

LILIAN HITOMI NAKAMURA

**ESTUDO COMPARATIVO DO AFROUXAMENTO DE DIFERENTES
PARAFUSOS DE FIXAÇÃO DE ABUTMENT EM IMPLANTES DE
HEXÁGONO EXTERNO E INTERNO, APÓS O ENSAIO DE
CICLAGEM MECÂNICA**

São Paulo

2005

Lilian Hitomi Nakamura

**Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de
fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno,
após o ensaio de ciclagem mecânica**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São Paulo,
para obter o título de Mestre, pelo Programa
de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Ivo Contin

São Paulo

2005

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nakamura, Lilian Hitomi

Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica / Lilian Hitomi Nakamura; orientador: Ivo Contin. – São Paulo, 2005.

117 : fig.; 30cm.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese dental) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Retenção em prótese dentária - Análise 2. Prótese parcial removível – Retenção por encaixe – Análise 3. Prótese dentária

CDD 617.69
BLACK D3322

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nakamura LH. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Ao meu pai, Nakamura, que por sua integridade e humildade, assim como pelo amor que sentia por todas as pessoas, deixou uma lembrança inesquecível em minha vida. Serei eternamente grata pelo seu exemplo.

À minha mãe, Lúcia, pelas eternas lições de amor e paciência que me felicitam.

Aos meus irmãos, Moacir e Paula, cunhados, Edna e Geraldo, e sobrinhos, Renato, André, Eduardo e Henrique pela constante presença e carinho.

Ao Prof. Dr. Ivo Contin, orientador desta dissertação, pela oportunidade da convivência de todos estes anos, por amar o que faz e demonstrar esse amor na paciência, dedicação e apoio muito além do que o dever imporia. Um grande amigo.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Meus imensos agradecimentos ao Prof. Ernesto Freire Pichler, pesquisador responsável pelo Laboratório de Embalagem e Acondicionamento do Instituto de Pesquisa Tecnológica, pela grande contribuição a esta dissertação no desenvolvimento da máquina de ciclagem mecânica. Sinto que todo empenho e dedicação demonstrados por ele foram pelo simples prazer em colaborar com a ciência e comigo. Mais um grande amigo.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Ao Departamento de Prótese da FOU SP

Aos professores da Disciplina de Prótese Parcial Fixa da FOU SP: Tetsuo Saito, Matsuyoshi Mori, Tomie Nakakuki de Campos, José Antonio Lupi da Veiga, Cláudio Sendyk, Pedro Tortamano Neto e Hideki Yoshida, pelos ensinamentos e convivência compartilhada.

Ao Prof. Dr. Fernando da Cunha Ribeiro, a quem tenho uma grande admiração pelas valiosas observações durante o desenvolvimento do experimento desta dissertação.

Aos funcionários do Departamento de Prótese da FOU SP: Coraci A. Moraes, Sandra G. Silva, Valdinea Santos, Regina C. Tognasoli, Marlene Soares (Lena), Ana Cláudia Gomes e Marco Antonio Marques.

Às funcionárias do Serviço de Pós-Graduação da FOU SP: Cátia, Emília e Nair.

Aos funcionários da Biblioteca da FOU SP: Vânia Martins Bueno de O. Funaro, Gláucia E. Damasio, Agda , Simone R. dos Santos e Fernando R. de Brito que facilitaram a pesquisa.

Aos funcionários do Laboratório de Embalagem e Acondicionamento (LEA) do IPT: Godoi, Sandra, Mara, Rogério, Fausto e Dimi, pelo suporte na realização dos ensaios deste estudo.

À empresa SIN - Sistema de Implante Nacional, em nome da Sra. Neide Polos Plaza Lenharo e do Prof. Dr. Marcelo Carbonari, pelo suporte técnico e doação dos implantes e componentes protéticos utilizados neste estudo.

Ao Laboratório Aliança, em nome do Sr. Marcos Celestrino, pela confecção das coroas utilizadas neste estudo.

Ao Sr. Antônio Carlos do Nascimento (Betão), técnico do Instituto de Física da USP, pela gentileza em confeccionar os dispositivos utilizados neste experimento.

Ao Sr. Euro de Barros Couto Junior, pela análise estatística.

À DAMOL molas, em nome do Sr. José Arimatéia Silva, pela confecção das molas utilizadas na máquina de ensaio.

Aos pacientes que encontrei ao longo da minha trajetória.

À querida amiga e irmã Yose M. E. e Silva, pelos conselhos generosos exatamente quando eu precisava deles, por sua perspicácia e bom humor, e sua inestimável ajuda na compilação deste trabalho.

À amiga Lena K. Adachi que teve o carinho e paciência de ler antes este trabalho e pela amizade que tem demonstrado por mim ao longo dos anos.

Ao amigo Wander C. Kobayashi, pelo apoio e compreensão nestes últimos anos.

Ao amigo Reinaldo Missaka, por me mostrar as delícias do ensinar e sua dedicação a esse ato, e por me mostrar que a vida merece ser bem vivida.

Aos amigos Mário T. Kawagoe e Paulo Matsuda, pelo apoio dado no começo dessa jornada.

Às amigas Cássia Takahashi e Roberta M. C. Sasahara, pelo carinho e paciência com que me auxiliaram na estatística deste trabalho.

À amiga Tatiana de C. Guarnieri, por sua solicitude em todos os momentos que dela precisei.

À amiga Denise G. Rennó, pela amizade conquistada e companheirismo durante todo o curso de mestrado.

Aos muitos amigos, do Departamento de Prótese da FOU SP: Edson Takeshita, Christofer Itagawa, Hamilton Aoki, Rogério Sonoki, Hélio Yamame, João Colombibi, Júlio Nogueira, Patrícia Assanuma, Lúcio Kanashiro, Dino Kon, Emerson Nakao, Carla Uono, Márcio Lisboa, Marcelo Gomes, Ivan Conz, Carlos Yokoyama, Edson Toguedani, Edson Sagara, Élcio Yamamoto, Hilton Tiba, Sergio Nakazone, Joelle-Marie Garcia, Tadashi Orii, José Eduardo Chorres, Paola Bechtold, Adriana Miyamura, Cristiane Ueda, Roberto Makarian, Flávio Jun Yamamoto, Luiz Otávio Camargo, Fábio de Freitas, Maurício de Souza, cujo envolvimento suavizou a trilha de um modo ou de outro, ofereço minha gratidão.

“Existe somente uma idade para a gente ser feliz, somente uma época na vida de cada pessoa em que é possível sonhar e fazer planos e ter energia bastante para realizá-los a despeito de todas as dificuldades e obstáculos. Uma só idade para a gente se encantar com a vida e viver apaixonadamente e desfrutar tudo com toda intensidade sem medo nem culpa de sentir prazer. Fase dourada em que a gente pode criar e recriar a vida à nossa própria imagem e semelhança e vestir-se com todas as cores e experimentar todos os sabores e entregar-se a todos os amores sem preconceito nem pudor: Tempo de entusiasmo e coragem em que todo desafio é mais um convite à luta que a gente enfrenta com toda disposição de tentar algo novo e de novo, e quantas vezes for preciso. Essa idade tão fugaz na vida da gente chama-se PRESENTE e tem a duração do instante que passa...”

Mário Quintana

Nakamura LH. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

A proposta deste estudo foi avaliar o torque de afrouxamento de três tipos de parafusos de fixação de abutment. Foram formados seis grupos: grupos HE-TiS e HE-TiNS (implante e abutment de hexágono externo, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio), grupos HE-AuS e HE-Au NS (implante e abutment de hexágono externo, parafuso de fixação de ouro, submetidos e não-submetidos ao ensaio) e grupos HI-TiS e HI-TiNS (implante e abutment de hexágono interno, parafuso de fixação de titânio, submetidos e não-submetidos ao ensaio). Para a realização da ciclagem mecânica, foi desenvolvida uma máquina de ensaio cuja carga máxima aplicada foi de 120 N em sentido axial, com deslizamento de 0,3mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28 N a uma frequência de 60 ciclos por minuto, durante 500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32 Ncm e o de afrouxamento mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica e a cada 24 horas após o torque de apertamento nos grupos não-submetidos ao ensaio. Dentro das condições experimentais deste estudo, os resultados obtidos sugerem que: os valores de destorque dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; o destorque foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando comparados os grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ Ncm – 48%) / HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ Ncm – 56%) e os grupos HE-TiNS ($23,76 \pm 1,59$ Ncm – 74%) /

HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ Ncm – 84,5%); o destorque dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ Ncm – 48%), comparados aos grupos HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ Ncm – 58%).

Palavras-Chave: Ciclagem mecânica – Torque - Parafuso de fixação - Abutment - Implante - Prótese dentária

Nakamura LH. Comparative study of screw loosening for different abutment screw in external and internal hexagonal implant system after cyclic loading [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the abutment screw loosening when either submitted or not to cyclic loading. Six groups were composed: HE-TiS and HE-TiNS (external hexagonal implant and abutment, titanium abutment screw, submitted and not submitted to cyclic loading), HE-AuS and HE-Au NS (external hexagonal implant and abutment, gold abutment screw, submitted not submitted to cyclic loading), HI-TiS and HI-TiNS (internal hexagonal implant and abutment, titanium abutment screw, submitted and not submitted to cyclic loading). In order to perform the cyclic loading, it was developed a device which applied the maximum load of 120 N in the axial direction, with a slip of 0,3 mm on the crown occlusal surface with friction force of 28 N. The frequency was 60 cycles per minute for a duty of 500,000 cycles. The abutment screw was tightened to 32 Ncm and the loosening torque was measured after every 100,000 cycles in the submitted groups and every 24 hours after the tightening torque in the not-submitted groups. Within the limitations of this study, the results suggest that the loosening torque values were statistically significant lower in all groups submitted to the cyclic loading; the loosening torque was statistically lower for titanium screws when compared HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ Ncm – 48%) / HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ Ncm – 56%) groups and HE-TiNS ($23,76 \pm 1,59$ Ncm – 74%) / HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ Ncm – 84,5%) groups; the loosening torque was also lower for the

titanium screws when used to in the groups HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ Ncm – 48%) compared to HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ Ncm – 58%).

Keywords: Ciclyc loading – Torque – Abutment screw – Implant – Denture prosthese

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 – Fresadora	61
Figura 4.2 – Implante posicionado no cilindro.....	61
Figura 4.3 – Dispositivo que prende o anel de alumínio fixado na base da fresadora.....	61
Figura 4.4 – Corpo-de-prova 1.....	62
Figura 4.5 – Coroa sob pressão de 5 Kg	63
Figura 4.6 – Coroa cimentada	63
Figura 4.7 – Corpo-de-prova 2.....	64
Figura 4.8 – Torquímetro conectado à fresadora.....	66
Figura 4.9 – Vista superior do torquímetro.....	66
Figura 4.10 – Chave quadrada presa ao mandril da fresadora.....	66
Figura 4.11 – Aplicação de torque no corpo-de-prova 1.....	67
Figura 4.12 – Aplicação de torque no corpo-de-prova 2.....	67
Figura 4.13 – Direção da força sobre o corpo-de-prova 2.....	67
Figura 4.14 – Área de contato da ponta esférica sobre a coroa.....	68
Figura 4.15 – Flexão da mola.....	68

Figura 4.16 – Deslocamento da ponta esférica.....	69
Figura 4.17 – Mola engastada numa extremidade e apoiada na outra sobre a coroa.....	69
Figura 4.18 – Barra apoiada sobre o excêntrico (lado direito).....	70
Figura 4.19 – Barra apoiada sobre o excêntrico (lado esquerdo).....	70
Figura 4.20 – Molas fixadas à barra.....	70
Figura 4.21 – Posicionamento dos corpos-de-prova.....	71
Figura 4.22 – Máquina de ensaio de ciclagem mecânica.....	71

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Valores em Ncm obtidos nas medições dos destorques dos grupos não-submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica.....	76
Tabela 5.2 - Valores em Ncm obtidos nas medições dos destorques dos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica.....	77
Tabela 5.3 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HE-Ti S / HE-Ti NS	78
Tabela 5.4 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HE-Au S / HE-Au NS	78
Tabela 5.5 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HI-Ti S / HI-Ti NS	78
Tabela 5.6 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HE-Ti S / HE-Au S	79
Tabela 5.7 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HE-Ti NS / HE-Au NS	79
Tabela 5.8 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HE-Ti S / HI-Ti S.....	80
Tabela 5.9 - Teste t de Student para os valores do torque de afrouxamento dos grupos HE-Ti NS / HI-Ti NS.....	80

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Au	ouro
HE	hexágono externo
HI	hexágono interno
Hz	hertz
mm	milímetro
µm	micrômetro
kg	quilograma
Ncm	Newton x centímetro
N	Newton
OI	octágono interno
ref.	referência
Ti	titânio
%	porcentagem

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	22
2.1 Torque e pré-carga	22
2.2 Conexão abutment / implante	26
2.3 Afrouxamento de parafusos de fixação	34
3 PROPOSIÇÃO	56
4 MATERIAL E MÉTODOS	57
5 RESULTADOS	75
6 DISCUSSÃO	81
7 CONCLUSÕES	88
REFERÊNCIAS	89

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados do sistema Brånemark foram originalmente utilizados para prover retenção de próteses dentais em pacientes edêntulos. Baseando-se em resultados animadores destes tratamentos, a técnica foi mais tarde introduzida para restaurações também de dentes unitários, aumentando-se então as indicações para o uso de implantes. Hoje, restaurações unitárias têm sido usadas principalmente para manter a aparência e a função de um paciente que tem um espaço protético com dentes adjacentes íntegros. Para tanto, os componentes protéticos originais foram modificados, a fim de permitir maior estabilidade e melhorar os resultados estéticos do tratamento.

O sucesso da terapia de implante exige um equilíbrio dinâmico entre os fatores biológicos e mecânicos. Os fatores biológicos são considerados multifatoriais, entretanto 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 do abutment, 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 de fixação do abutment, ou seja, à pré-carga alcançada, por meio do torque de apertamento, e sua manutenção (HAACK et al., 1995).

Em muitos estudos retrospectivos o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos de abutments foi o problema mecânico mais encontrado relacionado à falência das próteses implantossuportadas, especialmente quando unitárias (JEMT; LEKHOLM; GRONDAHL, 1990).

Múltiplos são os fatores que podem resultar em instabilidade da junta parafusada: pré-carga inadequada, desenho da prótese ou do parafuso, pobre adaptação do componente protético, sedimentação de superfícies microrugosas e carga excessiva (BINON et al., 1994).

A falência do parafuso de fixação da junta abutment/implante ocorre em dois estágios. O primeiro estágio consiste da carga funcional externa que gradual e efetivamente desgasta a pré-carga. Quanto maior a pré-carga da junta, maior a resistência ao afrouxamento e maior a estabilidade da mesma. Eventualmente, uma carga severa excede a pré-carga do parafuso de fixação e o torna instável. No segundo estágio do afrouxamento, a carga externa rapidamente desgasta a pré-carga restante, com conseqüente vibração e micromovimento, levando ao afrouxamento do parafuso Bickford¹, (1981, apud BURGUETE et al., 1994).

Clinicamente, as restaurações implantossuportadas estão continuamente sujeitas às forças de separação da junta parafusada. Essas forças incluem os contatos cêntricos, excêntricos, excursivos, interproximais, cantileveres e estruturas não passivas, que causariam mudanças na pré-carga dos parafusos de abutment, podendo resultar em afrouxamento dos parafusos (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998).

Os trabalhos encontrados na literatura que verificaram a instabilidade da junta parafusada e, conseqüentemente, o afrouxamento do parafuso de fixação, utilizaram-se de experimentos *in vitro*, simulando a função mastigatória por meio da aplicação de cargas verticais, pontuais e estáticas, as quais representariam os contatos cêntricos da mastigação.

¹ Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, Inc, 1981.

Os contatos cêntricos adequados sobre pontas de cúspides podem exceder o limiar das forças de aperto, especialmente em pacientes com grande capacidade mastigatória e que apresentem hábitos parafuncionais. Contudo, as forças de separação mais comuns são os contatos excêntricos (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998).

Os fabricantes de implantes, principalmente importados, têm se preocupado em desenvolver outros tipos de conexões, mais estáveis, a fim de eliminar ou diminuir o problema do afrouxamento. Entretanto, no contexto nacional, várias marcas de implantes têm surgido, lançando seus produtos como se clonassem os sistemas tradicionais de hexágonos externos e internos de modo que se torna importante conhecermos o comportamento dos componentes protéticos e cirúrgicos lançados, para termos a previsibilidade do sucesso clínico que almejamos

2 REVISÃO DA LITERATURA

De um modo geral, pode-se dizer que os parafusos de fixação somente afrouxam se forças externas que tentam separar as partes, ou seja, forças de separação da junta, são maiores do que a força que as mantém juntas, dita força de aperto. Para alcançar unidades seguras, os parafusos devem ser tensionados, a fim de produzir uma força de aperto maior do que as forças de separação da junta (JÖRNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992).

A revisão da literatura foi dividida em itens para uma melhor compreensão dos fatores que interferem positiva e/ou negativamente na obtenção de uma junta parafusada abutment/implante estável e dos efeitos decorrentes da instabilidade da mesma, cruciais na sobrevivência do trabalho protético.

2.1 Torque e pré-carga

A deformação e o escoamento das superfícies de contato entre os componentes do abutment/implante, fenômeno conhecido como sedimentação, resultarão em redução da pré-carga. O “efeito da sedimentação” é baseado no fato de que nenhuma superfície é completamente plana. Todas as superfícies usinadas exibem algum grau de microrrugosidade. Quando um parafuso de abutment é apertado pela primeira vez dentro de um implante, o contato entre as roscas do implante e as do parafuso ocorrerá somente nas microrrugosidades. Uma redução

de 2 a 10% na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros segundos ou minutos após o apertamento como resultado deste relaxamento Shigley e Mischke² (1986, apud BREEDING et al., 1993).

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

Goheen et al. (1994) avaliaram o torque aplicado através de chaves manuais por clínicos experientes no uso de componentes de implante Brånemark, assim como examinaram a variabilidade dos torquímetros mecânicos. Os valores médios dos torques 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 indicaram uma variabilidade muito grande na percepção do torque manual, ao contrário dos torquímetros mecânicos operados manualmente avaliados por torquímetros eletrônicos, que produziram valores de torque dentro das tolerâncias especificadas por seus fabricantes. Desta forma, torna-se imperativo para a obtenção do torque adequado o uso de equipamentos corretos.

² Shigley JE, Mischke CR. Standard Handbook of Machine Design, ed 1. New York: McGraw Hill, 1986:23-26.

Haack et al. (1995) afirmam que a pré-carga mantém as roscas do parafuso seguras ao encaixe da contra-parte do parafuso e as partes juntas, por meio de uma força de aperto entre a cabeça do parafuso e sua base. O parafuso alongado coloca a haste e as roscas em tensão. A recuperação elástica do parafuso cria a força de apertamento que mantém a prótese e o implante juntos. Um método foi desenvolvido pelos autores para determinar a pré-carga inicial sobre parafusos de abutment UCLA, por meio da mensuração do alongamento após a aplicação do torque de apertamento com um torquímetro digital. O torque de afrouxamento também foi mensurado após um torque de apertamento de 32 Ncm para os parafusos de ouro e de 20 Ncm para os parafusos de titânio, utilizados para fixar um abutment UCLA de ouro em um implante hexágono externo de titânio. Tensões e forças foram calculadas a partir da mensuração do alongamento em três regiões de cada parafuso. O alongamento dos parafusos após aplicação do torque de apertamento recomendado pelo fabricante estava dentro do limite de elasticidade. As tensões induzidas foram 57,5% e 56% da resistência ao torque para os parafusos de ouro e de titânio, respectivamente. A média da pré-carga foi 468.2(±57.9) N, usando parafusos de ouro, e 381.5(±72.9) N usando parafusos de titânio. Baseados em análises estatísticas, os autores concluíram ser possível apertar parafusos além dos torques recomendados para minimizar problemas de afrouxamento entretanto, deve-se ter cuidado para não ultrapassar o limite de elasticidade e manter a pré-carga, já que forças mastigatórias provavelmente elevam a tensão de tração nos parafusos.

Sakaguchi e Borgersen (1995) relataram que a pré-carga efetiva alcançada nos componentes é dependente do acabamento das interfaces, fricção entre os componentes, geometria e propriedades do material. Dentro do mesmo lote de componentes protéticos deve haver diferença significativa na pré-carga alcançada

por causa dos fatores listados acima. 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 desses 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 da unidade. 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 parafuso do abutment, a força de compressão sobre o implante aumentou em 50%. Concluíram assim que tensões máximas alcançadas após a pré-carga nos parafusos foram menores do que 55% de sua resistência estrutural.

Segundo McGlumphy, Mendel e Holloway (1998), quando dois componentes são conectados por um parafuso, a unidade formada é denominada junta parafusada. A força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque, sendo este um método mensurável conveniente do desenvolvimento da tensão desejada. Um torque pequeno demais pode permitir a separação da junta e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso. Um torque grande demais pode causar falha do parafuso ou espanar suas roscas. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. Pré-carga é a carga inicial em tensão sobre o parafuso que desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes. Portanto, a pré-carga do parafuso é equivalente em magnitude à força de aperto. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga metálica do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga do abutment, superfície do abutment e do agente lubrificante da superfície do abutment. Na teoria, a pré-carga máxima é

desenvolvida no momento anterior à fratura torcional do parafuso. Sendo calculada multiplicando-se a resistência usual do parafuso pela área da tensão da secção da rosca deste. A resistência da interface implante osso é o limite biológico do torque aplicado.

Em um estudo *in vitro*, Gross et al. (1999) avaliaram a média do torque de apertamento manual em 5 sistemas de implantes. Nove operadores realizaram 5 vezes o torque de aperto nos parafusos de fixação do abutment, sendo alcançados valores de 7 a 14.6 N/cm para fechamentos habituais e de 9.4 a 19.9 N/cm 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 para os níveis máximos de fechamento, embora todos tenham permanecido dentro de um limite seguro, não causando danos à interface osso implante. O torque de apertamento realizado com chave manual 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.

2.2 Conexão abutment / implante

Breeding et al. (1993) pesquisaram o torque de afrouxamento de parafusos de fixação do abutment de 3 diferentes sistemas de implantes: octógono interno (OI)

(Calcitek Omnilock), hexágono externo (HE) (Stryker Minimatic) e hexágono interno (HI) (Core-Vent Bio-Vent). Sobre cada abutment foi encerado um dente com forma de pré-molar e posteriormente fundido em liga metálica. Os implantes foram fixados em blocos de resina acrílica autopolimerizável, e os abutments fixados sobre os implantes através de parafusos com um torque de 22,6 Ncm. Para minimizar o efeito da sedimentação, os parafusos foram reapertados 10 minutos após a aplicação do torque. Um selante adesivo também foi testado para determinar seu efeito sobre o torque de afrouxamento dos parafusos sob as mesmas condições experimentais. O torque de afrouxamento foi mensurado dois minutos após o aperto do parafuso, sendo esta medida utilizada como grupo controle, para comparação. Os parafusos de fixação do abutment foram reapertados do mesmo modo e as amostras armazenadas em temperatura ambiente durante 4,25 horas, após as quais foi mensurado o torque necessário para afrouxar cada parafuso. A diferença dos dois valores de torque foi considerada como controle (grupo pré-teste). Outro grupo foi formado, com as mesmas amostras do grupo controle (grupo 1), - por questões financeiras - constituído de 5 amostras de cada sistema, cujos parafusos foram apertados como no grupo pré-teste e, em cada abutment, foi cimentada uma coroa. Os corpos-de-prova foram então submetidos a forças laterais e verticais, simulando forças intra-orais durante 3,25 horas, correspondendo a 16.667 ciclos. Após a aplicação destas, o torque de afrouxamento foi mensurado e comparado com o grupo pré-teste. Mais um grupo foi formado (grupo 3), constituído de 5 amostras de cada sistema, nas quais o selante adesivo foi aplicado. Neste grupo, as amostras foram submetidas a 100.002 ciclos ou 19,5 horas e, como nos grupos anteriores, foi registrado o torque de afrouxamento dos parafusos. Não houve nenhuma diminuição significativa no torque requerido para afrouxar os parafusos, dos sistemas com

octógono interno e hexágono externo, após os períodos estudados. As amostras com hexágono interno, entretanto, exibiram uma diminuição significativa na quantidade de torque de afrouxamento dos parafusos após os testes de carga cíclica. A adição do selante adesivo aumentou significativamente a quantidade de torque necessária para afrouxar os parafusos apenas do sistema de hexágono interno.

Em um estudo *in vitro*, Dixon et al. (1995) avaliaram as micromovimentações e os torques necessários para o afrouxamento de parafusos de fixação de abutment após ensaio de fadiga, forças laterais e verticais, simulando forças intra-orais durante 3,25 horas, correspondendo a 16.667 ciclos, em 3 diferentes sistemas de implantes (hexágono interno, hexágono externo e octógono interno), nos quais foram fixados abutments retos e angulados. Seguindo a metodologia de Breeding et al. (1993), os parafusos foram reapertados após 10 minutos da aplicação do torque para amenizar o efeito da sedimentação. A obtenção do grupo controle seguiu a mesma metodologia. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre abutments retos e angulados nos testes realizados para os diferentes sistemas. As amostras com hexágono interno mostraram uma mudança maior na média do torque requerido para afrouxar os parafusos de abutment (5,58 Ncm). O torque necessário para afrouxar os parafusos das amostras com hexágono externo foi de 2,97 Ncm e com octógono interno de 1,62 Ncm.

Com bases estabelecidas em princípios de engenharia, Jaarda, Razzoog e Gratton (1995) examinaram 8 parâmetros geométricos de maior impacto sobre a relação torque e pré-carga: o diâmetro da cabeça do parafuso, comprimento do parafuso, passos de roscas, diâmetro principal, diâmetro do pescoço do parafuso,

comprimento do pescoço, largura da crista da rosca e largura da rosca. Cinco parafusos de retenção de prótese intercambiáveis (parafusos de ouro 3i, Impla-Med, Nobelpharma, e parafusos de titânio 3i e Implant support systems) foram avaliados. O parafuso de ouro da Nobelpharma serviu como controle. Os resultados revelaram diferenças significantes entre o controle e parafusos testados em todos os parâmetros, exceto para os passos de roscas e largura da crista da rosca. Com base nos resultados, conclui-se que parafusos intercambiáveis podem introduzir variáveis desconhecidas no tratamento dos pacientes e que as recomendações de torque de apertamento para parafusos de ouro Nobelpharma não podem ser utilizadas para todos os desenhos de parafusos.

Balfour e O'Brien (1995) analisaram e compararam a integridade estrutural de 3 grupos de sistemas de implantes: grupo 1 HE, grupo 2 OI e grupo 3 HI, e também de seus componentes de restaurações unitárias, quando submetidos à aplicação de torque máximo, cargas compressivas e testes 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, e foi aplicada uma carga até a falha de um dos componentes, sendo 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, encontrando 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%. O implante de HI foi superior estruturalmente em todos os ensaios realizados. Os resultados deste estudo *in vitro* demonstraram como as diferenças no desenho, material e tamanho do implante podem afetar a resistência e a durabilidade dos componentes.

A influência da profundidade da junta abutment/implante sobre a resistência e o modo de falência dos sistemas de implantes dentários foi avaliada por Möllersten, Lockowandt e Lindén (1997), em um estudo *in vitro*. Sete sistemas de implantes (Astra Tech, ITI Bonelit, Frialit-e, Implamed, Nobelpharma Esteticone, IMZ titanium abutment e IMZ conector) com diferentes desenhos da junta entre o abutment e o implante foram testados. A resistência e o modo de falência variaram significativamente entre os sistemas de implantes e a profundidade das uniões. A média da força de falência variou entre 138 e 693N para os vários sistemas de implantes com uniões rasas e profundas, respectivamente.

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 (6mm) versus restaurações sobre implantes de diâmetro padrão (3,75 mm). Nos implantes de 3,75 mm foram utilizados parafusos de ouro, nos quais foram aplicados torques 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 carga na 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 de diâmetro 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 6,0mm de diâmetro tem 25% a mais da área da superfície da plataforma do que um implante de 3,75mm 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 deformação e micromovimentação 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.

Segundo Tan e Nicholls (2001), cada sistema de abutment tem um parafuso específico que apresenta variações nos materiais (titânio comercialmente puro, titânio e ouro), configurações mecânicas (passo de roscas, desenho da cabeça, diâmetro da haste, configuração, comprimento da haste e área de contato entre a cabeça do parafuso do abutment e saliência interna do abutment), assim como qualidade de fabricação. Os autores mediram e compararam a pré-carga produzida em parafusos de 7 diferentes tipos de abutment hexagonais sobre implantes do sistema Brånemark, Nobel Biocare, (Abutment Standard Nobel Biocare com parafuso de titânio comercialmente puro, EsthetiCone Nobel Biocare com parafuso de titânio comercialmente puro, MirusCone Nobel Biocare com parafuso de titânio comercialmente puro, Abutment titânio 3i com parafuso de titânio, CeraOne Nobel

Biocare com parafuso de ouro, Cilindro de ouro Nobel Biocare com parafuso de ouro e TiAdapt Nobel Biocare com parafuso de ouro). Um controlador de torque aplicou 20 ou 30 Ncm em velocidades alta e baixa, seguindo recomendação do fabricante, e a pré-carga foi registrada no computador por meio de um medidor de tensão. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os diferentes sistemas e na velocidade de aplicação de torque, sendo que abutments com parafusos de ouro registraram os maiores valores de pré-carga, e as maiores médias de pré-carga foram alcançadas por meio de baixas velocidades do torque de fixação. Os autores concluíram que a pré-carga na junta abutment/implante depende do desenho, diâmetro e material do parafuso, assim como do torque e da velocidade de aplicação.

Martin et al. (2001), em um estudo *in vitro*, 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, 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% Vn. Vinte parafusos de cada tipo foram utilizados para fixar os abutments sobre 80 implantes hexágono externo 3,75 x 15mm, 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 observado nos grupos com parafusos Tt, os maiores valores de pré-carga com torques de 20 e 30Ncm 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.

O efeito do tipo de conexão abutment/implante sobre a resistência à fadiga e o modo de falência foram avaliados por Khraisat et al. (2002), em um estudo *in vitro*. Dois diferentes sistemas de implantes, quando utilizados em restaurações unitárias, foram estudados: Brånemark com implante hexágono externo e abutment CeraOne fixado por meio de parafuso de ouro e implante ITI com conexão cone morse (cônica 8°) e abutment sólido. Sete amostras de cada sistema foram fixadas em um bloco de resina acrílica transparente, com 3 mm de exposição da base do implante. Sobre o parafuso de ouro para fixação do pilar CeraOne foi aplicado um torque de 32 Ncm e sobre os abutments sólidos ITI, um torque de 35 Ncm. Em cada abutment foi cimentada com cimento de fosfato de zinco uma supra-estrutura metálica de forma circular. Sobre as amostras foram aplicadas cargas cíclicas com forças de 0 a 100 N, sendo essas forças perpendiculares ao eixo do implante e a 11,5 mm da interface abutment/ implante. Os corpos-de-prova foram submetidos a 1.800.000 ciclos, a uma frequência de 75 ciclos/minuto. Seus resultados mostraram que os parafusos dos pilares CeraOne fraturaram de 1.178.023 a 1.733.526 ciclos, enquanto os pilares ITI permaneceram estáveis até 1.800.000 ciclos. A zona crítica na falência das amostras foi observada na junção entre as roscas e a haste do parafuso do abutment. Nenhuma falha na cimentação da supra-estrutura metálica ou no afrouxamento do parafuso foi encontrada em ambos os sistemas de implante. Os autores concluíram que a dispersão da tensão na interface de união do sistema ITI pode ter sido a razão para a alta resistência do sistema às cargas cíclicas de fadiga.

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)/Novostil e parafuso hexágono de ouro; grupo 2: Steri-Oss(hexágono externo)/Anatomic abutment e parafuso hexágono de titânio; grupo 3: Steri-Oss(hexágono externo)/Straight HL e parafuso hexágono 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 têm de ser melhoradas. Os grupos 2, 3 e 5 têm potencial de resistir às forças fisiológicas da mastigação.

2.3 Afrouxamento de parafusos de fixação

Baseados na literatura e experiências clínicas, Rangert, Jemt e Jörneus (1989) afirmaram que, em restaurações sobre implantes osseointegrados em osso de boa qualidade, o ponto mais fraco no sistema é o parafuso de ouro ou o parafuso do abutment, embora estes devam ser considerados como um aspecto seguro. Adaptação precisa entre prótese e abutment e suficiente apertamento do parafuso são parâmetros para uma alta capacidade de resistência da junta parafusada.

Jemt, Lekholm e Grondahl (1990), em 3 anos de acompanhamento de um grupo inicial de 16 pacientes que receberam 23 implantes, revelaram que 13 dos 23 (57%) tiveram os parafusos de abutment afrouxados durante o primeiro ano, 7 dos 23 (30%) durante o segundo ano, e 1 dos 20 (5%) durante o terceiro ano. Somente 8 dos 23 (35%) parafusos de abutment permaneceram estáveis durante todo o período de acompanhamento.

Em acompanhamento clínico durante um período de 1 ano, Jemt et al. (1991) relataram que inflamação, hiperplasia e formação de fístula foram observadas em situações com parafusos de abutment frouxos. Entretanto, essas complicações foram também observadas ao redor de implantes que não mostraram afrouxamento destes parafusos. Fístulas foram observadas em 11 restaurações (10%), das quais 6 estavam associadas com parafusos de abutment frouxos. Os autores sugeriram que a micromovimentação entre componentes de implante de uma junção de parafuso estável pode contribuir para seqüela do tecido mole.

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 um resultado do movimento 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 observados 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.

Por meio de um método de cálculo, Patterson e Johns (1992) demonstraram a resistência à fadiga dos componentes parafusados de próteses fixas sobre implantes do sistema Brånemark. Segundo os autores, quando o parafuso é apertado, uma pré-carga é produzida, induzindo uma tensão compressiva nos componentes, mantendo-os juntos. Entretanto, se a qualidade da adaptação é pobre, as duas superfícies que compõem a interface abutment/prótese apresentam somente um contato parcial devido à pré-carga, de modo que o parafuso receberá toda a carga, reduzindo sua resistência à fadiga. Quando uma carga externa é subsequente aplicada sobre os componentes unidos, esta produz um relaxamento da tensão compressiva e ainda aumenta a tensão sobre o parafuso. Nesse estudo os autores afirmaram que, quando a prótese é construída com precisão, a resistência à fadiga dos parafusos de fixação é da ordem de 20 anos. Porém, quando isso não ocorre, esse tempo é reduzido drasticamente.

Jöurneus, Jemt e Carlsson (1992) avaliaram, *in vivo*, a força oclusal máxima em quatro pacientes com implantes unitários Brånemark. Os valores registrados foram utilizados como uma base para calcular as forças que atuam sobre a conexão parafusada (abutment/implante), juntamente com a força resultante do torque máximo de apertamento do parafuso de fixação do abutment. Quatro tipos de parafusos de abutment com diferentes desenhos e materiais foram avaliados, *in vitro*: titânio grau 1 com cabeça cônica, titânio grau 1 com cabeça chata, titânio grau 3 com cabeça chata e ouro com cabeça chata. Os parafusos foram apertados com torques específicos diferentes (20 a 35 Ncm), por meio de um torquímetro, e submetidos à carga cíclica (1.000.000 ciclos), a uma força de 70 N aplicada

perpendicularmente ao longo eixo do implante, a uma distância de 9,5 mm da interface abutment/implante. A condição de carga máxima excedeu a capacidade de estabilidade dos parafusos de titânio quando mensurada neste ensaio. Entretanto, de acordo com experiências clínicas, muito desses parafusos são suficientes para manter a estabilidade da interface abutment/implante. Os parafusos de ouro com cabeça chata e torque de 35 Ncm tiveram melhores resultados.

Jemt, Lindén e Lekholm (1992), através de um estudo retrospectivo, com acompanhamento do primeiro ano após o tratamento protético com próteses parciais fixas sobre implantes Brånemark, observaram uma média de sucesso de 98,6% dos implantes examinados. Os problemas mais comumente relatados neste primeiro ano de função foram o afrouxamento dos parafusos de ouro de fixação da prótese (49% dos tratamentos realizados na maxila e 20,8% na mandíbula) e reclamações estéticas.

Durante um período de 6 anos, Naert et al. (1992) avaliaram 146 pacientes com 509 implantes do sistema Brånemark, os quais foram reabilitados com 217 próteses fixas. 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.

Conceitualmente, segundo Weinberg (1993), uma maior exatidão da adaptação de hexágono com hexágono irá melhorar a distribuição da força para o suporte ósseo, permitindo um movimento relativamente menor do abutment com o implante, reduzindo o potencial de afrouxamento e dobramento do parafuso. Hexágonos curtos e geometrias estreitas aparentam ser particularmente mais vulneráveis ao afrouxamento por causa do encaixe limitado e da presença de um ponto de fulcro curto.

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 consistiram 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.

Segundo Burguete et al.(1994), o torque de apertamento de uma união parafusada entre superfícies adaptadas produz uma ótima pré-carga que irá maximizar a vida ante a fadiga, proporcionando, então, um grau considerável de proteção contra o afrouxamento do parafuso de fixação. Entretanto, em casos de desadaptação, a pré-carga é usada para aproximar as superfícies entre si e talvez até colocá-las em contato. Nesta situação, praticamente nenhuma proteção contra fadiga é conseguida, porque qualquer carga externa aplicada causa tensão adicional ao parafuso, que não é dissipada nas partes parafusadas, pois a fenda proporciona um baixo grau de firmeza.

Ekfeldt, Carlsson e Börjesson (1994), em um estudo retrospectivo de 3 anos, com a colocação de 93 implantes unitários do sistema Brånemark em 77 pacientes, observaram a perda de somente 2 implantes. As reabilitações foram muito positivas com relação aos aspectos estéticos e funcionais. O problema mais comum foi o afrouxamento do parafuso de fixação do abutment. Quarenta e três por cento das restaurações tiveram de ser reapertadas durante o período de acompanhamento e, por essa razão, 9 coroas cimentadas foram refeitas.

Uma maior incidência de afrouxamento dos parafusos de retenção em restaurações unitárias na região de pré-molares e molares, quando comparada com a região de incisivos, foi relatada por Laney et al. (1994), em um estudo de acompanhamento clínico por 3 anos. A frequência, entretanto, tendeu a diminuir à medida que o estudo progredia, após 1 ano. Os autores atribuíram seus resultados ao efeito da sedimentação e à maior carga oclusal quando os dentes posteriores foram considerados. Os casos em que foram utilizados parafusos de fixação de abutment de ouro, ao invés de titânio, permaneceram mais seguros.

Segundo Bickford³ (1995, apud BURGUETE et al., 1994), a falência do parafuso da junta ocorre em dois estágios. O primeiro estágio consiste da carga funcional externa que, gradual e efetivamente, desgasta a pré-carga. Quanto maior a pré-carga da junta, maior a resistência ao afrouxamento e a estabilidade da mesma. Eventualmente, uma carga severa excede a pré-carga da junta do parafuso e o torna instável. Neste segundo estágio do afrouxamento, a carga externa rapidamente desgasta a pré-carga restante e resulta em vibração e micro-movimento, levando ao afrouxamento do parafuso.

Preocupados com as variações clínicas que afetam a carga sobre o sistema implante/prótese, Weinberg e Kruger (1995) realizaram uma avaliação comparativa do momento de torque entre o parafuso de ouro da coroa, o parafuso do abutment e o implante em 4 situações clínicas, incluindo variações na inclinação da cúspide, inclinação do implante e desvios horizontal e vertical do implante. Uma configuração hipotética implante/prótese de dimensões conhecidas foi utilizada como padrão geométrico. Por meio de um modelo matemático tridimensional, foi calculado o momento de torque sobre o parafuso de ouro e o parafuso do abutment nos 3,5 mm

³ Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, Inc, 1981.

apicais da porção coronária do implante. Cada variante clínica foi similarmente calculada e expressa como uma porcentagem do padrão hipotético. Dentro dos parâmetros deste estudo teórico:

- para cada 10° de aumento na inclinação da cúspide, houve aproximadamente um aumento de 30% da carga sobre o sistema implante/prótese;
- para cada 10° de aumento na inclinação do implante, houve aproximadamente um aumento de 5% da carga sobre o sistema implante/prótese;
- para cada 1 mm de desvio lingual, houve aproximadamente um aumento de 15% no momento de torque;
- para cada 1 mm de desvio apical do implante, houve um aumento de aproximadamente 4% no momento de torque.

Millington e Leung (1995) avaliaram, após um estudo fotoelástico, a tensão induzida em uma prótese implantossuportada devida a uma discrepância de adaptação. 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 superestrutura. O exame do modelo experimental revelou que, em fendas maiores do que 55 µm, o parafuso não desenvolveu força suficiente para amoldar a superestrutura à junta. Quando uma discrepância de adaptação está presente, como neste experimento, a pré-carga é usada para unir as superfícies, o que faz o parafuso vulnerável à fadiga, fratura e afrouxamento.

Jemt e Lie (1995) mensuraram, por meio de fotogrametria a distorção entre estruturas metálicas e análogos de implantes em modelos de gesso e verificaram que estruturas consideradas clinicamente aceitáveis em relação à adaptação em boca e no laboratório apresentavam distorções de posição, com fendas médias entre

o cilindro de ouro e o análogo inferiores a 150 μm . Os autores sugerem que este nível de adaptação pode ser considerado adequado, visto que poucos casos de complicações relacionadas à pobre adaptação têm sido observados em pacientes com próteses implantossuportadas que seguiram os mesmos critérios clínicos de aceitação da adaptação.

Haas et al. (1995), em um relatório retrospectivo, acompanharam durante 6 anos 76 próteses unitárias instaladas sobre implantes Brånemark e restauradas sobre abutment unitário ou abutment CeraOne. Dois implantes foram removidos durante esse período e a complicação mais comum foi o afrouxamento do parafuso, que ocorreu em 16% das restaurações. Entretanto, foi possível reduzir sua ocorrência aplicando um torque definido.

Becker e Becker (1995) também realizaram um estudo retrospectivo, acompanhando 22 pacientes sem hábitos de bruxismo, durante um período médio de 24 meses, que receberam 24 restaurações unitárias sobre implantes na região de molares. A média de sucesso cumulativo foi de 95%, com perda de um implante de diâmetro largo. Todos os implantes foram restaurados sobre abutments cilíndricos de ouro com antirotacional. 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 implante. Dentro dos limites deste estudo, embora a recolocação de molares unitários em restaurações implantossuportadas fosse prognosticável, foi encontrada uma alta incidência de afrouxamento do parafuso.

O efeito do desajuste rotacional entre a extensão do hexágono externo do implante e do hexágono interno do abutment na estabilidade do parafuso de fixação do abutment, durante a aplicação de cargas cíclicas, foi avaliado por Binon (1996). A

liberdade rotacional entre estes hexágonos foi mensurada antes da aplicação da carga. Nas conexões com menores desajustes, a liberdade rotacional encontrada foi de $1,94^\circ$ e, nas com maiores desajustes, de $14,87^\circ$. Os abutments foram conectados aos implantes utilizando-se um parafuso de titânio, com um torque de 30 Ncm. As amostras foram fixadas na máquina de ensaios e submetidas a uma carga vertical de 133,3 N a 1.150 ciclos por minuto, sendo que, quando aparecia uma abertura na interface abutment/implante, a máquina interrompia o processo e o número de ciclos era registrado. Com base nos resultados, o autor concluiu que existiu uma correlação direta entre a liberdade rotacional e a estabilidade do parafuso. Sob as condições deste experimento, uma liberdade rotacional menor do que 2 graus resultou em uma união mais estável e uma maior resistência ao afrouxamento do parafuso.

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 3 a 7 graus e abutments calcináveis usinados com desajuste rotacional de 0.0 a 0.5 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 indicaram uma relação direta entre desajuste rotacional e afrouxamento do parafuso.

Carr, Gerard e Larsen (1996), ao estudarem o efeito de estruturas desadaptadas (fendas de $345 \mu\text{m}$) conectadas a implantes em macacos, observaram que, quando não são aplicadas cargas dinâmicas, a má adaptação não

altera a resposta óssea ao redor dos implantes, se comparada àquela apresentada em estruturas bem adaptadas (fenda de 38 μm).

Henry et al. (1996) observaram que a utilização de implantes Brånemark para suportar restaurações unitárias é um procedimento com alto prognóstico. Após 5 anos, relataram uma média de sucesso de 96,6% na maxila e de 100% na mandíbula. A complicação mais freqüente relatada durante o período de acompanhamento foi o afrouxamento do parafuso de fixação do abutment. O uso de parafusos de abutment de ouro promoveu maior resistência ao afrouxamento do que o de parafusos de titânio.

O desempenho da resistência à fadiga dos sistemas de abutment CeraOne e EsthetiCone, quando submetidos à ciclagem mecânica, foi investigado por Basten et al. (1996). Três torques foram aplicados nos parafusos de fixação do abutment: torque recomendado pelo fabricante, torque 20% maior do que o recomendado e torque 20% menor do que o recomendado. Uma carga de 70 N foi aplicada sobre os espécimes a 30 graus ao longo eixo com freqüência de 16 Hz. Após 2.000 ciclos, a máquina foi desligada e todos os parafusos foram reapertados com o mesmo valor de torque inicial. A ciclagem foi reiniciada até a falha de um dos componentes de cada espécime. A análise de variância Two-Way revelou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os 3 torques em cada sistema de abutment e mostrou uma diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. Houve falência do implante em 10 dos 15 espécimes CeraOne. No sistema EsthetiCone, ocorreu somente a falência do parafuso de titânio do abutment.

Ma, Nicholls e Rubenstein (1997), ao estudarem a tolerância de fabricação do plano horizontal do sistema Nobel Biocare, sugeriram que as tolerâncias entre os componentes de implantes deveriam ser incluídas em futuros estudos de precisão,

devido às características inerentes aos próprios componentes. Os autores verificaram que as tolerâncias variaram dentro do sistema entre 22 e 100 μm , de acordo com a combinação realizada. Entre o abutment e o cilindro de ouro, essa tolerância foi de 23,1 μm ; para o análogo do abutment e o cilindro de ouro, de 37,1 μm ; entre o transferente quadrado e o abutment, de 31,9 μm enquanto entre o análogo do abutment e o transferente quadrado, de 51,7 μm .

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 (abutments angulados, mesa oclusal larga), contatos interproximais, contatos cantileveres 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 dos contatos excursivos eliminados, colocando-se um implante de largo diâmetro ou 2 de pequeno diâmetro, possibilitando 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) demonstraram, nesse estudo, que resultados estáveis podem ser alcançados com a colocação de implantes unitários do sistema Brånemark e coroas cimentadas sobre abutments CeraOne, com uma média de sucesso de 95,9% para os implantes e 91,1% para as coroas. A mudança de parafusos de abutment de titânio para parafusos de ouro parece ter resolvido o problema de afrouxamento dos parafusos.

A avaliação da estabilidade da interface abutment/implant é usualmente feita por meio de avaliação manual. Faulkner, Wolfaardt e Chan (1999) pesquisaram se o Periotest poderia ser utilizado para avaliar o afrouxamento do parafuso do abutment. Os parafusos de abutment foram apertados com torques de 10, 20, 32, e 45 Ncm e então afrouxados. A avaliação objetiva do afrouxamento do parafuso foi realizada com o Periotest e a subjetiva foi feita por três clínicos experientes. O Periotest foi mais sensível do que a detecção manual do afrouxamento do parafuso, mas não foi sensível suficiente para indicar o afrouxamento do parafuso antes da perda total da pré-carga.

A fratura do componente e o afrouxamento do parafuso são preocupações constantes nas restaurações sobre implantes e, por esta razão, Boggan et al. (1999) examinaram a influência de fatores como o diâmetro e a altura do hexágono sobre a resistência mecânica e qualidade de adaptação da interface abutment/implante. Ensaios de flexões estático e cíclico foram conduzidos sobre implantes de 4 e 5 mm de diâmetro e avaliados por meio de microscopia eletrônica de varredura da qualidade de adaptação da interface abutment/implante. O implante de 5 mm de

diâmetro foi mais resistente nas duas condições, flexões estática e cíclica. Os resultados demonstraram a capacidade do implante de largo diâmetro de reduzir a probabilidade de fratura do componente nos sistemas contemporâneos de implantes.

Weiss, Kozak e Gross (2000) relataram que, durante a moldagem e a confecção da prótese, torques repetidos de apertamento e afrouxamento do parafuso de abutment podem causar desgaste dos componentes e diminuir a adaptação friccional das partes encaixadas, resultando em resistência alterada, abertura da interface abutment/implante e potencial perda da pré-carga em função. Os autores avaliaram as mudanças nos valores de torque aplicados em consecutivos torques de aperto a um valor constante e afrouxamento de parafusos de fixação do abutment em diferentes sistemas de implante (7 sistemas de 5 fabricantes diferentes). Concluíram que estes causaram progressiva perda do torque de retenção após 200 ciclos a 20 Ncm, com variações entre os sistemas (sistemas com cone Morse e sistemas Spline apresentaram uma maior resistência ao torque de afrouxamento), provavelmente devida à diminuição no coeficiente de fricção entre os componentes encaixados.

Em um estudo *in vitro*, Aboyousef, Weiner e Ehrenberg (2000) avaliaram uma forma de resistência anti-rotacional aumentando o comprimento do braço de força como uma estratégia para melhorar o efeito da pré-carga na retenção do parafuso. Três grupos foram examinados: abutment Standard (grupo A), abutment Standard modificado com 4 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/abutment) e, para os grupos B e C, com 69,6 Ncm e 71,0 Ncm, respectivamente (na união abutment/implante), 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.

Bakaeen, Winkler e Neff (2001), em um estudo *in vitro*, avaliaram: (1) o efeito do estreitamento da mesa oclusal no sentido vestibulo lingual sobre o torque requerido para afrouxar parafusos de ouro e (2) 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 2 implantes Standard, após serem submetidos à 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 Standard. 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 o micromovimento da junta parafusada do implante dental 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.

A tolerância da adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do abutment tem sido apontada, por experiências clínicas e pesquisas, como a causa primária do afrouxamento. Cibirka et al. (2001) examinaram diferenças potenciais nos valores de destorque dos parafusos de abutment em três subgrupos de implantes NobelBiocare, segundo a geometria da plataforma: (1)hexágono externo Standard (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 à carga cíclica com força entre 20 e 200N durante 5.000.000 ciclos. Nenhum abutment afrouxado ou deslocamento da interface abutment/ implante foi notado. A média dos valores de destorque para R, M e C foram 14.40 ± 1.84 Ncm, 14.70 ± 1.89 Ncm, e 16.40 ± 2.17 Ncm, respectivamente. A análise de variância demonstrou diferenças significativas somente entre os subgrupos R e C ($p = .031$). Os autores concluíram que o aumento da altura vertical, ou 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.

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 condição simulada 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 então 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 30 Ncm pode ser benéfico para a estabilidade abutment/implante e para diminuir o afrouxamento do parafuso.

O efeito de repetidos torques e contaminação por saliva sobre a resistência à tração de um tipo de parafuso de fenda de ouro para fixação de prótese foi avaliado por Rafee et al. (2002). Os resultados sugeriram que o parafuso testado pode ser apertado e removido por 20 vezes e o uso da saliva humana como lubrificante durante o torque não apresentou nenhum efeito sobre a resistência à tração.

Tzenakis et al. (2002) também 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 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 da sedimentação.

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 mecanismos básicos de afrouxamento do parafuso em ambiente bucal simulado. Treze abutments Standard foram conectados a 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 apertados a 10 Ncm. Dez coroas unitárias foram submetidas a cargas cíclicas com 100 N 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 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.

Lang, Wang e May (2002) examinaram a orientação do hexágono do abutment ao hexágono do implante após apertamento do parafuso do abutment de vários sistemas de abutment (CeraOne, Estheticone, Procera e AuraAdapt), com e sem o uso do contra-torque e limitando o movimento do abutment durante o apertamento do parafuso. A orientação hexágono com hexágono, mensurada como adaptação rotacional para todos os sistemas, foi inferior a 5 graus, considerada ótima para a estabilidade da junta parafusada. O grau absoluto de rotação encontrado para todos os 4 grupos de abutment foi menor do que 1,5 graus e indiferente ao uso do contra-torque.

Al-Turki et al. (2002) avaliaram 2 níveis de discrepância vertical (100 e 175 μm) entre uma dentadura completa implantossuportada e o término do abutment. 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 abutment 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 abutment resultaram em significativa instabilidade do parafuso.

Após uma revisão de literatura, Winkler et al. (2003) concluíram que, para reduzir o efeito da sedimentação, os parafusos 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 apertamento consistente dos componentes do implante, com o valor de torque específico recomendado pelo fabricante do implante.

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.

Johansson e Ekfeldt (2003), em um estudo retrospectivo, avaliaram próteses parciais fixas sobre implantes. 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.

Neste estudo *in vivo*, Drago (2003) acompanhou por um período de pelo menos 1 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, proporcionar valores rotacionais mais altos e maiores valores de pré-carga calculados, visto que os parafusos quadrados Gold-Tite, apertados a um torque de 30Ncm, conseguiram manter uma conexão estável abutment/ implante.

Alkan, Sertgöz e Ekici (2004) estudaram, por meio da análise de elemento finito, a distribuição da tensão da pré-carga dos parafusos de implante dental 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 octagonal 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 hexágono externo e ITI Cone Morse 8 graus com abutment octagonal 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.

Khraisat et al. (2004), em um estudo *in vitro*, investigaram o efeito do carregamento cíclico lateral em diferentes posições de carga sobre o afrouxamento do parafuso do abutment em um sistema de implante com hexágono externo. Quinze amostras de implantes Brånemark foram divididas em 3 grupos, A, B e C. Cada amostra consistiu de um implante 4x10 mm montado em um bloco de latão, um abutment CeraOne (3 mm) e uma superestrutura cimentada. Para o grupo A, uma carga cíclica de 50 N foi aplicada central e perpendicularmente ao longo eixo do implante; para o grupo B, a mesma carga foi aplicada excentricamente (a uma

distância de 4 mm) na direção do afrouxamento. Um ciclo de 1.000.000 foi definido. E o grupo C (grupo controle) não foi carregado pelo mesmo período de carregamento dos grupos A e B. O torque reverso foi registrado antes e após o ensaio, e a diferença foi calculada. O grupo A exibiu uma diferença significativa nos valores da diferença do torque reverso, quando comparado com os grupos B e C. Os grupos B e C não apresentaram diferenças significativas entre si. Os autores concluíram que os valores do torque reverso do parafuso da junta foram preservados sob carga lateral excêntrica, quando comparados com carga cêntrica.

3 PROPOSIÇÃO

Em função da severidade do comprometimento do trabalho protético, motivado pelo afrouxamento de parafusos de fixação do abutment em próteses sobre implante, propôs-se neste estudo:

1. verificar a influência da ciclagem mecânica no afrouxamento do parafuso de fixação do abutment.
2. verificar a influência do material constituinte do parafuso de fixação do abutment no afrouxamento, submetido ou não à ciclagem mecânica.
3. comparar o torque de afrouxamento de diferentes parafusos de fixação em sistemas de conexão externa e interna, submetidos ou não à ciclagem mecânica.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

O material foi classificado como material de consumo, instrumentais e equipamentos.

4.1.1 material de consumo

- 20 abutments para cimentação para hexágono externo (ref. AI 3804, SIN, São Paulo, Brasil)
- 10 abutments para cimentação para hexágono interno (ref. AI 4154, SIN, São Paulo, Brasil)
- Anti-bolhas (Kota Indústria e Comércio Ltda., Brasil)
- Cimento de fosfato de zinco (Líquido: Lote 00R; Pó: Lote 00M, S.S. White Artigos Dentários Ltda., Brasil)
- Guta-percha (Dentsply Ind. E Com. Ltda., Brasil)
- 20 implantes hexágono externo 3,75 x 13 mm (ref. SUR 3713, SIN, São Paulo, Brasil)
- 10 implantes hexágono interno 4,0 x 13 mm (ref. SIHI 3813, SIN, São Paulo, Brasil)

- Liga metálica de Níquel Cromo (Balken ST, Brasil)
- 10 parafusos de ouro quadrados para fixação direta em implantes de hexágono externo (ref. PO2008,SIN , São Paulo, Brasil)
- 10 parafusos de titânio quadrados para fixação direta em implantes de hexágono externo (ref. PTQ 2008, SIN, São Paulo, Brasil)
- 10 parafusos de titânio quadrados para fixação direta em implantes de hexágono interno (ref. PTQH 16, SIN, São Paulo, Brasil)
- Pó de óxido de alumínio para jateamento, de malha 50µm (Elfuzza Geral de Eletrofusão Ltda., Brasil)
- Resina acrílica autopolimerizante incolor – monômero e polímero (Clássico Ltda., Brasil)
- Revestimento para fundições (Heat shock, Polidental, Brasil)
- Saliva artificial (Fórmula & Ação Laboratório Farmacêutico Ltda., Brasil)

4.1.2 instrumentais

- Anel de fundição de silicone com base formadora de cadinho (OGP Produtos Odontológicos, Brasil)
- Cadinho para fundição (Daufenbach & Daufenbach Ltda., Cadinhos para Fundição, Brasil)
- Chave digital quadrada longa (ref. CDQ 1224, SIN, São Paulo, Brasil)
- Chave quadrada para torque longa (ref. CTQ 1224, SIN, São Paulo, Brasil)

- 30 cilindros ocios de alumínio (diâmetro externo de 16,5 mm, diâmetro interno de 14,5 mm, altura externa de 16mm e altura interna de 15 mm)
- Espátula nº 24 Duflex (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Brasil)
- Explorador clínico Duflex (S.S. White Artigos Dentários Ltda., Brasil)
- Lamparina a álcool (Jon, J O Nebias Jr. E Cia Ltda., Brasil)
- Pincel nº 00 (Pincéis Tigre S. A., Brasil)
- Placa de vidro grossa para espatulação

4.1.3 equipamentos

- Centrífuga para fundição (Jolimaq Prod. Para Prótese Ltda., Brasil)
- Delineador (Mari-Jos Ind. e Com., Brasil)
- Dinamômetro de flexão da Regmed do LEA (Laboratório de Embalagem e Acondicionamento) do IPT (Instituto de Pesquisa Tecnológica)
- Dispositivo para posicionamento do implante e sua fixação durante a aplicação do torque e destorque
- Espatulador a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda., Brasil)
- Forno para fundição (EDG Equipamentos e Controles Ltda., Mod. F-1800 3P Inox, Brasil)
- Fresadora (Microtecnor, Itália) do Departamento de Prótese da FOU SP
- Jateador de óxido de alumínio (Kinebel Produtos Dentários Ltda., Brasil)
- Maçarico gás/oxigênio (Draeger, Brasil)
- Máquina para ensaio mecânico (IPT, São Paulo, Brasil)

- Paquímetro Mitsutoyo com Certificado de Calibração 55176 emitido em 25/03/2004 pelo Laboratório de Metrologia do IPT, da Rede Brasileira de Calibração
- Peso de 5 kg (KNWAAGEN Balanças e Equipamentos de Precisão Ltda., Brasil)
- Torquímetro BTG60CN-S (Tohnichi, Japan)

4.2 Métodos

4.2.1 fixação dos implantes

Os implantes foram posicionados por meio de uma fresadora (Figura 4.1), que permitiu sua centralização em um eixo vertical perpendicular à base e assegurou a reprodução da fixação do implante em cilindros ocos de alumínio. Os implantes foram presos ao mandril da fresadora através de seus montadores e posicionados no centro do cilindro de alumínio na altura da segunda rosca do implante (Figura 4.2). Os cilindros foram posicionados na mesa da fresadora através de um dispositivo confeccionado para esta finalidade, sendo a mesa regulada de modo que sua base ficasse paralela à base da fresadora (Figura 4.3). Os cilindros, onde se posicionaram os implantes, foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável incolor em duas etapas (devido à contração de polimerização da resina).



Figura 4.1 - Vista da fresadora que possui um sistema de mandril acoplado a um paralelômetro que permite a prensão e movimentação de objetos perpendicularmente ao chão



Figura 4.2 - Implante posicionado no cilindro de alumínio

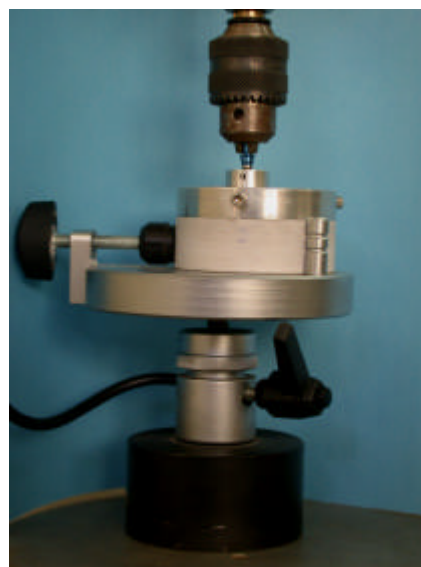


Figura 4.3 - Dispositivo que prende o anel de alumínio fixado na base da fresadora paralelo ao plano do chão

4.2.2 fixação do abutment ao implante

Abutments para cimentação para hexágono externo (HE) foram fixados nos implantes HE por meio de parafusos quadrados de ouro e de parafusos quadrados de titânio. Os abutments para cimentação para hexágono interno (HI) foram fixados

nos implantes HI por meio de parafusos quadrados de titânio, com torque manual através de chave digital apropriada.

O conjunto abutment / parafuso de fixação / implante foi denominado corpo-de-prova 1 (Figura 4.4) e utilizado nos grupos controle, ou seja, grupos não-submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica.



Figura 4.4 – Corpo-de-prova 1

4.2.3 coroa protética

Sobre cada abutment foi realizado o enceramento de uma coroa total, com altura e diâmetro oclusal de 8mm, seguindo a metodologia utilizada por Binon, (1996). Em todos os enceramentos foi deixado um orifício de acesso na porção coronária, a fim de liberar a passagem dos parafusos de fixação e realização dos testes de torque e destorque. Os enceramentos foram fundidos com liga metálica de níquel-cromo, seguindo as especificações do fabricante.

4.2.4 cimentação

Antes da cimentação as coroas foram jateadas internamente com óxido de alumínio de granulação 50 μm , de forma a limpá-las e eliminar imperfeições ocorridas durante o processo de fundição. O canal de acesso do parafuso de fixação do abutment e da coroa foi protegido com guta-percha, para que o cimento não o invadisse. A seguir, manipulou-se o cimento fosfato de zinco seguindo as recomendações da literatura (Anusavice, 1998) e do fabricante. O cimento foi levado ao interior da coroa e à superfície externa do abutment com pincel fino n° 00, sendo então a coroa posicionada sobre o abutment. As coroas foram mantidas sob pressão de 5 kg (Figura 4.5) durante os primeiros 10 minutos da cimentação, e os excessos foram removidos (Figura 4.6).



Figura 4.5 – Coroa sob pressão de 5 kg



Figura 4.6 – Coroa cimentada

O conjunto obtido após a cimentação da coroa foi então denominado corpo-de-prova 2 (Figura 4.7), utilizado nos grupos submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica.

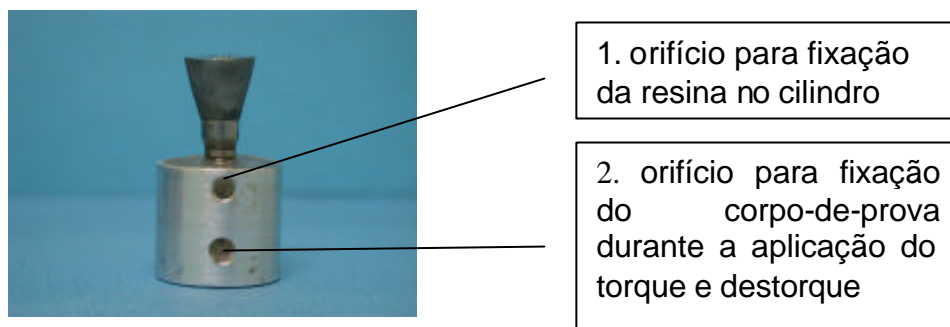


Figura 4.7 – Corpo-de-prova 2

4.2.5 grupos

Seis grupos, com 5 corpos-de-prova cada, foram então formados com a interação dos fatores de variância:

1. Grupo HE-Ti S: Implante HE (Hexágono Externo) sobre o qual foi conectado um abutment para cimentação para HE, fixado por parafuso de titânio quadrado e coroa cimentada, submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

2. Grupo HE-Ti NS: Implante HE sobre o qual foi conectado um abutment para cimentação para HE, fixado por parafuso de titânio quadrado, não-submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

3. Grupo HE-Au S: Implante HE sobre o qual foi conectado um abutment para cimentação para HE, fixado por parafuso de ouro quadrado e coroa cimentada, submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

4. Grupo HE-Au NS: Implante HE sobre o qual foi conectado um abutment para cimentação para HE, fixado por parafuso de ouro quadrado, não-submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

5. Grupo HI-Ti S: Implante HI (Hexágono Interno) sobre o qual foi conectado um abutment para cimentação para HI, fixado por parafuso de titânio quadrado e coroa cimentada, submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

6. Grupo HI-Ti NS: Implante HI sobre o qual foi conectado um abutment para cimentação para HI, fixado por parafuso de ouro quadrado, não-submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

4.2.6 aplicação do torque

Um torquímetro analógico Tohnichi modelo BTG60CN-S, Japan, com precisão de $\pm 2\%$, foi utilizado para aplicar uma força reprodutível em cada parafuso de abutment. Este instrumento permite medir o torque em sentido horário (torque de aperto) e em sentido anti-horário (torque de afrouxamento ou destorque). O torquímetro foi conectado à fresadora através de sua haste vertical móvel (Figura 4.8 e Figura 4.9). Para aplicar o torque e o destorque foi presa ao mandril da fresadora uma chave quadrada. (Figura 4.10).



Figura 4.8 – Torquímetro conectado à fresadora



Figura 4.9 – Vista superior do torquímetro



Figura 4.10 – Chave quadrada presa ao mandril da fresadora

Durante a aplicação do torque, o corpo-de-prova foi fixado no mesmo dispositivo utilizado no posicionamento do implante, por meio de um parafuso rosqueado no cilindro de alumínio, de forma que se manteve totalmente rígido (Figura 4.11 e Figura 4.12). Em cada parafuso de fixação do abutment foi aplicado torque de 32 Ncm conforme recomendado pelo fabricante. Passados 10 minutos, os parafusos foram reapertados com o mesmo valor de torque para minimizar o efeito

da sedimentação, auxiliando o alcance de uma ótima pré-carga, protocolo este sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995).



Figura 4.11 – Aplicação de torque no corpo-de-prova 1



Figura 4.12 – Aplicação de torque no corpo-de-prova 2

4.2.7 descrição da máquina de ensaio

A carga aplicada sobre a coroa do implante variou, em ciclos, de 0 a 120 N na direção do eixo da conexão, com um componente F pequeno na direção ortogonal (Figura 4.13).

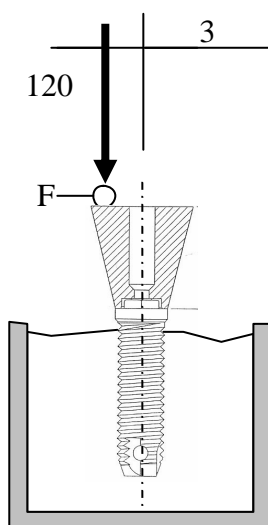


Figura 4.13 – Direção da força sobre o corpo-de-prova 2

O pino de aço fixado na ponta da mola, que incidiu força sobre a coroa do implante, tem ponta esférica. As forças foram aplicadas sobre a coroa de forma excêntrica (a 3 mm fora do centro da coroa), em uma área de contato concentrada (Figura 4.14).

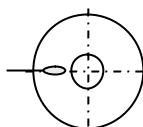


Figura 4.14 – Área de contato da ponta esférica sobre a coroa

Para a aplicação das forças optou-se por um sistema de mola de flexão. A deformação transversal da mola aplica a carga de 120 N (carga medida com dinamômetro de flexão da Regmed do LEA) e a deformação longitudinal da força F . A deformação longitudinal se transmite a um pino que contata a coroa do implante, sendo o comprimento desse pino dimensionado para determinado deslocamento (Figura 4.15).

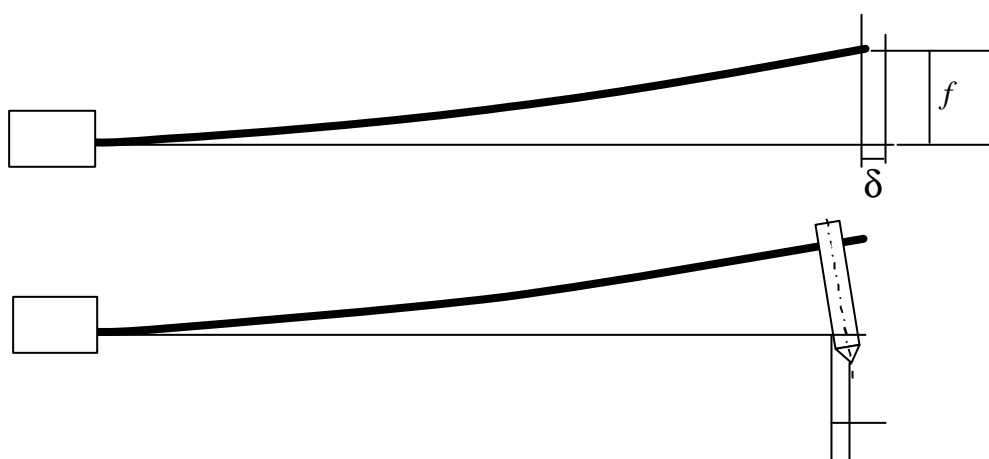


Figura 4.15 – Flexão da mola

O deslocamento total foi de 0,3 mm, no sentido do engastamento para a ponta livre da mola (Figura 4.16).

A força F aplicada sobre o corpo-de-prova na direção de x depende do coeficiente de atrito no contato entre a ponta fixada à mola e a superfície oclusal da coroa, e da lubrificação da saliva artificial (Figura 4.17). Sendo a força normal 120 N a força de atrito resultante foi de 28 N.

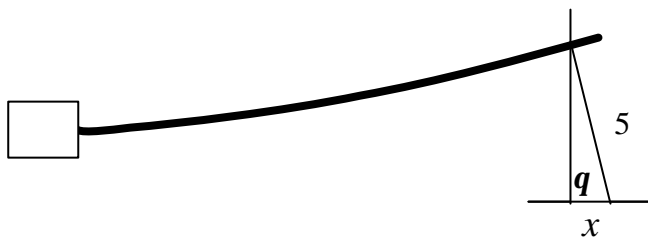


Figura 4.16 – Deslocamento da ponta esférica



Figura 4.17 – Mola engastada numa extremidade e apoiada na outra sobre a coroa

Para se conseguir a aplicação de cargas cíclicas com a flexão da mola, esta foi fixada pela extremidade engastada em uma barra apoiada em um excêntrico com 5 mm de excentricidade (Figuras 4.18 e 4.19). Foram fixadas três molas na barra (Figura 4.20), para permitir o ensaio de três corpos-de-prova simultâneos.



Figura 4.18 – Barra apoiada sobre o excêntrico (lado direito)



Figura 4.19 – Barra apoiada sobre o excêntrico (lado esquerdo)



Figura 4.20 – Molas fixadas na barra

Os corpos-de-prova foram posicionados na máquina-de-ensaio por meio de cilindros parafusados à sua base, de modo que ficassem sem nenhuma mobilidade (Figura 4.21). Durante o ensaio, os corpos-de-prova foram mantidos lubrificados por saliva artificial (simulando o ambiente bucal) contida em um anel de fundição de silicone adaptado para este fim.

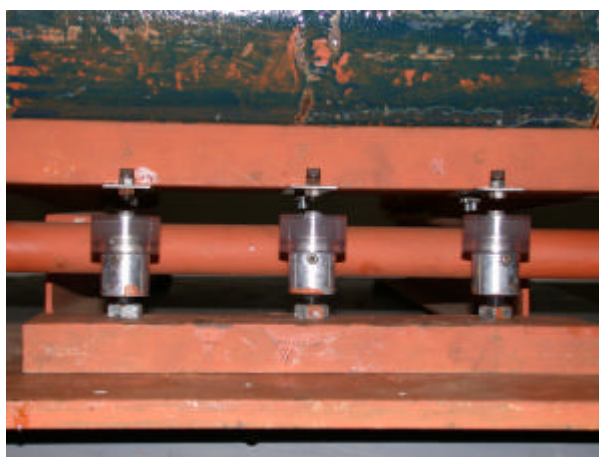


Figura 4.21 – Posicionamento dos corpos-de-prova

Para o acionamento foi usado um motor de corrente contínua com redutor, que permitiu a aplicação de 60 ciclos por minuto (Figura 4.22).



Figura 4.22 – Máquina de ensaio de ciclagem mecânica

4.2.8 grupos não-submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica

Os grupos controle (HE-Ti NS, HE-Au NS e HI-Ti NS) foram submetidos aos seguintes procedimentos:

Fase I – Medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment após 24 horas do apertamento inicial;

Fase II – Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Após 24 horas, medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment;

Fase III - Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Após 24 horas, medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment;

Fase IV - Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Após 24 horas, medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment;

Fase V - Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Após 24 horas, medição final do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment.

4.2.9 grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica

A cada ensaio foi possível testar 3 corpos-de-prova, sendo um de cada grupo (HE-Ti S, HE-Au S e HI-Ti S). O ensaio teve a duração de 500.000 ciclos a uma frequência de 60 ciclos por minuto. Esses 500.000 ciclos foram subdivididos em 5 fases:

Fase I – Aplicação inicial de 100.000 ciclos e medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment ao final da ciclagem;

Fase II – Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Aplicação de 100.000 ciclos e medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment ao final da ciclagem (total parcial de ciclos: 200.000);

Fase III - Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Aplicação de 100.000 ciclos e medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment ao final da ciclagem (total parcial de ciclos: 300.000);

Fase IV - Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Aplicação de 100.000 ciclos e medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment ao final da ciclagem (total parcial de ciclos: 400.000);

Fase V - Reaperto do parafuso de fixação com torque de 32 Ncm. Após 10 minutos, novo reaperto do parafuso, seguindo protocolo sugerido por Breeding et al.(1993) e Dixon et al.(1995). Aplicação de 100.000 ciclos e medição do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment ao final da ciclagem (total final de ciclos: 500.000).

Os resultados para cada corpo-de-prova, dados em Ncm, foram catalogados e analisados estatisticamente.

5 RESULTADOS

Os dados coletados nas medições dos torques de afrouxamento, em Ncm, encontram-se descritos nas Tabelas 5.1 (grupos não-submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica) e 5.2 (grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica).

O experimento foi repetido 5 vezes com 3 amostras diferentes, em seguida, os dados foram reduzidos a um único valor, ou seja, cada grupo de 5 ensaios produziu um único valor (média aritmética simples) para cada amostra.

Aplicando-se o teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, podemos aceitar que os valores observados sejam normais.

Tabela 5.1 – Valores em Ncm obtidos nas medições dos destorques dos grupos não-Submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica

	Grupos	Fase I	Fase II	Fase III	Fase IV	Fase V
Ensaio 1	HE-Ti NS	26	26	21	22	23
	HE-Au NS	29	22,5	27	27	26,5
	HI-Ti NS	26	26,5	23	23	22
Ensaio 2	HE-Ti NS	26,5	22	22	23	23
	HE-Au NS	29	22,5	27,5	27,5	27,5
	HI-Ti NS	26	26	21,5	22,5	22,5
Ensaio 3	HE-Ti NS	25	25	23	22	22
	HE-Au NS	28,5	27	27	27	27
	HI-Ti NS	26,5	26	23	*	*
Ensaio 4	HE-Ti NS	26	26	23,5	23	23
	HE-Au NS	28,5	27	27	27	26,5
	HI-Ti NS	25,5	26,5	22	22,5	22,5
Ensaio 5	HE-Ti NS	26,5	25,5	24	23	22
	HE-Au NS	29	27,5	27	27	27,5
	HI-Ti NS	26	26	23,5	23	23

* Parafuso fraturado

Tabela 5.2 – Valores em Ncm obtidos nas medições dos destorques dos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica

	Grupos	Fase I	Fase II	Fase III	Fase IV	Fase V
Ensaio 1	HE-Ti S	15	10	13	16	13
	HE-Au S	19	15	16	18	16,5
	HI-Ti S	19,5	15	17	17	16
Ensaio 2	HE-Ti S	16	15	15	15	14,5
	HE-Au S	20	20	15	*	*
	HI-Ti S	19	19	18	20	*
Ensaio 3	HE-Ti S	18	9	13	14	14
	HE-Au S	22	13	15,5	18	17
	HI-Ti S	19	12,5	14	17,5	17
Ensaio 4	HE-Ti S	18	17	18	13	18
	HE-Au S	22	21	21,5	10	20
	HI-Ti S	21	19	19	20	19
Ensaio 5	HE-Ti S	22	19	17	18,5	18
	HE-Au S	24	20	18	21	17
	HI-Ti S	23,5	22	22	20	20

* Parafuso fraturado

Os valores foram submetidos ao Teste t de Student, controlado pelo Teste de Levene para igualdade de variâncias, com o intuito de compararmos as médias de destorques dos dois grupos considerados, resultados estes obtidos ao nível de significância de 5% ($p < 0,05$).

Tabela 5.3 – Teste t de Student HE-Ti S / HE-Ti NS (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HE-Ti S	5	15,560 (48%)	1,383	,000
HE-Ti NS	5	23,760(74%)	1,592	,000

Tabela 5.4 – Teste t de Student HE-Au S / HE -Au NS (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HE-Au S	5	18,155(56%)	1,859	,000
HE-Au NS	5	27,060(84%)	1,238	,000

Tabela 5.5 – Teste t de Student HI-Ti S / HI-Ti NS (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HI-Ti S	5	18,560(58%)	1,146	,001
HI-Ti NS	5	24,010(75%)	1,911	,001

O Teste t de Student demonstrou ser possível afirmar que a média de torque necessária para afrouxar os parafusos de fixação do abutment dos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica foi estatisticamente menor do que para afrouxar os parafusos dos grupos não-submetidos ao ensaio (Tabelas 5.3, 5.4 e 5.5).

Tabela 5.6 – Teste t de Student HE-Ti S / HE-Au S (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HE-Ti S	5	15,560(48%)	1,383	,037
HE-Au S	5	18,155(56%)	1,859	,039

Tabela 5.7 – Teste t de Student HE-Ti NS / HE-Au NS (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HE-Ti NS	5	23,760(74%)	1,592	,006
HE-Au NS	5	27,060(84,5%)	1,238	,007

As tabelas 5.6 e 5.7 mostram que houve diferença estatisticamente significativa nos torques de afrouxamento entre os grupos HE-Ti / HE-Au quando submetidos ou não ao ensaio de ciclagem mecânica. Podendo-se afirmar que o torque de afrouxamento foi menor para os grupos HE-Ti S e HE-Ti NS.

Tabela 5.8 – Teste t de Student HE-Ti S / HI-Ti S (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HE-Ti S	5	15,560(48%)	1,383	,006
HI-Ti S	5	18,560(58%)	1,146	,006

A tabela 5.8 mostra que houve diferença estatisticamente significativa nos torques de afrouxamento entre os grupos HE-Ti / HI-Ti quando submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica. Sendo possível afirmar que a média do torque de afrouxamento dos parafusos do grupo HE-Ti S é menor do que a média do torque de afrouxamento dos parafusos do grupo HI-Ti S.

Tabela 5.9 – Teste t de Student HE-Ti NS / HI-Ti NS (Ncm)

Grupo	N	Média	Desvio Padrão	“p”
HE-Ti NS	5	23,760(74%)	1,592	,828
HI-Ti NS	5	24,010(75%)	1,911	,828

Por meio do Teste t de Student verificamos que não houve diferença estatisticamente significativa nos torques de afrouxamento entre os grupos HE-Ti / HI-Ti, quando não-submetidos ao ensaio mecânico (tabela 5.9).

6 DISCUSSÃO

A revisão da literatura mostrou a preocupação da obtenção de uma junta parafusada abutment/implante estável, principalmente nas próteses sobre implantes unitárias. As complicações mecânicas mais freqüentemente encontradas nessas próteses são o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos de fixação do abutment (JEMT; LEKHOLM; GRONDAHL, 1990; JEMT et al., 1991; JEMT; LINDÉN; LEKHOLM, 1992; NAERT et al., 1992; EKFEJDT; CARLSSON; BÖRJESSON, 1994; HAAS et al., 1995; BECKER; BECKER, 1995; ECKERT et al., 2000).

A busca por soluções para o problema do afrouxamento do parafuso de fixação do abutment e suas conseqüências clínicas tem levado a diversas linhas de pesquisa, como o estudo de outras formas de conexão abutment/implante (KHRAISAT et al., 2002), tratamentos de superfície dos parafusos, a fim de otimizar a sedimentação e aumentar a pré-carga (MARTIN et al., 2001), e adequação de cargas oclusais sobre os implantes (WEINBERG; KRUGER, 1995).

Quando dois componentes são conectados por um parafuso, esta unidade é denominada junta parafusada e a força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque. Um torque pequeno demais pode permitir a separação da junta e resultar em fadiga ou afrouxamento do parafuso. Um torque grande demais pode causar falha do parafuso ou espanar suas roscas (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998).

O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-carga. A pré-carga mantém as roscas do parafuso seguras e suporta as partes unidas por meio de uma força de aperto entre a cabeça do parafuso e sua base. O

parafuso alongado coloca a haste e as roscas em tensão e a recuperação elástica do parafuso cria a força de apertamento que mantém a prótese e o implante juntos (HAACK et al., 1995).

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, acabamento da superfície, quantidade e propriedades do lubrificante, e 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; BORGERSEN, 1995; MARTIN et al., 2001). Segundo Sakaguchi e Borgersen (1995), dentro de um mesmo lote de componentes protéticos pode haver diferença significativa na pré-carga alcançada em função dos fatores citados acima.

A deformação e escoamento das superfícies de contato entre os componentes do abutment/implante, fenômeno conhecido como sedimentação, resultarão em redução da pré-carga. O “efeito da sedimentação” é baseado no fato de que nenhuma superfície é completamente plana. Todas as superfícies usinadas exibem algum grau de microrugosidade. Quando um parafuso de abutment é apertado pela primeira vez dentro de um implante, o contato entre as roscas do implante e as do parafuso ocorrerá somente nas microrugosidades. Uma redução de 2 a 10% na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros segundos ou minutos após o apertamento como resultado deste relaxamento Shigley e Mischke¹ (1986, apud BREEDING et al., 1993). Para limitar este problema, recomenda-se reapertar o parafuso, com o mesmo valor de torque, 10 minutos após o torque inicial aplicado

¹ Shigley JE, Mischke CR. Standard Handbook of Machine Design, ed 1. New York: McGraw Hill, 1986:23-26.

(BREEDING et al., 1993; DIXON et al., 1995; SIAMOS et al., 2002; WINKLER et al., 2003), metodologia esta utilizada neste trabalho.

Os parafusos devem atuar dentro do limite de elasticidade para manter a pré-carga. Apesar de ser possível apertarem-se parafusos além dos torques recomendados pelo fabricante, a fim de minimizar problemas de afrouxamento, há que se considerar que as forças mastigatórias provavelmente elevam a tensão de tração nos parafusos (HAACK et al., 1995; SAKAGUCHI; BORGERSEN, 1995), podendo provocar fadiga e conseqüente fratura. Por essa razão os torques aplicados neste trabalho foram os recomendados pelo fabricante.

A aplicação do torque manual não se aproxima do torque recomendado em nenhum dos sistemas (GOHEEN et al., 1994). O torque de apertamento realizado com chave manual mostrou variabilidade para o mesmo operador, entre os diferentes operadores e entre os sistemas de implante. O torque recomendado para cada sistema foi melhor alcançado por meio dos torquímetro mecânicos (GROSS et al., 1999). Em função disso, neste trabalho o torque foi aplicado por um torquímetro analógico Tohnichi modelo BTG60CN-S, com precisão de $\pm 2\%$.

Patterson e Johns (1992), Burguete et al., (1994) e Millington e Leung (1995) demonstraram a importância da interferência de uma pobre qualidade de adaptação das superfícies abutment/prótese na pré-carga alcançada. Em função dessa desadaptação, a pré-carga é usada para aproximar as superfícies entre si e talvez até colocá-las em contato, causando tensão adicional ao parafuso. Nesta situação praticamente nenhuma proteção contra fadiga é conseguida, pois a fenda proporciona um baixo grau de firmeza. Fazendo-se uma analogia entre as juntas parafusadas abutment/implante e abutment/prótese pode-se extrair a mesma conclusão: a sobrecarga do parafuso de fixação de abutment em função de uma

desadaptação poderá levar a uma tensão adicional do parafuso, com conseqüente fadiga, causando afrouxamento ou fratura deste.

De acordo com Jemt e Lie (1995), estruturas consideradas clinicamente aceitáveis em relação à adaptação em boca e no laboratório apresentavam, através de fotogrametria, distorções de posição com fendas médias entre o cilindro de ouro e o análogo do implante inferiores a 150 μm . Os autores sugeriram que este nível de adaptação pode ser considerado adequado, visto que poucos casos de complicações têm sido observados em pacientes com próteses implantossuportadas que seguiram os mesmos critérios clínicos de aceitação da adaptação.

Considerando que nos corpos-de-prova utilizados neste trabalho as interfaces abutment/implante estavam totalmente visualizáveis, e a olho nu bem adaptadas, condição esta mais próxima da prática clínica, não foram realizados exames complementares, tais como radiográfico ou microscópico, para observarmos a adaptação.

Em função das inúmeras cargas que incidem sobre as superfícies oclusais durante o ciclo mastigatório, os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica e comparados a corpos-de-prova não submetidos a ela. Para isso desenvolvemos um dispositivo que permite a aplicação de cargas cêntricas associadas a movimentos deslizantes.

A carga mastigatória simulada em nosso estudo teve intensidade de 120 Ncm e freqüência de 60 ciclos por minuto, com deslocamento da ponta da mola em contato com a superfície oclusal da coroa de 0,3 mm resultando em uma força de atrito de 28 Ncm.

De acordo com Hoyer et al. (2001), a carga foi aplicada a 3 mm do centro do implante para simular uma carga na cúspide de um molar, a uma altura de 8 mm

da união abutment/implante. A incidência da carga foi centralizada de forma a não favorecer o torque ou o destorque do parafuso.

Os grupos HE-Au S, HE-Ti S e HI-Ti S foram submetidos a 500.000 ciclos (5 Fases de 100.000 ciclos), e os comportamentos em relação ao afrouxamento do parafuso de fixação foram então comparados posteriormente.

Os valores da carga e freqüência do ciclo mastigatório simulados têm seu embasamento nos trabalhos de Binon e McHugh (1996), Hoyer et al. (2001), Gratton, Aquilino e Stanford (2001), Cibirka et al. (2001), Khraisat et al. (2002), Siamos, Winkler e Boberick (2002) e Lee et al. (2002).

Segundo os resultados obtidos, houve diferença estatisticamente significativa na comparação dos grupos submetidos e não-submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica (HE-Ti S / HE-Ti NS, HE-Au S / HE-Au NS, HI-Ti S / HI-Ti NS). Todos os grupos submetidos ao ensaio apresentaram médias de torque de afrouxamento menores do que as médias dos grupos não-submetidos confirmando os resultados de Breeding et al. (1993), Hoyer et al. (2001).

Tanto nos grupos submetidos quanto nos não-submetidos ao ensaio o torque necessário para remover o parafuso de fixação do abutment foi menor do que o torque de apertamento inicial. Este resultado está de acordo com os de Siamos, Winkler e Boberick (2002) e pode ser explicado pelo efeito de sedimentação entre as roscas do parafuso de fixação do abutment e as roscas internas do implante. A comparação dos nossos dados de afrouxamento com outros trabalhos torna-se insustentável devido as condições experimentais serem diferentes.

Em nosso trabalho, o torque de afrouxamento foi mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica e a cada 24 horas após o torque de apertamento nos grupos não-submetidos ao ensaio, a fim de

verificarmos o comportamento do torque de afrouxamento com os repetidos torques e destorques. Os resultados encontrados nos intervalos (100.000 ciclos e 24 horas) sugerem perda de torque progressiva, porém não estatisticamente significativa, tanto para os grupos não-submetidos quanto para os submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica. Uma diminuição progressiva nos torques de afrouxamento foi encontrada por Weiss; Kozak e Gross (2000) em diferentes sistemas de implante após 200 ciclos de torque e destorque. Dentro do nosso experimento, fica sugerido que mesmo que tenhamos dado torque e necessitemos soltar o componente por alguma razão, não contra-indicaria a reutilização do mesmo parafuso. Vale lembrar que durante os procedimentos clínicos os torques são sempre manuais, muito abaixo do torque final aplicado com o torquímetro conforme indicado para cada tipo de componente protético.

Na comparação dos grupos HE-Ti S / HE-Au S e dos grupos HE-Ti NS / HE-Au NS, foi encontrada diferença estatisticamente significativa no torque de afrouxamento, menor para os grupos que apresentaram parafusos de titânio, quando comparados aos grupos que continham parafusos de ouro.

Os resultados deste trabalho estão de acordo com os estudos de Jöurnéus, Jemt e Carlsson (1992), Laney et al. (1994), Henry et al. (1996), Hoyer et al. (2001) e Tan e Nicholls (2001), que observaram que o uso de parafusos de abutment de ouro promoveu maior resistência ao afrouxamento do que os parafusos de titânio.

Martin et al. (2001) verificaram que, diminuindo o coeficiente de fricção dos parafusos de fixação por meio de tratamento superficial de parafusos convencionais de titânio e ouro, é possível a obtenção de maiores valores de pré-carga, aumentando o torque necessário para o afrouxamento.

Provavelmente a maleabilidade das ligas áuricas em relação às ligas de titânio permite o uso de uma pré-carga maior, resultando em menor afrouxamento tanto nos casos não-submetidos quanto nos submetidos à ciclagem mecânica.

Durante a execução da parte experimental deste trabalho, dois parafusos de titânio (HI-Ti NS e HI-Ti S) e um de ouro (HE-Au S) sofreram fratura. Provavelmente houve falha na manufatura desses parafusos, uma vez que um deles fraturou mesmo sem ser submetido à ciclagem mecânica.

Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa na comparação dos grupos HE-Ti NS e HI-Ti NS, ao contrário destas conexões quando submetidas à ciclagem mecânica (grupos HE-Ti S e HI-Ti S). No grupo HI-Ti S houve uma média de destorque maior e provavelmente menor afrouxamento dos parafusos de fixação do abutment. Isso pode ter acontecido em função das características inerentes ao tipo de conexão abutment/implante HI, que sugere uma maior proteção dos parafusos de fixação do abutment durante a função. Trabalhos de Breeding et al. (1993) e Balfour e O'Brien (1995) estão de acordo com os resultados por nós encontrados entre as duas conexões.

Tendo em conta o fato de a Implantodontia pertencer à realidade da Odontologia, muito há a pesquisar e evoluir sobre todos os aspectos relacionados à mesma. Do procedimento cirúrgico bem conduzido até a oclusão ideal sobre a prótese instalada, nenhuma fase pode ser descartada ou negligenciada.

A preocupação deste trabalho foi contribuir para um melhor entendimento do sistema de união entre a prótese e o implante, em conexões de hexágono externo e interno, a despeito de outras conexões mais estáveis, por serem as citadas conexões hexagonais as mais utilizadas em nosso meio.

7 CONCLUSÕES

Dentro das condições experimentais e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Os parafusos de fixação do abutment dos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica apresentaram um menor valor de destorque quando comparados aos dos grupos não-submetidos.
2. O parafuso de fixação do abutment de ouro apresentou maior valor de destorque quando comparado ao parafuso de titânio nos grupos que continham conexão HE, quando submetidos ou não ao ensaio de ciclagem mecânica.
3. O parafuso de fixação do abutment de titânio apresentou maior valor de destorque quando utilizado no sistema de conexão HI e quando submetido ao ensaio de ciclagem mecânica.

REFERÊNCIAS¹

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:450-5.

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

Al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15(1):38-42.

Anusavice, KJ. Cimentos odontológicos para cimentação. *Materiais dentários de Phillips*. 10ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. cap. 25. p. 328-44.

Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol* 2001;27:63-72.

Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):36-43.

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

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995;74:51-5.

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

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brusnki J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems: Osseointegration ten years in private practice conference. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(Suppl):48-63.

Boggan S, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435-9.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592-9.

Carr AB, Gerald DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996;76(5):500-9.

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

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-8.

Drago CL. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(2):273-8.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662-7.

Eckfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:179-183.

Faulkner MG, Wolfaardt JF, Chan A. Measuring abutment/implant joint integrity with the periostest instrument. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):681-8.

Gratton DG, Aquilino AS, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85(1):47-52.

Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(12):149-55.

Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI. Manual closing torque in five implant abutment systems: An in vitro comparative study. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):574-8.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-9.

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

Henry PJ, Jemt T, Krogh PHJ, Zarb GA. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.

Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:319-28.

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

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent* 1995;74:373-9.

Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. A 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Period Res Dent* 1990;10(5):340-9.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: A 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by

means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Impl Res* 1995;6:172-80.

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* 1992;7:40-4.

Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: A retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):172-6.

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

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

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

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ, Polizi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: Progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:49-54.

Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent* 2002;87(1):74-9.

Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88(4):402-8.

Ma T, Nichols JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int Journal Oral Maxillofac Implants* 1997;17(3):371-5.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;86:24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin N Am* 1988;42(1):71-89.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stress generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8(6):511-6.

Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: An in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1992;67:236-45.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:26-34.

Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88(2):176-82.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):295-302.

Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:212-8.

Schmitt A, Zarb GA. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont* 1993;6:197-202.

Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.

Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):517-21.

Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003;16(2):167-71.

Tan KB, Nicholls JL. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:367-77.

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183-91.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.

Weinberg LA, Kruger B. A comparasion of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-33

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-9.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: An overview. *J Oral Implantol* 2003;29(5):242-5.