

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO
CENTRO BIOMÉDICO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Felipe Miguel Pinto Saliba

**PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA PARA COMPARAR A CAPACIDADE DE
DIFERENTES PARAFUSOS NA MANUTENÇÃO DA UNIÃO DO COMPONENTE
PROTÉTICO COM O IMPLANTE**

Rio de Janeiro
2006

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO
CENTRO BIOMÉDICO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Felipe Miguel Pinto Saliba

**PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA PARA COMPARAR A CAPACIDADE DE
DIFERENTES PARAFUSOS NA MANUTENÇÃO DA UNIÃO DO COMPONENTE
PROTÉTICO COM O IMPLANTE**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro como um dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Periodontia.

Orientadores: Prof. Dr. Daniel de Moraes Telles e Prof. Dr. Eduardo José Veras Lourenço

Rio de Janeiro
2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Felipe Miguel Pinto Saliba

PROPOSTA DE UMA METODOLOGIA PARA COMPARAR A CAPACIDADE DE DIFERENTES PARAFUSOS NA MANUTENÇÃO DA UNIÃO DO COMPONENTE PROTÉTICO COM O IMPLANTE

Rio de Janeiro, 23 de Fevereiro de 2006.

Professor: _____
Ricardo Guimarães Fischer

Professor: _____
Olívia Albertina da Silva Fraga

Professor: _____
Luis Carlos Santiago Costa

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Moacyr e Hilma,

Ao meu irmão, Fernando,

À minha esposa, Danielle,

À minha Família e Amigos.

Dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

*À **Deus**, simplesmente por me dar forças e permitir que eu siga sempre em frente todos os dias.*

*Aos meus pais, **Moacyr e Hilma**, por serem pessoas tão adoráveis e que me incentivam a cada dia.*

*Ao meu irmão, **Fernando**, por toda sua ajuda e por fazer valer o verdadeiro significado da palavra irmão.*

*À minha amada esposa, **Danielle**, pela ajuda, pelo amor que me oferece todos os dias e pela paciência nesta fase de minha vida.*

*Aos meus falecidos avós, **Hilda e Miguel**, pela educação e criação que me proporcionaram.*

*Ao meu padrinho **Márcio**, minha madrinha **Mara** (in memoriam), minhas primas **Cassi e Rissa** e meus primos **André e Frossard**, por todo carinho que têm por mim e por formarmos uma verdadeira família.*

*À minha avó **Maria** e avô **Felipe** (in memoriam), sei que mesmo de longe (Curitiba) sempre torceram por mim.*

*Aos meus tios, **José Roberto e Marlene**, meus primos **Ana, Tata, Elias e Lú**, pela confiança depositada em mim e por todo carinho.*

*À toda minha **Família**, pela paciência nos momentos em que estive ausente e pelo carinho que todos me oferecem.*

*Aos meus sogros, **Eli e Elzo**, por estarem sempre ao meu lado por terem feito a pessoa mais importante de minha vida.*

*Aos amigos de todos os dias, **Vivi, Old e Priscilla, Túlio e Camila, Betão e Carla, Negão, Gustavo, Erick, Favilla, Léo, Maurício, Victor, Renatinho e Natasha, Ed, Rupert, Vinícius, Maria Claudia**.*

Aos amigos de trabalho, Sergio Dias, Kilber Thurler, Carlos Henrique, Rosália Pinho, Katiana Vidal, Francisco Pereira, Santiago e Mariana, Edilberto Seixas, Carlos Ramirez, Claudia Rocha, André Diniz, Flavio Rodrigues, Claudia Amorim.

*Aos **Funcionários** da UERJ, pela presteza e apoio.*

*À **NEODENT**, pelo fornecimento do material.*

*Ao engenheiro **Alexsander Golin** (Neodent), pela ajuda nos ensaios e por sanar as dúvidas de engenharia.*

*Ao engenheiro **Rodolfo Suanno**, pela atenção oferecida no decorrer deste trabalho.*

*Aos amigos de mestrado, **Janaina, Michelli, Ana Paula, Diana, Flávia, Bruno, Fabio**, pelos bons momentos que passamos juntos.*

*À Diretora da Escola de Odontologia da Unigranrio, **Dr^a Anadir Cordeiro Herdy**, pelo incentivo e confiança.*

*Ao amigo e colega de trabalho, **Dr. Inajar José das Chagas**, pelos momentos de alegria que passamos juntos na UNIGRANRIO.*

Agradecimentos Especiais

*Ao meu **Orientador e Amigo Prof. Dr. Daniel Telles**, pela forma simples e direta de mostrar o que significa ser mestre, pelos ensinamentos fornecidos, pela paciência, pela confiança depositada em mim e pelos momentos de pesquisa que tivemos juntos.*

*Ao meu **Orientador e Amigo Prof. Dr. Eduardo Veras**, pelos ensinamentos que me passou durante estes dois anos de convívio, pelos momentos de pesquisa que tivemos juntos e pela ajuda no decorrer do curso de mestrado.*

*Ao **Grande Amigo e colega de turma Alexandre Teixeira**, pelos momentos de alegria que passamos juntos, pela ajuda ao longo do curso, pela amizade que me oferece e por ter se tornado uma pessoa muito importante na minha vida.*

Meus sinceros agradecimentos.

RESUMO

RESUMO

As ocorrências de afrouxamento dos parafusos que unem as próteses aos implantes, são motivos de preocupação para os profissionais e empresas, as quais tentam minimizar o problema desenvolvendo e lançando no mercado parafusos que, se utilizados, supostamente diminuiriam a incidência de falhas nas próteses. Este trabalho desenvolve uma metodologia para se realizar ensaios de torque de remoção dos parafusos protéticos, com dois objetivos definidos: (1) isolar o comportamento do parafuso independente do dispositivo anti-rotacional (hexágono); (2) realizar uma transferência de carga de desparafusamento, estabelecendo uma movimentação ao conjunto, como acontece na boca e não somente ao parafuso protético. Para o emprego desta nova metodologia, utilizou-se 20 implantes com hexágono externo e 20 intermediários protéticos rotacionais (sem hexágono) retidos por 20 parafusos divididos em dois grupos: 10 parafusos de titânio (grupo 1) e 10 parafusos de titânio recobertos por lubrificante sólido – TorqTite (grupo 2). Após o travamento do intermediário pelo parafuso, com um torque de 32 Ncm, o torque de remoção ao invés de ser aplicado no parafuso, foi aplicado no intermediário, através de uma chave que encaixava no intermediário e fazia com que o mesmo movesse no sentido do desparafusamento, eliminando a pré-carga e soltando o parafuso. Através dos resultados obtidos, pode-se observar que o grupo 2 obteve uma média dos valores do torque de remoção (48,47 Ncm \pm 5,04) maior que o grupo 1 (38,62 Ncm \pm 6,43), estabelecendo uma diferença significativa entre dois parafusos ($p=0,001$), mesmo com uma amostra reduzida, demonstrando-se a eficiência do método utilizado.

Palavras-chaves: Implantes Dentários; Biomecânica; Próteses e Implantes.

ABSTRACT

ABSTRACT

The occurrences of screws loosening that hold the prosthesis to the implants are concerning reasons for professionals and companies. In fact, companies are trying to minimize this problem by developing and launching screws that, if used, supposedly would reduce the prosthesis failures incidences. This work develops a methodology to achieve a loose tightening torque trial of prosthetic screw, with two defined objectives: (1) to isolate the screw behavior independently from the abutment hexagon; (2) to obtain a loose tightening transfer load, establishing a screw joint movement freedom, as it happens in the mouth, and not only on the prosthetic screw. In order to apply this new methodology, 20 external hexagon implants and 20 abutments without hexagon kept by 20 screws divided in two groups: 10 titanium screws (group 1) and 10 solid lubricated screws – TorqTite (group 2). After the abutment fixation by the screw, with a 32 Ncm torque, the reverse torque, instead of being applied to the screw, was applied to the abutment with a key that fitted onto the abutment, making it move in a loose tightening direction, eliminating the preload and screw loosening. Taking the results into consideration, it was possible to see that group 2 had a reverse torque average value higher (48,47 Ncm \pm 5,04) than group 1 (38,62 Ncm \pm 6,43) establishing a significant difference between two screws ($p=0,001$), even for a small sample, showing the efficiency of the used method.

Key words: Dental Implants; Biomechanics; Protheses and Implants.

SUMÁRIO

1. Introdução	18
2. Revisão de literatura	22
2.1 - Complicações protéticas (afrouxamento dos parafusos)	23
2.2 - Como ocorre o afrouxamento	24
2.3 - Tentativa para solucionar o problema	31
3. Proposição	32
4. Materiais e métodos	34
4.1 - Implantes	35
4.2 - Pilares Sextavados e Dispositivos de Remoção	35
4.3 - Grupos	37
4.4 - Experimento	37
5. Resultados	40
6. Discussão	44
7. Conclusão	51
Referências	53

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Esquerda , aumento do MEV de 17 vezes do Gold-Tite (32 Ncm) mostrando o parafuso protético (<i>a</i>), corpo do implante (<i>b</i>) e pilar protético (<i>c</i>). Direita , aumento do MEV de 80 vezes do Gold-Tite (32 Ncm) mostrando o parafuso protético (<i>a</i>), corpo do implante (<i>b</i>).	27
Figura 4.1A e B. Um dos implantes utilizados no experimento.	35
Figura 4.2A. Pilar sextavado; B. Vista interna do pilar sem o hexágono (anti-rotacional).	36
Figura 4.3A. Chave confeccionada com uma das suas extremidades para encaixar no torquímetro digital; B. A outra extremidade para encaixar no pilar.	36
Figura 4.4A. Parafuso protético de titânio (Neodent); B. Parafuso protético de titânio recoberto com lubrificante (TorqTite, Nobel Biocare).	37
Figura 4.5. Implante preso na prensa.	38
Figura 4.6. Chave digital posicionada no parafuso.	38
Figura 4.7. Catraca torquímetro protética sendo utilizada para chegar ao torque de 32 Ncm.	38
Figura 4.8A. Medidor de torque utilizado; B. Confirmação do torque aplicado ao parafuso protético.	38
Figura 4.9. Torquímetro digital preso ao pilar sextavado.	39
Figura 4.10. Torque de remoção aferido.	39
Figura 6.1. Corte horizontal da relação entre os hexágonos do implante e do intermediário protético. A , relação de rotação entre os hexágonos, após o torque. B , relação entre os hexágonos sem rotação, antes do torque.	46
Figura 6.2. a. Diversas direções das cargas mastigatórias. b. Momentos de força ao redor do parafuso.	47
Figura 6.3. Como a pré-carga é perdida e desgaste das asperezas devido às forças laterais.	48

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 5.1.** Maiores valores de torque são observados para o grupo de parafusos TorqTite em relação ao grupo de parafusos de titânio. Pode-se observar ainda que a distribuição dos dados entre os grupos é semelhante. **42**

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1. Valores obtidos para os parafusos de titânio.	41
Tabela 5.2. Valores obtidos para os parafusos recobertos por lubrificante.	41
Tabela 5.3. Teste de normalidade para os parafusos de titânio.	42
Tabela 5.4. Teste de normalidade para os parafusos TorqTite.	43
Tabela 5.5. Análise da variância das amostras.	43

INTRODUÇÃO

1 – INTRODUÇÃO

A implantodontia é uma modalidade de tratamento cada vez mais indicada e utilizada por profissionais de diferentes áreas da odontologia. Um grande número de estudos *in vivo* e *in vitro* têm sido realizados para demonstrar a eficácia desta técnica. Entretanto, por se tratar de uma ciência relativamente nova e carecer inicialmente de comprovações e respaldo ao nível biológico, características relativas à interação mecânica da prótese com o implante ainda não foram suficientemente avaliadas. Entre estas características está a manutenção da junção componente protético-implante, fornecida pelo parafuso de fixação.

A superfície de suporte de um implante (plataforma) forma com a superfície de um pilar protético, na presença de um parafuso unindo estas superfícies, uma conexão que deveria permanecer estável por toda a vida da restauração. Pode-se dizer que, a manutenção da estabilidade desta conexão é obtida a partir da pré-carga alcançada no parafuso, quando o aperto sugerido pelo fabricante é aplicado¹⁵. A pré-carga é a força de travamento necessária para manter unidas as partes apertadas pelo parafuso sob condições estáticas ou funcionais^{3, 18}. Alguns autores descrevem que a pré-carga é influenciada por determinados fatores, tais como: o material utilizado na fabricação dos componentes protéticos e seus parafusos^{10, 13, 17}, a adaptação dos componentes protéticos à plataforma do implante^{12, 19}, o torque de parafusamento aplicado ao parafuso protético^{23, 9}, a textura da superfície dos componentes¹³ e a resistência dos materiais à fadiga¹⁴.

É consenso que à medida que se aumenta a força de torque exercida no apertamento do parafuso, gera-se uma pré-carga maior entre a base do componente e a plataforma do

implante, o que diminuiria a possibilidade de afrouxamento do parafuso após a prótese ter sido colocada em função na boca do paciente. Dessa forma, quanto maior a pré-carga, maior a resistência ao afrouxamento da conexão¹. Porém, os trabalhos de acompanhamento clínico sugerem que os valores de pré-carga obtidos com os sistemas atuais não atendem plenamente as necessidades clínicas, dada às altas taxas de manutenção das próteses sobre implantes por consequência do afrouxamento dos parafusos⁶.

O papel dos dispositivos anti-rotacionais passa então a ser questionado, pois o desajuste rotacional dos componentes também estaria diretamente relacionado à estabilidade da prótese. Para que se tenha uma área de contato entre os hexágonos que minimize a movimentação entre as peças e promova a manutenção da pré-carga, deve-se existir um desajuste rotacional mínimo, o que conseqüentemente, tornaria maior a resistência do parafuso ao afrouxamento. Para BINON¹, um desajuste rotacional maior do que 2° na conexão fará com que ela se torne mais instável, quando for submetida às cargas mastigatórias. Este desajuste entre o implante e o pilar protético não pode ultrapassar 5°, evitando assim o afrouxamento precoce dos parafusos¹⁵.

Os trabalhos existentes na literatura avaliam o torque de remoção dos parafusos protéticos através da aferição das diferenças de valores no torque de apertamento e do subsequente afrouxamento dos parafusos^{8, 12, 21, 23} sem, entretanto, considerar a maneira como as cargas oclusais são transferidas para a junção implante-componente-parafuso em condições de uso pelo paciente. A maioria desconsidera a capacidade ou não do hexágono funcionar como um dispositivo que limitaria a ação das cargas oclusais no processo de afrouxamento do parafuso. De fato, imputar ao hexágono a responsabilidade pelo não afrouxamento do parafuso tem-se mostrado como um conceito que se afasta dos resultados clínicos obtidos até então⁶. Torna-se então necessária a avaliação da capacidade de manutenção da pré-carga dos parafusos independente da ação controversa dos dispositivos anti-rotacionais (hexágono).

Fabricantes de diferentes sistemas têm-se mostrado sensíveis ao problema, desenvolvendo e colocando no mercado parafusos que supostamente minimizariam os índices de afrouxamento. Dessa forma o comportamento desses novos parafusos precisa ser avaliado com uma metodologia consistente que permita estabelecer comparações entre parafusos com características diferentes.

Este trabalho se propõe a desenvolver uma metodologia para se realizar ensaios de torque de remoção dos parafusos protéticos, com dois objetivos definidos: (1) isolar o comportamento do parafuso independente do dispositivo anti-rotacional (hexágono); (2) realizar uma transferência de carga de desparafusamento, estabelecendo uma movimentação ao conjunto, como acontece na boca e não somente ao parafuso protético.

REVISÃO DE LITERATURA

2 – REVISÃO DE LITERATURA

2.1 – Complicações protéticas (afrouxamento dos parafusos)

Com a realização das consultas de acompanhamento dos tratamentos protéticos realizados sobre implantes, os autores observaram e relataram o aparecimento de algumas complicações protéticas como, perda dos implantes, desadaptações protéticas, fratura dos componentes, afrouxamento do parafuso e fratura da resina^{4, 20}.

EKFELDT, CARLSSON e BÖRJESSON⁶ em 1994, realizaram uma avaliação clínica de restaurações unitárias suportadas por implantes osseointegrados, onde avaliaram 77 pacientes, totalizando 93 implantes instalados entre o período de 1987 e 1990. Esta avaliação ocorreu após um período de 3-46 meses de instalação das próteses e puderam observar que somente dois implantes foram perdidos: um foi perdido durante o período de osseointegração e o outro durante o primeiro ano em função. Observaram ainda que o problema mais comum encontrado foi o afrouxamento do parafuso protético, onde 43% dos parafusos protéticos tiveram que ser reapertados durante o período de acompanhamento e por esta razão, nove coroas tiveram que ser refeitas.

Ainda em 1994, CARLSON e CARLSSON⁴ examinaram 600 pacientes com próteses implanto-suportadas e dentre estes pacientes, 28% necessitaram de algum tipo de intervenção protética. As complicações variaram desde um simples ajuste até a confecção de próteses

novas. A fratura dos parafusos e o afrouxamento totalizaram 10% dos problemas apresentados.

Em 1998, TAYLOR²⁰ analisou a literatura existente sobre problemas protéticos e complicações da osseointegração em pacientes edentados, onde foi feita uma tentativa de comparar a frequência da complicação documentada contra o potencial percebido para complicações, incluindo perda dos implantes, desadaptações protéticas, fratura dos componentes e afrouxamento do parafuso.

2.2 – Como ocorre o afrouxamento

Em engenharia, empregam-se diversos procedimentos para se unir componentes, permanentemente ou temporariamente, destacando-se: a união por solda para materiais similares, rebites para materiais diferentes, os adesivos para materiais com superfícies de união limpas que receberão cargas de baixa intensidade e sem tensões de cisalhamento ao conjunto unido e finalmente por parafusos, onde estes são empregados na odontologia para unir as próteses aos implantes⁸.

Em 1996, BINON¹⁵ desenvolveu 5 grupos com 10 intermediários por cada e a diferença entre os grupos se deu na dimensão do hexágono interno. Foram criados intermediários com dimensões crescentes do hexágono, objetivando determinar a influência da liberdade rotacional entre o hexágono do intermediário e o hexágono do implante na estabilidade do parafuso protético. Os intermediários foram presos aos implantes com um torque de 30 Ncm nos parafusos. As amostras foram fixadas na máquina de ensaio, onde se aplicou uma carga de 133 N a uma frequência de 1150 ciclos por minuto, até a falha da

conexão determinada pelo afrouxamento do parafuso. Os resultados mostraram que quanto menor a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. O autor concluiu que a presença do hexágono aumenta de forma significativa a resistência ao afrouxamento dos parafusos e que a diminuição do desajuste rotacional tornou a conexão mais rígida e mais resistente ao afrouxamento.

ELIAS, VIEIRA e LIMA⁷, em 1999, relataram que um dos problemas que ocorre no emprego dos implantes está associado ao afrouxamento das conexões, devido à falta de ajuste entre o hexágono do implante e o hexágono do pilar protético. Uma das causas do desajuste tem sido a variação dimensional e a não ocorrência de intercambialidade das peças. Foi feita a análise estatística das dimensões de implantes *Master Screw* e compararam-se os resultados com as dimensões dos implantes *Steri-Oss*, *Lifecore* e *Calcitek* existentes na literatura. Os resultados mostraram que os implantes *Master Screw* possuem tolerâncias dimensionais equivalentes a dos implantes importados, o que permite boa ajustagem com os pilares protéticos e possibilidade de reduzir o afrouxamento dos sistemas.

Para WEISS, KOZAK e GROSS²³, em 2000, um fator que influencia a perda progressiva do torque de retenção é os sucessivos apertos e desapertos que os parafusos protéticos recebem durante os procedimentos clínicos e procedimentos laboratoriais. Os autores ainda justificam que esta perda progressiva do torque é devida à diminuição do coeficiente de fricção entre as estruturas ocasionando a perda da pré-carga.

Entendendo a mecânica dos parafusos através de conhecimentos aplicados na engenharia, os fabricantes de componentes protéticos promovem avanços na tecnologia de fabricação dos parafusos, buscando a diminuição do afrouxamento dos mesmos. Surgem no

mercado parafusos protéticos, com tratamento especial da sua superfície visando reduzir o coeficiente de atrito, aumentar a pré-carga e com isso diminuir o afrouxamento das próteses. MARTIN et al¹⁷ (2001), avaliaram 4 diferentes parafusos, onde cada parafuso possui um tipo de superfície: 1) Gold-Tite (3I); 2) TorqTite (Nobel Biocare); 3) parafuso de ouro (3I); 4) parafuso de titânio (3I). Os autores dividiram os parafusos em 4 grupos (com 10 parafusos em cada grupo) aplicando torque de 20 Ncm e mais 4 grupos (com 10 parafusos em cada grupo) aplicando torque de 32 Ncm. Utilizaram para cada parafuso um implante de 3,75 mm de diâmetro x 15 mm de altura (3I), preso em um bloco de resina acrílica com um pilar de titânio convencional. O objetivo deste estudo foi avaliar a diferença entre o grau de rotação dos parafusos e os valores da pré-carga. O grau de rotação foi avaliado através do registro de cinco medidas demonstrando a mudança no grau de rotação depois de repetidos ciclos de torque e destorque, em seguida a pré-carga era calculada através de uma equação matemática. Para o torque de 20 Ncm, a maior rotação foi encontrada nos parafusos TorqTite (19,3°), depois o Gold-Tite (14,9°), em seguida o de ouro (9,8°) e de titânio (9,8°). Para o torque de 32 Ncm os parafusos TorqTite novamente apresentaram maior grau de rotação (31,3°), depois o Gold-Tite (20,4°), em seguida o de ouro (16,5°) e por último o de titânio (14,9°). Em ambos os torques (20 e 32 Ncm), a maior pré-carga foi obtida para os parafusos Gold-Tite, seguido dos parafusos TorqTite, ouro e titânio. Ao avaliar em microscópio eletrônico de varredura com aumentos de 17 vezes e 80 vezes, as amostras analisadas demonstraram um mesmo padrão de contato entre as roscas, isto é o contato ocorre entre a superfície superior da rosca do parafuso protético com as roscas do implante (Figura 2.1). A conclusão deste estudo foi que os parafusos que recebem tratamento em suas superfícies (Gold-Tite e TorqTite) tiveram o coeficiente de fricção reduzido, gerando valores maiores da pré-carga, entretanto relatam que estes valores devem ser investigados sob cargas cíclicas.

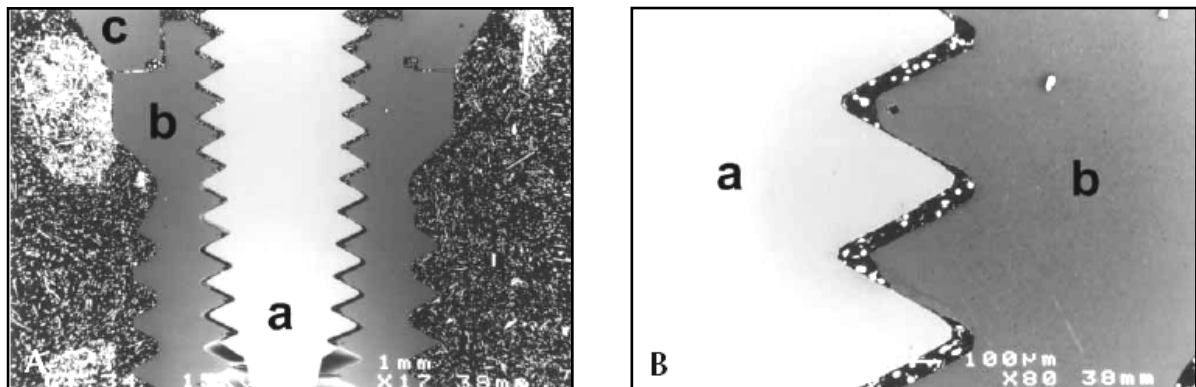


Figura 2.1. Esquerda, aumento do MEV de 17 vezes do Gold-Tite (32 Ncm) mostrando o parafuso protético (a), corpo do implante (b) e pilar protético (c). Direita, aumento do MEV de 80 vezes do Gold-Tite (32 Ncm) mostrando o parafuso protético (a), corpo do implante (b)¹⁷.

Em 2001, CIRIBIRKA et al⁵ avaliaram o que ocorreria com os valores de torque de remoção do parafuso após testes de fadiga, quando as medidas entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar protético fossem alteradas ou ainda, o hexágono externo do implante fosse removido. Foram utilizados 10 implantes para cada um dos três grupos, sendo que o grupo 1, era de implantes com o hexágono externo convencional (altura de 0,633 mm e largura de uma face a outra de 2,700 mm), o grupo 2 era de implantes com o hexágono externo modificado (altura de 0,608 mm e largura de uma face a outra de 2,664 mm) e o grupo 3, ao invés de um formato hexagonal, possuía uma conexão com forma circular (altura de 0,668 mm e diâmetro de 2,668 mm). 30 pilares protéticos Procera foram fabricados e presos aos implantes com parafusos de ouro e torque de 32 Ncm. Após a aplicação das cargas cíclicas nos grupos, os valores para o destorque foram: grupo 1 – 14,14 Ncm; grupo 2 – 14,70 Ncm e grupo 3 – 16,4 Ncm. Estes valores demonstram que mesmo aumentando o desajuste entre os hexágonos, não houve mudanças significantes nos valores de destorque, e o grupo 3 por ter uma maior altura, obteve o maior resultado. Os autores

concluíram que as alterações nas plataformas dos implantes não produziu um efeito significativo no afrouxamento do parafuso, após uma simulação de 5 anos de mastigação.

KEATING¹³, em 2001, publicou um trabalho que mais tarde no ano de 2004 foi disponibilizado no site da internet do fabricante de sistemas de implantes Bicon Dental Implants. O autor é um engenheiro mecânico e fornece uma perspectiva dos métodos de conexão dos intermediários protéticos aos implantes. Segundo o engenheiro, as forças mastigatórias sobre um implante podem ser analisadas como um sistema de forças e momentos. Estas forças podem ser verticais, inclinadas, laterais e de torção. É importante notar que essas forças variam em intensidade com a localização na boca e são frequentemente cíclicas em ação. Forças verticais tendem a ser maiores nas regiões posteriores que em regiões anteriores. Estas forças produzem momentos ao redor da união com o parafuso protético. Forças verticais atuam no longo eixo do implante e forças horizontais ou laterais atuam na interface implante/intermediário. O efeito combinado destas forças sujeita a restauração sobre implante a uma união de forças separadoras. O autor ainda descreve que a força que mantém um parafuso apertado é a força de fricção entre as roscas, a cabeça do parafuso, o intermediário, e entre o implante e o intermediário. O valor da força de fricção depende da pré-carga, assim como da combinação do material, da textura da superfície e do grau de contaminação ou lubrificação. Ao nível microscópico, fricção é o inter-travamento e união por solda das minúsculas partículas chamadas asperezas. Se qualquer movimento, mesmo micromovimentos ocorrem paralelos ao plano de fricção, então asperezas são desgastadas. Com as superfícies sendo desgastadas, a pré-carga força as superfícies a fecharem estes mínimos espaços e isso gera uma redução na pré-carga e na força de fricção, até reduzir a rigidez da junção, tornando-a mais sensível às cargas laterais, levando ao afrouxamento do parafuso.

Para se obter uma conexão mais estável, devemos levar em consideração que o desajuste rotacional entre o hexágono do pilar protético e o hexágono externo do implante deve ser menor que 5° . Em 2002, LANG, WANG e MAY¹⁵ examinaram a estabilidade da conexão através da orientação do hexágono do pilar protético com a do hexágono do implante após o aperto do parafuso protético, com ou sem a utilização de um dispositivo de contra-torque. Utilizaram 30 implantes com medidas de 3,75 x 10,0 mm e 10 medidas de com de implantes 5,0 x 10,0 mm, também utilizaram 10 pilares protéticos do tipo CeraOne, Estheticone, Procera e AuraAdapt. Os implantes foram presos em uma base antes de prender os pilares protéticos. Quando o aperto de cada parafuso protético era realizado com o torque recomendado, através de um torquímetro, cada espécime era removido de sua base e embebido em resina. Os espécimes foram cortados horizontalmente na altura dos hexágonos e os resíduos limpos antes de serem examinados. Os valores máximos obtidos com ou sem utilização do contra-torque foram menores que $3,53^\circ$ e uma rotação menor que $1,5^\circ$ foi observada após o torque dos parafusos. Os autores concluíram que com os dados coletados, o aperto do parafuso com a utilização de um contra-torque teve pouca influência na orientação do hexágono ao redor do hexágono do implante.

Ainda em 2002, TZENAKIS et al²¹ avaliaram o efeito de apertos repetitivos nos parafusos protéticos e a contaminação por saliva, na pré-carga conseguida em parafusos protéticos de ouro. Foram testados 15 parafusos de ouro juntamente com outros componentes novos, implante, intermediário protético, parafuso do intermediário e cilindro de ouro. Cargas de células calibradas foram utilizadas para registrar os valores da pré-carga. As peças eram lubrificadas com saliva humana e os parafusos foram apertados e afrouxados por 10 vezes, com um torque de aperto de 10 Ncm. Os resultados mostraram que os valores de pré-carga foram aumentando conforme o parafuso era afrouxado e reapertado. Os autores sugerem a

partir de seus resultados, que o mesmo parafuso seja utilizado durante todas as etapas do tratamento protético.

No ano de 2003, LANG et al¹⁶ realizaram uma análise com elementos finitos, para determinar a pré-carga em dois diferentes implantes (Mark III e Replace Select – Nobel Biocare). Foram feitos dois experimentos e o que os diferenciou foi o valor do coeficiente de fricção entre o parafuso de ouro e o implante. No primeiro experimento, os autores aplicaram um torque de aperto no parafuso protético do Mark III, de 32 Ncm e no Replace Select, 32 Ncm e 35 Ncm. O coeficiente de fricção utilizado foi de 0.26 e no segundo experimento utilizaram o coeficiente de fricção com o valor de 0.12 (para metais lubrificados). Os resultados oferecidos pelo método empregado, mostraram para o primeiro experimento os seguintes valores da pré-carga: para o Mark III com 32 Ncm (381,7 N), para o Replace Select com 32 Ncm (492,6 N) e com 35 Ncm (532,7 N). No segundo experimento os valores foram: para o Mark III com 32 Ncm (677,6 N), para o Replace Select com 32 Ncm (722,9 N) e com 35 Ncm (805,8 N). Os autores concluíram que diminuindo o coeficiente de fricção entre as superfícies (parafuso/implante) os valores da pré-carga são muito maiores.

Em 2004, KHRAISAT et al¹⁴ descrevem sobre o problema do afrouxamento de parafusos protéticos em restaurações unitárias suportadas por implantes, relatando o fato de que a literatura é incompleta sobre a função do hexágono externo. Em sua pesquisa montaram 15 conjuntos (implante; intermediário CeraOne; sobre-estrutura experimental cimentada ao intermediário). Dividiram os 15 conjuntos em três grupos iguais, para o grupo A, aplicou-se uma carga cíclica centralizada e perpendicular ao longo eixo do implante. Para o grupo B, a mesma carga foi aplicada fora do centro (a uma distância de 4 mm), na direção do afrouxamento do parafuso e o grupo C não foi submetido à carga. O torque de remoção era

anotado antes e depois da carga e a diferença foi calculada. Os resultados obtidos mostraram que o grupo A obteve uma diferença significativa nos valores de destorção, quando comparado aos outros grupos. E os grupos B e C não tiveram diferenças significantes entre eles. Com base nestes resultados, concluíram que os valores de destorção foram preservados no grupo que tiveram cargas excêntricas, comparado com o grupo que teve cargas cêntricas.

2.3 – Tentativa para solucionar o problema

Sucessivas tentativas de se impedir o afrouxamento dos parafusos protéticos foram descritas na literatura, onde autores como BINON² (1998), descrevem que é comum o afrouxamento dos parafusos protéticos em coroas unitárias, como em próteses parciais fixas retidas em implantes com hexágono externo. O autor realizou um ensaio de uma técnica de prevenção do afrouxamento do parafuso protético descrita na literatura, aplicando carga cíclica com o objetivo de determinar a efetividade da mesma. A técnica consiste na colocação de material de moldagem (Impregum) no interior do intermediário protético, tomando o cuidado que esse material entre na “cabeça” do parafuso protético, antes da presa do material de moldagem uma pequena bolinha de algodão é condensada no interior do intermediário protético, com o auxílio de calcador de amálgama. Após a presa do material uma resina fotopolimerizável é colocada para selar o orifício oclusal. Através da aplicação de carga cíclica nas amostras, o autor concluiu que esta técnica não cria resistência para impedir o afrouxamento do parafuso.

PROPOSIÇÃO

3 – PROPOSIÇÃO

Estabelecer uma metodologia para comparar a capacidade da manutenção da pré-carga no conjunto implante-intermediário protético com diferentes parafusos.

MATERIAIS E MÉTODOS

4 – MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 – Implantes

Foram utilizados 20 implantes dentários fabricados em titânio comercialmente puro (Titamax Ti Cortical Liso, Hexágono Externo, Neodent implante osteointegrável Ltda, Curitiba, Brasil). Os implantes (Cód.9.316; lote.145420) apresentavam um diâmetro de 3,75 mm, 9,0 mm de altura e plataforma de 4,1 mm de diâmetro com um hexágono externo no centro medindo 2,7 mm de largura e 0,7 mm de altura (Figura 4.1A e B).

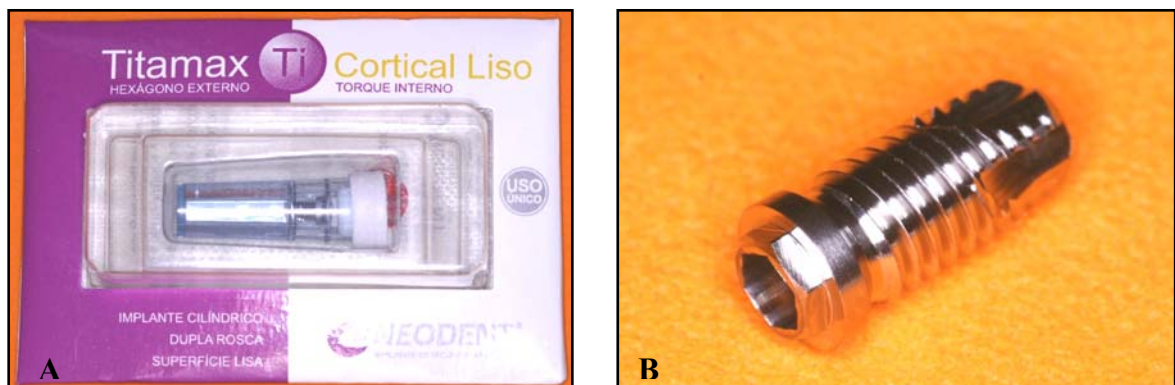


Figura 4.1A e B. Um dos implantes utilizados no experimento.

4.2 – Pilares Sextavados e Dispositivo de Remoção

Foram fabricados especialmente para este estudo, 20 pilares sextavados (Neodent implante osteointegrável Ltda, Curitiba, Brasil) sem hexágono na sua base (rotacional) (Figura 4.2A e B), criando-se um componente passível de sofrer rotação sobre a plataforma do implante durante o apertamento ou afrouxamento do parafuso de fixação.

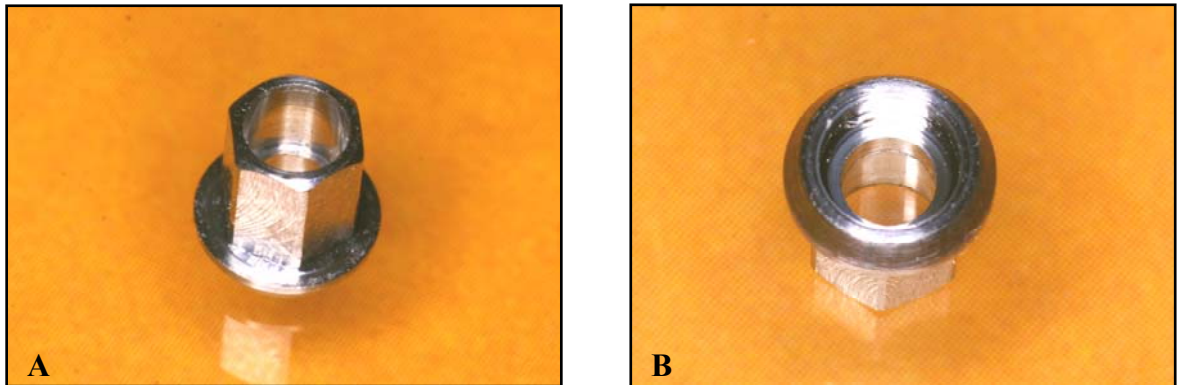


Figura 4.2A. Pilar sextavado; **B.** Vista interna do pilar sem o hexágono (anti-rotacional).

Uma chave (Neodent implante osteointegrável Ltda, Curitiba, Brasil) especialmente confeccionada para o experimento (Figura 4.3A e B), foi utilizada como dispositivo que permitia realizar uma rotação do pilar sextavado no sentido anti-horário, gerando um movimento de desparafusamento do parafuso.

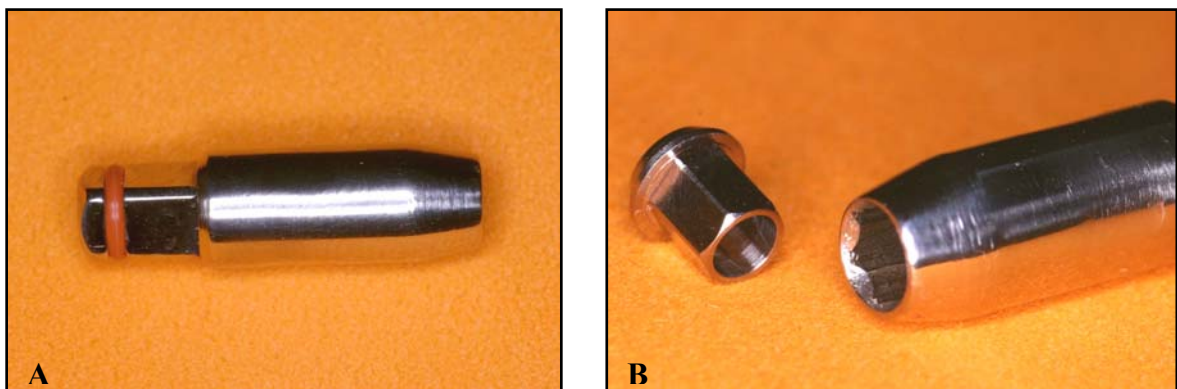


Figura 4.3A. Chave confeccionada com uma das suas extremidades para encaixar no torquímetro digital; **B.** A outra extremidade para encaixar no pilar.

4.3 – Grupos

Os implantes e os pilares sextavados modificados foram divididos em dois grupos. No primeiro grupo, 10 pilares sextavados modificados escolhidos aleatoriamente foram fixados a 10 implantes também escolhidos aleatoriamente, utilizando-se parafusos de titânio (Ti6Al4V) tipo M2,0 (Figura 4.4A) (Neodent implante osteointegrável Ltda, Curitiba, Brasil – Cod.16.002; lote.149175). No segundo grupo, os pilares modificados foram fixados aos implantes com parafusos tipo M2,0 de titânio (Ti6Al4V) recobertos por lubrificante sólido (Figura 4.4B) (TorqTite, Nobel Biocare, Suécia – Ref. 29.283; lote.652423).

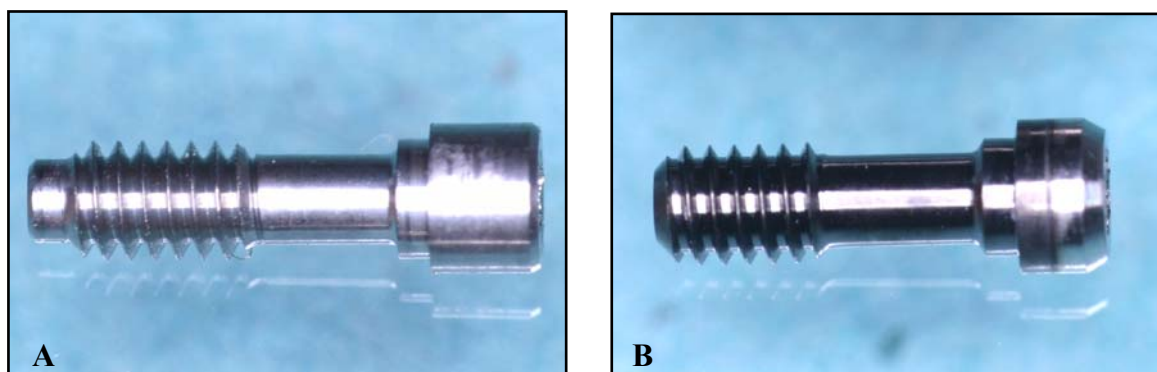


Figura 4.4A. Parafuso protético de titânio (Neodent); **B.** Parafuso protético de titânio recoberto com lubrificante (TorqTite, Nobel Biocare).

4.4 – Experimento

Para a fixação do intermediário, os implantes foram presos em uma prensa que evitava que o próprio implante sofresse rotação em consequência do torque de aperto do parafuso protético (Figura 4.5). Com o implante devidamente preso na prensa, o intermediário protético foi fixado ao implante através do parafuso protético, inicialmente com um aperto manual utilizando-se uma chave digital hexagonal de 1,2 mm (Figura 4.6) (Neodent implante

osteointegrável Ltda, Curitiba, Brasil – Cód.4.007), seguindo-se de um aperto com uma catraca torquímetro protética (Neodent implante osteointegrável Ltda, Curitiba, Brasil), chegando ao torque de 32 Ncm (Figura 4.7). Um torquímetro digital (Instrutherm TQ-680, Brasil) foi utilizado para a confirmação do torque aplicado ao parafuso protético (Figura 4.8A e B).

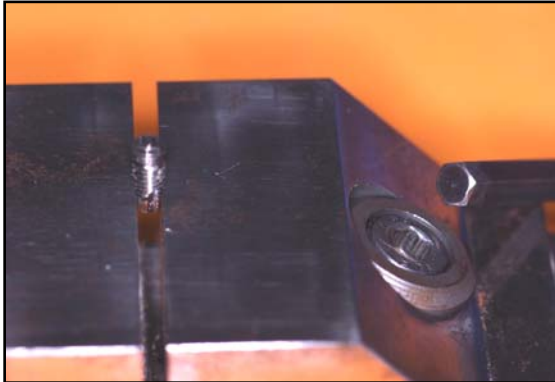


Figura 4.5. Implante preso na prensa.



Figura 4.6. Chave digital posicionada no parafuso.



Figura 4.7. Catraca torquímetro protética sendo utilizada para chegar ao torque de 32 Ncm.



Figura 4.8A. Medidor de torque utilizado; **B.** Confirmação do torque aplicado ao parafuso protético.

Após a confirmação do torque, este mesmo torquímetro digital foi utilizado para realizar um movimento de remoção no intermediário, isto é, colocava-se a chave feita para o pilar sextavado no torquímetro digital, esta era encaixada no pilar sextavado e um movimento no sentido anti-horário foi realizado para que o intermediário se soltasse (Figura 4.9). Este torquímetro digital indicava e registrava o torque mais alto atingido para que o intermediário se soltasse e não apresentasse mais resistência ao movimento de rotação, indicando a perda da pré-carga conseguida com o aperto do parafuso (Figura 4.10). Observar que essa movimentação de afrouxamento só foi possível porque o hexágono da base do intermediário foi removido. Desta forma buscou-se avaliar somente a pré-carga sem uma suposta influência da presença do hexágono.

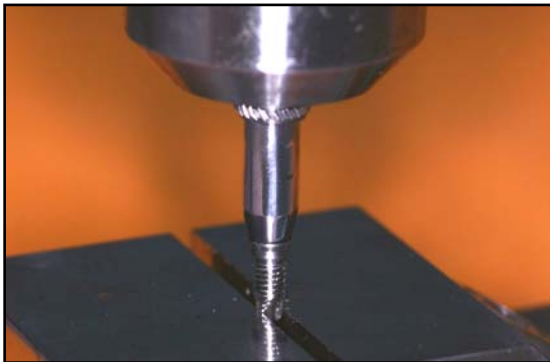


Figura 4.9. Torquímetro digital preso ao pilar sextavado.



Figura 4.10. Torque de remoção aferido.

Este procedimento de apertar e afrouxar o parafuso protético foram repetidos mais três vezes, totalizando um total de quatro ensaios para cada conjunto (implante, intermediário e parafuso protético). Os valores obtidos nos quatro ensaios foram registrados em uma tabela para cada grupo com o objetivo de obter através desses valores uma média para cada grupo e posteriormente, os resultados foram comparados através do teste estatístico para amostras independentes (Teste-t), com significância de 5%.

RESULTADOS

5 – RESULTADOS

Para esta metodologia um total de quatro ensaios foram realizados para cada um dos 10 parafusos do grupo 1 e do grupo 2. Os torques encontrados foram registrados e estão descritos nas Tabelas 5.1 e 5.2.

NÚMERO DA AMOSTRA	Teste 1		Teste 2		Teste 3		Teste 4		MÉDIA DA REMOÇÃO (Ncm)
	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	
1	32	29,1	32	36,5	32	38,2	32	38,7	35,63
2	32	39,5	32	38,0	32	38,6	32	43,3	39,85
3	32	42,1	32	46,0	32	41,8	32	55,5	46,35
4	32	49,8	32	38,4	32	36,3	32	37,3	40,45
5	32	33,3	32	38,6	32	35,6	32	36,3	35,95
6	32	29,0	32	26,2	32	37,3	32	31,5	31,00
7	32	34,4	32	34,9	32	32,7	32	32,1	33,53
8	32	23,0	32	28,7	32	35,5	32	41,1	32,08
9	32	58,4	32	53,8	32	50,3	32	43,0	51,38
10	32	49,4	32	34,4	32	39,5	32	36,6	39,98
Média final do grupo									38,62

Tabela 5.1. Valores obtidos para os parafusos de titânio (Neodent implante osteointegrável ltda, Curitiba, Brasil).

NÚMERO DA AMOSTRA	Teste 1		Teste 2		Teste 3		Teste 4		MÉDIA DA REMOÇÃO (Ncm)
	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	APERTO NO PARAFUSO (Ncm)	REMOÇÃO NO COMPONENTE (Ncm)	
1	32	53,1	32	56,5	32	59,3	32	64,6	58,38
2	32	41,3	32	50,9	32	49,7	32	57,4	49,83
3	32	27,3	32	39,5	32	59,9	32	61,8	47,13
4	32	39,7	32	46,3	32	49,8	32	53,1	47,23
5	32	30,8	32	45,0	32	46,3	32	51,6	43,43
6	32	37,7	32	44,8	32	54,5	32	78,7	53,93
7	32	26,6	32	52,2	32	56,9	32	49,4	46,28
8	32	58,1	32	46,3	32	48,7	32	53,8	51,73
9	32	41,8	32	43,1	32	45,7	32	47,4	44,50
10	32	25,6	32	45,6	32	51,5	32	46,3	42,25
Média final do grupo									48,47

Tabela 5.2. Valores obtidos para os parafusos recobertos por lubrificante (TorqTite, Nobel Biocare, Suécia)

Os valores apresentados nas tabelas 5.1 e 5.2 podem ser visualizados por meio do gráfico de caixa abaixo.

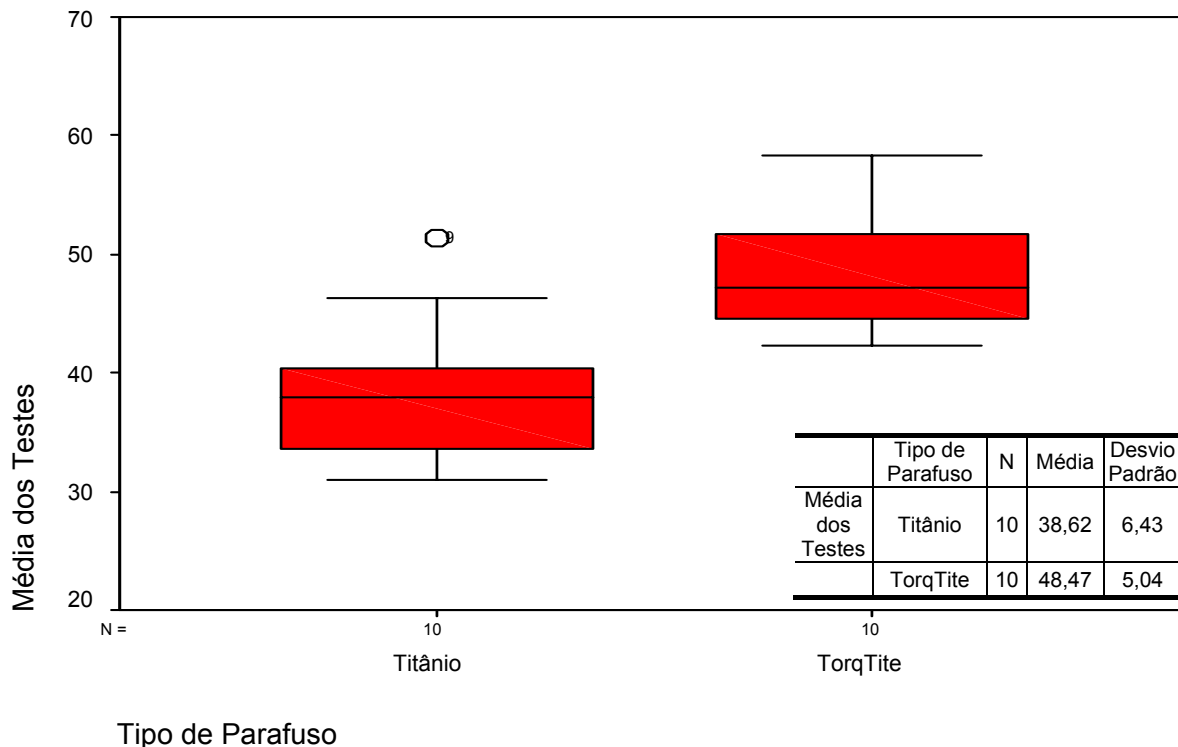


Gráfico 5.1. Maiores valores de torque são observados para o grupo de parafusos TorqTite em relação ao grupo de parafusos de titânio. Pode-se observar ainda que a distribuição dos dados entre os grupos é semelhante.

A normalidade das amostras foi analisada através de dois testes, o Kolmogorov-Smirnov (K-S) e o teste de Shapiro-Wilk (S-W). Em ambos os testes as duas amostras apresentaram comportamento normal como pode ser verificado nas Tabelas 5.3 e 5.4.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estatística	gl	p.	Estatística	gl	p.
Média dos Testes	,188	10	,200	,927	10	,434

Tabela 5.3. Teste de normalidade para os parafusos de titânio.

	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estatística	gl	p.	Estatística	gl	p.
Média dos Testes	,197	10	,200	,947	10	,601

Tabela 5.4. Teste de normalidade para os parafusos TorqTite.

Foram assumidas variâncias iguais entre as amostras, o que pode ser constatado na Tabela 5.5, por meio do Teste de Levene ($p > 0,05$).

		Teste de Levene para igualdade de variâncias		Teste-t para igualdade das médias			
		F	p.	t	gl	p.(bicaudal)	Diferença entre as Médias
Média dos Testes	Variâncias iguais assumidas	,452	,510	-3,813	18	,001	-9,8490
	Variâncias iguais não assumidas			-3,813	17,026	,001	-9,8490

Tabela 5.5. Análise da variância das amostras.

-A partir das médias dos ensaios foi realizado o teste estatístico para amostras independentes (Teste-t), no qual se constatou diferença significativa entre a média do grupo 1, parafuso de titânio ($38,62 \text{ Ncm} \pm 6,43$) e a média do grupo 2, parafuso TorqTite ($48,47 \text{ Ncm} \pm 5,04$), com valor de $p=0,001$ (tabela 5.5).

DISCUSSÃO

6 – DISCUSSÃO

Os trabalhos descritos na literatura que realizaram um acompanhamento clínico dos tratamentos protéticos realizados sobre implantes, observaram e relataram o aparecimento de algumas complicações protéticas como, perda dos implantes, desadaptações protéticas, fratura dos componentes, afrouxamento do parafuso e fratura da resina^{4, 20}. O afrouxamento do parafuso é uma complicação que se mostra com índices relativamente altos no período de acompanhamento destes pacientes. Em 1994, EKfelDT⁶, relatou que o problema mais comum encontrado foi o afrouxamento do parafuso protético, onde 43% dos parafusos protéticos tiveram que ser reapertados durante o período de acompanhamento dos pacientes e por esta razão, nove coroas tiveram que ser refeitas. Estes dados nos mostram que consultas de manutenção obrigatoriamente devem ser realizadas.

Em próteses parafusadas o afrouxamento do parafuso protético não se torna um problema irreversível, já que o profissional tem a possibilidade de realizar alguns reapertos durante a vida da restauração. Entretanto, o desequilíbrio mecânico que pode ser causado pelo afrouxamento de um dos parafusos pode causar danos à prótese e aos implantes. Já nas próteses cimentadas, tendo em vista que o procedimento de cimentação geralmente restringe de alguma maneira o acesso do profissional ao parafuso, corre-se um risco maior de danificar a coroa protética durante a sua remoção para o reaperto do parafuso, inviabilizando a recolocação da mesma.

Os dispositivos anti-rotacionais (hexágonos) possuem um papel um pouco controverso na literatura. Autores discordam sobre a função do hexágono no papel de estabilização da junção entre o intermediário protético e a plataforma do implante. Para BINON¹, um desajuste

rotacional do intermediário protético ao redor do hexágono maior do que 2° fará com que ele se torne mais instável, quando o pilar for submetido às cargas mastigatórias. Todavia, outros autores citam uma rotação 2,5 vezes maior, sugerindo que o desajuste entre o implante e o pilar protético não pode ultrapassar 5° para que se evite o afrouxamento precoce dos parafusos¹⁵ (Figura 6.1).

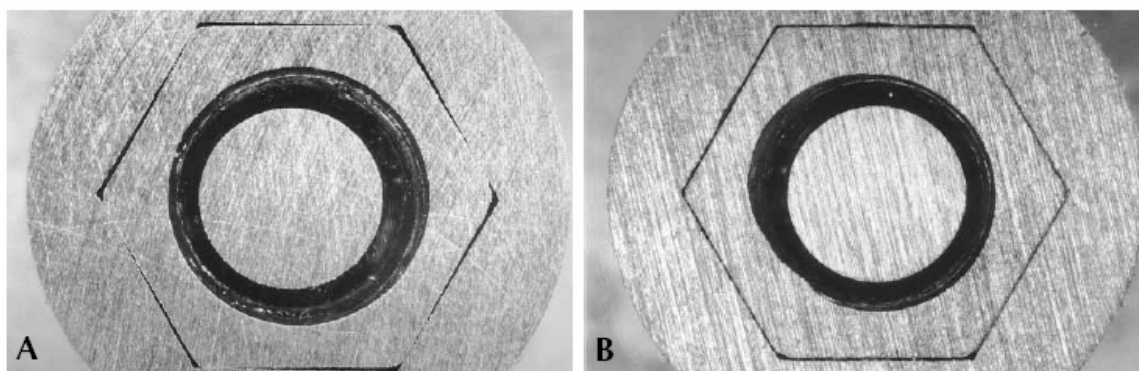


Figura 6.1. Corte horizontal da relação entre os hexágonos do implante e do intermediário protético. **A**, relação de rotação entre os hexágonos, após o torque. **B**, relação entre os hexágonos sem rotação, antes do torque¹⁵.

Em 2004, KHRAISAT et al²¹ descrevem sobre o problema do afrouxamento de parafusos protéticos em restaurações unitárias suportadas por implantes, relatando o fato de que a literatura é incompleta sobre a função do hexágono externo. Os autores se propuseram a comparar os valores de destorque após a aplicação de cargas laterais em duas diferentes posições, (grupo A) centralizada e perpendicular ao longo eixo do implante; (grupo B) fora do centro e na direção do afrouxamento. Tiveram como melhor resultado o grupo que teve a carga direcionada no sentido do afrouxamento. O melhor resultado encontrado no grupo B, provavelmente deveu-se ao engajamento do hexágono do intermediário à quina do hexágono do implante, fazendo com que ocorresse um travamento preservando a pré-carga do conjunto. Sabe-se que a carga mastigatória em uma coroa sobre implante não incide somente em um único sentido¹³, diferentemente da metodologia empregada por KHRAISAT²¹ (sentido de

afrouxamento). E são justamente estes micromovimentos do intermediário, provenientes de cargas funcionais, que romperiam a pré-carga levando ao afrouxamento do parafuso.

Quando os autores começam a comparar valores de destorque entre conexões com hexágono externo convencional, hexágono externo com dimensões reduzidas e sem a presença de um hexágono e sim um cilindro, como proposto por CIRIBIRKA et al⁵. Os resultados demonstram que mesmo realizando alterações nas plataformas dos implantes, não foi evidenciado um efeito significativo no afrouxamento do parafuso, após uma simulação de 5 anos de mastigação.

Desta forma, temos descritas na literatura opiniões divergentes sobre o papel do hexágono na manutenção da pré-carga, e por esse motivo a metodologia proposta neste trabalho descarta a presença do hexágono, já que o intermediário fabricado especialmente para ser utilizado na pesquisa permitia uma rotação livre ao redor do hexágono do implante.

KEATING¹³ fornece uma perspectiva dos métodos de conexão dos intermediários protéticos aos implantes do ponto de vista da engenharia. Segundo seu trabalho, o direcionamento das forças mastigatórias pode ser vertical, inclinada, lateral e de torção. Estas forças são cíclicas e variam de intensidade dependendo da localização na boca. Forças verticais atuam no longo eixo do implante e forças horizontais ou laterais atuam na interface implante/intermediário gerando momentos de força ao redor do parafuso (Figura 6.2). A união dessas forças acaba gerando na restauração sobre implante o recebimento de forças que tendem a separar o intermediário do implante.

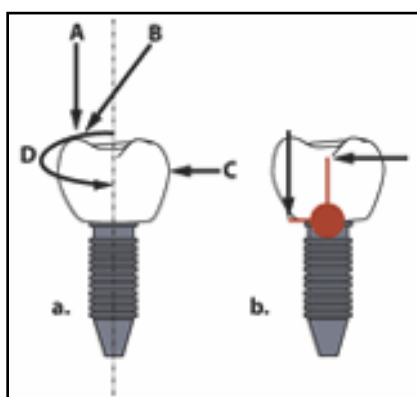


Figura 6.2. a. Diversas direções das cargas mastigatórias. b. Momentos de força ao redor do parafuso¹³.

A força que mantém um parafuso apertado é a força de atrito entre as roscas, a cabeça do parafuso, o intermediário, e entre o implante e o intermediário. O valor da força de fricção depende da pré-carga, assim como da combinação do material, da textura da superfície e do grau de contaminação ou lubrificação. Ao nível microscópico, fricção é o inter-travamento e união das minúsculas partículas chamadas asperezas. Se qualquer movimento, mesmo micromovimentos ocorrem paralelos ao plano de fricção, então asperezas são desgastadas. Com as superfícies sendo desgastadas, a pré-carga força as superfícies a fecharem estes mínimos espaços e isso gera uma redução no seu valor e na força de fricção, reduzindo a rigidez da junção, favorecendo o afrouxamento do parafuso (figura 6.3).

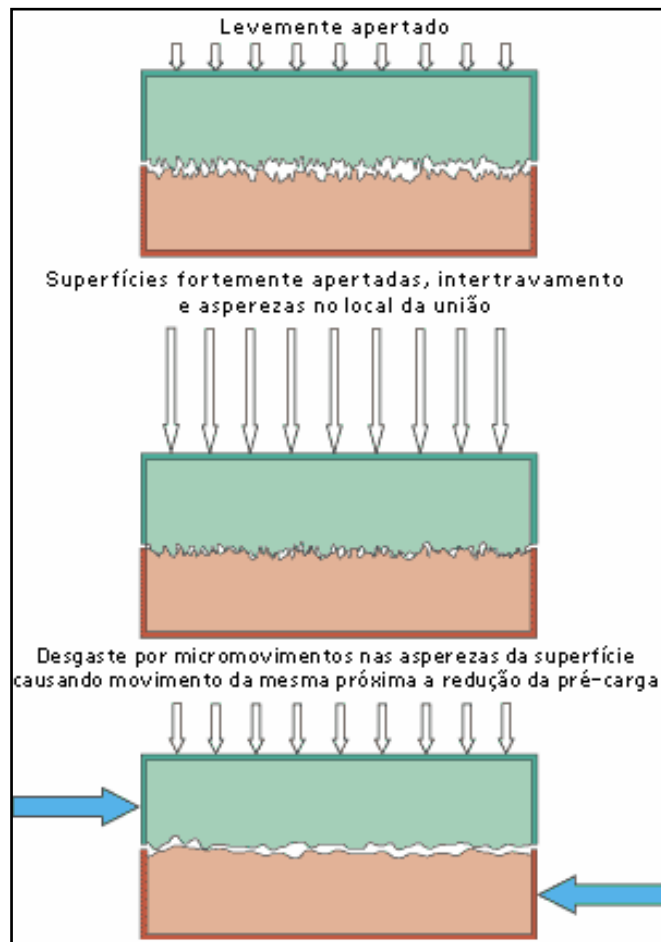


Figura 6.3. Como a pré-carga é perdida e desgaste das asperezas devido às forças laterais¹³.

Um outro ponto que deve ser observado, é o fato de que nas metodologias empregadas para a aferição do destorque são aplicadas cargas em um único sentido, como já foi comentado anteriormente, fazendo-se a comparação entre o aperto e o desaperto dos parafusos protéticos. Este movimento de desaperto não deveria ser realizado diretamente no parafuso, tendo em vista que o afrouxamento do parafuso ocorre devido ao micromovimento do intermediário protético. Desta forma as metodologias que soltam o parafuso, não reproduziriam de forma similar o que ocorreria com as próteses na boca dos pacientes.

Os fabricantes vêm a cada dia tentando criar novos parafusos que permitam gerar valores mais altos de pré-carga sem que ocorram deformações plásticas do material, para não comprometer a manutenção desta. Parafusos que possuem a aplicação de um lubrificante sólido em sua superfície são descritos na literatura como sendo parafusos que se comportariam de forma melhor na manutenção da estabilidade da conexão, por permitirem atingir maiores valores de pré-carga¹⁶.

Com base nos resultados de MARTIN et al¹⁷, originados a partir da comparação de 4 diferentes parafusos, 1) Gold-Tite (3I); 2) TorqTite (Nobel Biocare); 3) parafuso de ouro (3I); 4) parafuso de titânio (3I), a conclusão que se pôde chegar é que os parafusos que recebem o recobrimento de um lubrificante sólido (Gold-Tite e TorqTite) tiveram os maiores valores de pré-carga.

A aplicação da metodologia proposta por este estudo, gerou resultados equivalentes aos descritos na literatura^{16, 17}, isto é, confirmou que parafusos que têm a sua superfície recoberta por lubrificantes sólidos, permitem após o torque de apertamento, atingir maiores valores de pré-carga e com isso manter a estabilidade da junção implante/intermediário/parafuso. Como esta proposta de metodologia é uma nova forma de se verificar os valores de destorque, alguns pontos devem ser observados, como por exemplo, os resultados deram origem a uma amostra homogênea, mesmo com um número reduzido de

parafusos; a metodologia se mostrou capaz de evidenciar diferenças entre dois grupos de parafuso, com uma simulação mais próxima da realidade da boca; o fato de se ter removido o hexágono do intermediário, não é para preconizar ou sugerir que o mesmo não possui função e sim questionar seu papel como mantenedor da pré-carga.

Com o objetivo de enriquecer esta metodologia, pode-se incluir a aplicação de cargas cíclicas no intermediário, de forma que as direções das cargas sejam variadas dentro do mesmo ciclo, para criarem micromovimentos neste componente e não em um único ponto fazendo com que o componente sempre se movimente para o mesmo lado, e ainda, a necessidade de se testar outros parafusos, comparando os valores com os que foram obtidos neste trabalho.

CONCLUSÃO

7 – CONCLUSÃO

Através deste trabalho foi possível concluir que:

1. A metodologia proposta se mostrou eficaz na comparação da capacidade da manutenção da pré-carga no conjunto implante-intermediário protético, com uma amostra reduzida;
2. O método utilizado permitiu estabelecer uma diferença significativa entre dois parafusos diferentes.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont**, v. 9, n. 2, p. 149-160, 1996.
2. BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 4, p. 430-2, 1998.
3. BRUNSKI, J. B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 3, n. 2, p. 85-97, 1988.
4. CARLSON, B.; CARLSSON, G. E. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 1, p. 90-94, 1994.
5. CIBIRKA, R. M.; NELSON, S. K.; LANG, B. R.; RUEGGEBERG, F. A. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 3, p. 268-75, 2001.
6. EKVELDT, A.; CARLSSON, G. E.; BÖRJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 2, p. 179-183, 1994.
7. ELIAS, C. N.; VIEIRA, L. H. A.; LIMA, J. H. C. Tolerâncias dimensionais em implantes dentários. **RBO**, v. 56, n. 5, p.234-8, 1999.
8. ELIAS, C. N.; FIGUEIRA, D. C. Torque para soltar parafusos de próteses sobre implante. **RBO**, v. 60, n. 5, p. 343-5, 2003.
9. GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthet Dent**, v. 85, n. 1, p. 47-52, 2001.
10. HAACK, J. E.; SAKAGUCHI, R. L.; SUN, T.; COFFEY, J. P. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 10, n. 5, p. 529-536, 1995.
11. HEMMINGS, K. W.; SCHMITT, A.; ZARB, G. A. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 9, n. 2, p. 191-196, 1994.
12. KANO, S. C. Avaliação do desajuste e do testorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno. 2004. 162p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo Bauru. Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante.
13. KEATING, K. Conectando abutments à implantes dentais. **Publicações Bicon Dental Implants**, São Paulo, 2004. Disponível em:
http://www.bicon.com/worldwide/bicon_br/news/n_publications_keating.html
Acesso em: 28 dez. 2005.

14. 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**, v. 91, n. 4, p. 326-34, 2004.
15. LANG, L. A.; WANG, R.; MAY, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J Prosthet Dent**, v. 87, n. 1, p. 74-9, 2002.
16. LANG, L. A.; KANG, B.; WANG, R.; LANG, B. Finite element analysis to determine implant preload. **J Prosthet Dent**, v. 90, n. 6, p. 539-46, 2003.
17. MARTIN, W. C.; WOODY, R. D.; MILLER, B. H.; MILLER, A. W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J Prosthet Dent**, v. 86, n. 6, p. 24-32, 2001.
18. RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Force and moments on Brånemark Implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 4, n. 3, p. 241-247, 1988.
19. TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 16, n. 3, p. 367-377, 2001.
20. TAYLOR, T. D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent**, v. 79, n. 1, p. 74-8, 1998.
21. TZENAKIS, G. K.; NAGY, W. W.; FOURNELLE, R. A.; DHURU, V. B. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 2, p. 183-91, 2002.
22. WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 1, p. 19-31, 1993.
23. WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent**, v. 84, n. 2, p. 194-9, 2000.