 2Hz por 50.000 ciclos (período de tempo estimado em função clínica, de aproximadamente vinte dias, baseando-se na suposição de que um indivíduo tem três episódios de mastigação por dia, cada um com quinze minutos de duração em uma razão de sessenta ciclos por minuto) sobre os pilares protéticos. Após ciclagem, procedeu-se a remoção dos parafusos de fixação com auxílio de torquímetro digital para registro do contra torque. Verificou-se perda de torque em todas as amostras dos dois grupos avaliados. A perda

média de torque obtida nas condições controle ($1,80 \pm 0,84\text{Ncm}$) e pós-ciclagem mecânica ($8,20 \pm 3,63\text{Ncm}$) diferem estatisticamente. A perda elevada do torque inicial observada no período avaliado nesse estudo pode ser indicativa de considerável desajuste na interface. É importante realçar que nesta pesquisa o grupo que recebeu torque inicial de 32Ncm , teve alteração de cerca de 40% na interface das amostras, enquanto que no grupo que recebeu 48Ncm , a alteração ocorreu em cerca de 32% das amostras. Os autores sugerem como alternativa para diminuir os problemas na interface implante-pilar o uso de uma plataforma mais ampla, que promoveria estabilidade superior e diminuiria a carga sobre o parafuso (implantes de $5,0\text{mm}$ suportam cargas até 79% maiores que os implantes com $4,0\text{mm}$), além da necessidade de acompanhamento clínico das próteses unitárias sobre implantes e que reajustes periódicos dos pilares protéticos podem ser necessários.

Theoharidou et al. (2008) realizaram revisão sistemática sobre afrouxamento de parafuso em coroas unitárias implantorretidas. Foram avaliados 27 estudos publicados entre 1996 e 2006, com acompanhamento longitudinal mínimo de três anos. Nenhum estudo comparou a incidência de perda de parafusos entre hexágono interno e externo. Nenhuma tentativa de distinção entre elementos unitários anteriores e posteriores foi realizada, importante devido a diferença na direção dos vetores de força. Os resultados desta revisão demonstraram que mais de 97% das próteses avaliadas mantiveram estabilidade da conexão, após três anos em função, sendo considerado pelos autores como rara a perda do parafuso de fixação de coroas, independente da geometria da conexão implante-pilar e, totalmente dependente das propriedades antirotacionais do sistema utilizado, bem como do torque aplicado.

Steinebrunner et al (2008) avaliaram a resistência à fadiga de parafusos de fixação de seis diferentes sistemas de implante de acordo com seus tipos de conexão, sendo dois hexagonais externos e quatro com conexões internas. Foram utilizados 16 espécimes para cada grupo divididos em dois subgrupos,

onde um destes foi submetido à carga dinâmica enquanto o outro não. Os abutments receberam torque recomendado pelos fabricantes e mensurado através de torquímetro digital. Cada amostra recebeu uma coroa metálica em forma de molar com orifício na parte central da face oclusal para acessar o parafuso de fixação, cimentada ao abutment com cimento resinoso (Panavia Ex, Kuraray, Japão). A carga aplicada sobre as coroas foi excêntrica (3,5 mm do centro) e em intensidade de 120N por um total de 1.200.000 ciclos a uma frequência de 1Hz. Após esta avaliação os autores encontraram resultados significativos comprovando que os diferentes desenhos de conexão influenciam na estabilidade da junta ao longo do tempo, bem como concluíram que as conexões internas com slots de encaixe (Camlog e Replace Select) apresentaram maior resistência à fadiga que os outros sistemas de encaixe avaliados no estudo.

Guda et al. (2008) realizaram análise de pré-carga e fatores relacionados através de análise de elemento finito. Utilizaram um implante hexágono externo (Nobel Biocare), devido a sua predominância no mercado mundial e longevidade de utilização, um abutment cera one e um parafuso de ouro. Através de software de análise probabilística os autores analisaram a influência do coeficiente de fricção, módulo de elasticidade e o torque aplicado em relação à pré-carga, obtendo resultados significativos, dentre os quais destacam-se: O torque de aperto e o coeficiente de fricção da interface parafuso de fixação-implante são os fatores mais importantes na determinação da pré-carga. Para o ambiente lubrificado, o módulo de elasticidade do material do parafuso (liga de ouro) também tornou-se importante para obtenção de altos valores de pré-carga. A média de pré-carga desenvolvida em meio seco corresponde a somente 36,6% da resistência do parafuso, enquanto em meio lubrificado este valor chegou a 65,1%. Aumentando o torque e diminuindo o coeficiente de fricção pode-se aumentar a pré-carga desenvolvida. Entretanto, existe um limite mínimo para o coeficiente de fricção (0,064) determinado pela geometria do implante, abaixo do qual o parafuso solta e a pré-carga é perdida.

Proposição, Hipótese

3. PROPOSIÇÃO

Comparar os valores de pré-carga e torque para remoção de três tipos de parafusos (ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície) para fixação de pilares utilizados em próteses unitárias, após realização de ciclagem mecânica, através de extensiometria com mensuração destes valores.

4. HIPÓTESE NULA

O torque de remoção e a pré-carga obtidos não são alterados pela composição ou tratamento de superfície dos parafusos e pela simulação de carga funcional através do teste de ciclagem mecânica.

Materiais e Método

5. MATERIAIS E MÉTODO

5.1 LOCAL DE REALIZAÇÃO

Os presentes testes foram executados no Laboratório de Instrumentação do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica e Laboratório de Materiais Dentários do Departamento de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS),

5.2 AMOSTRA

A presente pesquisa é de caráter experimental, e foi desenvolvida com 30 parafusos de fixação de próteses unitárias sobre implantes. Para tal, foram utilizados 10 implantes cilíndricos autorrosqueantes, superfície lisa padrão Branemark com hexágono externo (Master Screw®, Conexão® Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil). Todos os implantes pertenciam ao mesmo lote (51741599), possuindo 4,0mm de diâmetro (plataforma regular, *RP*), por 15,0mm de comprimento (Figura 01).

Utilizaram-se 10 pilares transmucosos do tipo *Cera One*® (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 9021409027), com 2,0mm de altura, indicados para confecção de próteses unitárias cimentadas sobre implantes (Figura 01).



Figura 01 – Implante HE + Pilar Cera One®

Os parafusos de fixação foram distribuídos em três grupos de acordo com sua composição (Tabela 01): 10 parafusos de ouro com engate quadrado (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 8073169) (Figura 03); 10 parafusos de titânio com engate quadrado (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil, referência 9063078) (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 9033073) (Figura 05). Após a ciclagem cada grupo acima citado foi dividido em dois subgrupos, um para mensuração da pré-carga após ciclagem, e outro para avaliação do torque de remoção.



Figura 02 – Parafuso de ouro



Figura 03 – Parafuso de titânio



Figura 04 – Parafuso de Titânio com tratamento de superfície

Após preparo das amostras, foi realizado teste piloto com uma amostra para cada grupo, tendo a finalidade de detecção de possíveis alterações na conexão dos corpos de prova, tais como fratura do parafuso de fixação, desadaptação ou rompimento da camada cimentante da coroa metálica, além de problemas na adaptação do implante ao cilindro metálico, posicionado na máquina de ciclagem mecânica. Para tal, os pilares *Cera One®* foram fixados aos implantes com seus respectivos parafusos e torque de 30 Ncm, seguindo recomendações do fabricante. Em seguida, os corpos de prova foram colocados na cicladora mecânica e submetidos a uma carga de 100N, incidindo

no longo eixo do implante durante 400.000 ciclos com uma frequência de 1 ciclo/segundo (equivalente a aproximadamente seis meses em função mastigatória) (Lee et al., 2002; Khraisat et al., 2004).

5.3 CÉLULA MEDIDORA DE CARGA

A célula para mensuração da pré-carga e torque de remoção foi planejada e projetada 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) (Stücker et al, 2007).

A célula é confeccionada em aço SAE 1020, tendo como características a facilidade de usinagem, tensão de escoamento e baixo custo (Lindholm et al., 1980). É constituída de dois pilares, uma lâmina sensora e um cilindro de alumínio de acionamento de molas com 15,0mm de diâmetro por 100,0mm de comprimento. Este cilindro possui em sua porção superior um orifício e uma rosca interna com o mesmo diâmetro dos implantes, que servirá para apreensão dos mesmos. Na sua parte inferior, o cilindro possui um orifício que servirá para posicionamento do mesmo na célula. A porção inferior da célula é constituída por uma lâmina metálica de 3,0mm de espessura onde serão fixados os quatro extensômetros de resistência elétrica para aço com 5,0mm de comprimento e resistência de $350 \pm 0,6$ ohms (*Kyowa Electronic Instruments*®) (figura 05).

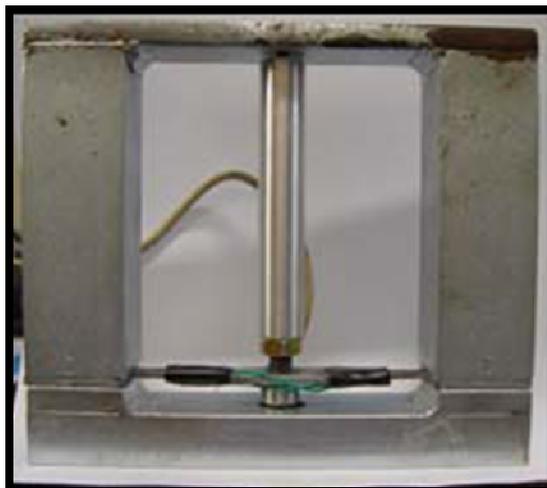


Figura 05 – Vista frontal da célula de carga

O braço horizontal da porção superior é soldado aos verticais, possuindo uma abertura que permite a passagem do implante em sua face inferior e em sua face superior possui um “stop” onde será posicionado o pilar intermediário livre de qualquer interferência entre o mesmo e o implante.

A força (pré-carga) foi mensurada através de extensômetros colocados no elemento de mola central (figura 06) que sofre deformação durante sua utilização. As resultantes de força aplicadas eram registradas em volts(V), através de um osciloscópio (*TekTronix*®, TDS 220,100 MHz), sendo posteriormente convertidos para *newtons* (N) através de software que acompanha o programa que registra a leitura feita pelos extensômetros. Este programa efetua uma média de cem leituras por amostragem, e também apresenta retenção da força máxima estabelecida na chave quando do aperto. Após mensuração da pré-carga o parafuso foi removido com auxílio de torquímetro digital e o valor máximo de torque de remoção necessário para liberá-lo foi registrado em Ncm.

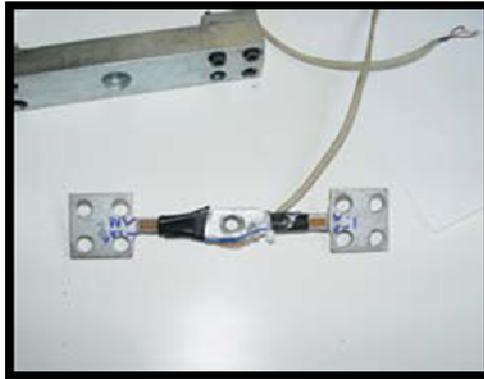


Figura 06 – Elemento de mola central e extensômetros

A utilização de extensômetros de resistência elétrica como elemento sensor para que a deformação da mola seja percebida é essencial para o projeto. Eles foram dispostos em um circuito formando em ponte inteira de *Wheatstone*, a qual “sente” a deformação e gera uma pequena variação de tensão e foram calibrados com pesos mortos (figura 07). Um amplificador para instrumentação foi desenvolvido e foi utilizado para amplificar essa variação de tensão e enviar um sinal entre 0 e 5V para o processador compondo assim o condicionador de extensometria. No final do processamento os dados são apresentados no *display* (figura 08).



Figura 07 – Calibração da célula de pré-carga

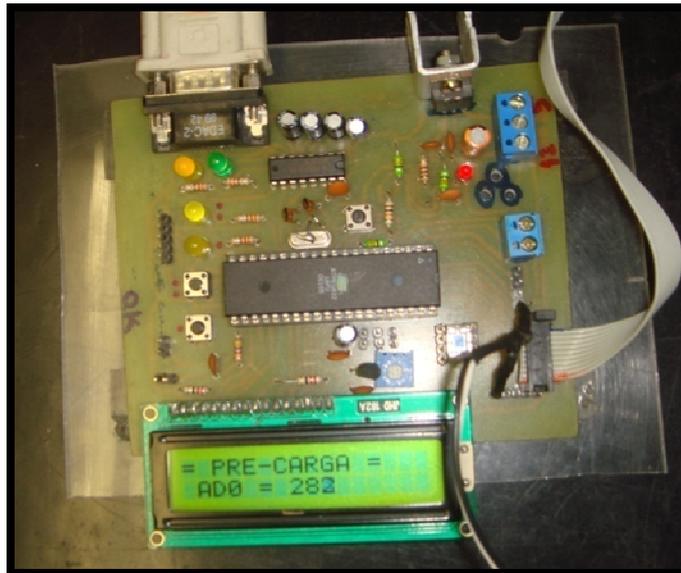


Figura 08 – Condicionador e dados no monitor

Com a célula de carga, especialmente desenvolvida, foi possível medir-se com exatidão a força de pré-carga dos parafusos de fixação de próteses. Os valores obtidos durante os testes apresentaram uma acurácia melhor do que 5% com boa repetibilidade e baixa histerese (conservar suas propriedades na ausência do estímulo que os gerou). A precisão de informações que as cem leituras por amostragem proporcionam, permite que a carga aplicada nos parafusos seja feita da melhor forma possível (Doebeli, 2005).

5.4 COROAS METÁLICAS

Para padronização das dez coroas totais metálicas em liga de Níquel-Cromo (Ni-Cr), foi utilizada uma réplica do pilar Cera-one®, sobre a qual foi confeccionado um padrão em resina acrílica quimicamente ativada (Duralay®, Polidental, São Paulo, Brasil), com altura e diâmetro oclusal de 8,0mm, segundo a metodologia utilizada por Binon (1994). Após confecção do padrão em resina, cópia da forma da coroa foi obtida através de moldagem em silicón de condensação (Zetaplus Zhermack®, Labordental, São Paulo, Brasil). Após presa do material, o conjunto réplica do pilar e padrão em resina era retirado, sendo a réplica reposicionada e dispensada nova quantidade de resina acrílica para obtenção das outras coroas. Em seguida, os padrões em resina acrílica

foram submetidos às fases laboratoriais de fundição (Figura 09). Um orifício de acesso foi mantido na superfície oclusal, possibilitando passagem para liberação dos parafusos de fixação e realização dos testes de torque, pré-carga e torque de remoção (Figura 10).



Figura 09 – Coroa total metálica posicionada



Figura 10 – Orifício oclusal para acesso ao parafuso

5.5 MÉTODO

A amostra descrita anteriormente foi distribuída em três grupos de acordo com o material constituinte do parafuso, Grupo A, parafusos de ouro; Grupo B, parafusos de titânio; Grupo C, parafusos de titânio com tratamento de superfície.

Após fixação dos parafusos com torque de 30N, cada amostra foi colocada em um recipiente de acetato, existente na cicladora mecânica (Figura 11). Para o correto posicionamento das amostras na máquina de ciclagem, foi necessária a confecção de dez cilindros metálicos com 2,0cm de altura e 1,0cm de diâmetro (Figuras 09 e 10). No centro deste cilindro foi confeccionado um orifício com o formato e comprimento do implante, tendo este, uma rosca na qual o implante foi posicionado. Esta rosca possibilitou a inserção e retirada dos corpos de prova do cilindro e da célula medidora de carga com força digital. Para simulação da saucerização óssea, duas espiras do implante foram deixadas não submersas (Figura 09).



Figura 11 – Recipiente para posicionamento da amostra na cicladora mecânica

O longo eixo do implante foi colocado paralelo ao eixo central dos cilindros utilizando-se para tal um delineador (BioArt®). Os pilares foram fixados aos implantes por meio de seus respectivos parafusos. Para padronização do torque de fixação foi utilizado um torquímetro axial digital (Faixa nominal 15,0 Ncm a 150,0 Ncm, resolução 0,1Ncm, *Torqueleader*®, modelo TSD150, Tipo I, classe E. Nº de fabricação 117317), que foi calibrado previamente ao experimento pela norma ISO 6789:2003 sob certificação 7501/09. Junto ao torquímetro foi utilizada uma chave quadrada com diâmetro de 1,27mm longa adaptada ao mesmo (Conexão®, Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) (Figura 12).



Figura 12- Torquímetro digital + Chave quadrada 1,27mm com seu respectivo adaptador

Após conexão dos pilares e implantes com seus respectivos parafusos, e torque inicial de 30Ncm, aguardaram-se 10 minutos para reaperto dos parafusos, com mesmo torque e, finalidade de minimizar o efeito da sedimentação, auxiliando o alcance de uma ótima pré-carga, protocolo sugerido por Breeding *et al.* (1993) e Dixon *et al.* (1995).

Neste momento realizou-se a mensuração da pré-carga de todos os parafusos, além do torque de aperto. Vale salientar que este momento foi denominado pré-carga pré-ciclagem.

Confirmados os torques dos parafusos de fixação, procedeu-se a cimentação das coroas totais metálicas com cimento fosfato de zinco (DFL® Indústria e Comércio S.A., Rio de Janeiro, Brasil). Previamente à cimentação, os pilares foram isolados com fina camada de vaselina, objetivando a facilidade de remoção das coroas após teste com cada grupo de parafusos, já que as mesmas foram utilizadas para os três grupos.

Os 30 corpos de prova, distribuídos de 10 em 10, foram submetidos ao teste de ciclagem mecânica através de um simulador de fadiga mecânica (ERIOS modelo ER 11000), com acionamento eletro pneumático e capacidade para testes simultâneos de 10 corpos de prova (Figura 13). Cada corpo de prova foi colocado em posição perpendicular a base metálica da máquina. Esta base possui um termostato ajustável que garantiu a manutenção de uma temperatura constante de 37°C, ao longo do tempo da ciclagem, equivalente a temperatura corpórea. Além da temperatura, os corpos de prova foram imersos em saliva artificial (Cloreto de Potássio 0,32%, Cloreto de Sódio 0,43%, Cloreto de Magnésio 0,03%, Fosfato Potássico Monob. 0,17%, Fluoreto de Sódio 0,025%, Benzoato Sódio 0,5%, Água – Dermus Dermatologia e Cosméticos, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil) contida em um recipiente acrílico disponibilizado pela própria cicladora.



Figura 13 - Simulador de fadiga mecânica (ERIOS modelo ER 11000)

O procedimento foi realizado com 400.000 ciclos com frequência de 1 ciclo/s e uma força de 100N aplicada a 2,0mm de distância do centro do

implante, sobre a crista marginal, ou seja, força excêntrica. O número de ciclos é equivalente a seis meses em função mastigatória, pois o objetivo do estudo não foi atingir a fratura do parafuso ou componente, mas sim, avaliar a perda de pré-carga após este período em função (Lee et al., 2002; Khraisat et al., 2004).

Após ciclagem, as amostras foram retiradas da cicladora, e o implante desarticulado digitalmente da base metálica e reposicionado no orifício do cilindro central da célula medidora de carga. A partir deste momento cada grupo foi dividido, aleatoriamente, em dois subgrupos, ou seja, cinco amostras para mensuração da pré-carga e cinco para mensuração do torque de remoção. Os valores de torque de remoção foram registrados no display do torquímetro digital, através da função “registrar maior valor”, enquanto os valores para pré-carga foram obtidos através da aplicação de força de apertamento sobre o parafuso e análise da variação através de software que acompanha a célula de carga. Este momento foi chamado de pré-carga pós-ciclagem.

Anotada a pré-carga nesta etapa, prossegue-se com novo torque no parafuso para restabelecimento do torque inicial e mensura-se a nova pré-carga obtida. Momento chamado pré-carga pós-reaperto.

Ao término das mensurações as amostras foram colocadas na prensa (Figura 14), onde a coroa metálica foi removida com auxílio de ultrassom e tração leve com alicate, sem movimento de torção, evitando esforços nos hexágonos do implante e do pilar.



Figura 14: Implante posicionado na prensa

Os testes foram realizados em três semanas consecutivas, sendo que, ao final de cada uma delas, realizavam-se as mensurações. A temperatura ambiente variou entre 20,2 e 25,5° e a umidade relativa do ar entre 68 e 84%, aferidos por um termohigrômetro (TFA®, *Thermo Hygro*, termômetro com exatidão de um décimo de grau *Celsius* e higrômetro com acurácia de 1%).

5.6 MÉTODO ESTATÍSTICO

A avaliação de pré-carga nos diferentes materiais (ouro, titânio e titânio tratado) e nos três momentos diferentes (pré-ciclagem, pós-ciclagem e pós-reaperto) foi avaliada pelo teste de ANOVA com medidas repetidas de perfil multivariado, pois o teste de esfericidade mostrou que o padrão de covariâncias exigido pelo modelo não foi aceito. A avaliação intra (tempo e materiais) foi feita pelo teste de Wilk's Lambda, a avaliação entre materiais foi feita pelo teste F. Havendo diferenças entre os efeitos principais (materiais) o teste de Tukey foi aplicado nas comparações múltiplas dois a dois. Para todos os testes foi considerado um nível de significância de 0,05.

A avaliação do torque antes e depois foi comparado intra-parafusos pelo teste t-Student para amostras pareadas. Para todos os testes foi considerado um nível de significância de 0,05.

O torque de remoção final foi avaliado entre materiais ajustado pelo valor inicial pelo teste de ANCOVA (Análise de Covariância) e comparações múltiplas pelo teste de Bonferroni. Para todos os testes foi considerado um nível de significância de 0,05.

Resultados

6 RESULTADOS

6.1 AVALIAÇÃO DA PRÉ-CARGA ENTRE PARAFUSOS NOS DIFERENTES MOMENTOS (PRÉ, PÓS-CICLAGEM E PÓS-REAPERTO)

Os resultados apresentados na tabela 01 referem-se aos valores médios e respectivos desvios-padrão de pré-carga para os três parafusos utilizados no estudo. Estes valores são divididos em três momentos distintos, pré-ciclagem ou pré-carga inicial, pós-ciclagem ou pré-carga final e pós-reaperto (sendo àquela mensurada após novo torque no parafuso).

Tabela 01: Caracterização da Pré-carga (Newton) nos diferentes momentos

	Material	Média	Desvio Padrão	N
Pré-Ciclagem	Ouro	341,00	78,533	5
	Titânio	235,00	27,386	5
	Tratado	284,00	70,922	5
	Total	286,67	73,647	15
Pós-Ciclagem	Ouro	284,60	72,807	5
	Titânio	196,00	29,665	5
	Tratado	195,00	69,282	5
	Total	225,20	70,907	15
Pós-Reaperto	Ouro	353,40	81,411	5
	Titânio	249,00	29,453	5
	Tratado	314,00	88,275	5
	Total	305,47	79,707	15

Observa-se que os maiores valores de pré-carga obtidos nos três momentos estão relacionados aos parafusos de ouro, porém as reduções de pré-carga em porcentagem para o ouro e titânio são bastante semelhantes (16,54% e 16,59% respectivamente) e inferiores aos valores obtidos pelos parafusos com tratamento de superfície (31,34%).

Considerando-se o nível de significância de 10% verifica-se diferença estatisticamente significativa para os materiais constituintes dos parafusos,

quando comparados entre si e, diferença significativa com relação ao momento em que a pré-carga foi mensurada (tabela 02).

Tabela 02: Resultado do Teste

	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	P
Avaliação Entre Materiais			
Material	75981	37991	0,066 ^A
Avaliação Intra Materiais			
Tempo	52872	51144	0,001 ^B
Material * Tempo	6422	3106	0,273 ^B
Erro	132659	11055	

^A - Teste F

^B - Teste de Wilks Lambda seguindo ANOVA com medida repetida de perfil multivariado

6.2 AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS DE REAPERTO ENTRE MATERIAIS NOS DIFERENTES MOMENTOS

Considerando-se o tempo de 10 minutos para sedimentação do aperto dos parafusos e, ao final deste a realização de reaperto para obtenção da ótima pré-carga, na tabela 03 pode-se observar uma diferença entre as médias de reaperto para os 3 parafusos.

Tabela 03: Médias de reaperto entre materiais (Ncm)

Material	Média ± Desvio Padrão	P
Ouro	23,4 ± 1,33	
Titânio	17,90 ± 1,68	< 0,001
Tratado	17,90 ± 2,12	

Teste ANOVA

A média dos parafusos de ouro é superior a média obtida pelos parafusos de titânio e titânio tratado ($p < 0,001$), indicando uma menor necessidade de reaperto, enquanto as demais médias não se diferem.

6.3 AVALIAÇÃO DO TORQUE PRÉ/PÓS-CICLAGEM INTRA-PARAFUSO

Na tabela 04 são apresentados os valores dos torques de remoção de cada parafuso. Considerando-se a comparação entre os torques de aperto iniciais (pré-ciclagem) e os valores de torque de remoção (pós-ciclagem), todos os materiais apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,001$).

Tabela 04: Avaliação do torque inicial e torque de remoção intra-parafusos (Ncm)

	Antes	Depois	P
	Média ± Desvio Padrão	Média ± Desvio Padrão	
Ouro	30,32 ± 0,53	18,06 ± 1,94	< 0,001
Titânio	30,23 ± 0,41	21,00 ± 0,79	< 0,001
Titânio/Tratado	30,40 ± 0,55	16,64 ± 1,38	< 0,001

Teste t-Student para amostras pareadas

6.4 AVALIAÇÃO DO TORQUE PÓS-CICLAGEM ENTRE MATERIAIS CONSIDERANDO O VALOR INICIAL COMO COVARIÁVEL

Verificando o torque de remoção após simulação de carga mastigatória, os resultados obtidos demonstraram diferença estatística entre os três materiais, sendo maiores, os valores para o grupo dos parafusos de titânio ($21,00 \pm 0,79$ Ncm) e menores, os do grupo de parafusos com tratamento de superfície ($16,64 \pm 1,38$ Ncm) (Tabela 05).

Tabela 05: Médias de torque de remoção entre materiais (Ncm)

Material	Média ± Desvio Padrão	P
Ouro	18,06 ± 1,94 ^a	< 0,001

Titânio	21,00 ± 0,79 ^b
Tratado	16,64 ± 1,38 ^c

Teste ANOVA – Letras a,b, c indicam diferença estatística entre os grupos.

Considerando o torque de remoção e realizando análise de covariância, constata-se diferença estatisticamente significativa para o material do parafuso ($p < 0,001$) (Tabela 06). Além disso, o valor de R^2 (0,707) indica que 70% da variabilidade do torque de remoção está relacionada com o tipo de material do parafuso, enquanto os outros 30% se devem a fatores aleatórios, que não puderam ser controlados (Tabela 06).

Tabela 06: Resultado da Análise de Covariância

Source	Soma de		Quadrado		
	Quadrados	GI	Médio	F	P
Modelo					
Corrigido	52,686(a)	3	17,562	8,842	0,003
Intercepto	0,546	1	,546	,275	0,610
Material	52,178	2	26,089	13,136	0,001
T. inicial	3,237	1	3,237	1,630	0,228
Erro	21,847	11	1,986		
Total	5245,350	15			
Corrected					
Total	74,533	14			

$R^2 = 0,707$ (R^2 ajustado = 0,627)

Ajustando o torque de remoção pelo torque inicial (30,2Ncm) e comparando este item nos três grupos, observa-se que há diferença entre os materiais constituintes dos parafusos. Considerando cada material comparado entre si, o titânio apresenta o maior torque de remoção ajustado pelo torque inicial ($p = 0,018$ em relação ao ouro; $p = 0,001$ em relação ao tratado), os demais materiais, ouro e tratado, não diferem entre si ($p = 0,362$).

Tabela 07: Valores de torque de remoção ajustados pelos valores de torque inicial (Ncm)

Material	Média Ajustada	IC 95%
Titânio	21,09	19,69 – 22,49
Ouro	18,06	16,67 – 19,44
Tratado	16,55	15,16 – 17,95

Considerando a média de torque inicial de 30,2

Discussão

7 DISCUSSÃO

A hipótese nula foi rejeitada, ou seja, os parafusos de diferentes materiais e tratamentos de superfície obtiveram resultados diferenciados de pré-carga e torque de remoção após simulação de carga funcional através de ciclagem mecânica.

Os maiores valores de pré-carga ($p < 0,05$) registrados nesta pesquisa, independente do momento, foram obtidos pelos parafusos de ouro (pré-ciclagem $341,00 \pm 78,53\text{N}$; pós-ciclagem $284,60 \pm 72,81\text{N}$) em relação aos parafusos de titânio (pré-ciclagem $235,00 \pm 27,39\text{N}$; pós-ciclagem $196,00 \pm 29,66\text{N}$) e tratado (pré-ciclagem $284,00 \pm 70,92\text{N}$; pós-ciclagem $195,00 \pm 69,28\text{N}$). Importante observação constatada no estudo são os valores percentuais de redução de pré-carga nos momentos pré e pós-ciclagem para os diferentes materiais. No caso dos parafusos de ouro observa-se uma redução de 16,54% semelhante aos valores encontrados para os parafusos de titânio (16,59%), sendo estes, inferiores aos valores obtidos pelos parafusos com tratamento de superfície, 31,34%. Apesar de obter valores absolutos de pré-carga menores que os obtidos pelos parafusos de ouro, os parafusos de titânio apresentaram maior estabilidade de pré-carga pós-ciclagem. Embora os parafusos tratados registrem maiores valores de pré-carga pré-ciclagem ($284,00 \pm 73,65\text{N}$) que os parafusos de titânio ($235,00 \pm 27,39\text{N}$), percebe-se que estes possuem menor estabilidade, sofrendo reduções de 31,34% de valores absolutos de pré-carga em média.

Considerando-se a média de valores de pré-carga e seus respectivos desvios-padrão, constata-se que os valores obtidos para esta após reaperto, não possuem diferença estatisticamente significativa, sendo possível mencionar que, mesmo após a simulação de carga funcional utilizada neste estudo, os parafusos submetidos a novo torque de 30Ncm (idêntico ao inicial) desenvolveram valores de pré-carga semelhantes aos obtidos previamente à ciclagem.

Segundo os resultados obtidos no presente trabalho, houve diferença estatisticamente significativa na comparação dos valores de pré-carga nos diferentes momentos e com os diferentes materiais constituintes dos parafusos. Todos os grupos apresentaram diminuição nos valores de pré-carga pós-ciclagem, confirmando os resultados obtidos por Byrne et al., (2006). Considera-se pré-carga, a força compressiva gerada sobre a junção parafuso/implante no ato de parafusar, responsável por manter esta junta hermeticamente fechada. Entretanto, esta união passa por um período crítico após o momento do aperto, pois há liberação das tensões de torção exercidas no ato de apertar o parafuso após as primeiras horas decorrentes deste procedimento. O remanescente desta pré-carga deve ser suficientemente necessário para manter-se ao longo do tempo (Cantwell et al, 2004). A busca por soluções para o problema do afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment* e suas conseqüências clínicas tem levado a diversas linhas de pesquisa, como o estudo de outras formas de conexão prótese-implante, tratamento de superfície dos parafusos a fim de aperfeiçoar a sedimentação e, adequação de cargas oclusais sobre os implantes (Weinberg; Kruger, 1995; Martin et al., 2001).

A significativa diminuição da pré-carga para o grupo ouro e a baixa redução em percentual da pré-carga para os parafusos de titânio, pode ser uma variável relacionada à liga constituinte do parafuso. Segundo Tzenakis et al. (2002), a tensão gerada sobre um parafuso aumenta proporcionalmente ao número de ciclos de aperto/desaperto, provavelmente devido a eliminação gradual da microaspereza das superfícies, permitindo melhor contato entre as partes. Os resultados deste trabalho estão de acordo com os achados de Jemt et al. (1992), Haack et al. (1995), Lang et al. (2003), que, embora utilizando metodologias diferenciadas, apresentaram maiores valores de pré-carga para os parafusos de ouro.

Uma maior produção de pré-carga foi encontrada por Mcglumphy et al., (1994) e Martin et al (2001), nos parafusos de ouro, quando comparada com a

mesma condição produzida nos parafusos de titânio, aplicando-se forças de torque similares. Acredita-se que esta ocorrência seja conseqüência de um maior coeficiente de atrito entre a união das roscas do parafuso e implante, o que provoca um aumento nas forças de aperto. Vale salientar que, por possuir baixa dureza, o titânio sofre um severo desgaste abrasivo no contato com materiais mais duros (Ribeiro et al, 2005).

Estudos mostraram que a condição de produção de pré-carga dos parafusos de ouro é superior quando comparada com os parafusos de titânio (Haack et al, 1995). Esta condição é sugerida como conseqüência da resistência ao escoamento da liga de ouro, que permite maior alongação que a liga de titânio, que possui maior resistência ao escoamento (Haack et al, 1995).

Segundo Theoharidou et al. (2008), a estabilidade da conexão hexagonal externa é obtida quando aplicados torques apropriados, com estabelecimento de altas pré-cargas iniciais, contudo, esta estabilidade é subsequentemente aumentada pela alteração das ligas constituintes do parafuso e suas superfícies.

O estabelecimento da pré-carga ideal dependerá de uma série de fatores, dentre os quais destacam-se o material do componente, cabeça do parafuso, desenho das roscas e características da superfície. Inicialmente os parafusos eram confeccionados em liga de titânio, contudo o uso de liga de ouro mostrou maior resistência de união, resultando em maior pré-carga gerada, e, conseqüentemente maior estabilidade do parafuso. Por outro lado, a quantidade de atrito produzida entre o parafuso de ouro e o titânio do implante foi desvantajosa, assim como o custo bem mais elevado do ouro (Khraisat et al, 2004).

Os valores absolutos de pré-carga em parafusos de fixação de *abutments* variam na maioria dos estudos, devido aos diferentes métodos de mensuração utilizados (Byrne et al., 2006).

Para todos os grupos, o torque necessário para remoção do parafuso de fixação do *abutment* foi menor do que o torque de apertamento inicial. Destaca-se o fato de o grupo titânio apresentar os maiores valores de torque de remoção ($21,00 \pm 0,79 \text{Ncm}$), enquanto os parafusos com tratamento de superfície apresentaram os menores valores ($16,64 \pm 1,38 \text{Ncm}$). É importante cruzar estes valores com os resultados contidos na tabela 1, pois o grupo titânio possui maior estabilidade de pré-carga após ciclagem, ou seja, menor diferença dos valores mensurados pré e pós-ciclagem. A comparação dos valores obtidos neste estudo com outros já publicados torna-se difícil (Norton, 1999; Nakamura et al., 2005; Stücker et al., 2007), devido às condições experimentais diferenciadas e à ausência de estudos específicos para este fim, pois como relatado por Khraisat et al. (2004), os valores de torque de remoção geralmente estão associados a estudos de pré-carga e, não avaliam os materiais dos parafusos, mas sim, as diferentes direções de força. Na tabela 5 verifica-se que o titânio necessita menor torque, ou seja, atinge menos pré-carga, quando comparado ao ouro, porém oferece maior estabilidade da pré-carga que o parafuso de ouro. Contudo, salienta-se a maior importância da obtenção de uma ótima pré-carga frente aos problemas de afrouxamento de parafuso.

Martin et al. (2001) verificaram que, diminuindo o coeficiente de fricção dos parafusos de fixação, por meio de tratamento de superfície dos parafusos convencionais de titânio e ouro, é possível a obtenção de maiores valores de pré-carga e torque de remoção. Porém, neste estudo, o autor não realizou ciclagem das amostras, apenas ciclos de reaperto nos parafusos.

Sutter et al. (1993) encontraram valores de torque de remoção em média, 10% menores que os torques de aperto iniciais, após 500.000 e 2.000.000 de ciclos.

A ocorrência de diferenças nos torques iniciais de reaperto, é mencionada na literatura como fator decorrente do fenômeno de sedimentação

entre os componentes do *abutment* e implante. Além disso, espera-se uma redução de 2 a 10% na pré-carga, nos primeiros segundos ou minutos após o apertamento, como resultado deste relaxamento (Dixon et al., 1995).

Quando do reaperto dos parafusos, após espera de 10 minutos para sedimentação, os valores de torque reiniciavam a partir de $23,4 \pm 1,33$ Ncm para o ouro, $17,9 \pm 2,12$ Ncm para tratado e $17,9 \pm 1,68$ Ncm para titânio, indicando perda da pré-carga e, constatando o fenômeno destacado no parágrafo anterior. A comparação com outros estudos torna-se difícil, principalmente pela variedade de fabricantes, desenhos de parafusos, materiais constituintes, tratamentos de superfície e delineamento dos mesmos. A maioria dos estudos utiliza parafusos de ouro com diferentes pilares (Weiss et al., 2000; Lee et al., 2002) ou compara diferentes tratamentos de superfície (Martin et al., 2001; Lang et al., 2003), porém, os valores de perda de torque imediato para os parafusos de ouro aqui relatados ($6,6 \pm 1,33$ Ncm) são compatíveis com os encontrados no estudo de Weiss et al. (2000), 3,4 a 6,2 Ncm.

Cantwell et al. (2004), relataram perda de 24,9% da pré-carga total em 15 horas, com a maior parte ocorrendo nos 2 primeiros segundos (29,5%) e, até o décimo segundo registraram 40,2% da perda total, justificando desta forma, os resultados encontrados nesta pesquisa.

A uniformidade e baixos índices de desvio padrão atestam a fidedignidade entre os corpos de prova, ou seja, a inexistência de grandes diferenças entre os mesmos, sugerindo também a correta execução técnica e metodológica do trabalho.

Os métodos de maior precisão para avaliação da pré-carga necessitam que as duas extremidades estejam acessíveis. Pode-se, assim, medir a quantidade de alongação do parafuso de forma direta, através de um micrômetro, ou de um medidor eletrônico de comprimento, e o parafuso pode ser dilatado até um comprimento consistente com a pré-carga desejada.

Transdutores ultra-sônicos são utilizados, algumas vezes, para medir a mudança de comprimento do parafuso quando apertado, sendo que estes apenas requerem acesso à extremidade da cabeça do parafuso. Porém, esses métodos não são úteis em alta produção ou situações de serviço de campo, uma vez que requerem tempo, cuidado, exatidão de instrumentos e pessoal especializado. Um método mais conveniente, mas menos exato, é o que mede o torque aplicado à porca ou à cabeça do parafuso. Um torquímetro registra a quantidade de torque aplicado através de um visor. Os torquímetros apresentam imprecisão de $\pm 30\%$ na mensuração da pré-carga. Dependendo da acuidade do profissional que realizará o teste e, se as roscas estiverem lubrificadas, o erro pode ser diminuído à metade (Norton, 2004). A utilização de torquímetro digital para registro dos valores de torque é utilizado em outros estudos, como o de Gross et al. (1999) que considera uma precisão de $\pm 2\%$. A utilização de célula medidora de carga especialmente desenvolvida com a finalidade de mensuração de pré-carga em parafusos de fixação de próteses implantorretidas, possibilitou a obtenção de medidas precisas, sem a necessidade de exposição das extremidades do parafuso, o que facilitou a transposição do estudo *in vitro* para uma situação mais próxima da clínica diária, com utilização de coroa metálica e manutenção do parafuso no receptáculo do implante.

Os valores de carga e frequência de ciclo mastigatório têm seu embasamento nos trabalhos de Lee et al. (2002) e Khraisat et al. (2004). Registra-se que a grande variabilidade de valores de carga, frequência e número de ciclos utilizados nos estudos dificulta a padronização destas variáveis (Binon 1994; Binon 1998; Gratton et al, 2001; Lee et al., 2002; Hecker et al., 2003). Destaca-se a não ocorrência de falhas mecânicas de desparafusamento, fratura de parafusos ou de qualquer componente na execução desta pesquisa.

Considerando que o valor de 1.000.000 de ciclos seja equivalente a um ano em função, pode-se sugerir a utilização de até 3.000.000 de ciclos para

avaliação de pré-carga e torque de remoção de diferentes parafusos de fixação de pilares sobre implante, pois 97% das próteses avaliadas em estudo de revisão de literatura, mantiveram estabilidade da conexão (Theoharidou et al., 2008).

Apesar das divergências existentes na literatura a respeito da influência de saliva na obtenção de pré-carga (Al Rafee et al., 2002), optou-se pela utilização desta, já que Guda et al. (2008) encontraram valores superiores de pré-carga para os parafusos colocados em meio lubrificado.

A escolha do cimento fosfato de zinco baseou-se nas características e vantagens deste material, já que o mesmo continua sendo o mais utilizado na cimentação de coroas metálicas. Dentre as vantagens destacam-se baixo custo, facilidade de trabalho e boas propriedades mecânicas, tempo de trabalho adequado, fácil manipulação, pequena espessura de película, fácil remoção de excessos, biocompatibilidade, resistência e retenção adequada (Awes, 1992; Godorovsky et al., 1992).

Um fator não controlado na realização deste estudo foi a velocidade de aperto e remoção dos parafusos. Embora se tenha tomado o cuidado de realização de estudo piloto e, toda pesquisa tenha sido realizada pelo mesmo operador, as mensurações ocorreram em três dias distintos e sem auxílio de torquímetro com controle de velocidade ou outro dispositivo mecânico, o que dificulta a padronização deste quesito.

O projeto ou produção de um parafuso ultra-resistente, ou seja, um “super parafuso”, não é interessante. Deve-se considerar que, como em todo projeto mecânico, existe o desgaste de suas partes ou componentes. Sendo assim, algum componente do sistema deve ser projetado como elo de fragilidade, tendo o objetivo de manter a longevidade do tratamento proposto. Caso o parafuso não falhasse, teríamos problemas em relação à plataforma do

implante, base do intermediário, reabsorção de crista óssea, entre outros (Steinebrunner, et al., 2008).

Para estudos futuros à respeito deste assunto sugere-se a aplicação de diferentes torques para o mesmo grupo de parafusos com o objetivo de avaliar a perda de pré-carga após ciclagem e, realização de segunda simulação de cargas mastigatórias, após o reaperto dos parafusos, avaliando a possibilidade de reutilização dos parafusos e capacidade de manutenção da pré-carga.

Conclusões

8 CONCLUSÕES

- A preferência para indicação de uso de parafusos de fixação de próteses unitárias implantorretidas, em relação ao material constituinte, seria para os parafusos de ouro, que obtiveram os maiores valores de pré-carga pré e pós-ciclagem, seguidos dos parafusos tratados e os de titânio.

- Os resultados indicam que a carga mecânica, aqui representada pelo teste de ciclagem, tem influência nos valores de pré-carga. Após serem submetidos ao teste, todos os grupos tiveram perda de pré-carga, sendo esta, maior para os parafusos com tratamento de superfície.

- Em relação aos valores de torque de remoção após ciclagem mecânica, os parafusos de titânio apresentaram os maiores valores, seguidos dos de ouro e dos parafusos de titânio com tratamento de superfície.

Referências Bibliográficas

9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1: 11-25.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preload dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004; 91 (4):319-325.
- Al Jabari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *J Prosthodont*. 2007: 168-180.
- Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J. Prosthet Dent*. 2002; 88 (2):176-182.
- Ames, WB. A new oxiphosphate for crown setting. *Dent Cosmos*. 1992; 34 (4): 392-393.
- Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker Inc, 1995.
- Binon P. et al. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994 ; 9 : 48-63.
- Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998; 79: 430-432.
- Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*. 1993; 6(5): 435-439.
- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994; 71(6):592-599.
- Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodontics*. 2006; 15 (3): 164-171.
- Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19: 124-132.

- Cavazos E, Bell F. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent.* 1996; 5 (75): 566-569.
- Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3 to 7 year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004; 13:245-250.
- Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995; 74 (3): 270-278.
- Doebelin, Ernest. *Measurement Systems: application and design.* New York: McGraw Hill, 2005.
- Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000; 16: 226-230.
- Godorovsky, S; Zidan, O. Retentive strength desintegration and marginal quality of luting cements. *J Prosth Dent.* 1992; 68 (2): 269-274.
- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001; 85 (1): 47-52.
- Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI. Closing torque in five implant abutment systems: An in vitro comparative study. *J Prosthet Dent.* 1999; 81 (5): 574-578.
- Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent.* 2008; 100:183-193.
- Gunne J, Jemt T, Linden B. Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prosthesis after 3 years. *Int J Prosthodont.* 1994; 7: 143-148.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey J. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(5): 529-536.
- Hanses G, Smedberg II, Nilner K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin Oral Impl Res.* 2002; 13:666-670.
- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006; 95: 26-32.

- Jaarda M, Razzoog M, Gratton D. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995;74(4):373-379.
- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6:270-276.
- Jivrai SA, Chee WWL. Use of a removable partial denture in the management of chronic screw loosening. *J Prosthet Dent.* 2005 ; 93 :13-16.
- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002 ;88(6) :604-610.
- Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004; 91 (4):326- 334.
- Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Scholz MS. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomaterialia.* 2008; 4:1440-1447.
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 539-546.
- Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: 402-408.
- Levine RA, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G, et al. Multicenter retrospective analysis of the solid screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2002; 17: 550-556.
- Lindholm US, Nagy A, Johnson GR, Hoegfeldt JM. Large strain, high strain rate testing of copper. *ASME Journal of Engineering Materials and Technology.* 1980; 102:376-381.
- Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J. Prosthet Dent.* 2001; 86: 24-32.
- Mcglumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998; 42 (1): 71-89.
- Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de "abutment" em implantes de hexágono

externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. *RPG Rev Pós Grad.* 2006; 13 (1): 96- 102

Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Renoval of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004; 91 (6): 513-517.

Nisnick G. The implant abutment connection: The key to prosthetic success. *Compendium.* 1991; XII (12):932-938.

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 88(2):176-182.

Norton RL. *Projeto de Máquinas: uma abordagem integrada.* 2 Ed. Porto Alegre: Bookman Companhia Editora, 2004.

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

Probster L, Maiwald U, Weber H. Three point bending strenght of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci.* 1996; 104: 313-319.

Rafee MA, Nagy WW, Founelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on te ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent.* 2002;88(2):176-182.

Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R.. Evaluation of the torque removal in internal hexagonal abutments submitted to a cyclic loading test. *Cienc Odontol Bras.* 2007; 10 (4): 76-81.

Rangert B, Sullivan R, Jemt T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997; 12: 360-370.

Ribeiro ALR, Vaz LG, Araujo RP, Sartori R. Hardness and characterization of the c.p. Ti when submitted to heat treatments and to the action of sodium fluoride solution. *Rev Odontol UNESP.* 2005; 34(2): 73-78.

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strnght of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006; 22:176-182.

Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Alonso JM, et al. A 5-year multicenter study on implant supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 212-218.

- Sherrer SS, Wiscott AH, Coto-Hunziker V, Belser UC. Monotonic flexure and fatigue strength of composites for provisional and definitive restorations. *J Prosthet Dent.* 2003; 89:579-588.
- Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2009;101:119-127.
- Stucker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1):55-58.
- Sutter F, Weber H, Sorensen J. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodont Rest Dent.* 1993; 13(5):409-431.
- Spiekermann H. *Implantologia.* Porto Alegre: Artes Médicas, 2000.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res.* 2008; 19:1276-1284.
- Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17:175-183.
- Taylor TD, et al. Implant Prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 66-75.
- Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002; 88:89-95.
- Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J. Prosthet. Dent.,* 2002; 88 (2): 183-191.
- Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:681-690.
- Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(3):234-240.
- Warren P, Chaffee N, Felton DA, Cooper LF. A retrospective radiographic analysis of bone loss following placement of TiO₂ grit-blasted implants in the posterior maxilla and mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17: 399-404.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: 209-218.

Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant-prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont.* 1995;8;19-31.

Weiss E, Kozak D, Gross M. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment implants systems. *J. Prost Dent.* 2000; 2 (84): 194-199.