

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ALEXANDRE ALVES PINHEIRO DA SILVA

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA EFICÁCIA DO TRAVAMENTO
DE PARAFUSOS DE MUNHÕES COM RESINA ACRÍLICA
QUIMICAMENTE ATIVADA**

São Paulo

2006

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ALEXANDRE ALVES PINHEIRO DA SILVA

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA EFICÁCIA DO TRAVAMENTO
DE PARAFUSOS DE MUNHÕES COM RESINA ACRÍLICA
QUIMICAMENTE ATIVADA**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação, Nível Mestrado, da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração Implantodontia
Orientador: Prof. Dr. Waldyr Romão Jr.

São Paulo

2006

Class. U 617.69
Cutter S578a
Patri nº 3868
Tipo entrada 101(A)
Ncia Fiscal
Data rec. 23.1.10 1.05
Preço
Origem

Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I

S578a Silva, Alexandre Alves Pinheiro da
Avaliação *in vitro* da eficácia do travamento de
munhões com resina acrílica quimicamente ativada /
Alexandre Alves Pinheiro da Silva. Orientação do Prof.
Dr. Waldyr Romão Junior. -- São Paulo: 2006.
78 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da
Universidade de Santo Amaro.

1. Implantes Dentários
2. Ciclagem mecânica
3. Afrouxamento de parafuso
4. Torque I. Título
II. Orientador

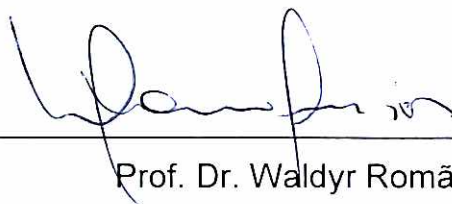
**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA EFICÁCIA DO TRAVAMENTO
DE PARAFUSOS DE MUNHÕES COM RESINA ACRÍLICA
QUIMICAMENTE ATIVADA**

ALEXANDRE ALVES PINHEIRO DA SILVA

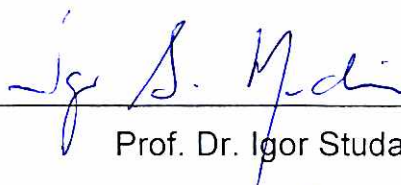
Dissertação apresentada à Universidade Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre pelo programa de Pós-graduação em Odontologia. Área de concentração em Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Waldyr Romão Júnior.

Data de Aprovação 16 / 10 / 06

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Waldyr Romão Júnior



Prof. Dr. Igor Studart Medeiros



Prof. Dr. Leonardo Eloy Rodrigues Filho

CONCEITO FINAL: Aprovado

DEDICATÓRIA

A Deus, por permitir que mais uma conquista seja alcançada em minha carreira.

Ao meu pai José Carlos, que, com sua dedicação e paixão à Odontologia, incentivou-me a trilhar seu caminho.

À minha mãe Aracélia, que sempre me apoiou a aprimorar meus conhecimentos, mostrando que o caminho é árduo, mas não há limites para atingir nossos objetivos.

Aos meus irmãos Adriano e Helena, pelo apoio e carinho durante esta caminhada.

Aos meus avós José, Carmela, Sebastião e Cléa, por sempre me fazerem acreditar que atingiria meu objetivo.

À minha esposa Renata, por todos os momentos de paciência, carinho e incentivo que me fortaleceram para conseguir chegar até aqui.

À minha filha Lívia, meu orgulho e razão de viver.

Aos amigos Pedro Paulo C. Pita, Ricardo Elias Jugdar, Edison Savant e Francisco Paschoal Morganti, responsáveis por minha iniciação na implantodontia e por todo conhecimento que adquiro no caminho que seguimos juntos hoje.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, o Prof. Dr. Waldyr Romão Júnior, agradeço a paciência e a dedicação empregados durante este trabalho.

Ao Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela utilização de seus laboratórios.

Aos amigos mestrandos Marcello, Saul, Maria Aparecida, Norma, Andréia, Valdir e Diogo, pelos momentos de descontração que transformaram a rotina destes anos em momentos que nunca serão esquecidos e também por todo o conhecimento compartilhado.

Ao Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk, pelo esforço em tornar essa pesquisa uma realidade.

Aos técnicos do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, Antônio Carlos Lascala e Silvio Peixoto Soares, pela dedicação durante a realização desse experimento.

À empresa Neodent, na pessoa da Profa. Dra. Ivete A. M. Sartori, pelo patrocínio e incentivo à realização desta pesquisa.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE FIGURAS

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DA LITERATURA	14
3. PROPOSIÇÃO	53
4. MATERIAL E MÉTODOS	54
4.1 Material	54
4.2 Métodos	55
4.2.1 Confeção dos corpos de prova	55
4.2.2 Grupos	57
4.2.3 Aplicação do torque	57
4.2.4 Ciclagem mecânica	59
4.2.5 Medição do afrouxamento dos parafusos	60
5. RESULTADOS	62
6. DISCUSSÃO	65
7. CONCLUSÃO	72
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

% = porcentagem

μm = micrômetro

Au = ouro

Cu = cobre

Ga = gálio

HE = hexágono externo

HI = hexágono interno

Hz = hertz

kg = quilograma

MEV = microscopia eletrônica de varredura

mm = milímetro

N = Newton

Ncm = Newton x centímetro

OI = octógono interno

Pd = paládio

PVC = Policloreto de Vinila

Ti = titânio

UCLA = pilar protético em plástico calcinável para prótese direto sobre o implante

Zn = zinco

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – Dados referentes ao torque necessário para afrouxar os parafusos de fixação dos munhões aos implantes após o término da ciclagem mecânica, representados em N/cm.	62
TABELA 2 – ANOVA Fator único- resumo.	63
TABELA 3 – ANOVA – Fonte de variação.	64
TABELA 4 – Teste de Tukey-Krammer.	64

LISTA DE FIGURAS E GRÁFICOS

Figura 1 – Dispositivo para centralização dos implantes nos cilindros de PVC.	56
Figura 2 – Implante posicionado no cilindro de PVC.	56
Figura 3 – Amostra fixada na morsa quando da aplicação do torque.	58
Figura 4 – Torque de 32 Ncm recomendado pelo fabricante.	58
Figura 5 – Incremento de resina Pattern® sendo colocado no interior do munhão com o auxílio de um pincel.	59
Figura 6 – Máquina de ciclagem mecânica e amostras distribuídas em grupos de quatro.	60
Gráfico 1 – Médias e desvio padrão dos torques de afrouxamento após término da ciclagem mecânica	63

RESUMO

O afrouxamento de parafusos tem se mostrado uma complicação protética recorrente na rotina clínica de próteses sobre implantes. A aplicação de conceitos da engenharia mecânica a parafusos e conexões por pesquisadores e fabricantes tem ajudado a minimizar esse problema. O objetivo deste estudo foi o de avaliar o torque de afrouxamento de dois tipos de parafusos de fixação de munhões e uma técnica com a colocação de incremento de resina Pattern® sobre a cabeça dos parafusos no interior dos munhões para evitar seu afrouxamento após função mastigatória simulada. Foram usados trinta implantes de hexágono externo de 3,75 x 11 mm unidos a munhões personalizados e distribuídos em três grupos: grupo A, formado por dez conjuntos munhão/implante unidos por parafusos de titânio; grupo B, formado por dez conjuntos munhão/implante unidos por parafusos de titânio com a colocação de resina Pattern® no interior dos munhões e grupo C, formado por dez conjuntos munhão/implante unidos por parafusos de titânio com tratamento de superfície. Os parafusos foram apertados com 32 Ncm e reapertados após 10 minutos. Todas as amostras foram submetidas a 356.000 ciclos na máquina de ciclagem mecânica, com carga de 8 kg e frequência de 4 Hz, o que equivale a 1 ano e 9 meses de função mastigatória simulada. Imediatamente após o término dos ciclos previstos, o torque necessário para afrouxar os parafusos foi medido. Dentro das condições experimentais deste estudo, os resultados mostraram que o torque necessário para a remoção dos parafusos do grupo B foi estatisticamente maior do que nos grupos A e C; e os valores de torque para remoção dos parafusos do grupo A foram estatisticamente maiores do que no grupo C.

Palavras chave: Implantes dentários - Ciclagem mecânica – Torque – Parafuso de fixação - afrouxamento de parafusos

ABSTRACT

The loosening of implant screws is a chronic complication in the Denture Prosthesis. The application of Mechanical Engineering concepts to screws and joints by surveyors and manufacturers was of great help to minimize this problem. The aim of this study was to evaluate the loosening torque of two types of abutment screws and a technique to fix Pattern resin on the screw head inside the abutments to avoid loosening after simulated masticatory function. Thirty 3,75 mm x 11 mm types of external hexagonal implants attached to customized abutments were used and distributed into three groups: group A (10 abutment-implant samples fixed by titanium screws), group B (10 abutment-implant samples fixed by titanium screws with Pattern resin inside the abutment), and group C (10 abutment-implant samples fixed by machined surface titanium screws). The screws were tightened using 32 Ncm and tightened again after 10 minutes. All the samples were left in the loading cycling machine for a duty of 356.000 cycles with the load of 8 kg and a frequency of 8 Hz, which was equivalent to 1 year and 9 months of simulated masticatory function. Immediately after the preset cycles, the torque needed to loosen the screws was measured. Within the experimental conditions of this study, the results show that the torque needed to remove the screws in group B was statistically higher than groups A and C, and the torque values needed to remove screws in group A was statistically higher than group C.

Key words: dental implants - cyclic loading - torque - abutment screw - screw loosening

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados têm sido usados com grande sucesso como alternativa terapêutica na reabilitação oral. A técnica proposta originalmente por Brånemark visava à instalação de implantes apenas em pacientes desdentados totais e, animados com os excelentes resultados, iniciou-se, posteriormente, seu emprego em desdentados parciais.

As reabilitações parciais, unitárias ou múltiplas, podem ser confeccionadas de maneira que sua retenção possa ser parafusada ou cimentada. A seleção do modo de fixação, por parte do clínico, tem muitas vezes um caráter subjetivo e pessoal, não tendo, na literatura específica, dados que justifiquem a superioridade de um sistema em relação ao outro.

Falhas podem ocorrer ao longo do tratamento com os implantes, podendo variar desde a total falta da osseointegração, que o impossibilita completamente de exercer suas funções mecânicas, até o afrouxamento do parafuso de retenção de coroas ou *abutments*. A falência mecânica tem sido associada com a instabilidade da junta parafusada entre o *abutment* e o implante. Durante o apertamento do parafuso de fixação, uma força compressiva é gerada, mantendo contato entre a plataforma do implante e a base do *abutment*. O sucesso desta junta parafusada está diretamente relacionado ao estiramento do parafuso, ou seja, à pré-carga alcançada por meio do torque de apertamento e de sua manutenção (HAACK et al., 1995).

Em muitos estudos retrospectivos, o afrouxamento e/ou a fratura dos parafusos de *abutments* foram os problemas mecânicos mais encontrados relacionados à falência das próteses implanto suportadas, especialmente quando eram unitárias (JEMT et al., 1992).

Diversos fatores podem levar à instabilidade da junta parafusada, como a pré-carga inadequada, o desenho da prótese ou do parafuso, a mal-adaptação dos componentes protéticos, a sedimentação de superfícies microrrugosas e a carga excessiva.

Clinicamente, as restaurações implanto-suportadas estão continuamente sujeitas às forças de separação da junta parafusada. Essas forças incluem os contatos cêntricos, excêntricos, excursivos, inter-proximais, *cantilevers* e estruturas não-passivas, que causariam mudanças na pré-carga dos parafusos de *abutments*, podendo, assim, resultar no afrouxamento dos parafusos (MCGLUMPHY et al., 1998).

O maior índice de ocorrência de afrouxamento de parafusos em dentes unitários é largamente discutido na literatura, havendo a necessidade de maior atenção quando da execução deste tipo de reabilitação.

A manutenção da pré-carga, resultando em diminuição do tempo de afrouxamento dos parafusos, tem sido objeto de investigação e pesquisa. Fabricantes de implantes e componentes buscam por meio de mudanças nos sistemas de conexão, uma junta mais estável entre os implantes e os componentes minimizando o afrouxamento do parafuso que os une. Mudanças na composição da liga dos parafusos e tratamento de sua superfície demonstram bons resultados na preservação da pré-carga. O uso de arruelas de pressão, de materiais a base de silicone e resina acrílica no interior do conduto de acesso ao parafuso são alguns dos artificios usados por profissionais atuantes na clínica de próteses sobre implantes para minimizar o afrouxamento de parafusos, mostrando bons resultados em avaliações clínicas longitudinais e avaliações *in vitro*.

Diversos fatores são responsáveis pela deterioração da pré-carga responsável pela união estável da junta parafusada. O conhecimento destes fatores é de grande importância para a confecção de próteses sobre implantes, sendo sua negligência responsável até pelo fracasso de algumas reabilitações.

Implantes que utilizam o sistema de cone Morse para travamento de seus componentes possuem perda de pré-carga extremamente reduzida, quando comparados com outros sistemas disponíveis no mercado. Entretanto, faz-se necessário o empenho em minimizar o

inconveniente do afrouxamento dos parafusos, visto que os implantes de hexágono externo e interno são os sistemas de eleição de muitos profissionais e que as substituições futuras dos elementos protéticos dos implantes já instalados são e serão um procedimento de rotina.

Deste modo, torna-se importante o estudo de métodos que minimizem o afrouxamento de parafusos de fixação de *abutments* e de coroas protéticas.

Neste trabalho, objetivou-se avaliar a inclusão de resina acrílica quimicamente ativada sobre os parafusos no interior de munhões, para diminuir a ocorrência de afrouxamento.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em um acompanhamento clínico de 16 pacientes por três anos, Jemt, Lekholm e Grondahl (1990) observaram que, do total de 23 implantes instalados, 13 (57%) tiveram os parafusos de *abutments* afrouxados durante o primeiro ano, 7 (30%) durante o segundo ano e 1 (5%) durante o terceiro ano. Somente 8 dos 23 (35%) parafusos de *abutment* permaneceram estáveis durante todo o período de acompanhamento.

Hobkirk e Schwab (1991) estudaram o movimento relativo e a transmissão de forças aos implantes osseointegrados na região de pré-molares de mandíbulas edêntulas, mensurados por meio de transdutores intra-orais ligados aos implantes osseointegrados. Estes mostraram deformações superiores a 420 μm e transmissão de força superior a 16 N como resultado da movimentação da mandíbula. A distorção mandibular pode ser influenciada por fatores como força muscular, densidade óssea, propriedades mecânicas e geometria da mandíbula. Maiores deslocamentos e forças foram encontrados durante a abertura e protrusão quando comparados à excursão lateral. Houve grandes variações individuais e, enquanto os efeitos deste fenômeno não forem conhecidos, eles podem ser considerados potencialmente nocivos para as interfaces entre os implantes e o osso e os vários componentes da superestrutura do implante, incluindo o afrouxamento dos parafusos.

Jemt et al. (1991), em acompanhamento clínico de 1 ano, registraram que 26% das restaurações unitárias tiveram seus parafusos de *abutment* afrouxados. A presença de inflamação, hiperplasia e formação de fístula foram encontradas em situações com parafusos de *abutment* frouxos. Entretanto, essas complicações foram também observadas ao redor de implantes que não mostraram afrouxamento de seus parafusos. Fístulas foram observadas em 11 restaurações (10%), das quais 6 estavam associadas a parafusos de *abutments* soltos. Os

autores sugeriram que a micromovimentação entre os componentes pode contribuir para seqüelas no tecido mole.

Jemt, Lindén e Lekholm (1992) relataram as complicações encontradas em 127 próteses parciais fixas suportadas por implantes Brånemark colocadas em 87 pacientes, um ano após serem instaladas. Foi observada uma taxa de sucesso de 98,6% nos implantes examinados. Os problemas mais comumente relatados neste primeiro ano de função foi o afrouxamento dos parafusos de ouro de fixação da prótese (49% dos tratamentos realizados na maxila e 20,8% na mandíbula) e as reclamações estéticas.

Com o objetivo de avaliar a estabilidade dos parafusos em próteses unitárias sobre implantes, Jörnégus, Jemt e Carlsson (1992) registraram a máxima força oclusal em 4 pacientes que apresentavam esse tipo de prótese. Os valores registrados (140 N a 390 N) foram utilizados como base para o cálculo do torque máximo e das forças atuantes nos parafusos. A força máxima atuando nos parafusos foi calculada como sendo de 21 Ncm a 50 Ncm. Quatro tipos de parafusos foram avaliados: (1) titânio grau 1 com cabeça cônica, (2) titânio grau 1 com cabeça plana, (3) titânio grau 3 com cabeça plana e (4) ouro com cabeça plana. A força máxima de tensão à qual os parafusos estariam sendo submetidos foi calculada como sendo de 400 a 1027 N. O desenho da cabeça do parafuso, o material do parafuso e o torque aplicado foram significantes para a determinação da estabilidade dos mesmos. A máxima força oclusal calculada excedeu os valores máximos obtidos de tenacidade dos parafusos de titânio. No entanto, esses valores máximos são raramente encontrados em situações clínicas. Os parafusos de ouro com cabeça plana e torque de 35 Ncm foram os que produziram os melhores resultados frente às condições estudadas.

Naert et al. (1992) avaliaram 146 pacientes com 509 implantes do sistema Brånemark reabilitados com 217 próteses fixas por um período de 6 anos. Em 3 casos, houve fratura do parafuso do *abutment* e, em 5 casos, houve fratura do parafuso de ouro da prótese. O

afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment* ocorreu em 6% dos casos, sendo este o problema mais comum.

Patterson, Mech e Johns (1992) desenvolveram um método para calcular a resistência à fadiga dos componentes parafusados em sistemas de prótese fixa sobre implantes. Relataram que a ausência de adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada. Dessa forma, o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido. Segundo os autores, quando um parafuso é apertado, uma pré-carga é produzida no parafuso e isto induz a uma tensão compressiva nos componentes. Quando cargas externas são aplicadas aos componentes unidos, ocorre a produção de um relaxamento da tensão compressiva e parte desta aumenta a tensão no parafuso. Observaram, também, que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais, provavelmente, se inicia a fadiga e, conseqüentemente, a falha. A primeira área encontra-se entre a haste e a cabeça do parafuso, sendo esta concentração uma conseqüência do raio e do diâmetro de curvatura. A segunda área onde existe alta concentração de tensão é na primeira rosca do parafuso e esta é conseqüência da geometria da rosca, que produz uma concentração neste ponto em todas as roscas e é particularmente um resultado da concentração da carga na primeira rosca. Em seu estudo, utilizando os princípios de engenharia mecânica sobre um modelo, os autores afirmaram que, quando uma prótese total fixa é construída de forma precisa sobre suficientes implantes equidistantes, a resistência à fadiga do parafuso do pilar pode chegar a até 20 anos. Entretanto, esta resistência pode ser reduzida drasticamente quando as condições de tensão e carga não são satisfatórias. Concluíram, ainda, que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos, é necessário que os parafusos estejam apertados ao máximo, aumentando, dessa forma, o tempo de vida útil dos mesmos. Para que isso ocorra, os autores recomendam a aplicação de torque apropriado.

Schmitt e Zarb (1993) acompanharam 32 pacientes que foram tratados com 40 implantes unitários. Nos dados coletados em um período de 1,4 a 6,6 anos, todos os implantes permaneceram em função e nenhuma reclamação de desconforto ou algum outro sintoma foi relatado pelos pacientes, sendo todos os implantes considerados osseointegrados. As manutenções exigidas foram mínimas e consistiam somente em apertamento do parafuso da coroa. Estes resultados sugerem que a técnica de osseointegração pode ser adaptada para o uso em pacientes com perda de dentes unitários, com bom prognóstico.

Para observar e comparar o torque necessário para afrouxar parafusos de *abutment* em implantes unitários, um estudo foi conduzido por Breeding et al (1993), onde foram testadas 3 combinações de *abutment*/implantes anti-rotacionais presos por parafusos, sendo elas: octógono interno (OI) (Calcitek Omnilock), hexágono interno (HI) (Core-Vent Bio-Vent) e hexágono externo (HE) (Stryker Minimatic). Uma réplica de pré-molar foi encerada e posteriormente fundida em liga metálica e cimentada aos *abutments*. Um grupo pré-teste foi formado por quatro combinações de *abutment*/implante de cada tipo, sendo fixado a um torque de 22,6 Ncm com um torquímetro e sendo novamente ajustado a 22,6 Ncm após 10 minutos para minimizar o efeito de sedimentação. Após dois minutos, o torque necessário para afrouxar os parafusos foi medido com o torquímetro e registrado, providenciando valores de base para comparação. Os parafusos foram, então, reajustados e permaneceram à temperatura ambiente por 4,25 horas. Novamente, o torque necessário para afrouxar cada parafuso foi registrado e a diferença entre os dois valores foi denominada diferença de pré-teste (controle). O grupo 1 foi constituído de 5 combinações de *abutment*/implante de cada tipo, sendo dois do grupo de pré-teste. Os parafusos foram apertados da mesma forma que no grupo controle e uma coroa foi cimentada sobre cada *abutment*. As amostras foram, então, submetidas a forças laterais e verticais, simulando forças intra-orais durante 3,25 horas, o que corresponde a 16.667 ciclos ou um mês de mastigação. Logo após, o torque de afrouxamento

foi mensurado e comparado com o grupo pré-teste. O grupo 2 foi formado da mesma maneira, mas as amostras ficaram a temperatura ambiente por 12 horas antes do teste de fadiga. O grupo de teste 3 constituiu-se de 5 amostras de cada tipo de combinação *abutment*/implante, aos quais o adesivo Ceka Bond foi aplicado, tendo sido submetido por 100.002 ciclos ou 19,5 horas, o que equivale a 6 meses adicionais de carga intra-oral. Não houve diminuição significativa no torque necessário para afrouxar os parafusos dos sistemas com OI e HE após os períodos estudados. As amostras com HI, no entanto, exibiram diminuição significativa na quantidade de torque de afrouxamento dos parafusos após o teste de carga cíclica. A adição de selante adesivo aumentou significativamente a quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos apenas do sistema de hexágono interno.

Explicando as características de aperto dos parafusos em implantes, Burguete et al. (1994) afirmaram que a importância no aperto é a aplicação de uma pré-carga ótima, sendo que o mecanismo envolve a aplicação do torque. Acima do limite de deformação elástica e início de deformação plástica, o torque aplicado e a pré-carga são inversamente proporcionais um ao outro, isto devido a influência das forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. Dessa forma, com o torque se produz o estiramento das roscas, ocorrendo a união do implante com o pilar ou do pilar com a prótese. Quando as forças de mastigação causam algum deslizamento entre as roscas, a força de alongamento do parafuso (pré-carga) é perdida, assim como a pré-carga abaixo do nível crítico, onde qualquer vibração faz com que as interfaces se separem. Segundo os autores, a pré-carga depende do coeficiente de fricção, da geometria das roscas e das propriedades do material, mas o primeiro fator é de uma relevância maior. Dessa forma, o coeficiente de fricção depende da dureza do material, do polimento da superfície, da quantidade e propriedade do lubrificante e da velocidade do aperto. O coeficiente de fricção aumenta conforme a dureza do material e a rugosidade da superfície. Da mesma forma, conforme se diminui a quantidade de lubrificante, aumenta-se o coeficiente de fricção.

Ekfeldt, Gunnar e Carlsson (1994), em estudo retrospectivo de 3 anos com a colocação de 93 implantes unitários em 77 pacientes, tiveram 2 implantes perdidos, sendo um antes da colocação do *abutment* e o outro no primeiro ano de função. O maior problema encontrado foi o afrouxamento do parafuso do *abutment* (43%) e, por essa razão, nove coroas cimentadas tiveram que ser refeitas.

Goheen et al. (1994) avaliaram a quantidade de torque manual gerada por clínicos experientes utilizando parafusos Brånemark de ouro (fenda e hexagonal) e parafusos de fixação de pilares, assim como examinaram a variabilidade dos torquímetros mecânicos. Cinco cirurgiões bucomaxilofaciais e 11 especialistas em prótese foram orientados a aplicar 10, 20 e 32 Ncm de torque utilizando chaves manuais Brånemark. Os valores médios de torque obtidos através de chaves manuais foram de 0,7 a 18,1 Ncm, 1,4 a 33,7 Ncm e 8,2 a 36,2 Ncm para torques de 10, 20 e 32 Ncm, respectivamente. Esses dados indicam uma variabilidade muito grande na percepção do torque manual, ao contrário dos torquímetros mecânicos operados manualmente e avaliados por torquímetros eletrônicos, que produziram valores de torque dentro das tolerâncias especificadas por seus fabricantes. Os autores ressaltam a importância da utilização de equipamentos corretos para a obtenção do torque adequado.

Após um período de cinco anos, Kallus e Bessing (1994) avaliaram 50 pacientes portadores de próteses fixas implanto-suportadas que não fizeram consultas para manutenção durante esse período. Observou-se que 40% dos parafusos protéticos de ouro com fenda, assim como 10% dos parafusos de ouro com hexágono apresentavam-se insatisfatórios ou frouxos e, conseqüentemente, 13% das próteses foram consideradas insatisfatórias. Para os autores, uma prótese fixa sobre implantes pode ser considerada estável mesmo com um ou mais parafusos de retenção soltos, o que poderia resultar em complicações teciduais e até

mesmo em fratura do parafuso, sugerindo que um reaperto dos parafusos fosse feito a cada 5 anos.

Laney et al. (1994) avaliaram próteses unitárias suportadas por 95 implantes do sistema Brånemark de um total de 82 pacientes durante três anos. A principal complicação protética foi o afrouxamento do parafuso do *abutment*, ocorrendo em dez pacientes. Em cinco pacientes, o parafuso de titânio foi substituído por parafuso de ouro, o que diminuiu o problema.

Balfour e O'Brien (1995) analisaram e compararam a integridade estrutural de 3 tipos de sistemas de implantes: grupo 1 com hexágono externo (HE), grupo 2 com octógono interno (OI) e grupo 3 com hexágono interno (HI) e também de seus componentes de restaurações unitárias quando submetidos à aplicação de torque máximo, a cargas compressivas e a teste de fadiga através de cargas cíclicas. Para os testes de torque, as amostras de cada grupo foram fixadas rigidamente e, com um dispositivo de aplicação de torque unido ao *abutment*, foi aplicada uma força lateral de torque até que houvesse a falha de um dos componentes, registrando-se o máximo de torque e o modo de falha. Para os testes de cargas compressivas, as amostras foram fixadas em uma máquina de ensaios com uma angulação de 30° para reproduzir uma força sobre uma condição clínica de um elemento isolado ou uma carga sobre um *cantilever*, sendo, então, aplicada uma carga até a falha de um dos componentes. Foram registrados o máximo de carga e o modo de falha destes. Nos ensaios de fadiga, as amostras foram submetidas a cargas cíclicas a 14 Hz, sendo registrados os números de ciclos quando a falha foi evidente. Os resultados do estudo mostraram que, nos testes de resistência ao torque, os implantes com desenho de OI tiveram um comportamento inferior aos outros desenhos, registrando valores médios de 98,3 Ncm para o HE, 37,3 Ncm para o OI e 192,1 Ncm para o HI. Os resultados após a aplicação da carga compressiva revelaram que o implante de HI foi 35% superior em resistência em relação ao de OI. Os implantes de HI e OI mantiveram uma

resistência maior à fadiga do que o sistema de HE, em mais de 50%. Os implantes de HI foram superiores estruturalmente em todos os ensaios realizados. Os resultados deste estudo *in vitro* demonstraram como as diferenças no desenho, no material e no tamanho do implante podem afetar a resistência e a durabilidade dos componentes.

Em estudo retrospectivo, Becker e Becker (1995) acompanharam 22 pacientes que receberam 24 restaurações unitárias sobre implantes na região de molares durante um período médio de 24 meses. Foram excluídos pacientes com hábito de bruxismo. Houve apenas a perda de um implante de largo diâmetro, com uma média de sucesso cumulativa de 95%. Todos os implantes foram restaurados sobre *abutments* cilíndricos de ouro com anti-rotacional. A oclusão, em todas as restaurações, foi desenvolvida para minimizar os contatos cêntricos e interferências laterais. O parafuso de fixação de ouro afrouxou em 8 implantes entre uma e três vezes (38%). Não ocorreu nenhuma fratura de coroa ou de implante. Os autores declaram o sucesso da reposição de dentes molares perdidos por coroas unitárias sobre implantes, ressaltando fatores que contribuem para o aumento da taxa de sucesso, como a quantidade e a qualidade óssea, o comprimento dos implantes e a minimização dos contatos oclusais. A maior complicação encontrada foi o afrouxamento do parafuso de ouro.

Dixon et al. (1995) compararam três sistemas de implantes de diferentes fabricantes, determinando a flexão do complexo pilar/implante durante a aplicação de forças e a quantidade de torque necessária para afrouxar o parafuso do pilar. Foram utilizados implantes de hexágono externo, de hexágono interno e de octógono interno, aos quais foram fixados pilares retos e angulados, sobre os quais coroas de 10 mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. Cargas cíclicas foram aplicadas por 4,63 horas (16.667 ciclos) a 4 mm do centro do implante, utilizando-se uma máquina de ensaio de fadiga. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre pilares retos e angulados nos testes realizados para os diferentes sistemas. Na quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos

depois da aplicação de carga, obteve-se uma perda média de 2,97 Ncm no sistema de hexágono externo, de 1,62 Ncm no sistema de octógono interno e de 5,58 Ncm no sistema de hexágono interno.

Haack et al (1995) realizaram um experimento para avaliar o limiar de deformação elástica de parafusos de retenção de pilares UCLA. Para medir o alongamento dos parafusos, a parte coronal do pilar e a parte apical do implante foram removidas, expondo metade da cabeça do parafuso e 3 roscas. O alongamento dos parafusos foi medido com um micrômetro digital. Cada parafuso de ouro foi medido antes da aplicação do torque, após o torque de 5Ncm e a cada incremento de 2Ncm de torque a partir de 10Ncm até 32Ncm. Similarmente, os parafusos de titânio foram medidos antes e após torque de 4Ncm e a cada incremento de 2Ncm de torque a partir de 8Ncm até 20Ncm. Os valores obtidos para o alongamento dos parafusos foram utilizados para o cálculo da força e do estresse aplicado sobre os mesmo. Os estresses calculados para os parafusos de ouro e titânio no torque máximo estavam abaixo de 60% da sua força de resistência. Considerando a força de resistência para o parafuso de ouro, àquele com alongamento apresentou estresses correspondentes a 57,5% da sua força de resistência. Para os parafusos de titânio, o valor máximo de estresse apresentado foi correspondente a 46,5% da força de resistência, indicando que ambos suportariam um torque adicional. O valor médio de pré-carga para os parafusos de ouro foi de 468,2N e 381,5N para os parafusos de titânio. O destorque como porcentagem do torque aplicado variou de 70% a 80% para os parafusos de titânio. Houve uma diferença estatística entre o primeiro registro de destorque e os registros subseqüentes para os parafusos de titânio, essa diferença não foi observada para os parafusos de ouro.

Hass et al. (1995) relataram um acompanhamento retrospectivo de 76 próteses unitárias instaladas sobre implantes Brånemark e restauradas com *abutments* unitários ou *abutments* CeraOne, por um período de 6 anos. A complicação mais recorrente durante o

acompanhamento foi o afrouxamento de parafusos do *abutment*, ocorrendo em 16% das restaurações. Os autores relatam a possibilidade de se reduzir esta ocorrência aplicando-se um torque definido.

Jaarda et al. (1995) compararam oito parâmetros geométricos de cinco parafusos de retenção de prótese intercambiáveis. Através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), foram analisados: (A) diâmetro da cabeça do parafuso; (B) comprimento do parafuso; (C) passo de roscas; (D) diâmetro principal; (E) diâmetro do pescoço do parafuso; (F) comprimento do pescoço e (G) largura da crista. As marcas e modelos de parafusos observados foram: parafuso de ouro 3i, Impla-med e Nobelpharma e parafusos de titânio da 3i e Implant Support Systems, sendo o parafuso de ouro Nobelpharma usado como grupo controle. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes em cinco parâmetros, sendo que, somente nos parâmetros C e G não foram observadas diferenças. Para o parâmetro A, o diâmetro da cabeça do parafuso de ouro 3i e do parafuso de titânio Implant Support Systems foram maiores que os parafusos de ouro Nobelpharma. Para o parâmetro B, os comprimentos dos parafusos de ouro e de titânio 3i foram menores do que os parafusos do grupo controle, mas os parafusos de ouro da Impla-Med e de titânio da Implant Support Systems foram maiores. No parâmetro D, os parafusos de ouro da Impla-Med tiveram um diâmetro significante menor que os parafusos controle. No parâmetro E, os parafusos de ouro Impla-Med e de titânio 3i foram significativamente menores. No parâmetro F, os parafusos de ouro e de titânio 3i tiveram pescoços maiores, enquanto que os parafusos de ouro Implant Support Systems foram menores. Após a análise dos dados, os autores concluíram que as diferenças encontradas entre os parafusos podem introduzir variáveis desconhecidas no tratamento dos pacientes e que, na base dos princípios de engenharia, em relação ao desenho dos parafusos e pré-carga, o torque de aperto usado nos parafusos de ouro Nobelpharma não são aceitos para todos os desenhos de parafusos.

Com o objetivo de avaliar a tensão induzida em uma prótese implantossuportada causada através de uma discrepância da adaptação, Millington e Leung (1995) analisaram estruturas protéticas através de estudo fotoelástico. Foi detectada tensão na estrutura protética com 6 μm de discrepância e esta continuou a aumentar até a fenda máxima testada, que foi de 104 μm . Os resultados mostraram uma relação positiva entre o tamanho da discrepância de adaptação e a tensão sobre a estrutura. O exame do modelo experimental revelou que, em fendas maiores do que 55 μm , o parafuso não desenvolveu força suficiente para amoldar a estrutura à junta. Quando uma discrepância da adaptação está presente, como neste experimento, a pré-carga é usada para unir as superfícies, o que faz o parafuso vulnerável a fadiga, fratura e afrouxamento.

Sakaguchi e Borgersen (1995) relataram que a pré-carga efetiva alcançada nos componentes é dependente do acabamento das interfaces, da fricção entre os componentes, da geometria e das propriedades do material. A natureza do afrouxamento ou deslocamento dos componentes protéticos é complexa e envolve fluidos orais, fadiga por ciclagem mecânica e variadas formas de mastigação e cargas. Por causa destes fatores, o prognóstico da pré-carga é difícil. Neste estudo, um método de elemento finito foi utilizado para avaliar o mecanismo de transferência de carga entre os componentes protéticos, aplicando-se um torque de aperto nos parafusos. Os resultados mostraram que o alongamento do parafuso é alcançado enquanto é permitida a recuperação elástica deste para produzir uma força de aperto sobre os elementos fixados. Quando o parafuso de retenção de ouro foi apertado dentro do *abutment*, a força de compressão sobre o implante aumentou 50%. Concluíram, assim, que tensões máximas alcançadas após a pré-carga nos parafusos foram menores do que 55% de sua resistência estrutural.

Binon (1996) pesquisou a influência da liberdade rotacional entre o hexágono do intermediário e o hexágono do implante na estabilidade do parafuso de conexão. Para isso,

uma série de intermediários com dimensão crescente do hexágono interno foi submetida a uma carga de 133 N à frequência de 1150 ciclos por minuto até a falha da conexão, a qual foi determinada pelo afrouxamento do parafuso. Para o estudo, foram confeccionados 50 intermediários tipo UCLA em forma cônica com 8 mm de altura e 8 mm de diâmetro na sua porção mais superior. Cinco grupos de 10 intermediários foram confeccionados com medida do hexágono interno com variações crescentes. A liberdade rotacional de cada grupo foi verificada antes da aplicação da carga. Após a análise da liberdade rotacional, os intermediários foram parafusados com parafusos confeccionados com ligas de titânio grau 3 a um torque de 30 Ncm, utilizando um torquímetro. As amostras foram, então, fixadas na máquina de ensaios especialmente desenvolvida para o teste e submetidas à carga cíclica até a falha da conexão. Os resultados mostraram que existe uma correlação direta entre a liberdade rotacional e o afrouxamento dos parafusos. Quanto menor a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento dos parafusos. Os grupos com desajuste rotacional inferior a dois graus apresentaram uma maior resistência ao afrouxamento, com média de 6,7 milhões de ciclos, que é cerca de 26% maior que a resistência apresentada pelos grupos com desajuste rotacional superior a dois graus. Além disso, os sete grupos com desajuste rotacional superior a cinco graus apresentaram um comportamento semelhante, com a falha dos parafusos ocorrendo entre 2,5 e 1,1 milhões de ciclos, ou seja, uma redução de 63% quando comparados ao grupo com menor liberdade rotacional. O autor conclui que a presença do hexágono aumenta significativamente a resistência ao afrouxamento dos parafusos e que a eliminação do desajuste rotacional resultou em uma conexão mais rígida e mais resistente ao afrouxamento.

No mesmo ano, Binon e McHugh (1996) avaliaram o efeito da eliminação do desajuste rotacional entre o implante e o *abutment* na estabilidade do parafuso de fixação. Dez implantes com hexágono externo de dimensões conhecidas foram montados com *abutments*

pré-fabricados com desajuste rotacional de três a sete graus e *abutments* calcináveis usinados com desajuste rotacional de zero a meio grau. Os parafusos de *abutments* foram apertados a 20 e 30 Ncm e as amostras foram submetidas a um ensaio mecânico com cargas axiais de 133,3 N e frequência de 1.150 ciclos/minuto. Os resultados indicam uma relação direta entre desajuste rotacional e afrouxamento do parafuso.

Carr et al. (1996) avaliaram a resposta óssea ao redor de implantes com próteses desajustadas em mandíbulas de macacos. Foram avaliados desajustes de 38 μm e 345 μm . Não foram encontradas diferenças na resposta óssea entre os dois níveis de desajuste. Os autores alertam que o estudo não reproduz as condições clínicas, onde as cargas oclusais funcionais somam-se às forças geradas pelo desajuste, não podendo afirmar que o desajuste estudado não altera a osseointegração.

Cavazos e Bell (1996) descreveram uma técnica para prevenir o afrouxamento do parafuso de fixação que une o pilar ao implante. Na técnica, irregularidades são criadas acima da cabeça do parafuso na superfície interna do canal de acesso da coroa. O parafuso recebe o maior torque possível com uma chave manual e, posteriormente, um material a base de polivinilsiloxano é injetado e condensado nas irregularidades criadas. Uma porção de resina composta é fotopolimerizada para assegurar o material na posição condensada. Os autores afirmam que esta técnica é simples e proporciona excelentes resultados.

Henry et al. (1996) publicaram uma avaliação prospectiva de 5 anos com 107 implantes. Após a perda de 3 implantes no primeiro ano e de 17 pacientes que não compareceram nos exames de acompanhamento, os 86 implantes acompanhados apresentaram uma taxa de sucesso cumulativa no período de 5 anos de 96,6% na maxila e de 100% na mandíbula. A complicação mais freqüente continuou sendo o afrouxamento dos parafusos de intermediário, embora uma tendência à estabilização em função do tempo tenha

sido observada. O uso do componente CeraOne com parafusos de ouro e de torque de 32 Ncm com o uso de torquímetro ajudou a reduzir essas taxas.

Levine et al. (1997) relataram, em estudo retrospectivo, o comportamento de implantes ITI usados em dentes unitários perdidos que estavam em função há 6 meses ou mais. Um total de 174 implantes foi colocado em 129 pacientes, sendo 151 implantes (86,8%) na região posterior e 23 na região anterior. 54,6% dos implantes tinham 10 mm ou menos de comprimento. Noventa e dois implantes foram restaurados com coroas parafusadas e 82 foram restaurados com coroas cimentadas. Após um período de 6 meses ou mais, a taxa de sobrevivência foi de 97,7%. O afrouxamento do parafuso oclusal ocorreu em 8 das 92 coroas parafusadas (8,7%), não tendo recidiva após o reaperto dos parafusos. O afrouxamento do *abutment* cônico sólido ocorreu em apenas 3 coroas cimentadas de um total de 82 (3,7%), sendo o problema solucionado com a confecção de novas coroas.

Möllersten et al (1997) avaliaram sete sistemas de implantes, com diferentes profundidades de conexão: Astra Tech - 2,2 mm (Astra), ITI Bonefit - 2,3 mm (ITI), Frialit-2 - 5,5 mm (Friatec), Implamed - 0,8 mm (Implamed), Nobelpharma Estheticone - 0,6 mm (Nobelpharma), IMZ titanium abutment - 6,0 mm (Friedrichsfeld) e IMZ connector - 1,0 mm (Friedrichsfeld). Dez implantes e dez pilares foram utilizados para cada sistema e coroas metálicas foram confeccionadas em ouro tipo III e parafusadas, exceto para os sistemas IMZ titanium abutment e Frialit-2, cujas coroas foram cimentadas com resina. Cada corpo de prova recebeu carga compressiva perpendicular ao longo eixo e a uma distância de 6 mm da margem da coroa. Os resultados mostraram uma correlação entre a profundidade da conexão e a força necessária para causar falha da conexão, de forma que conexões mais profundas são mais resistentes. A maioria das falhas ocorreu na interface pilar/prótese, exceto para o sistema Nobelpharma (Estheticone) e 3 corpos da prova do sistema ITI Bonefit. A maior resistência ao dobramento foi registrada para o sistema IMZ titanium abutment (693 N) com a maior

profundidade de conexão (6,0 mm). A menor resistência foi registrada pelo sistema Nobelpharma (138 N) com a menor profundidade de conexão (0,6 mm).

Schulte e Coffey (1997) avaliaram o parafuso de retenção de nove sistemas de *abutment* de um mesmo fabricante, Lifecore Biomedical. Foram testadas 3 amostras de cada sistema. Os parafusos de retenção foram apertados a 30 Ncm usando um torquímetro digital. O destorque foi registrado 3 vezes para cada amostra 10 minutos, 20 minutos e 24 horas após o torque. Não houve diferença no destorque em relação ao tempo de espera ou em relação ao número de repetições. O destorque foi inferior ao torque aplicado e variou de 80 a 93% para todos os grupos estudados. Houve uma diferença significativa entre os sistemas estudados para os parafusos dos pilares, mas não para os parafusos protéticos. O destorque foi significativamente maior para os parafusos dos pilares do que para os parafusos protéticos. Após a avaliação dos dados, os autores sugeriram que uma máxima retenção pode ser obtida quando for selecionado um sistema com 30 Ncm e que permita eliminar o parafuso protético.

Binon (1998) avaliou a efetividade da técnica para prevenção do afrouxamento de parafusos proposta por Cavazoz e Bell (1996). *Abutments* tipo UCLA, com 8 mm de comprimento e com o maior diâmetro de 8 mm (ASTM titânio grau 3) foram usados para substituir o elemento protético. Um grupo controle composto de 5 amostras teve seus parafusos apertados com torquímetro a 20 Ncm como recomendado pelo fabricante e teve o canal de acesso sem nenhum tipo de preenchimento. O grupo teste teve seus parafusos apertados com o maior torque digital possível e o conduto obturado conforme proposto pelos autores. Após ciclagem mecânica, o grupo teste obteve falha nos parafusos em uma média de 1.141.472 ciclos, enquanto o grupo controle registrou uma média de 2.447.214 ciclos, concluindo, assim, que a técnica é viável para obturar o canal de acesso, mas não para prevenir o afrouxamento do parafuso e que é muito importante o uso de chave de torque para o aperto do parafuso.

Segundo McGlumphy, Mendel e Holloway (1998), a realidade clínica revela que as restaurações sobre implante estão continuamente sujeitas às forças de separação da junta parafusada. Estas forças incluem contatos excursivos, contatos excêntricos, contatos interproximais, contatos *cantilevers* e estruturas não passivas. As forças de separação mais comuns são os contatos cêntricos fora do eixo. Contatos cêntricos normais sobre pontas de cúspides podem exceder o limiar das forças de aperto, especialmente se a força oclusal gerada for em pacientes com grande força mastigatória. Esta teoria pode explicar a alta incidência de afrouxamento de parafuso em molares unitários. Parafusos de molares poderiam permanecer apertados se os contatos cêntricos fossem direcionados ao longo do eixo do parafuso e os contatos excursivos eliminados, colocando-se um implante de largo diâmetro ou dois de pequeno diâmetro, possibilitando, desta forma, a redução do momento de força aplicado ao parafuso. Implantes unidos a dentes naturais em próteses fixas podem comumente levar ao afrouxamento do parafuso do *abutment*. O problema ocorre por causa da diferença de mobilidade entre os dois tipos de pilares. O implante é imóvel em relação ao dente natural, o qual pode mover-se dentro dos limites do ligamento periodontal. Forças oclusais sobre o dente natural podem ter um efeito *cantilever* sobre o implante, gerando uma carga resultante máxima de duas vezes a força aplicada. Muito dessa força *cantilever* é concentrada na junta entre a coroa do implante e seu parafuso do *abutment*. Não seria surpresa que os parafusos afrouxassem nesta situação clínica.

Scheller et al (1998) conduziram estudo prospectivo acompanhando 82 pacientes por cinco anos, que receberam coroas unitárias sobre implantes Brånemark. A taxa cumulativa de sucesso foi de 95,9% para os implantes e 91,1% para as coroas. Noventa e nove implantes foram instalados neste intervalo de tempo, sendo que dois foram removidos antes da fase protética. Desta forma, 97 implantes restaram e foram restaurados com coroas cimentadas

sobre CeraOne. Os autores relatam que a troca do parafuso de titânio por parafusos de ouro resolveu o problema de afrouxamento de parafusos em *abutments* CeraOne.

Com o objetivo de evitar o afrouxamento do parafuso de *abutments*, Artzi e Dreiangel (1999) desenvolveram um sistema para travar mecanicamente os parafusos de fixação da supra-estrutura protética, baseada no travamento com uma barra hexagonal de titânio, no hexágono da cabeça do parafuso. A técnica preconiza que, após a verificação radiográfica da adaptação da supra-estrutura e do torque no parafuso recomendado pelo fabricante, uma barra hexagonal seja inserida verticalmente dentro do hexágono fêmea do parafuso e que seja colocada uma cinta de borracha para isolamento, evitando que a resina inserida para fixar a barra e vedar o orifício oclusal penetre dentro da cabeça do parafuso. Os autores relatam a avaliação de 120 restaurações unitárias parafusadas colocadas em 100 pacientes, sendo que 75 destas restaurações foram colocadas na área de primeiro e segundo pré-molares, 40 na região de incisivos e 15 na região de molares. Durante avaliações periódicas, observou-se que todas as restaurações encontraram-se estáveis. Nenhum afrouxamento ou fratura do parafuso foi encontrado.

Boggan et al (1999) avaliaram a influência do diâmetro da plataforma do implante, a altura do hexágono na resistência mecânica e a qualidade da adaptação da interface pilar/implante. Foram utilizados implantes de hexágono externo (Maestro Implant System – BioHorizons Implant Systems) com 4 e 5 mm de diâmetro da plataforma e 1 mm de altura do hexágono. Sobre estes, pilares de 8 mm especialmente desenvolvidos para o experimento, apertados a 30 Ncm uma hora antes do teste e cinco minutos antes do teste de carga estática e carga dinâmica. No primeiro teste, uma carga compressiva foi aplicada até ocorrer fratura de um dos componentes. No segundo teste, cargas cíclicas compressivas foram aplicadas a 15 Hz, sendo que as falhas foram consideradas quando a fratura de uma das partes do conjunto pilar/implante ocorreu. Os valores obtidos foram utilizados para identificar o limite de

resistência ou de carga para cada diâmetro de implante. Os resultados mostraram que, nos testes de carga estática, houve uma média de falha de 966 N e 1955 N nos implantes de 4 e 5 mm, respectivamente, evidenciando uma diferença estatisticamente significativa. Nos testes de carga cíclica, a média do limite de resistência dos grupos foi de 350 N e 625 N, respectivamente. Nos testes de carga estática, foi observado dobramento ou deformação do parafuso, enquanto que, nos testes de carga cíclica, a fratura do parafuso foi o modo de falha mais comum. Quando avaliados na microscopia eletrônica de varredura, foi encontrado contato íntimo de 100% entre a base do implante e o pilar em todas as amostras, independentemente do seu diâmetro. Os autores concluem que o uso de implantes de largo diâmetro devem ser usados para reduzir fraturas de componentes.

Faulkner et al (1999) analisaram a sensibilidade do Periotest para avaliar o afrouxamento de parafusos de pilares. Um dispositivo foi desenvolvido para fixar 4 implantes rigidamente. Posteriormente, seus pilares receberam torques de 10, 20, 32 e 45 Ncm, sendo, então, afrouxados. Os resultados mostraram que o Periotest pode ser considerado mais sensível do que a detecção manual para a avaliação do afrouxamento do parafuso do pilar. Entretanto, o instrumento não foi sensível o suficiente para indicar deterioração do afrouxamento do parafuso antes da perda da pré-carga.

Em um estudo *in vitro*, Gross et al (1999) avaliaram a média do torque manual alcançada por nove operadores em 5 sistemas de implantes. Os valores de torque atingidos variaram de 7 a 14,6 Ncm para fechamentos habituais e de 9,4 a 19,9 Ncm para torques máximos de fechamento. Os resultados demonstraram que os torques de fechamento com chaves manuais não se aproximaram dos torques de fechamento recomendados em nenhum dos sistemas, embora todos tenham permanecido dentro de um limite seguro, não causando danos à interface osso/implante. O torque de apertamento realizado com chaves manuais mostrou variabilidade para o mesmo operador, entre os diferentes operadores e entre os

sistemas de implante. As chaves manuais com maior diâmetro e melhor empunhadura alcançaram maior torque de aperto. Chaves mecânicas de torque são melhores para alcançar o torque recomendado para cada sistema, diminuindo o potencial de afrouxamento do parafuso.

Korioth, Cardoso e Versluis (1999) avaliaram a eficácia de uma arruela cônica de pressão para diminuir o afrouxamento completo do parafuso de ouro. Dois implantes de 8,5 mm de comprimento (Brånemark, Nobel Biocare) foram incluídos em um bloco de resina acrílica com uma separação que permitisse a confecção de uma prótese fixa de três elementos sobre pilares convencionais de 3 mm apertados a 20 Ncm. Parafusos de retenção de ouro foram fixados, utilizando-se um controlador de torque no qual foi adaptado um sensor de carga em miniatura que permitia registrar o tempo durante a qual atuava o deslocamento axial no afrouxamento do parafuso. Arruelas foram colocadas em ambos os implantes, ou apenas na mesial, ou na distal, ou em nenhum deles. Os resultados mostraram um aumento significativo no deslocamento axial quando as arruelas foram utilizadas e que implantes onde os parafusos de retenção de ouro tinham arruelas precisaram ser girados de 30 a 35% a mais antes de se afrouxarem. Os autores concluíram que a inclusão de arruelas aumenta significativamente o movimento rotacional necessário para afrouxar completamente o parafuso de retenção de ouro.

Norton (1999) realizou um estudo comparativo entre o torque de afrouxamento e o torque de aperto nos sistemas ITI e Astra Tech (8° e 11° de cone interno, respectivamente). Os testes foram realizados em ambiente úmido e seco em uma série de baixo torque de 4 a 50 Ncm e em uma série de alto torque de 100 a 300 Ncm. Em dois testes das séries 4 ITI e 5 Astra, um tempo de 10 e 60 minutos em 200 Ncm foi aguardado entre cada teste para determinar se a recuperação elástica influenciava no torque de afrouxamento. Foi concluído que, na série de baixo torque feita em ambiente úmido e seco, nenhuma das amostras excedeu a 100% do torque de aperto, estando sempre entre 80 e 90%. O torque de aperto, no entanto,

foi superado pelo torque de afrouxamento em 100 e 300 Ncm antes da falha do componente, quando uma deformação plástica era esperada. As médias encontradas nas amostras Astra de 4 mm e ITI foram de 109 e 104%, respectivamente, não tendo sido encontradas diferenças estatisticamente significantes ao se comparar o meio úmido com o seco, bem como quando os 10 e 60 minutos foram aguardados para a recuperação elástica. Para os níveis de aperto que tiveram relevância clínica, ou seja, de 20 a 40 Ncm, o torque de afrouxamento esteve entre 80 e 85% em todas as amostras utilizadas.

Em um estudo retrospectivo feito entre 1990 e 1996, Schwartz-Arad et al. (1999) acompanharam 78 implantes (75 na mandíbula e 3 na maxila) em 55 pacientes. Não foram incluídos nesse estudo pacientes com bruxismo e hábitos parafuncionais. Complicações protéticas ocorreram em 11 casos (14%) e incluíram afrouxamento de pilar e coroas protéticas (9), uma fratura de um pilar e uma fratura de porcelana. Três das complicações protéticas ocorreram em implantes cilíndricos de largo diâmetro (17,6% de todos os implantes de largo diâmetro) e 8 em implantes parafusados (13,1% de todos os implantes estreitos).

Com o intuito de minimizar o afrouxamento de parafusos, Versluis et al (1999) avaliaram o efeito de uma arruela em um implante do tipo Brånemark, realizado através de uma simulação de elemento finito. Usualmente, a aplicação de uma pré-carga tem sido a principal forma de prevenção do afrouxamento, embora não tenha sido capaz de eliminar sua ocorrência. A simulação indicou que uma arruela pode aumentar significativamente a tolerância de um parafuso contra o afrouxamento. Os autores sugerem que a adição de uma arruela customizada a um sistema de implantes pode oferecer uma solução simples e barata para o problema persistente do afrouxamento de parafusos.

Ainda em 1999, von Krammer, relata um procedimento para obturação do canal de acesso e prevenção do afrouxamento do parafuso do *abutment* em próteses fixas implantoretidas. O autor sugere a introdução de material de impressão elástico de silicone no interior

do canal de acesso ao parafuso, após dado o torque recomendado pelo fabricante. Esse tampão de material de impressão se mantém estável devido a duas ranhuras longitudinais feitas com broca, servindo de guia para a necessidade da remoção do tampão e minimizando o afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment*.

Em um estudo *in vitro*, Aboyoussef, Weiner e Ehreberg (2000) avaliaram uma forma de resistência anti-rotacional aumentando o comprimento do braço de força com uma estratégia para melhorar o efeito da pré-carga na retenção do parafuso. Três grupos foram examinados: *abutment* Standart (grupo A), *abutment* Standart modificado com quatro sulcos em forma de “V” ao redor da periferia (grupo B) e *abutment* Estheticone (grupo C). Cada amostra foi constituída pelo análogo do implante, pelo *abutment* (torque de 20 Ncm sobre o parafuso de fixação) e pela coroa parafusada (torque de 10 Ncm sobre o parafuso de fixação). Uma força rotacional em sentido horário foi aplicada usando-se um torquímetro manual até a falha do parafuso de ouro ou do *abutment*. Para o grupo A, a falha ocorreu com 21,3 Ncm (na união coroa/implante) e para os grupos B e C, com 69,6 Ncm e 71,0 Ncm, respectivamente, sugerindo que a adição de uma resistência anti-rotacional aumenta o comprimento do braço de força, o que pode ser um fator importante na resistência da perda da pré-carga causada pela ação do torque.

Eckert et al (2000), em um estudo retrospectivo, estudaram os fatores relacionados à fratura de implantes dentais. Uma incidência muito baixa dessa complicação foi observada em 4937 implantes, dos quais 28 fraturaram. Entretanto, com exceção de apenas um, todos os casos de fratura foram precedidos de afrouxamento do parafuso de fixação. O afrouxamento do parafuso parece ser uma complicação menor, desde que facilmente retificada. Contudo, essa impressão deve ser mudada, pois o afrouxamento do parafuso leva com ele um significativo risco de fratura do implante.

Mahon, Norling e Phoenix (2000) investigaram, através de análise fotoelástica, a dissipação de força em relação à variação dos diâmetros dos implantes com e sem a concomitante mudança do diâmetro dos *abutments*. Dois grupos experimentais foram avaliados. O primeiro grupo consistia de 25 implantes em forma de parafuso (Implant Innovations, Inc). Esses implantes mediam 10 mm de comprimento e 3,25 mm, 3,75 mm, 4,0 mm, 5,0 mm e 6,0 mm de diâmetro. O segundo grupo consistia de 15 implantes em forma de parafuso (Nobel Biocare, Inc), medindo 10 mm de comprimento e 3,75 mm, 4,0 mm e 5,0 mm de diâmetro. Após a análise fotoelástica, observou-se que a tensão tendeu a diminuir do implante de 5,0 mm de largura para o implante de 6,0 mm de largura. A tensão em relação aos implantes de 3,25 mm, 3,75 mm e 4,0 mm não foram bem definidas, indicando a possibilidade da ocorrência de deformação no implante. O aumento na largura do *abutment* resultou na diminuição da deformação do *abutment*. Os autores concluem que o uso de um *abutment* mais largo pode ser útil para reduzir a incidência de afrouxamento e de fratura do *abutment* e dos parafusos da restauração.

Norton (2000) realizou um estudo com o objetivo de avaliar a resistência à deformação de dois tipos de pilares: Astra Tech Uni-abutment e ITI conical abutment, com conexão interna de 11° e 8°, respectivamente. As amostras foram formadas de um conjunto implante/pilar unido com o torque recomendado pelo fabricante, sendo de 25 Ncm para os pilares Astra Tech e de 35 Ncm para os pilares ITI. Para a realização dos testes, as amostras foram colocadas em uma máquina de ensaios, onde foram realizados testes de três pontos até induzir a deformação plástica ou a máxima carga até a falha. Os resultados mostraram que o ponto de deformação plástica permanente para o sistema Astra foi de 4176 Nmm (carga de 167 N) e do sistema ITI de 2526 Nmm (carga de 101N). A máxima carga foi de 5507 Nmm (carga de 220N) para o sistema Astra comparado com 3269 Nmm (carga de 131 N) para o sistema ITI. A área de deformação plástica no sistema Astra foi a parte cilíndrica da unidade

sólida do pilar. No sistema ITI as falhas ocorreram com fratura na cabeça do parafuso, abaixo da base. Os resultados mostraram não existir diferença estatisticamente significativa na deformação plástica e nas falhas de ambos os sistemas.

Cibirka et al (2001) examinaram as diferenças nos valores de destorque dos parafusos de *abutment* em três subgrupos de implantes Nobel Biocare, segundo a geometria da plataforma: (1) hexágono externo Standart (R), (2) hexágono externo modificado, sendo a altura e a medida das faces do hexágono menores (M) e (3) hexágono externo removido (C). Os *abutments* foram retidos por parafusos de ouro com torque de 32 Ncm e as amostras foram submetidas a cargas cíclicas com força entre 20 e 200 N durante 5.000.000 ciclos. Nenhum *abutment* afrouxado ou deslocamento da interface implante/pilar foi notado. A média de valores de destorque para R, M e C foram de $14,40 \pm 1,84$ Ncm, $14,70 \pm 1,89$ Ncm e $16,40 \pm 2,17$ Ncm, respectivamente. A análise de variância demonstrou diferenças significativas somente entre os subgrupos R e C ($p=0,031$). Os autores concluíram que o aumento da altura vertical ou do grau de tolerância de adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do *abutment* ou o hexágono externo do implante completamente eliminado não produziu efeito significativo nos valores de destorque dos parafusos de *abutment*.

Em um estudo *in vitro*, Bakaeen, Winkler e Neff (2001) avaliaram o efeito do estreitamento da mesa oclusal no sentido vestibulo-lingual sobre o torque requerido para afrouxar parafusos de ouro e a incidência de afrouxamento do parafuso e valores de torque de afrouxamento em coroas suportadas por implantes de largo diâmetro, se compararmos às coroas suportadas por dois implantes standart, após serem submetidos a cargas oclusais simuladas. Com base nos resultados, os autores concluíram que houve uma maior incidência de afrouxamento do parafuso em implantes de largo diâmetro, quando comparados com 2 implantes standart. O estreitamento da mesa oclusal da restauração é crítico quando aplicado sobre um implante para suportar a perda de um molar. O torque de afrouxamento dos

parafusos de ouro não foi alterado pela mudança da largura da mesa oclusal das coroas suportadas por 2 implantes.

Gratton, Aquilino e Stanford (2001) investigaram a micromovimentação da junta parafusada dos implantes e a dinâmica da fadiga em função da variação do torque e pré-carga aplicados sobre os parafusos de *abutment*, quando submetidos à ciclagem mecânica. Infra-estruturas foram fabricadas sobre pilares UCLA e fixadas em implantes do tipo hexágono externo (3i) por meio de um parafuso quadrado de ouro. As amostras foram aleatoriamente divididas em 3 grupos, sendo em cada grupo aplicados torques de 16, 32 e 48 Ncm. Em seguida, as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica com força de 20 a 130 N e frequência de 6 Hz, em um ponto de contato sobre cada coroa. O micromovimento da interface *abutment*/implante foi mensurado por meio de um medidor de tensão após a aplicação de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Sob os parâmetros de carga aplicada neste estudo, nenhuma fadiga mensurável ocorreu na interface *abutment*/implante. Entretanto, parafusos de fixação de *abutment* apertados com um baixo valor de torque (16 Ncm) exibiram micromovimentação da interface implante/*abutment* significativamente maior.

Hoyer et al (2001) avaliaram a resistência à fadiga de parafusos de fixação de *abutment* do tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro (6 mm) versus restaurações sobre implantes de diâmetro padrão (3,75mm). Nos implantes de 3,75 mm, foram utilizados parafusos de ouro, nos quais foram aplicados torque de 32 Ncm e, nos implantes de largo diâmetro foram utilizados parafusos de titânio com torques de 25 Ncm. A este conjunto foi aplicada uma carga cíclica de 120 ± 10 N por 500.000 ciclos, a uma frequência de 11 Hz. A carga foi aplicada a 4 mm do centro do implante para simular uma cúspide de um molar, a uma altura de 10 mm da união *abutment*/implante. Com base nos resultados, os autores sugeriram que, em implantes com diâmetro largo, a interface

abutment/implante sofre menor afrouxamento do parafuso de fixação do *abutment* do que em implantes padrão, quando submetidos à carga mastigatória. Isso porque a força transmitida para a interface entre o *abutment* e o corpo do implante é distribuída sobre uma superfície de área maior (um implante de 6,0 mm de diâmetro tem 25% a mais de área de superfície da plataforma do que um implante de 3,75 mm de diâmetro). Deformações plásticas da interface *abutment*/implante são menos prováveis de ocorrer em implantes de diâmetro largo do que naqueles de diâmetro padrão. Assim, há menores deformações e micromovimentações ao nível do parafuso de fixação do *abutment* nas roscas internas do corpo do implante. Esta é, em parte, uma das razões para que os parafusos de Ti puro sejam usados em implantes de diâmetro largo sem um aumento no afrouxamento do parafuso.

Em um estudo *in vitro*, Martin et al (2001) avaliaram o ângulo de rotação, o torque de remoção e a geração de pré-carga em quatro parafusos de fixação de *abutment* de diferentes materiais e superfícies. Os parafusos avaliados foram: Gold Tite (Gt) 3i – 80% Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au e Zn com uma cobertura de 0,76 μm de ouro puro, TorqTite (Tt) Nobel Biocare – a composição é propriedade do fabricante, com liga de titânio com tratamento de superfície, Gold alloy (Ga) 3i – 80% Pd, 10% Ga, 10% Cu, Au e Zn e Titanium alloy (Ta) 3i – 90% Ti, 6% Al, 4% V. Vinte parafusos de cada tipo foram usados para fixar os *abutments* sobre 80 implantes de hexágono externo de 3,75 x 15 mm, sendo divididos em dois grupos de 10 para receber torques de 20 e 32 Ncm. Cada conjunto foi fixado em um bloco de resina e, com um dispositivo de plástico de 360°, foi realizada a medição do ângulo de rotação de cada parafuso. Os resultados mostraram que os maiores ângulos de rotação foram observados nos grupos com parafusos Tt, os maiores valores de pré-carga com torques de 29 e 32 Ncm foram encontrados nos grupos Gt e o maior número de contatos nas roscas foi encontrado no grupo Tt. Os autores concluíram que os parafusos Gt e Tt reduziram os coeficientes de fricção,

produzindo maiores ângulos rotacionais e maiores valores de pré-carga do que os parafusos convencionais Ga e Ta.

Pesun et al (2001) avaliaram e compararam forças axiais compressivas e torques aplicados simultaneamente em parafusos de ouro por pessoas com diferentes graus de experiência. Para o estudo, foi fixado em resina acrílica um implante osseointegrado (Nobel Biocare) de 3,75 x 8 mm de comprimento. Um pilar convencional Standart de 3 mm foi unido ao implante com um torque de 20 Ncm. Uma coroa total metálica assentada passivamente ao implante foi unida ao pilar com um parafuso de ouro aplicando-se um torque de 10 Ncm. Estudantes sem experiência em restaurações com implantes, residentes de prótese com menos de dois anos de experiência e professores da faculdade com no mínimo de cinco anos de experiência em restaurações com implantes foram orientados a apertar e afrouxar os parafusos de ouro três vezes. A magnitude e duração da força axial compressiva e o torque dado foram avaliados simultaneamente utilizando uma célula de carga em miniatura, adaptada a um dispositivo eletrônico de torque. Os resultados mostraram que os professores fixaram parafusos com força axial compressiva maior que os estudantes e os residentes, sendo a quantidade de torque um pouco menor que o recomendado de 10 Ncm. Os professores tiveram uma menor variação nos procedimentos de aperto e afrouxamento, concluindo que pessoas com maior experiência na área têm uma maior consistência nos procedimento de aperto a afrouxamento dos parafusos de ouro. Uma maior força axial compressiva foi aplicada durante o afrouxamento quando comparada com a força de aperto. Forças compressivas removeram parte da pré-carga, resultando em quantidade diminuída de torque necessária para remover o parafuso de ouro, o que pode explicar porque os resultados de remoção mostram valores menores durante a remoção do parafuso do que na sua colocação.

Tan e Nicholls (2001) mediram e compararam a pré-carga produzida em parafusos de sete diferentes tipos de pilares hexagonais. A medida da pré-carga foi realizada fixando-se

dois indicadores de distorção ao pilar que foi unido a um implante de 3,75 x 15 mm (Branemark System, Nobel Biocare). Pilares convencionais Standart, Esteticone, Miruscone, pilar de titânio, CeraOne, cilindro de ouro e TiAdpat foram utilizados. Um controlador eletrônico de torque (Nobel Biocare) aplicou 20 ou 32 Ncm de torque em alta e baixa velocidade, seguindo o indicado pelo fabricante e a pré-carga foi registrada no computador, através dos indicadores de distorção. Os resultados encontrados nos diferentes pilares mostraram médias de pré-carga de 181,6 N convencionais, 291,3 N Esteticone, 456,5 N Miruscone, 369,7 N pilar de titânio, 643,4 N CeraOne, 536,3 N cilindro de ouro e 556,9 N TiAdapt. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os diferentes sistemas e na velocidade de aplicação do torque. Pilares com parafusos de ouro tiveram maiores valores de pré-carga. Dessa forma, os autores concluíram que a pré-carga na união implante/pilar depende do desenho, do diâmetro e do material do parafuso, assim como do torque de aperto e da velocidade do torque.

Al Rafee et al (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques e da contaminação da saliva na máxima resistência à tração de parafusos de retenção de ouro. Quarenta e cinco parafusos (3i) divididos em nove grupos foram testados, sendo que um grupo onde não foi aplicado o torque serviu como controle. Os resultados sugeriram que o parafuso testado pode ser apertado e removido por 20 vezes e que o uso da saliva humana com lubrificante durante o torque não apresentou nenhum efeito sobre a resistência à tração.

Al-Turki et al (2002) avaliaram dois níveis de discrepância vertical (100 e 175 μm) entre uma dentadura completa implantossuportada e o término do pilar. Uma dentadura completa implantossuportada sem discrepância vertical serviu como controle. Foi incidida carga cíclica vertical sobre a porção *cantilever* da prótese, próxima ao término do pilar durante 48 horas. Em cada teste, um total de 7 grupos de parafusos foram testados para cada nível de adaptação. Os resultados revelaram instabilidade significativa dos parafusos da

prótese. Os autores concluíram que discrepâncias verticais de 100 e 175 μm entre a dentadura completa implantossuportada e o término do pilar resultaram em significativa instabilidade do parafuso.

Com o objetivo de avaliar o grau de afrouxamento dos parafusos protéticos, Hanses, Smedberg e Nilner (2002) desenvolveram um instrumento capaz de medir o grau de rotação dos mesmos. O aparelho consiste de 3 partes que são conectadas ao contra-ângulo usado com o torquímetro eletrônico Nobel Biocare. Uma das partes é graduada de 0° a 360° e permite determinar o grau de rotação do parafuso durante o momento do seu reaperto. O experimento realizado permitiu verificar uma correlação entre o afrouxamento do parafuso e a rotação necessária para reapertá-lo com uma precisão de $1,7^\circ$ para os parafusos de intermediários e de $1,3^\circ$ para os parafusos protéticos. Segundo os autores, o aparelho desenvolvido pode ser utilizado para avaliar vários parâmetros que determinam a estabilidade da conexão, como o tipo e o número de implantes, os tipos de intermediários e o tipo de material usado na confecção das próteses, em relação à necessidade de se reapertar os parafusos.

Khraisat et al (2002) fizeram uma análise da resistência da conexão protética de 2 sistemas de implantes, sendo um com hexágono externo (Nobel Biocare) e outro com conexão cônica de 8 graus (ITI). Foram utilizadas 7 amostras para cada um dos grupos. Os implantes de 10 mm de comprimento foram incluídos em resina, simulando uma perda óssea de 3 mm. Para os implantes Nobel Biocare, foram conectados intermediários CeraOne de 3 mm de altura e os parafusos de ouro de 2 mm foram apertados a um torque de 32 Ncm. Os orifícios foram selados com guta-percha. Para o grupo de implantes ITI, foram utilizados intermediários sólidos de 4 mm de altura parafusados a um torque de 35 Ncm. As infra-estruturas foram fundidas em ouro tipo IV com dimensões de 7 mm x 7 mm e foram cimentadas com fosfato de zinco com pressão manual por 10 segundos, seguido de pressão de 6 kg por mais 10 minutos. A resistência à fadiga foi avaliada através da aplicação de carga

cíclica de 100 N perpendicular ao longo eixo dos implantes a uma distância de 11,5 mm da inserção dos implantes no bloco de resina, com frequência de 75 ciclos/minuto, por um período correspondente a 6 anos de função ou 1.800.000 ciclos. Não houve falhas no grupo ITI. No entanto, no grupo Nobel Biocare, todas as amostras fraturaram entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, sendo a diferença entre os grupos estatisticamente significantes. A falha do parafuso ocorreu na junção entre a parte de rosca e a parte lisa do parafuso, 3 mm abaixo da plataforma do implante. Os resultados demonstram a superioridade da conexão cônica interna sobre a conexão com hexágono externo para as condições estudadas.

Uma análise clínica retrospectiva foi realizada por Krennmair, Schmidinger e Waldenberger (2002) com implantes de sistema Frialit-2 utilizados para prótese unitárias com uma conexão com hexágono interno de 5,5 mm da altura. Abrangendo um período de 7 anos (média de 35,8 meses), foram avaliados 146 implantes, consistindo de 93 coroas cimentadas com cimento provisório, 22 coroas parafusadas com parafuso oclusal e 31 com parafusos laterais. A taxa de sobrevida cumulativa foi de 97,35% para os implantes e 96,4% para as coroas. A taxa total de complicação protética foi de 18%, tendo sido avaliada a fratura de componentes, o afrouxamento das coroas parafusadas, o afrouxamento das coroas cimentadas, a fratura da cerâmica e as complicações teciduais (recessões e fístulas). Não houve afrouxamento dos parafusos de retenção das coroas com parafuso central apenas em 1 prótese com parafuso lateral e 9 coroas cimentadas tiveram que ser recimentadas. A taxa total de afrouxamento dos parafusos de intermediários foi de 3,5%. A taxa de afrouxamento dos parafusos laterais foi de 9,6%.

Considerando-se que o desajuste rotacional inferior a 5° resulta em uma conexão mais estável, Lang, Wang e May avaliaram a orientação do hexágono do implante e do intermediário após a aplicação do torque utilizando ou não o contra-torque e a sua relação com a estabilidade da conexão. Foram utilizados 30 implantes de diâmetro padrão (3,75 mm

de diâmetro), 10 implantes de plataforma larga (5,0 mm de diâmetro) e 10 intermediários tipo CeraOne, Estheticone, Procera e AurAdapt. Os implantes foram colocados em uma base previamente à conexão do intermediário. Após a aplicação do torque, os espécimes foram embebidos em resina e cortados horizontalmente na altura do hexágono, permitindo-se, assim, avaliar a orientação dos mesmos. Os resultados demonstraram que sempre ocorre certa rotação na orientação dos hexágonos independente do uso do contra-torque. A orientação é produto da posição inicial do intermediário definida pelo operador no momento da instalação, já que a mesma não ocorreu sempre no sentido do aperto do parafuso, o que indicaria uma rotação dos componentes até o estabelecimento do contato dos hexágonos. Independente do grupo, uma rotação menor que $1,5^\circ$ foi observada após o aperto dos parafusos. O valor máximo de rotação determinado para os grupos foi de menos de $3,53^\circ$, estando, portanto, dentro dos padrões de desajuste rotacional determinados para uma conexão estável.

Lee et al (2002) investigaram os efeitos da mastigação simulada sobre os componentes do implante e, por meio de uma análise de onda, documentaram os mecanismo básicos de afrouxamento do parafuso em ambiente bucal simulado. Treze *abutments* Standart foram instalados em implantes do tipo hexágono externo, por meio de parafusos de titânio apertados a 20 Ncm e coroas unitárias foram retidas com parafusos de ouro e apertadas a 10 Ncm. Dez coroas unitárias foram submetidas a cargas cíclicas com 100N de força e angulação de 30° em relação ao longo eixo, com uma frequência de 1 Hz. Três coroas foram carregadas verticalmente sob as mesmas condições para servir como grupo controle. Os efeitos de 1 milhão de ciclos e várias forças de torque de apertamento (2, 4, 6, 8, 10 e 12 Ncm) sobre os parafusos foram avaliados. Um programa de software foi desenvolvido para registrar todos os modos de onda e parar a máquina automaticamente quando a amostra apresentasse um deslocamento horizontal da coroa maior do que 0,5 mm, o qual foi designado para representar o afrouxamento do implante e a mobilidade da coroa clinicamente perceptível. Dos 10

parafusos de ouro, 4 afrouxaram antes de 1 milhão de ciclos. O mecanismo de afrouxamento do parafuso foi dividido, de acordo com o modo de onda, em 4 estágios: deslocamento inicial, vibração inicial, deformação elástica e estágio de recuperação. O deslocamento inicial aumentou o afrouxamento dos parafusos de ouro. Entretanto, a quantidade de deformação elástica foi relativamente constante e independente do afrouxamento do parafuso. Somente parafusos de ouro afrouxaram após a carga cíclica e não houve nenhum afrouxamento dos parafusos do grupo controle. Os autores concluíram que o torque de apertamento teve um significativo efeito sobre o afrouxamento do parafuso. O torque recomendado para o apertamento do parafuso de ouro parece ser maior do que 10 Ncm para o sistema de implante com hexágono externo.

Siamos, Winkler e Boberick (2002) realizaram um estudo para determinar se, variando a pré-carga sobre o complexo *abutment*/implante, o afrouxamento do parafuso seria afetado sob condições simuladas de carga. Nas amostras, os parafusos de *abutment* foram apertados a 25, 30, 35 e 40 Ncm de torque. Um grupo de amostras foi mantido por 3 horas após o torque e, então, afrouxado. Outro grupo foi reapertado após 10 minutos com o mesmo torque inicial e mantido por 3 horas antes do afrouxamento. Para o grupo de amostras com carga, os parafusos foram apertados, reapertados após 10 minutos e receberam carga aplicada por 3 horas antes do afrouxamento. Foi aplicada carga cíclica com força entre 1 e 26 libras diretamente sobre os *abutments*. A redução do torque de afrouxamento variou para os diferentes grupos neste estudo, o que se deve ao método de aplicação do torque e às condições apresentadas quando submetidos ou não à carga cíclica. Dentro dos limites dessa investigação *in vitro*, os autores recomendaram que o reaperto dos parafusos de fixação do *abutment* 10 minutos após a aplicação do torque inicial deveria ser rotineiramente realizado. O aumento do valor do torque para os parafusos de *abutment* acima de 30Ncm pode ser benéfico para a estabilidade da junta parafusada e para diminuir o afrouxamento do parafuso.

Tzenakis et al (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques e da contaminação salivar sobre a pré-carga do parafuso de ouro da prótese implantossuportada e concluíram que a maior pré-carga foi alcançada após o uso repetido de parafusos de ouro lubrificados com saliva. Atribuíram esse aumento da pré-carga à diminuição das forças de fricção na junta parafusada, decorrente do efeito de sedimentação.

Em um estudo *in vivo*, Drago (2003) acompanhou por um período de, no mínimo, um ano, 73 pacientes que foram tratados com 110 implantes OsseoTite. Todos os pacientes tiveram seus implantes restaurados com *abutments* de titânio pré-fabricados ou *abutments* UCLA com hexágono da Implant Innovations. Todos os *abutments* foram fixados com parafusos quadrados Gold-Tite a um torque de 32 Ncm, como indicado pelo fabricante. Todas as coroas foram cimentadas sobre os *abutments*. Houve apenas um caso de parafuso de *abutment* frouxo em um período de 12 meses, representando um sucesso de 99%. Esses resultados sugeriram que os parafusos de *abutment* com superfícies tratadas podem aumentar o contato parafuso/implante, proporcionando valores rotacionais mais altos e maiores valores de pré-carga calculados, visto que os parafusos quadrados Gold-Tite, apertados a um torque de 30 Ncm, conseguiram manter a conexão *abutment*/implante estável.

Hecker e Eckert (2003) se propuseram a avaliar e a quantificar as mudanças na adaptação das próteses submetidas à carga cíclica. Foram confeccionadas 15 infra-estruturas utilizando-se cilindros de ouro Nobel Biocare. As infra-estruturas foram confeccionadas para uma prótese de 5 elementos tipo protocolo em forma de L com 6 mm de altura e 8 mm de dimensão horizontal. As próteses foram conectadas aos intermediários convencionais utilizando parafusos de fenda em ouro, os quais foram apertados a 10 Ncm com o uso de um torquímetro digital. As análises do desajuste vertical foram realizadas em 4 localizações na interface intermediário/infra-estrutura antes da aplicação de carga cíclica, após 50 mil ciclos e após 200 mil ciclos. Houve uma redução significativa no nível de desajuste ao se avaliar cada

localização individualmente e no conjunto quando o ponto de aplicação de carga foi a região anterior da prótese. Ao se aplicar a carga na região de *cantilever* posterior, unilateral ou bilateralmente, não foram observadas mudanças significativas.

Johansson e Ekfeldt (2003), em um estudo retrospectivo, avaliaram próteses parciais fixas sobre implantes em um total de 76 pacientes no período entre 1986 e 1995. Em próteses com *cantilever* (98 implantes), 12% dos parafusos de ouro e 17% dos parafusos de *abutment* apresentaram afrouxamento, ao passo que não houve nenhum afrouxamento nas próteses sem *cantilever* (17 implantes). A diferença não foi estatisticamente significativa. Somente em um paciente, dos 25 que eram conscientes de que tinham hábitos de bruxismo, foi notado afrouxamento do parafuso.

Simon (2003) relatou dados coletados de pacientes com coroas unitárias implantossuportadas nos quadrantes posteriores. Quarenta e nove pacientes com 126 implantes restaurados com coroas de molares e pré-molares foram examinados após períodos de 6 meses a 10 anos. O sucesso de osseointegração dos implantes foi de 96%. Setenta e sete por cento das coroas foram cimentadas com Temp Bond e não necessitaram de recimentação. Houve uma incidência de 7,4% de afrouxamento dos parafusos.

Strub e Gerds (2003) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falência de 5 diferentes combinações de *abutment*/implante unitários (antes e após a carga cíclica em uma boca artificial): grupo 1: Steri-Oss (hexágono externo) /Novosti/ e parafuso hexagonal de ouro; grupo 2: Steri-Oss (hexágono externo) /Anatomic *abutment* e parafuso de titânio; grupo 3: Steri-Oss (hexágono externo) /Straight HL e parafuso hexagonal Torque Tite; grupo 4: IMZ Twin (hexágono interno) /Esthetic *abutment* e parafuso quadrado de titânio; grupo 5: Osseotite (hexágono externo) /gold *UCLA* e parafuso quadrado Gold-Tite. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na resistência à fratura antes e após exposição à boca artificial. Houve diferenças estatisticamente significantes entre os sistemas

de implante em ambos os estágios do experimento. Os autores concluíram que as propriedades físicas dos parafusos e as uniões dos parafusos dos grupos 1 e 4 tem de ser melhoradas. Os grupos 2, 3 e 5 têm potencial de resistir às forças fisiológicas da mastigação.

Após uma revisão de literatura, Winkler et al (2003) concluíram que, para reduzir o efeito de sedimentação, os parafuso de implante deveriam ser reapertados 10 minutos após a aplicação do torque inicial como uma rotina nos procedimentos clínicos. Instrumentos de torque mecânico deveriam ser usados, ao invés de chaves manuais, para assegurar o apertamento consistente dos componentes do implante, com o valor de torque específico recomendado pelo fabricante do implante.

Alkan et al (2004) estudaram, por meio da análise de elemento finito, a distribuição da tensão da pré-carga dos parafusos de implantes em 3 sistemas de conexão *abutment*/implante sob forças oclusais simuladas. Os sistemas testados foram: (1) *abutment* parafusado sobre implante do sistema Brånemark – hexágono externo, (2) ITI Cone Morse 8 graus com *abutment* cimentado e (3) ITI Cone Morse 8 graus com *abutment* octogonal parafusado. A pré-carga resultante do torque recomendado pelo fabricante foi simulada e, então, todos os sistemas foram submetidos às 3 cargas oclusais estáticas simuladas (10 N horizontal, 35 N vertical e 70 N oblíqua) sobre as coroas. Os resultados demonstraram que a tensão aumentou nos parafusos do *abutment* e da prótese, após simulação da aplicação de carga horizontal. Entretanto, quando as cargas estáticas verticais e oblíquas foram aplicadas, a tensão diminuiu nos sistemas de hexágono externo e ITI Cone Morse 8 graus com *abutment* octogonal parafusado e próteses parafusadas, com exceção do parafuso da prótese do *abutment* ITI após carga oblíqua de 70 N. A tensão aumentou no sistema ITI Cone Morse 8 graus com *abutment* cimentado após a aplicação de cargas verticais e oblíquas. Embora aumentos ou diminuições tenham sido demonstrados para o máximo valor de tensão calculado nos parafusos pré-carregados, após cargas oclusais, os máximos valores de tensão foram muito inferiores ao

rendimento de tensão de ambos os *abutments* e parafusos de prótese dos 2 sistemas testados. Dentro das limitações deste estudo de elemento finito, os resultados sugeriram que os 3 sistemas de conexão *abutment*/implante testados não demonstraram valores de tensão que causariam falência do parafuso ou afrouxamento das restaurações unitárias.

Cho et al (2004) realizaram um estudo para comparar longitudinalmente a frequência de afrouxamento de parafusos em implantes de diâmetro padrão (3,75 e 4,0 mm) e implantes de diâmetro largo (5,0 e 6,0 mm) quando apertados manualmente e para avaliar se o uso de uma chave de torque minimizaria ou preveniria o afrouxamento de parafusos. Duzentos e treze implantes em 106 pacientes foram incluídos neste estudo longitudinal. Sessenta e oito implantes eram de diâmetro largo e cento e quarenta e cinco de diâmetro padrão. Os implantes de diâmetro largo mostraram afrouxamento de parafuso de 5,8%, enquanto os implantes de diâmetro padrão mostraram afrouxamento de parafuso de 14,5%, quando apertados manualmente. Quando da ocorrência de parafusos frouxos, seu reaperto foi realizado com torquímetro. Dentro das limitações deste estudo, os autores concluíram que os implantes de diâmetro largo mostraram menos afrouxamento de parafuso do que os implantes de diâmetro padrão e que o uso de chave de torque para apertar os parafusos impediu que ocorresse afrouxamento de parafusos em todos os casos.

Döring et al (2004) fizeram acompanhamento de 275 implantes unitários Ankylos por 8 anos. Do total de pilares utilizados, 264 eram *abutments* de titânio Balance e 11 *abutments* cerâmicos. As restaurações finais foram metalo-cerâmicas ou puras de porcelana e cimentadas com cimento de ionômero de vidro. Os autores não encontraram durante o acompanhamento nenhuma complicação mecânica, incluindo afrouxamento de *abutment* de titânio ou cerâmico, concluindo que o sistema de implantes citado é seguro funcionalmente.

Em estudo prospectivo, Ekfeldt et al (2004) avaliaram a estabilidade da junta parafusada de pacientes tratados com próteses fixas implanto suportadas, um ano depois de

instaladas. Um total de 20 pacientes foram reabilitados, sendo 10 no arco superior e 10 no arco inferior e tendo como antagonistas dentes naturais, próteses totais ou próteses parciais fixas implanto-suportadas ou dento-suportadas. A estabilidade da prótese foi verificada manualmente seguindo os critérios de qualidade da California Dental Association, que são: sem afrouxamento (parafuso absolutamente impossível de ser apertado manualmente), afrouxamento leve (o parafuso não está absolutamente frouxo, mas é claramente possível aumentar sua tensão), afrouxamento claro (o parafuso pode ser facilmente rodado meia volta sem resistência, mas uma fricção pode ser notada durante o ajuste) e afrouxamento extremo (o parafuso pode ser rodado sem fricção). Todas as próteses apresentaram-se estáveis na verificação após um ano, com 4% dos parafusos de ouro e 24% dos parafusos dos *abutments* com afrouxamento claro ou extremo.

Khraisat et al (2004) avaliaram o efeito de cargas laterais no afrouxamento de parafusos em um sistema de implantes com conexão tipo hexágono externo. Para isso, o destorque foi registrado antes e depois da aplicação de carga e comparando-se os resultados após a aplicação de cargas cêntricas e excêntricas. Além disso, a movimentação rotacional do intermediário e a superfície de contato dos componentes foram examinadas. Foram utilizados 15 implantes Nobel Biocare, 15 intermediários do tipo CeraOne e 15 infra-estruturas fundidas. As fundições continham um orifício central para o acesso ao parafuso e foram cimentadas com cimento de fosfato de zinco. Os parafusos dos intermediários foram apertados a 32 Ncm e depois reapertados após 10 minutos. O destorque inicial foi, então, registrado. Os parafusos foram novamente apertados e reapertados a as amostras submetidas à carga cíclica entre 0 – 50 N, sendo a carga aplicada a uma distância de 11,5 mm da superfície do bloco de resina que continha o implante. As amostras foram divididas em 3 grupos: (A) – carga aplicada perpendicularmente ao longo eixo do implante; (B) carga aplicada a 4 mm do longo eixo do implante; (C) sem aplicação da carga. Após 1 milhão de ciclos, o destorque foi

registrado. Os resultados mostraram que a diferença nos valores de destorque inicial e final foi maior no grupo A, sendo esta diferença significativa quando comparada aos grupos B e C. Não houve diferença entre os grupos B e C. Também foi observado o deslocamento rotacional dos intermediários do grupo B de 58 μm e 53 μm . Os autores concluem que o torque foi preservado no grupo submetido à carga excêntrica.

No mesmo ano, Khraisat et al (2004) investigaram os efeitos de diferentes períodos de cargas cíclicas no afrouxamento de parafusos de *abutments* e a resistência à flexão do hexágono externo em implantes unitários. Quinze implantes Brånemark foram reunidos nos grupos A, B e C. Cada amostra foi montada em um bloco de metal e foi constituída por um implante, um *abutment* CeraOne de 3 mm e uma superestrutura experimental cimentada. Os grupos A e B receberam carga de 50 N centralmente e perpendicularmente ao longo eixo, por um tempo de função mastigatória simulada equivalente a 40 e 20 semanas, respectivamente, enquanto o grupo C não recebeu carga e foi denominado como controle. O contra-torque foi registrado antes e depois da carga. Depois da carga cíclica, as amostras foram montadas em uma máquina de teste e a força de flexão foi mensurada. Depois dos testes dinâmicos, não houve perda da cimentação ou afrouxamento do parafuso em nenhuma das amostras, pela inspeção visual ou tátil. Houve diferenças estatísticas significantes no contra-torque no grupo A, se comparado com o grupo B ou C. Igualmente, o grupo B mostrou uma diferença significativa quando comparado com o grupo C. Não houve diferença significativa entre os grupos em relação à força de flexão. Os autores concluem que a carga cêntrica lateral afeta significativamente os valores de contra-torque. Porém, isso não afetou significativamente a resistência da junção implante/*abutment* na flexão estática.

Akour et al (2005) compararam o efeito das forças cíclicas compressivas no afrouxamento dos parafusos de retenção do *abutment* de implantes com dois desenhos anti-rotacionais diferentes usando análise de elemento finito. Foram avaliados implantes de

hexágono externo Brånemark (Nobel Biocare) e um modelo desenvolvido com três canais com seus *abutments* e parafusos correspondentes (Replica Select, Nobel Biocare). Os resultados revelaram que os implantes com hexágono externo tinham significativamente maior estresse total, estresse de contato e deflexão em comparação com os implantes de desenho com três canais. Este último tem o menor potencial para fratura do conjunto implante/*abutment* em adição à sua capacidade para prevenir rotação da prótese e afrouxamento do parafuso.

Kim et al (2005) realizaram estudo com o objetivo de quantificar a extensão do afrouxamento do parafuso do *abutment* e, assim, entender o papel dos fatores de fricção e de desgaste no afrouxamento do parafuso do *abutment*. Para isso, utilizaram uma máquina de carga cíclica para comparar implantes com cobertura DLC (Diamond Like Carbon) e implantes sem revestimento. As propriedades dos filmes DLC, como dureza, resistência ao desajuste, estabilidade química e biocompatibilidade são similares às dos materiais feitos de diamantes verdadeiros. Neste estudo, os autores utilizaram um filme DLC de 1 mm de espessura para proteger e lubrificar uma camada de titânio comercialmente puro afixado ao topo de um implante dental com formato de hexágono externo. Foi, então, aplicada uma força de carga cíclica ao topo da porção protética dos implantes para determinar a diferença no afrouxamento do parafuso do *abutment* de titânio entre 10 implantes cobertos com DLC e 10 não-cobertos. Nos testes, foram usados força de 100 N a uma frequência de 20 Hz. O afrouxamento do parafuso entre os grupos teve muitas diferenças. Mais significativamente, o grupo coberto com DLC mostrou maior resistência ao afrouxamento. A eficiência desta cobertura tem alguma relação ao seu mecanismo de acomodação na superfície de titânio. Pode ser também consequência de diversos outros fatores, incluindo, mas não limitado a um efeito de cunha.

Com o objetivo de entender os parâmetros do afrouxamento de parafusos, Yousef et al (2005), utilizando um modelo *in vitro*, avaliou perda de torque, rotação da cabeça do parafuso, mudanças na dimensão do parafuso e distorção da junção implantes/*abutment*. Foram usados três sistemas de implantes: Nobel Biocare, 3i e Bio-Lok, com sete amostras de cada sistema incluídas em blocos de resina acrílica autopolimerizável. As amostras foram levadas à máquina de ciclagem mecânica com 300 N de carga por 50.000 ciclos a 1 Hz. Mudanças no torque foram realizadas a 10.000, 25.000 e 50.000 ciclos. Na conclusão da carga foi medido o contra-torque. Os parafusos foram recuperados e as medidas obtidas foram comparadas com os controles. Uma amostra de cada grupo foi embebida em resina, seccionada longitudinalmente e examinada sob o erro-padrão da média. O sistema Nobel Biocare mostrou uma perda de 9,4 Ncm de torque do protocolo de carga. Este resultado foi acompanhado por uma rotação anti-horário de 7° e um alongamento de 200- μ m do parafuso. Finalmente, houve compressão e distorção da arquitetura da junção seccionada longitudinalmente observada com o erro-padrão da média. Dos grupos 3i e Bio-Lok, nenhuma perda de torque, rotação anti-horário ou alongamento dos parafusos foram observados. Uma adaptação íntima da junção sem distorção foi vista nas secções longitudinais. O afrouxamento do parafuso parece seguir parâmetros específicos que incluem a rotação anti-horária, o alongamento do parafuso e a distorção da junção do parafuso. Este processo está provavelmente associado com as propriedades físicas do parafuso, bem como com a sua configuração.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Avaliar a técnica de recobrimento com resina Pattern® de parafusos no interior de munhões em próteses cimentadas com o objetivo de minimizar o afrouxamento, submetidos à ciclagem mecânica;

3.2 Comparar a existência da superioridade no torque de remoção entre parafusos de titânio sem tratamento de superfície, com tratamento de superfície e sem tratamento de superfície, retidos no interior de munhões com resina Pattern®.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

- 30 implantes de hexágono externo 3,75 x 11 mm (ref. 109.285, Neodent Titamax Ti, Curitiba, Brasil);
- 30 munhões personalizados de titânio para prótese cimentada (ref. 114.029, Neodent, Curitiba, Brasil);
- 20 parafusos quadrados de titânio (ref. 116.141, Neodent, Curitiba, Brasil);
- 10 parafusos sextavados de titânio com tratamento de superfície (ref. 116.180, parafusos Neotorque, Neodent, Curitiba, Brasil);
- Conexão para torque quadrada (ref. 105.008, Neodent, Curitiba, Brasil);
- Conexão para torque sextavada 1,2 mm (ref. 105.005, Neodent, Curitiba, Brasil);
- 30 cilindros ocos de PVC cristal com 10 mm de altura, 15 mm de diâmetro externo e 12 mm de diâmetro interno;
- Torquímetro BTG60CN-S (Tohnichi, Japan);
- Resina acrílica autopolimerizante incolor – monômero e polímero (Clássico Ltda., Brasil);
- Resina acrílica Pattern® – monômero e polímero (GC AMERICA INC, Alsip, IL 60803, U.S.A.);
- Alta rotação Dabi-Atlante;
- Ponta diamantada 1153 (KG SORENSEN Ind. e Com. Ltda, Barueri, Brasil);
- Cureta nº 18 Duflex (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Brasil);
- Explorador clínico Duflex (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Brasil);
- Morsa de bancada;

- Lamparina a álcool;
- Máquina para ciclagem mecânica (Ética Equipamentos Científicos S.A.);
- Dispositivo para posicionamento dos implantes nos cilindros de PVC desenvolvido pelo departamento de materiais dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

4.2 Métodos

4.2.1 confecção dos corpos-de-prova

O posicionamento dos implantes para confecção dos corpos de prova foi realizado com o auxílio de um posicionador que permitia uma precisa inclusão dos implantes nos cilindros de PVC (Figura 1). Os munhões foram instalados nos implantes e um torque manual foi obtido com uma chave digital que permitia a união do munhão ao implante por meio do parafuso de fixação. A fixação do conjunto munhão/implante ao dispositivo foi possível por meio do encaixe do mesmo em um cilindro de poliacetal, que foi torneado de maneira que conjunto se mantivesse estável e centralizado. Após a centralização dos implantes, os cilindros de PVC foram preenchidos com resina acrílica quimicamente ativada até a cobertura das espiras dos implantes e foi aguardado um período de 30 minutos para a presa final (Figura 2).

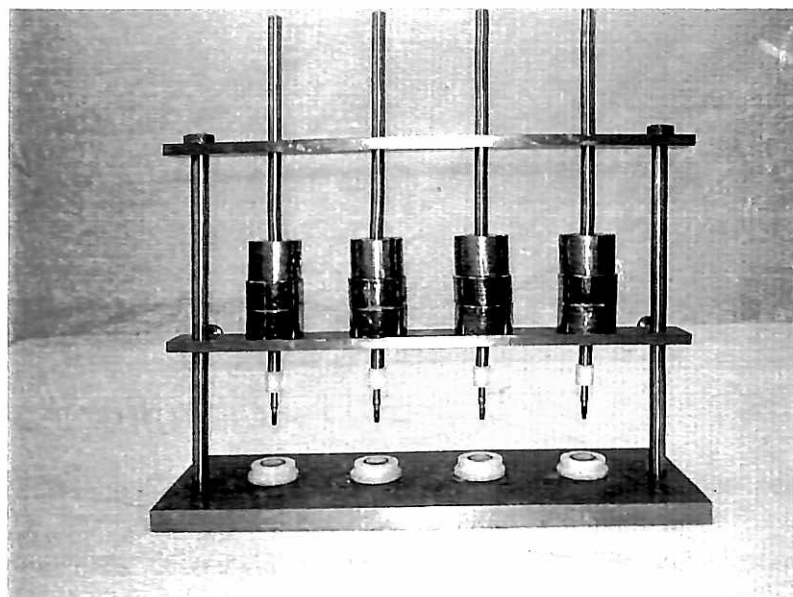


Figura 1 - Dispositivo para centralização dos implantes nos cilindros de PVC

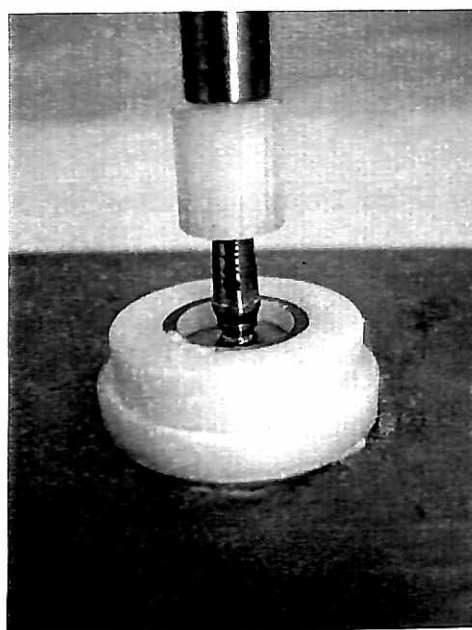


Figura 2 - Implante posicionado no cilindro de PVC

4.2.2 grupos

Os trinta corpos de prova foram distribuídos em três grupos de dez amostras cada, como se segue:

1. Grupo A: Implantes de hexágono externo unidos a munhões personalizados para cimentação através de parafusos de titânio quadrados;
2. Grupo B: Implantes de hexágono externo unidos a munhões personalizados para cimentação através de parafusos de titânio quadrados, com incremento de resina Pattern® fluida no interior do munhão;
3. Grupo C: Implantes de hexágono externo unidos a munhões personalizados para cimentação através de parafusos de titânio sextavados com superfície tratada.

4.2.3 aplicação do torque

A aplicação do torque foi realizada através do torquímetro analógico Tohnichi, modelo BTG60CN-S, com precisão de $\pm 2\%$. Os corpos de prova foram fixados em uma morsa de bancada (Figura 3) para impedir a rotação no seu próprio eixo quando da aplicação do torque. O torquímetro possui em sua extremidade um mandril que permite a troca da conexão para quadrada ou sextavada, de acordo com o parafuso usado. Todas as amostras receberam um torque inicial de 32 Ncm (Figura 4), de acordo com as recomendações do fabricante e, dez minutos após o torque inicial, um reaperto foi realizado com o mesmo torque inicial visando minimizar o efeito da sedimentação e auxiliar a manutenção de uma pré-carga ótima (protocolo sugerido por Breeding et al em 1993 e Dixon et al em 1995). Após a realização desse procedimento, as amostras do grupo B receberam um incremento de resina

Pattern® fluida (Figura 5) e um período de 20 minutos foi aguardado para sua presa, antes de se iniciar a ciclagem mecânica.



Figura 3 - amostra fixada na morsa quando da aplicação do torque



Figura 4 - torque de 32 Ncm recomendado pelo fabricante



Figura 5 - incremento de resina Pattern® sendo colocado no interior do munhão com o auxílio de um pincel

4.2.4 ciclagem mecânica

As amostras foram distribuídas aleatoriamente em grupos de quatro e fixadas à máquina de ciclagem mecânica (Figura 6). Foram realizados 356.000 ciclos por amostra, com carga de 8 kg e a uma frequência de 4 Hz, o que equivale a aproximadamente um ano e nove meses de função mastigatória simulada,. O conjunto munhão/implante recebeu a carga no seu longo eixo, com uma rotação de 30° no sentido anti-horário. Acabado o número de ciclos previstos, prontamente o torque requerido para afrouxar os parafusos foi aferido.



Figura 6 - máquina de ciclagem mecânica e amostras distribuídas em grupos de quatro

4.2.5 medição do afrouxamento dos parafusos

Encerrados os ciclos, as amostras foram novamente fixadas à morsa de bancada e o torque requerido para afrouxar os parafusos foi registrado. Para as amostras do grupo B, fez-se necessário a remoção da resina Pattern® previamente à verificação do afrouxamento dos parafusos. Com uma ponta diamantada número 1153 montada em uma caneta de alta rotação refrigerada, a resina foi removida do interior do munhão. A resina retida na cabeça do parafuso foi removida com o auxílio de um explorador clínico de ponta reta aquecido em uma lamparina a álcool, que promovia um amolecimento da resina e facilitava sua remoção por completo. Quando o encaixe da conexão quadrada presa ao torquímetro não se mostrava preciso, o aquecimento da ponta da conexão se mostrou eficiente para um firme encaixe na

cabeça do parafuso. Os resultados para cada corpo de prova foram registrados e analisados estatisticamente.

5. RESULTADOS

Os resultados obtidos após o término da ciclagem mecânica estão dispostos na Tabela 1 e representados em Ncm.

TABELA 1 – Dados referentes ao torque necessário para afrouxar os parafusos de fixação dos munhões aos implantes após o término da ciclagem mecânica, representados em Ncm.

	Grupo A	Grupo B	Grupo C
Amostra 1	27	33	32
Amostra 2	29	37	25
Amostra 3	26	32	20
Amostra 4	29	30	26
Amostra 5	29	30	24
Amostra 6	26	29	25
Amostra 7	27	31	25
Amostra 8	30	30	26
Amostra 9	29	33	20
Amostra 10	27	32	26

GRÁFICO 1 – Médias e desvio padrão dos torques de afrouxamento após término da ciclagem mecânica

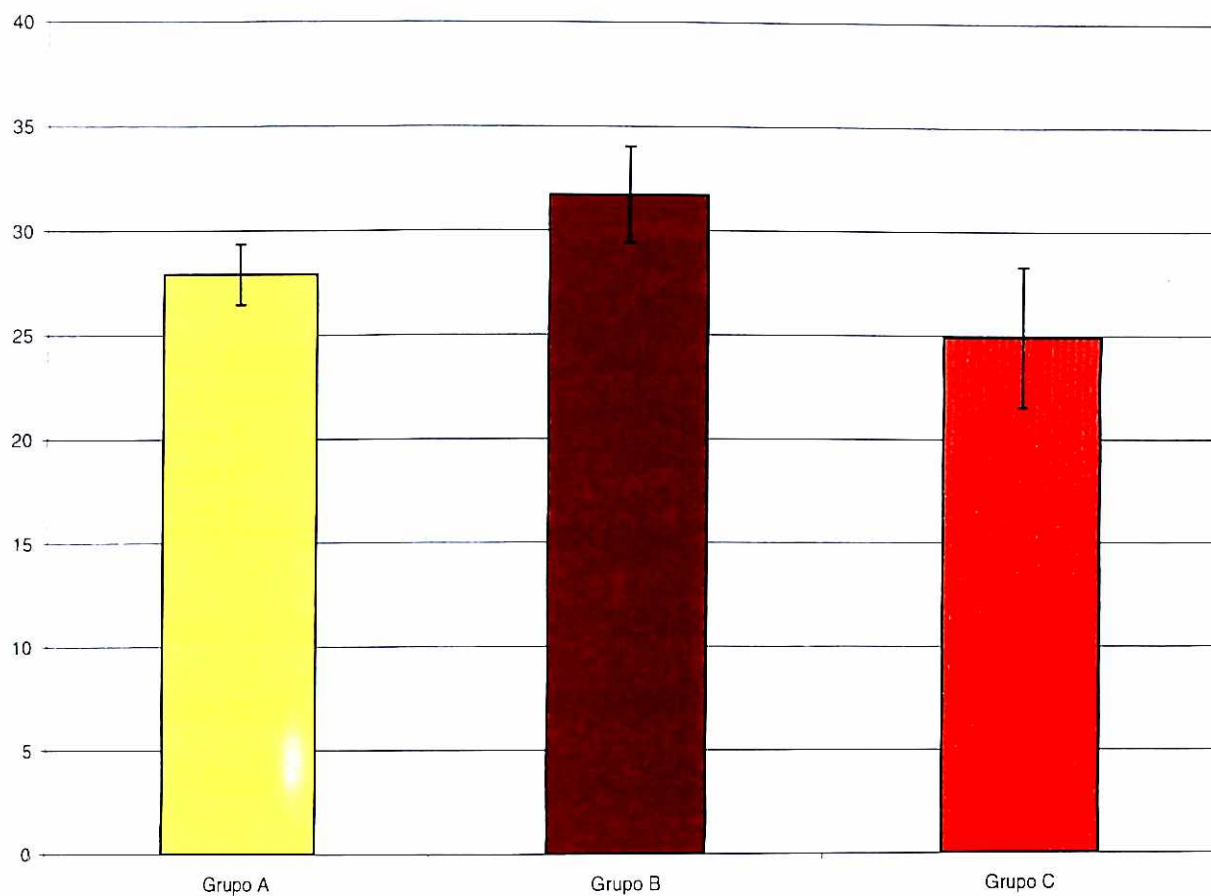


TABELA 2 – ANOVA Fator único – Resumo

ANOVA: Fator único

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Grupo A	10	279	27,9	2,10	1,45
Grupo B	10	317	31,7	5,34	2,31
Grupo C	10	249	24,9	11,43	3,38

TABELA 3 – ANOVA – Fonte de variação

ANOVA						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	232,27	2	116,13	18,45556	0,0000089	3,354
Dentro dos grupos	169,90	27	6,29			
Total	402,17	29				

TABELA 4 – Teste de Tukey-Kramer

Teste de Tukey-Kramer			
<i>Diferença entre as médias</i>		<i>dms</i>	<i>Conclusão</i>
Grupo A e Grupo B	3,8	2,29	Existe diferença significativa
Grupo A e Grupo C	3	2,29	Existe diferença significativa
Grupo B e Grupo C	6,8	2,29	Existe diferença significativa

Ao aplicar a ANOVA (Análise de Variância), verificou-se que existe diferença significativa entre os grupos analisados, onde o valor-P ficou abaixo do nível de significância de 5% (0,05). O Grupo B obteve uma maior média em relação ao Grupo A e ao Grupo C.

Já que há diferença significativa identificada pela ANOVA (Análise de Variância), aplica-se o teste Tukey-Kramer para localizar onde se encontra essa diferença. Para isso, faz-se a diferença entre as médias e se estabelece a *dms* (diferença mínima significante). Se ela for menor que a diferença das médias entre os grupos, poderá se afirmar que existe diferença significativa para o valor-P calculado, portanto: os valores de afrouxamento dos parafusos após ciclagem mecânica no grupo B foram estatisticamente maiores do que no grupo A e C. O torque médio necessário para afrouxar os parafusos no grupo A foi estatisticamente maior que no grupo C.

6. DISCUSSÃO

A redução da incidência do afrouxamento de parafusos de *abutments* e de parafusos protéticos está diretamente relacionada à obtenção de uma pré-carga ótima e à sua manutenção. Fatores que interferem de maneira positiva ou negativa na obtenção de uma pré-carga ótima são objetos de estudo e avaliação mostrada na revisão da literatura.

A prevenção da ocorrência do afrouxamento de parafusos torna-se uma necessidade, tendo em vista o desconforto do paciente, podendo chegar a causar reações teciduais como a formação de fistulas (JEMT et al., 1991; KALLUS e BESSING, 1994) e perda óssea ao redor do implante (MCGLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998) e também para o profissional, que utiliza seu tempo clínico para solucionar esse tipo de complicação e havendo necessidade, em alguns casos, da repetição do trabalho protético. Uma complicação de maior grandeza é a fratura do implante, que geralmente é precedida do afrouxamento de parafuso (MCGLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; ECKERT et al., 2000).

Estudos clínicos revelam que o afrouxamento de parafusos é a maior complicação protética encontrada nas consultas de retorno, tanto em próteses fixas implanto-suportadas unitárias como em múltiplas (JEMT, LEKHOLM e GRÖNDAHL, 1990; JEMT et al., 1991; JEMT, LINDÉN e LEKHOLM, 1992; NAERT et al., 1992; SCHMITT e ZARB, 1993; EKFELODT, CARLSSON e BÖRJESSON, 1994; KALLUS e BESSING, 1994; LANEY et al., 1994; BECKER e BECKER, 1995; HAAS et al., 1995; HENRY et al., 1996; LEVINE et al., 1997; SCHELLER et al., 1998; SCHWARTZ-ARAD, SAMET e SAMET, 1999; KRENNMAIR, SCHMIDINGER e WALDENBERG, 2002; DRAGO, 2003; JOHANSSON e EKFELODT, 2003; SIMON, 2003; EKFELODT, ERIKSSON e JOHANSSON, 2004)

A obtenção de uma pré-carga ótima está ligada diretamente ao aperto do parafuso do *abutment* ou da prótese com o torque definido pelo fabricante (HAAS et al., 1995; LEE et al.,

2002), o que evitaria uma perda precoce da pré-carga (GRATTON, AQUILINO e STANFORS, 2001). Quando da aplicação de torque, o parafuso se alonga, colocando a haste e as roscas sob tensão. A recuperação elástica do parafuso cria uma força de adesão que é responsável pela união entre a prótese e o implante (HAACK et al., 1995).

Em nosso experimento, foi utilizado um torquímetro analógico Tohnichi, modelo BTN60CN-S com precisão de $\pm 2\%$. O uso de chaves de torque (torquímetros manuais) mostra-se uma ferramenta essencial para o correto aperto dos parafusos, considerando-se que o uso de chaves manuais não é passível de se obter valores satisfatórios de torque, seja por profissionais experientes ou iniciantes (GOHEEN et al., 1994; GROSS et al., 1999; PESUN et al., 2001). A avaliação de chaves de torque manuais realizada por torquímetros eletrônicos mostra que produzem torque dentro das tolerâncias especificadas pelos fabricantes (GOHEEN et al., 1994).

O torque aplicado e a pré-carga são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção depende, por sua vez, da dureza do material das roscas, do acabamento da superfície, da quantidade e propriedades do lubrificante e da velocidade do apertamento. Para o mesmo valor de torque, quanto maior o coeficiente de fricção, menor será a pré-carga (BURGUETE et al., 1994; SAKAGUCHI e BORGERSEN, 1995; MARTIN et al., 2001).

A deformação e escoamento das superfícies de contato entre os componentes do *abutment*/implante criam um fenômeno conhecido como sedimentação, que resulta em redução de pré-carga. A pré-carga é diminuída quando o torque de entrada é usado para aplainar superfícies rugosas mais do que para alongar o parafuso e criar pré-carga. Conforme as superfícies de encaixe são alisadas através de ciclos repetidos de apertamento/afrouxamento, uma maior pré-carga é teoricamente atingida por causa de maiores alongamentos do parafuso. A fricção da rosca é maior para o primeiro

apertamento/afrouxamento de um parafuso, então, depois de repetidos ciclos, a fricção diminui. Inicialmente, cerca de 90% do torque de entrada/absorção é usado para superar a fricção e apenas 10% para induzir a pré-carga (HAACK et al., 1995). Com o intuito de reduzir os efeitos provocados pelo fenômeno da sedimentação, diversos autores sugerem o reaperto dos parafusos 10 minutos após aplicação do torque inicial (BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995; SIAMOS, WINKLER e BOBERICK, 2002; WINKLER et al., 2003), sendo esta técnica usada no corrente experimento. Os parafusos de fixação podem ser reapertados por até 20 vezes, sem que suas propriedades comprometam a estabilidade da junta parafusada (AL RAFEE et al., 2002). Os parafusos utilizados nesse experimento tiveram aplicação de torque seguindo a metodologia acima citada e, descartados após o término da ciclagem mecânica, não sendo reaproveitados em outras amostras.

A utilização de lubrificação, quando do aperto dos parafusos, tem se mostrado eficiente na diminuição da fricção entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso (TZENAKIS et al., 2002).

As propriedades do material em que são fabricados os parafusos também mostram influência na consolidação de junta parafusada mais estável. A utilização de parafusos de ouro em substituição a parafusos de titânio reduz substancialmente a incidência de afrouxamento da junta parafusada (JORNEUS, JEMT e CARLSSON, 1992; LANEY et al., 1994; SCHELLER et al., 1998; TAN e NICHOLLS, 2001). A utilização de parafusos de titânio com tratamento de superfície tem demonstrado melhores resultados quando comparados com parafusos de ligas de ouro e de titânio sem tratamento de superfície (MARTIN et al., 2001). Em nosso trabalho, o parafuso Neotorque (Neodent), foi avaliado quanto a sua capacidade de minimizar o afrouxamento após carga cíclica. Segundo informações cedidas pelo fabricante, os parafusos Neotorque recebem a aplicação de um fino filme depositado sobre a superfície do titânio, através de um processo de vaporização de carbono. O tratamento na superfície de

parafusos tem a finalidade de reduzir o coeficiente de fricção, obtendo maior contato com a superfície interna do implante resultando em aumento da pré-carga. Os dados obtidos no estudo de Martin et al (2001) contradizem os resultados obtidos em nossa pesquisa, que apresentou os menores valores de torque para afrouxamento nos parafusos com tratamento de superfície, mostrando valores estatisticamente inferiores até mesmo quando comparados com o grupo de parafusos de titânio (controle). Também contrariamente aos dados colhidos em nossa pesquisa, Drago (2003) obteve melhores resultados com parafusos com superfície tratada.

Quando existe discrepância de adaptação entre a conexão do *abutment* e a conexão do implante, a pré-carga é usada para unir as superfícies, o que faz com que o parafuso seja vulnerável à fadiga, à fratura ou ao afrouxamento (MILLINGTON e LEUNG, 1995).

A influência da liberdade rotacional entre o hexágono do intermediário e o hexágono do implante possui grande relevância na estabilidade do parafuso da conexão. Quanto menor é a liberdade rotacional, mais resistente é a conexão e menor é a probabilidade de afrouxamento do parafuso (BINON, 1996; BINON e MCHUGH, 1996; LANG, WANG e MAY, 2002). A discrepância de adaptação (fenda vertical) entre as estruturas protéticas e os implantes também estão relacionadas ao afrouxamento do parafuso do *abutment*. Com o aumento da fenda vertical, uma tensão adicional é induzida ao conjunto. Em discrepâncias menores que 55 μm , o torque dado ao parafuso tem força suficiente para amoldar a estrutura à junta, tornando, porém, o conjunto mais propenso ao afrouxamento do parafuso (MILLINGTON e LEUNG, 1995). Todas as amostras analisadas em nosso experimento passaram por uma verificação visual e manual, certificando da ausência de liberdade rotacional e de fendas entre os munhões e a base do implante. Nenhum espécime apresentou liberdade rotacional aparente após torque manual do parafuso, mostrando que os munhões utilizados não apresentavam falhas no processo de usinagem que comprometa a estabilidade da junta parafusada.

Uma conexão mais estável também pode ser conseguida através da seleção do implante na sua instalação cirúrgica. O uso de implantes de hexágono interno, por exemplo, apresenta uma conexão mais estável quando comparada com os implantes de hexágono externo (BALFOUR e O'BRIEN, 1995). A utilização de implantes de maior diâmetro mostra melhores resultados do que os de plataforma padrão (BOGGAN et al., 1999; MAHON, NORLING e PHOENIX, 2000; HOYER et al., 2001; CHO et al., 2004) e se justifica devido à força transmitida para a interface entre o *abutment* e o corpo do implante ser distribuída sobre uma superfície de área maior (um implante de 6,0 mm de diâmetro tem 25% a mais de área de superfície da plataforma do que um implante de 3,75 mm de diâmetro). Deformações plásticas da interface *abutment*/implante são menos prováveis de ocorrer em implantes de diâmetro largo do que naqueles de diâmetro padrão. Assim, há menores deformações e micromovimentações ao nível do parafuso de fixação do *abutment* nas roscas internas do corpo do implante (HOYER et al., 2001). A instalação de dois implantes de diâmetro padrão em vez de um implante de diâmetro largo se torna uma opção mais favorável quando for realizada a confecção de uma coroa unitária com mesa oclusal grande (BAKAEEN, WINKLER e NEFF, 2001). Conexões do tipo cone morse apresentam níveis de afrouxamento muito menores do que conexões de hexágono externo e interno (KHRAISAT et al., 2002; DORING, EISENMANN e STILLER, 2004). Aboyoussief et al (2000), com o objetivo de minimizar o afrouxamento de parafusos, propõem *abutment* modificado com uma forma de resistência anti-rotacional com quatro sulcos em forma de "V" ao redor da periferia.

Protótipos de implantes com mudanças no seu sistema de conexão têm sido publicados na literatura e mostrado bom desempenho em manter a estabilidade da junta parafusada e em diminuir o afrouxamento dos parafusos (AKOUR, FAYYAD e NAYFEH, 2005). Kim et al (2005) verificou que implantes de hexágono externo com filme de cobertura DLC (Diamond

Like Carbon) mostrou melhor desempenho ao afrouxamento de parafusos quando comparados com implantes de hexágono externo sem cobertura após ciclagem mecânica.

O empenho para impedir mecanicamente o afrouxamento de parafusos é reportado na literatura desde 1993, quando Breeding e colaboradores aplicaram adesivo CekaBond nos parafusos, encontrando bons resultados apenas nos implantes de hexágono interno. Cavazos e Bell (1996) descrevem técnica em que um material a base de polivinilsiloxano é injetado no interior do canal de acesso ao parafuso, após torque manual do mesmo, apresentando bons resultados clínicos. Técnica semelhante foi descrita por von Krammer (1999), também mostrando bons resultados. Paul Binon (1998) avalia técnica proposta por Cavazos e Bell e conclui, após teste com ciclagem mecânica, que o conjunto *abutment*/implante onde o torque dos parafusos foi realizado com torquímetro e não foi injetado material no canal de acesso ao parafuso, apresentou menores valores de afrouxamento. Artzi e Dreiangel (1999) encontraram resultados clínicos eficientes na inserção de uma barra hexagonal fixada no interior do hexágono do parafuso com resina. A adição de arruelas cônicas de pressão aos parafusos mostraram que eles precisam ser girados de 30 a 35% a mais para afrouxarem (KORIOTH, CARDOSO e VERSLUIS, 1999; VERSLUIS, KORIOTH e CARDOSO, 1999). Em nosso experimento, uma porção de resina Pattern® fluida foi introduzida no interior de munhões com o objetivo de minimizar o afrouxamento do parafuso. Após ciclagem mecânica com 356.000 ciclos, os parafusos foram removidos com valores médios de contra-torque de 31,7 Ncm, muito próximos dos 32 Ncm usados no torque inicial e tendo, portanto, superioridade estatística significativa em relação aos demais grupos pesquisados. Algumas amostras obtiveram valores superiores de 32 Ncm, mostrando que a adição de resina Pattern® fluida pode, inclusive, não só diminuir o afrouxamento dos parafusos, como também promover uma retenção adicional. A dificuldade da remoção da resina do interior dos munhões mostrou-se evidente, sendo um problema ainda maior na prática clínica. Para a utilização desta técnica

com maior previsibilidade, um aumento significativo do número de ciclos de ciclagem mecânica faz-se necessário para a reprodução de seu comportamento além do tempo de função mastigatória simulada usado nesta pesquisa.

Torna-se evidente que a preservação da pré-carga e a conseqüente diminuição do afrouxamento dos parafusos são resultados de uma somatória de fatores que não podem ser negligenciados na confecção de uma prótese sobre implante.

A inclusão de sistemas de implantes com conexões mais estáveis já é uma realidade, inclusive no mercado nacional que incorpora a tecnologia já consagrada nos sistemas de implantes importados. No entanto, o conhecimento da dinâmica das conexões presentes na implantodontia faz-se necessário devido a possíveis substituições de trabalhos protéticos anteriormente realizados.

7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste experimento, pode-se concluir que:

7.1. A inserção de resina acrílica quimicamente ativada no interior de munhões promoveu aumento nos valores de destorque e retenção auxiliar, apresentando ser eficiente na prevenção de afrouxamento de parafusos.

7.2. Os parafusos de titânio com tratamento de superfície obtiveram valores inferiores de destorque após a ciclagem mecânica quando comparados com os parafusos de titânio sem tratamento de superfície (grupo controle).

REFERÊNCIAS¹

- ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBERG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.83, n.4, p.450-5, Apr. 2000.
- AKOUR, S. N.; FAYYAD, M. A.; NAYFEH, J. F. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.14, n.1, p.77-81, Mar. 2005.
- AL-TURKI, L. E. et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.15, n.1, p.38-42, Jan-Feb. 2002.
- AL RAFEE, M. A. et al. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.176-82, Aug. 2002.
- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.91, n.4, p.319-25, Apr. 2004.
- ARTZI, Z. e DREIANGEL, A. A screw lock for single-tooth implant superstructures. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.130, n.5, p.677-82, May. 1999.
- BAKAEEN, L. G.; WINKLER, S.; NEFF, P. A. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. **J. Oral Implantol.**, Abington, v.27, n.2, p.63-72. 2001.
- BALFOUR, A. e O'BRIEN G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73, n.1, p.36-43, Jan. 1995.
- BECKER, W. e BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.1, p.51-5, Jul. 1995.
- BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.2, p.149-60, Mar-Apr. 1996.
- BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.79, n.4, p.430-2, Apr. 1998.
- BINON, P. P. e MCHUGH M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.9, n.6, p.511-9, Nov-Dec. 1996.

¹ De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e Seriados em Ciências da Saúde (SECS).

BOGGAN, R. S. et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.82, n.4, p.436-40, Oct. 1999.

BREEDING, L. C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.6, n.5, p.435-9, Sep-Oct. 1993.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.71, n.6, p.592-9, Jun. 1994.

CARR, A. B.; GERARD, D. A.; LARSEN, P. E. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.76, n.5, p.500-9, Nov. 1996.

CAVAZOS, E. e BELL, F. A. Preventing loosening of implant abutment screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.75, n.5, p.566-9, May. 1996.

CHO, S. C. et al. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.13, n.3, p.245-50, Sep. 2004.

CIBIRKA, R. M. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.3, p.268-75, Mar. 2001.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.3, p.270-8, Sep. 1995.

DORING, K.; EISENMANN, E.; STILLER, M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. **J. Oral Implantol.**, Abington, v.30, n.3, p.198-209. 2004.

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

ECKERT, S. E. et al. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.15, n.5, p.662-7, Sep-Oct. 2000.

EKFELDT, A.; CARLSSON, G. E.; BÖRJESSON, G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.2, p.179-83, Mar-Apr. 1994.

EKFELDT, A.; ERIKSSON, A.; JOHANSSON, L. A. Stability of the screw joints in patients with implant-supported fixed prostheses in edentulous jaws: a 1-year follow-up study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.17, n.2, p.177-80, Mar-Apr. 2004.

- FAULKNER, M. G.; WOLFAARDT, J.F.; CHAN, A. Measuring abutment/implant joint integrity with the Periotest instrument. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.14, n.5, p.681-8, Sep-Oct. 1999.
- GOHEEN, K. L. et al. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.2, p.149-55, Mar-Apr. 1994.
- GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORS, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.1, p.47-52. Jan. 2001.
- GROSS, M. et al. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.5, p.574-8, May. 1999.
- HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.10, n.5, p.529-36, Sep-Oct. 1995.
- HAAS, R. et al. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73, n.3, p.274-9, Mar. 1995.
- HANSES, G.; SMEDBERG, J. I.; NILNER, K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v.13, n.6, p.666-70, Dec. 2002.
- HECKER, D. M. e ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.89, n.4, p.346-51, Apr. 2003.
- HENRY, P. J. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.11, n.4, p.450-5, Jul-Aug. 1996.
- HOBKIRK, J. A. e SCHWAB, J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.6, n.3, p.319-28, Fall. 1991.
- HOYER, S. A. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.85, n.6, p.599-607, Jun. 2001.
- JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D.G. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.4, p.373-9, Oct. 1995.
- JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.6, n.1, p.29-36, Spring. 1991.
- JEMT, T.; LEKHOLM, U.; GRÖNDAHL, K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v.10, n.5, p.340-9. 1990.

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

JOHANSSON, L. A. e EKFELDT, A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.16, n.2, p.172-6, Mar-Apr. 2003.

JORNEUS, L.; JEMT, J.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.3, p.353-9, Fall. 1992.

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

KHRAISAT, A. et al. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, Hamilton, v.6, n.3, p.157-64. 2004.

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

KHRAISAT, A. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.6, p.604-10, Dec. 2002.

KIM, S. K. et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.32, n.5, p.346-50, May. 2005.

KORIOOTH, T. W.; CARDOSO, A. C.; VERSLUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.82, n.3, p.312-6, Sep. 1999.

KRENNMAIR, G.; SCHMIDINGER, S; WALDENBERG, O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.17, n.1, p.78-85, Jan-Feb. 2002.

LANEY, W. R. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.9, n.1, p.49-54, Jan-Feb. 1994.

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

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

- LEVINE, R. A. et al. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.12, n.2, p.237-42, Mar-Apr. 1997.
- MAHON, J. M.; NORLING, B. K.; PHOENIX, R. D. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.9, n.4, p.310-20. 2000.
- MARTIN, W. C. et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.1, p.24-32, Jul. 2001.
- MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.42, n.1, p.71-89, Jan. 1998.
- MILLINGTON, N. D. e LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.6, p.511-6, Nov-Dec. 1995.
- MOLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L. A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.78, n.6, p.582-91, Dec. 1997.
- NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.67, n.2, p.236-45, Feb. 1992.
- NORTON, M. R. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.2, p.159-66, Feb. 1999.
- NORTON, M. R. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.83, n.5, p.567-71, May. 2000.
- PATTERSON, E. A. e JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.7, n.1, p.26-33, Spring. 1992.
- PESUN, I. J. et al. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.86, n.1, p.15-9, Jul. 2001.
- SAKAGUCHI, R. L. e BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.10, n.3, p.295-302, May-Jun. 1995.
- SHELLER, H. et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.13, n.2, p.212-8, Mar-Apr. 1998.

- SCHMITT, A. e ZARB, G. A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard , v.6, n.2, p.197-202, Mar-Apr. 1993.
- SCHULTE, J. K. e COFFEY, J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.6, n.1, p.28-31, Spring. 1997.
- SCHWARTZ-ARAD, D.; SAMET, N.; SAMET, N. Single tooth replacement of missing molars: a retrospective study of 78 implants. **J. Periodontol.**, Indianapolis, v.70, n.4, p.449-54, Apr. 1999.
- SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, Abington, v.28, n.2, p.67-73. 2002.
- SIMON, R. L. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.90, n.6, p.517-21, Dec. 2003.
- STRUB, J. R. e GERDS, T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard , v.16, n.2, p.167-71, Mar-Apr. 2003.
- TAN, K. B. e NICHOLLS, J. I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.16, n.3, p.367-77, May-Jun. 2001.
- TZENAKIS, G. K. et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.183-91, Aug. 2002.
- VERSLUIS, A.; KORIOOTH, T. W. P.; CARDOSO, A. C. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v.14, n.3, p.337-41, May-Jun. 1999.
- VON KRAMMER, R. Procedure for obturating the access canal and preventing the loosening of the abutment screw in an implant-retained fixed prosthesis. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.2, p.234-6, Feb. 1999.
- WINKLER, S. et al. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. **J. Oral Implantol.**, Abington, v.29, n.5, p.242-5. 2003.
- YOUSEF, H. et al. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. **Implant. Dent.**, Baltimore, v.14, n.4, p.378-82, Dec. 2005.