PATRÍCIA MITIKO ASANUMA HIRAYAMA

**Efeito do jateamento com óxido de alumínio e uso de adesivo,
no afrouxamento do parafuso de pilares protéticos cônicos,
com indexador de restaurações implanto suportadas**

São Paulo

2012

PATRÍCIA MITIKO ASANUMA HIRAYAMA

**Efeito do jateamento com óxido de alumínio e uso de adesivo,
no afrouxamento do parafuso de pilares protéticos cônicos,
com indexador de restaurações implanto suportadas**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2012

Aos meus queridos pais, Teiji e Tereza, meus exemplos de vida, a minha eterna gratidão por tudo que sei e sou.

Aos meus irmãos, Fábio e Fernando, meus companheiros e amigos das horas boas e ruins.

Ao amor da minha vida, Newton, por estar sempre ao meu lado, apoiando e torcendo por mim, cúmplice desses momentos e dos meus sonhos. Companheiro, amigo, confidente. Acima de tudo, muito paciente!

Aos meus tios e avó, pelos conselhos e por toda sabedoria.

À Família Hirayama, meus sogros, Paulo e Alice, por torcerem por mim.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto, por acreditar em mim, incentivando-me: de monitora da Prótese Fixa, à estagiária e assistente de curso na Fundectó. Pela paciência até esse momento, quando decidi, finalmente, prestar o Mestrado.

Ao Prof. Dr. José Antônio Lupi da Veiga, por confiar em mim, por tornar-me sua assistente de clínica, por todos os seus ensinamentos, por considerar-me uma segunda filha, meu respeito e carinho.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de São Paulo, representada pelo Reitor Prof. Dr. João Grandino Rodas. À Faculdade de Odontologia de São Paulo, na pessoa do diretor Prof. Dr. Rodney Garcia Rocha e da chefe do Departamento de Prótese Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá.

À Professora Titular da Disciplina de Prótese Fixa, Profa. Dra. Tomie Toyota de Campos, por sempre me desafiar a alcançar meus objetivos.

Ao Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae, por instigar em mim a vontade pela área acadêmica.

Ao Prof. Dr. Alberto Antônio de Cara, pelas palavras carinhosas escritas na carta de recomendação para ingresso na Pós-Graduação.

Aos professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral, Prof. Dr. Rafael Yague Ballester e Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar, pelas orientações e auxílio no desenvolvimento deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, pelas orientações no melhoramento desse trabalho.

Aos professores da Disciplina de Prótese da FOU SP: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk, Prof. Dr. Fernando da Cunha Ribeiro, Prof. Dr. Hideki Yoshida, Prof. Dr. Ivo Contin, Prof. Dr. Matsuyoshi Mori, Profa. Dra. Maria Cecília Miluzzi Yamada, Profa. Dra. Regina Tamaki, Prof. Dr. Roberto Yamada, Prof. Dr. Roberto Stegun, por todos esses anos de convívio e aprendizado.

Aos funcionários do Departamento de Prótese da FOU SP: Coraci, Sandra, Marlete, Ana, Lena, Luiz, Paula, Cris, pela ajuda com os prazos de relatórios, com os testes da pesquisa, pelo cafezinho animador.

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

Às bibliotecárias, Maria Cláudia Pestana e Glauci Elaine Damasio Fidelis, pelo auxílio fundamental na correção do trabalho.

À equipe do Laboratório de Prótese Júlio, na pessoa do Sr. Júlio Yamanouchi, pela disposição em ajudar a todos que o procuram com uma simples ideia que seja, pelo incentivo à pesquisa, em acreditar sempre.

À empresa Straumann do Brasil, em nome do Sr. Hans Aebi, pela doação dos implantes e componentes protéticos utilizados neste estudo.

Ao Sr. Walter de Lima, técnico do Departamento de Física da USP e Sr. Antônio, técnico do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP, pelo auxílio e suporte técnico nesse experimento.

Ao amigo José Augusto Conde Neto, não apenas um colega a mais de Disciplina, mas um grande parceiro nessa caminhada. Se hoje estamos aqui, foi pelo apoio mútuo na decisão de prestarmos o mestrado, pela ajuda no crédito de Bioestatística, pelas boas risadas. Valeu por tudo!

Aos grandes novos amigos de Pós-Graduação, Fábio Sanches Magalhães Tunes e Antônio Ramos Neto. Apesar de toda a distância e dificuldades da Pós-Graduação, a amizade que fica depois dessa jornada, não tem preço...

Aos muitos amigos, do Departamento de Prótese da FOU SP, que me encorajaram e apoiaram: Edson Takeshita, Fernando Igai, Lilian Nakamura, Lucy Shiratori, Marcus Vinícius Kanashiro, Reinaldo Missaka, Rogério Sonoki, Sérgio Sizo, Washington Steagall Junior, Carolina Iegami, Danilo Lopes, Juliana Guerreiro, Karin Ishikawa, Priscila Uehara, Ricardo Jun Furuyama, Roger Nishyama, Sanmy Saraiva, Tatiana Miyazima, Victor Matsubara, Wallace Barbosa.

Ao amigo Renato Toshio Koga, pelo exemplo de profissional e de pessoa vencedora, por mostrar-me que não precisamos ser perfeitos, apenas humanos.

Aos meus pacientes que confiaram, compreenderam e incentivaram a minha busca por mais conhecimento, por me tornarem uma pessoa melhor.

Aos meus alunos que me permitiram doar um pouco do que sei, em troca do muito que eles me ensinaram.

Aos queridos amigos que fiz durante esses anos todos de caminhada: Ana Maria Zerwes, Luciano Russo, Luiz Otávio Alves Camargo, Márcio Matsumoto, Sérgio da Cunha Ribeiro, Heilio Taniguchi, Sérgio Martins, Rosemeire Toledo, Leandro Sartori, Fernando Ifuko, Genilson Nakanishi, Humberto e Patrícia Sasasaki, Dan e Érika Viola, Ana Paula Miyoshi, Elen Tokinari, Érica Okazaki, João Arantes, Ricardo Wang, Cíntia Ferreira, Lúcia Costa, Kátia Cristina de Oliveira.

"O que vale na vida não é o ponto de partida e sim a caminhada. Caminhando e
semeando, no fim terás o que colher."

Cora Coralina

RESUMO

Hirayama PMA. Efeito do jateamento com óxido de alumínio e uso de adesivo, no afrouxamento do parafuso de pilares protéticos cônicos, com indexador de restaurações implanto suportadas [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

O sucesso dos trabalhos protéticos, executados sobre os implantes osseointegrados, depende da estabilidade da conexão entre implante e pilar protético. Dentre as conexões protéticas existentes, as conexões cônicas têm demonstrado um desempenho melhor, tanto em termos mecânicos, como biológicos. A retenção friccional do pilar cônico é a grande responsável pela resistência aos movimentos laterais e oclusais da mastigação. Com a introdução de indexadores no desenho dessas conexões a característica mecânica mudou, levantando dúvidas em relação a sua atuação. Neste trabalho, avaliou-se o efeito do jateamento e uso do adesivo no torque de desaperto dessas conexões. Vinte e oito pilares synOCta® da marca Straumann® foram avaliados quanto ao torque de aperto inicial de 35 N.cm e torque de desaperto após ciclagem mecânica. Três grupos experimentais foram testados em relação ao grupo controle: modificação da superfície cônica por jateamento com óxido de alumínio, aplicação de adesivo entre as partes e o jateamento mais o adesivo. O grupo jateamento com aplicação do adesivo foi o único que apresentou valores de desaperto superiores quando comparado ao grupo controle. A rugosidade criada pelo jateamento, associada ao adesivo, elevou significativamente os valores de torque de desaperto do parafuso em comparação ao torque de aperto.

Palavras-chave: Implantes dentários. Conexão protética. Torque.

ABSTRACT

Hirayama PMA. Effect of aluminium oxide blasting and use of adhesive on abutment screw loosening torque of morse taper with index for implant-supported restorations [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012. Versão corrigida.

The success of the prosthetic work performed over dental implants depends on the stability of the connection between implant and abutment. Among the existing prosthetic connections, the conical connections have shown better performance, both mechanical and biological. The frictional retention of the morse taper is largely responsible for the resistance to lateral and occlusal movements of mastication. With the introduction of indexes in the design of these connections, the mechanical characteristic changed, raising doubts about its performance. In this study, we evaluated the effect of blasting and use of adhesive on abutment screw loosening torque of these connections. Twenty-eight synOcta® pillars Straumann® brand were evaluated for initial tightening torque of 35 N.cm and loosening torque after mechanical cycling. Three experimental groups were tested related to the control group: modification of the conical surface by blasting with aluminum oxide, application of adhesive between the parties and blasting added to the adhesive. The group blasted with adhesive application was the only one that showed values of loosening torque higher when compared to control group. The roughness created by blasting associated with the adhesive, significantly elevated values of abutment screw loosening torque against the tightening torque.

Keywords: Dental implants. Dental implant –abutment design. Torque.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Pilares protéticos do tipo corpo único do sistema Straumann® (Scacchi et al., 2000).....	24
Figura 2.2 - Implante Straumann® com indexador octogonal (Scacchi et al., 2000)	25
Figura 2.3 - Pilar synOcta®.....	25
Figura 2.4 - Vista do parafuso passante no interior do pilar synOcta®, corte vertical (A). No detalhe (B), parafuso passante de cabeça cônica. No detalhe (C), pilar synOcta® conectado ao implante	26
Figura 2.5 - Parafuso sob ação da pré-carga. Linhas coloridas indicando áreas de atrito sob a cabeça do parafuso e na região de rosca e alongamento do corpo do parafuso. Fonte: www.boltscience.com	29
Figura 2.6 - Parafuso com cabeça sextavada e totalmente rosqueado. Fonte: Google imagens	31
Figura 2.7 - Rosca de perfil triangular. Fonte: www.melinor.com.br	32
Figura 2.8 - Parafusos de pilares protéticos (Binon, 2000)	32
Figura 2.9 - Forças presentes durante a ação do parafuso (Shigley, 1984).....	33
Figura 2.10 -Soluções para problemas tribológicos (Stoeterau, 2004).....	37
Figura 4.1 - Corte da região apical do implante com disco de óxido de alumínio (A). No detalhe (B), implante com placa fundida de Co-Cr soldada a laser..	40
Figura 4.2 - Torquímetro digital fixado a um suporte de furadeira, com uma base móvel e um dispositivo angulado em 30°. Aparato desenvolvido do Departamento de Física da USP/SP.....	41

Figura 4.3 - Implante em posição, preso ao torquímetro, pronto para a fixação no tubo de PVC.	42
Figura 4.4 - Esquema para ensaio de compressão (International Standard Organization, 2012)	43
Figura 4.5 - Jateamento da região cônica do pilar protético	44
Figura 4.6 - Pilar protético sem jateamento (à esquerda) e com jateamento	44
Figura 4.7 - Adesivo Loctite® 277	45
Figura 4.8 - Aplicação do adesivo na região cônica jateada do pilar protético (G4)..	46
Figura 4.9 - Corpo de prova do grupo experimental jateamento + adesivo, com torque de 35 N.cm, aguardando a cura do adesivo	46
Quadro 4.1 - Composição do adesivo Loctite® 277 (Catálogo Henkel®)	47
Quadro 4.2 - Desempenho em resistência do Loctite® 277. Produto curado após 24h a 22°C	47
Quadro 4.3 - Avaliação da carcinogenicidade dos componentes do adesivo Loctite® 277	48
Figura 4.10 - Máquina de ensaio de ciclagem mecânica	48
Figura 4.11 - Corpo de prova sob ação do pistão durante o ensaio de ciclagem mecânica.....	49
Figura 5.1 - Figura ilustrativa e comparativa dos intervalos de confiança de 95%, entre os níveis do fator Artíficos Experimentais. Linha Pontilhada = Valor de torque de aperto de 35 N.cm	52
Figura 5.2 - Figura ilustrativa e comparativa dos intervalos de confiança de 95%, entre os níveis do fator Artíficos Experimentais. Linha Pontilhada = Valor médio entre todos os Artíficos Experimentais.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Testes T para uma amostra e para cada grupo testado, contra o valor de 35 N.cm.....	51
Tabela 5.2- Estatística Descritiva e Parâmetros estatísticos dos dados experimentais. Variável experimental Torque de Desaperto. Unidade = N.cm.....	53
Tabela 5.3- Teste de normalidade de Shapiro – Wilk.....	53
Tabela 5.4- Teste de homogeneidade de Levene.....	53
Tabela 5.5- Análise de Variância de fator único para a variável Torque de Desaperto.....	54
Tabela 5.6- Teste de Tukey HSD entre os Artíficos Experimentais.....	54

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

°C	graus Celsius
®	marca registrada
Co-Cr	cobalto-cromo
Hz	hertz
ISO	<i>International Standard Organization</i>
ITI	<i>International Team for Implantology</i>
min	minuto
mm	milímetro
mm ²	milímetro quadrado
n	quantidade da amostra
N	Newton
N.cm	Newton centímetro
psi	pound per square inch, libra por polegada quadrado
RN	<i>regular neck</i>
RPM	rotações por minuto
μ	atrito
μm	micrômetro
α	nível de variância

LISTA DE SÍMBOLOS

G1	grupo 1
G2	grupo 2
G3	grupo 3
G4	grupo 4
%	porcentagem
°	graus
±	mais ou menos

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	20
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Conexões protéticas.....	22
2.2 Afrouxamento do parafuso	28
2.3 Princípios da Engenharia Mecânica	31
2.3.1 Torque e pré-carga	33
2.3.2 Tribologia	36
3 PROPOSIÇÃO	39
4 MATERIAIS E MÉTODO.....	40
4.1 Análise estatística	50
5 RESULTADOS.....	51
6 DISCUSSÃO	56
7 CONCLUSÕES	61
REFERÊNCIAS.....	62
APÊNDICES	68

1 INTRODUÇÃO

O princípio da osseointegração é uma descoberta consagrada na Odontologia (Brånemark et al., 1977; Brånemark, 1983). Inúmeros estudos comprovaram e reafirmaram os achados feitos por Brånemark na década de 60 (Albrektsson et al., 1986; Adell et al., 1990). A utilização clínica dos implantes na substituição dos dentes perdidos é previsível (Adell et al., 1981; Buser et al., 1997), porém o sucesso da reabilitação protética está condicionado à conexão entre o implante dentário e a coroa protética. Em vista disso, busca-se o desenvolvimento de junções que minimizem as falhas mecânicas (Binon, 2000) e biológicas (Gross et al., 1999), proporcionando melhor estabilidade entre a interface implante-pilar protético.

Dentre os problemas técnicos de maior ocorrência na interface implante-pilar está o afrouxamento do pilar protético (Jemt et al., 1991; Becker; Becker, 1995; Martin et al., 2001). Isso se deve à tentativa das forças externas em separar as partes (McGlumphy et al., 1998).

Esse afrouxamento do pilar está ligado ao desenho da conexão protética, principalmente nas conexões tipo hexágono externo que mostram perda de aperto do parafuso em até 38% dos casos unitários (Jemt et al., 1991; Becker; Becker, 1995; Norton, 1997).

Buscando minimizar esse problema, introduziram-se na Implantodontia as conexões internas, dentre elas, as conexões cônicas, que se mostraram mais estáveis e resistentes às forças oblíquas externas, apresentando torque de desaperto superior ao de aperto em até 124% (Sutter et al., 1993; Norton, 1999).

O afrouxamento do parafuso traz grande preocupação, especialmente no que se refere a próteses unitárias sobre implante. A tensão gerada pelo torque de aperto entre o pilar e o implante é que mantém o conjunto conectado. Esta tensão é chamada de pré-carga. A aplicação de uma pré-carga ideal tem sido a principal forma de prevenir o afrouxamento (Geng et al., 2001). Ou seja, a perda dessa pré-carga desencadeará o afrouxamento (McGlumphy et al., 1998).

Alguns fatores que podem contribuir para a manutenção da pré-carga do pilar protético são: comprimento da interface, se é interna ou externa, o tipo de material utilizado na confecção do parafuso (Burguete et al., 1994), o coeficiente de atrito do

parafuso (Martin et al., 2001), o tipo de parafuso e nível de torque (Cibirka et al., 2001).

Para facilitar o planejamento e a escolha do pilar protético no modelo de trabalho, foi adicionado um indexador no desenho dos pilares cônicos. Esse sistema introduzido pela Straumann® foi chamado de synOcta® (“sinergia entre os octógonos”). A eficiência dessas conexões cônicas passou a ser questionada, uma vez que, ao introduzir um parafuso passante neste novo pilar, a retenção dada pela fricção entre as superfícies passou a ser por justaposição (Ding et al., 2003; Çehreli et al., 2004).

Buscando-se evitar o afrouxamento do sistema (Tunes, 2012), dois artifícios foram propostos: o uso de adesivo e o jateamento da superfície cônica do pilar protético.

A finalidade deste trabalho é avaliar o efeito do adesivo tipo trava rosca e do jateamento com óxido de alumínio na resistência ao afrouxamento da conexão implante-pilar do sistema synOcta®.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Conexões protéticas

A exteriorização do implante dentário endósseo é feita por meio de um pilar protético. Este pode apresentar conexão externa ou interna, sendo as mais comuns: hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica.

A conexão protética do tipo hexágono externo é o sistema mais comumente utilizado até hoje na Implantodontia (Norton, 1999). Trata-se de um hexágono no topo da cabeça do implante que permite tanto o acoplamento da chave de inserção do implante durante o ato cirúrgico como a fixação do pilar protético. Apresenta uma variedade de soluções protéticas tornando o sistema simples e versátil, porém a retenção é dada somente pelo parafuso que une as partes. Enquanto o uso dessas conexões restringiu-se à reabilitação de desdentados totais, a mecânica funcionou devido à união dos implantes. Mas, quando a aplicação de tais conexões passou às próteses unitárias, surgiram casos de afrouxamento e fratura de parafusos (Jemt et al., 1990). A baixa resistência aos movimentos rotacionais e laterais permite micromovimentos, que podem contribuir com complicações clínicas a longo prazo (Gratton et al., 2001; Maeda et al., 2006).

A busca por conexões mais eficazes contra forças oblíquas levou ao desenvolvimento de novos desenhos: conexões internas como o hexágono interno e conexões cônicas (Binon, 2000).

O hexágono interno é uma conexão de fácil encaixe, com alta estabilidade devido à maior área de contato entre o implante e o pilar protético. A alta resistência às cargas laterais deve-se ao fato de o centro de rotação do pilar ser mais central ao corpo do implante. No entanto, por ser uma conexão interna, houve uma redução na espessura da parede do implante na região cervical e, também, uma maior dificuldade em corrigir divergências de angulação entre implantes (Maeda et al., 2006).

A conexão cônica promove uma adaptação superior entre as peças, adquirindo uma resistência mecânica do conjunto implante-pilar semelhante a um corpo único (Möllersten et al., 1997). Trata-se de um mecanismo de encaixe entre

duas estruturas cônicas, sendo o ângulo do cone determinado pelas propriedades mecânicas do material do parafuso.

Essa conexão surgiu originalmente na Implantodontia em 1993 com o grupo ITI na Suíça. O pilar apresentava roscas e um cone com ângulo de 8°, desenho diferente de um cone *Morse* verdadeiro (ângulo de 2 a 4 graus e sem roscas), sendo denominado por Binon (2000) de cone Morse ITI. Sutter et al. (1993) demonstraram que a combinação das duas modificações resultou numa conexão forte, estável e previsível. O ângulo de contato formado entre as paredes permitia uma desadaptação menor de 10 µm e amortecimento das vibrações. As roscas não apresentavam micro movimentos, pois não recebiam carga funcional. Nos testes de aperto e desaperto realizados, encontraram valores de desaperto variando de 10% a 15% maiores que os de aperto. Para um aperto de 25 N.cm, o torque de desaperto encontrado foi de 31 N.cm, 124% do valor de aperto.

Parecia que Sutter e colaboradores (1993) haviam encontrado a conexão perfeita. Chegou-se a chamar tal fenômeno erroneamente de “solda a frio” devido ao fato do valor de desaperto ser superior a 100% do torque de aperto. Em uma solda a frio verdadeira, ocorre fusão de matéria, não havendo reversibilidade do processo.

Por outro lado, Norton (1999), ao investigar a variação do torque de desaperto com implantes de diferentes conicidades (Astra® e ITI com 11 e 8 graus de conicidade interna, respectivamente), diferentes torque de aperto (4-50 N.cm), superfície de área (15,3 e 27,9 mm²), ambiente seco e úmido e tempo de aguardo para o desaperto (10 e 60 minutos), encontrou valores diferentes. Os valores do torque de desaperto foram entre 85% e 90% dos valores de aperto, para torques de 30 a 40 N.cm, valores menores em relação aos de Sutter et al. (1993). A conicidade, a umidade da saliva artificial e o tempo de espera para o desaperto não tiveram influência significativa no torque de desaperto, no entanto, a área de superfície maior influenciou na eficiência da conexão.

Nos dois estudos anteriormente citados, os pilares eram do tipo corpo único com parafuso integrado (Figura 2.1). Os pilares cônicos são divididos em dois tipos: (1) os que se encaixam somente pela conicidade sob a ação de uma batida, como o sistema Bicon®, (2) e os que são conduzidos até o assentamento final na parede cônica do implante por meio de um parafuso, integrado ou passante ao pilar, como os sistemas Ankylos® e ITI® (Bozkaya; Müftü, 2003; Bozkaya; Müftü, 2005).

Figura 2.1 – Pilares protéticos do tipo corpo único do sistema Straumann® (Scacchi et al., 2000)

Bozkaya e Müftü (2003) analisaram a mecânica da conexão cônica do pilar do tipo 1 usando fórmulas e método de elemento finito. Ao se aplicar uma força na direção axial do conjunto implante-pilar, ocorria uma deformação plástica na parede cônica do implante que minimizava a ação das forças de arrancamento. Dando sequência a essa análise, os mesmos autores, em 2004, demonstraram que a eficiência da conexão cônica está relacionada com o ângulo da conicidade, ao comprimento da área de contato, aos coeficientes de atrito estático e cinético e ao módulo de elasticidade dos materiais, tanto do implante como do pilar. Em 2005, analisaram o pilar com parafuso de peça única de cinco diferentes marcas comerciais, do ponto de vista matemático, e calcularam que o torque de desaperto poderia variar entre 85% a 137% do torque de aperto, dependendo do ângulo de conicidade e do coeficiente de fricção.

A fim de expandir as opções restauradoras com o uso de implantes ITI, modificações internas no desenho do implante foram feitas. A área cônica recebeu um indexador octogonal que possibilita a transferência da posição do implante para o modelo de trabalho, de modo simples e confiável (Figura 2.2). O novo pilar protético é composto por um corpo de parede cônica, acrescido de um octógono e trespassado por um parafuso que assenta o pilar no octógono do implante (Figura 2.3). Surgiu, com isso, o conceito synOcta®, “sinergia entre os octógonos” (Scacchi et al., 2000).

Figura 2.2 – Implante Straumann® com indexador octogonal (Scacchi et al., 2000)

Figura 2.3 – Pilar synOcta®

A introdução do octógono diminuiu a área cônica de contato, pois agora a área cônica é dividida por uma faixa indexadora octogonal. Entretanto, mantiveram-se os princípios básicos do cone *Morse*. Tanto é que, Squier et al. (2002), investigando os efeitos da anodização do pilar sólido e a redução da área de contato cônica dos implantes Straumann® (ITI) sobre os valores de aperto e desaperto, observaram que a redução de 31% da área de contato não afetou o torque de desaperto, porém a anodização do pilar fez com que houvesse uma redução em 20% nos valores de desaperto.

O encaixe do pilar synOcta® no implante continuou sendo nas paredes cônicas, porém não mais da mesma forma que no pilar de corpo único. No pilar

sólido, o contato entre pilar e implante se dá por fricção de uma superfície contra a outra. No novo pilar, esse encaixe é por assentamento conduzido pelo parafuso passante de pescoço cônico com efeito cone *Morse* (Figura 2.4 A e B). Temos dois cones agindo: um externo ao pilar e outro interno a ele (Figura 2.4 C).

Figura 2.4 – Vista do parafuso passante no interior do pilar synOcta®, corte vertical (A). No detalhe (B), parafuso passante de cabeça cônica. No detalhe (C), pilar synOcta® conectado ao implante

Perriard et al., em 2002, a fim de verificar a resistência à fadiga da nova conexão, submeteram os grupos, implante sem indexador com pilar sólido, implante com indexador com pilar sólido e implante com indexador e pilar synOcta®, a testes mecânicos de ciclagem com 10^6 ciclos, numa angulação de 15° a uma frequência de 2 Hz e, também, a testes de elemento finito. As falhas foram distribuídas aleatoriamente na estrutura, indicando assim, ausência de uma região de menor resistência. Sob o aspecto do teste com elemento finito, este revelou uma maior concentração de forças na extremidade apical do conector octogonal. Os resultados indicaram que não houve diferença entre os implantes sem e com indexador, concluindo que ambos os conectores são equivalentes, tanto em resistência mecânica às forças de flexão, como às de torque.

Ding et al., em 2003, compararam repetidos torques de aperto e desaperto de pilares sólido em implantes sem e com indexador octogonal e pilares synOcta® em implantes com indexador. Encontraram torques de desaperto de 101% e 97% para torque de aperto de 35 N.cm, para os implantes sem e com indexador combinados com os pilares sólidos respectivamente, após três sucessivos apertos e desapertos. Os pilares synOcta® apresentaram números significativamente menores no primeiro torque de desaperto, se comparados aos pilares sólidos. Mas, quando comparados entre seus semelhantes, apresentaram um aumento no segundo torque de desaperto após um novo torque de aperto de 35 N.cm. Ao teste de compressão com carga oblíqua de 30° , os implantes sem e com indexador com pilares sólidos suportaram maiores cargas do que os pilares synOcta®.

Çehreli et al., em 2004, compararam a resistência à fadiga dos pilares sólidos e synOcta® aos testes dinâmicos de 500.000 ciclos, com cargas axiais e laterais de 75 ± 5 N, num ângulo de 20° a uma frequência de 0,5 Hz. Ambos os pilares não apresentaram sinais de deformação ou fratura. Sinais de ranhuras foram observados apenas na região cônica dos pilares. A região das roscas do parafuso mostrou-se intacta, indicando que a carga foi realmente dissipada para o cone. Os valores de remoção dos pilares sólidos foram superiores ao dos pilares synOcta®, indicando que a fricção foi o diferencial para a manutenção da pré-carga conseguida. Contudo, ambos os pilares são previsíveis às situações clínicas a longo prazo.

2.2 Afrouxamento do parafuso

Dentre as complicações mecânicas mais relatadas, a fratura de implante, a fratura de parafusos e o afrouxamento de parafusos apresentam-se como as principais causas de insucesso dos tratamentos reabilitadores com implantes (Goodacre et al., 1999; Schwarz, 2000).

O alto índice de afrouxamento de parafusos (26% a 38%) ocorreu na década de 90 com a aplicação de próteses implanto suportadas unitárias, com implantes do sistema hexágono externo (Jemt et al., 1991; Becker; Becker, 1995). Em contrapartida, Levine et al. (1999) e Levine et al. (1997) relataram menores taxas de soltura (3,6% a 5,3%) com conexões cônicas.

A estabilidade do parafuso depende de três principais fatores: 1) adequada pré-carga, 2) precisão no encaixe implante-pilar protético e 3) características antirrotacionais na interface implante-pilar protético (Schwarz, 2000). O recurso antirrotacional funciona como uma resistência adicional ao afrouxamento do parafuso do pilar protético, pois amplia os efeitos da pré-carga (Aboyoussef et al., 2000).

Segundo Bickford (1981), a falência do conjunto aparafusado se dá em dois estágios. O parafuso pode ser pensado como uma mola. Ao se aplicar a força de aperto, é como se ocorresse um alongamento do corpo do parafuso pela ação da pré-carga, no qual o estiramento é mantido pelas forças de atrito nos filetes das roscas (Figura 2.5). Qualquer força transversal ou axial externa faz com que ocorra um deslizamento entre as roscas, não importa quão pequena seja, liberando alguma tensão, fazendo com que parte da pré-carga seja perdida. Nesta fase, quanto maior for a pré-carga (até um máximo igual à força máxima de escoamento), maior será a resistência ao afrouxamento, pois a fricção entre os fios será maior e uma grande força externa é necessária para causar o deslizamento. Na segunda fase do afrouxamento, a pré-carga tem um valor inferior; as forças externas e vibrações fazem com que ocorra um desengate das roscas. Uma vez que esta fase foi atingida, a junta aparafusada falha, levando ao afrouxamento do parafuso.

Fonte: www.boltscience.com.

Figura 2.5 – Parafuso sob ação da pré-carga. Linhas coloridas indicando áreas de atrito sob a cabeça do parafuso e na região de roscas e alongamento do corpo do parafuso

A natureza do afrouxamento ou deslocamento de componentes protéticos é complexa, pois envolve a fadiga da ciclagem, fluidos orais e variados padrões de mastigação e de cargas (Sakaguchi; Borgersen, 1995).

Os dentes, bem como os implantes dentários, foram projetados para receber cargas no seu longo eixo. A inclinação das vertentes de uma coroa dental apresenta um ângulo de 30° . O tempo de contato dos dentes, durante a mastigação e deglutição, é inferior a 30 minutos por dia, porém, no caso de bruxismo, esse tempo pode ser de horas. A perda do elemento dental leva à reabsorção óssea, tanto no plano horizontal como vertical, ocasionando uma inclinação do osso. A colocação do implante pode se fazer necessária numa posição em que a carga axial pode passar a não ser mais axial. A força aplicada ao corpo do implante numa direção oblíqua, faz com que essa força seja aumentada dependendo do seu ângulo (Misch, 1999).

Nakamura (2005) avaliou o afrouxamento de parafusos de titânio e de ouro de pilares protéticos com conexão hexagonal externa e interna, após o ensaio de ciclagem mecânica. Os parafusos de ouro dos pilares hexagonais externo apresentaram maior valor de desaperto quando submetidos ou não a ciclagem mecânica, enquanto os parafusos de titânio apresentaram maior valor de desaperto nas conexões hexagonais internas e quando submetidos a ciclagem. Os parafusos dos grupos submetidos a ciclagem apresentaram um valor menor de desaperto em comparação aos grupos não submetidos. A simulação da mastigação demonstrou ser um fator de grande importância nos resultados obtidos.

Em testes de resistência dinâmica entre implantes com conexões cônicas e hexágono externo, os de conexão cônica resistiram melhor às forças laterais. A primeira deformação plástica ocorreu com 99,4 N.cm, enquanto a conexão externa hexagonal, com 72,5 N.cm. A deformação de flexão máxima foi com 186,6 N.cm e 130,5 N.cm, respectivamente (Norton, 1997).

Merz et al. (2000), por meio de modelos com elementos finitos, compararam o mecanismo de distribuição de forças em conexões hexagonais externas e cônicas de pilares sólidos, quanto ao afrouxamento e perda de valores de torque de aperto. As conexões cônicas apresentaram melhor distribuição de forças na base do parafuso e nas paredes laterais do cone, aliviando a pré-carga das roscas do parafuso. Nas conexões hexagonais externas, a concentração de forças era visível nos dois primeiros passos de rosca do parafuso, indicando tensão na cabeça do parafuso e menor absorção de cargas pelo conjunto. Isso ajudaria a explicar a estabilidade superior das conexões cônicas nas aplicações clínicas ao longo do tempo.

Khraisat et al. (2002) também verificaram a resistência à fadiga de dois sistemas de implantes: Branemark® e ITI®, hexágono externo e conexão cônica, respectivamente. Tais sistemas foram submetidos a cargas cíclicas de 100 N perpendicular ao longo eixo do implante-pilar protético, numa frequência de 75 ciclos/min, simulando um período de 6 anos de função mastigatória ($1,8 \times 10^6$ ciclos). Os parafusos dos pilares de hexágono externo fraturaram antes de finalizarem o total de ciclos estipulado, o que não se observou com nenhum dos espécimes de conexão cônica.

Kitagawa et al. (2005) analisaram a micro movimentação da conexão implante-pilar de dois diferentes sistemas de implantes, Brånemark® e Ankylos®, por meio de elementos finitos. A conexão dos implantes de hexágono externo apresentou uma maior movimentação com rotação dos pilares, sendo que nos implantes de conexão cone Morse, a movimentação foi menor com ausência de rotação.

Meng et al. (2007) avaliaram três diferentes desenhos de pescoço de implantes com conexões cônicas frente a micro movimentação dinâmica na interface implante-pilar protético. Foram submetidos a $1,0 \times 10^6$ ciclos, sob forças entre 10-250 N, numa frequência de 15 Hz, em condições semelhantes ao meio oral. Os implantes synOcta TE® mostraram uma resistência maior ao afrouxamento em relação aos implantes *standard* e synOcta, pois apresentam uma parede de maior dimensão na porção cervical, com uma configuração octogonal interna que diminui a área de contato, conseqüentemente, um valor maior de pré-carga para o torque recomendado.

Mangano et al. (2009), em um estudo prospectivo, avaliaram 1920 conexões cone Morse de restaurações protéticas parciais e totais fixas e sobre dentaduras. Após 4 anos de função mastigatória, encontraram baixas taxas de afrouxamento de parafuso. Os mesmos autores em 2010, relataram incidência de 0,66% de perda de pilares em 307 restaurações unitárias com conexões cone Morse durante 4 anos.

Os autores vêm estudando a fadiga dos implantes, mas sem um consenso quanto à quantidade de ciclos e à frequência que melhor simulam as forças mastigatórias. Karl e Kelly (2009) em seu estudo, confirmaram que as falhas por fadiga do material são mais prováveis de ocorrer a 2 Hz do que em 30 Hz para ciclos acima de $1,0 \times 10^6$. O tipo de material do implante, o titânio puro, parece ser mais suscetível à deformação em frequências mais baixas.

2.3 Princípios da Engenharia Mecânica

Parafusos são elementos de união não permanente entre peças. São constituídos por duas partes: cabeça e corpo. A cabeça pode apresentar-se sob diferentes formas como, quadrada, sextavada ou esférica. Já o corpo pode apresentar uma parte lisa (haste) ou ser totalmente rosqueado (Figura 2.6) (Shigley, 1984).

Fonte: Google imagens, 2012.

Figura 2.6 – Parafuso com cabeça sextavada e totalmente rosqueado

A rosca é um conjunto de filetes uniformes em torno de uma superfície cilíndrica (Figura 2.7). O perfil do filete é o que determina a aplicação do parafuso.

Fonte: www.melinor.com.br, 2012.

Figura 2.7 – Rosca de perfil triangular

Dentre os parafusos utilizados nas conexões protéticas, encontram-se em sua maioria, parafusos de cabeça plana com uma haste lisa e rosca com 6 filetes de perfil triangular (Figura 2.8) (Binon, 2000). A haste lisa longa melhora o alongamento do parafuso durante o torque e o menor número de filetes diminui o atrito entre as partes (Bickford, 1995).

Titânio

Ouro

Titânio com cobertura de carbono amorfo

Ouro com cobertura de ouro puro

Figura 2.8 – Parafusos de pilares protéticos (Binon, 2000)

A figura 2.9 ilustra o que ocorre quando um parafuso é apertado. Uma força inicial de tração (F_i) é produzida no corpo do parafuso. Como efeito, surgem forças externas de tração (P) e de cisalhamento (F_s) na peça a ser unida.

Figura 2.9 – Forças presentes durante a ação do parafuso (Shigley, 1984)

2.3.1 Torque e pré-carga

A força de aperto ou torque produz uma força de tensão denominada pré-carga. É essa força que resiste às forças externas que tentam separar as partes. Se um torque pequeno demais é aplicado, um afrouxamento do parafuso pode ocorrer. Já, se o torque for excessivo, o parafuso pode sofrer deformação nas roscas ou até mesmo, fraturar-se (McGlumphy et al., 1998).

A relação entre o torque e a pré-carga está diretamente ligada às forças de fricção que ocorrem nas superfícies helicoidais e sob a cabeça do parafuso. O coeficiente de atrito é dependente da dureza do material da rosca, do acabamento da superfície, da quantidade e propriedades do lubrificante e da velocidade de aperto do parafuso (Burguete et al., 1994).

O material dos parafusos dos pilares protéticos é basicamente titânio ou liga áurica. O contato sob carregamento entre as roscas internas do implante e do parafuso protético, quando do mesmo material, pode resultar em uma forma de adesão. Os óxidos de titânio formados durante o deslizamento das superfícies sofreriam uma reação química adesiva, limitando as características de pré-carga do parafuso (Bickford, 1995). Já os parafusos de liga de ouro apresentam menor

coeficiente de atrito. Permitem, portanto, maiores apertos, conseqüentemente, pré-cargas mais elevadas. Porém, isso acaba sendo uma preocupação, pois as roscas do parafuso de ouro se deformam (Binon, 2000).

Ciente da importante relação entre o coeficiente de atrito e a pré-carga, Martin et al. (2001) compararam quatro diferentes parafusos de fixação de pilares quanto ao material e superfície. Parafusos de titânio com e sem superfície tratada e parafusos de ouro com e sem superfície tratada foram apertados e o ângulo de rotação gerado nos parafusos, mensurado. Os parafusos com superfície tratada, tanto os de titânio quanto os de ouro, apresentaram maior ângulo de rotação, ou seja, menor coeficiente de atrito e, conseqüentemente, maior valor de pré-carga.

O desenho da cabeça do parafuso, o material do parafuso e o torque de aperto são aspectos importantes na estabilidade do parafuso. Ao se aplicar uma força de tração durante o aperto, a haste do parafuso alonga, juntamente com a rosca, melhorando a estabilidade do conjunto. O desenho da cabeça do parafuso que permite que um máximo de torque seja introduzido em sua haste. Parafusos de cabeça cônica perdem uma importante parte do atrito entre a cabeça do parafuso e o pilar protético. Parafusos de liga áurica produzem melhores resultados de aperto se comparados aos de titânio. Estes fatos foram observados por Jörnégus et al. (1992) quando compararam parafusos de cabeça chata e cônica de diferentes materiais.

A pré-carga gerada no parafuso através do torque de aperto é o que manterá a união do pilar protético ao implante. Esse torque pode ser dado através de três métodos: (1) controle do torque, (2) controle do ângulo e (3) controle do torque e ângulo, sendo o primeiro método citado, o utilizado na Odontologia. O torque aplicado é calculado a partir de equações que relacionam o coeficiente de atrito nas roscas à geometria do parafuso. Burguete et al. (1994) demonstraram, assim, que pequenos desajustes no contato entre o pilar protético e o implante fazem com que a pré-carga tente aproximar as superfícies. O parafuso, ao receber qualquer carga externa, passa a não dissipar essa tensão adicional, tornando-se suscetível à fadiga.

Essa pré-carga alcançada nos componentes é dependente do acabamento das interfaces, do atrito que ocorre entre os componentes, da geometria e das propriedades do material. A geometria da conexão cônica permite esse melhor contato entre as partes, suportando melhor as cargas laterais e prevenindo micro movimentos (Merz et al., 2000). Mesmo dentro de um mesmo lote de componentes,

podem ocorrer diferenças significativas nos valores de pré-carga obtidos por causa dos fatores antes citados. A partir do método de elemento finito na análise dos contatos existentes entre o pilar protético e o implante sob a ação da pré-carga, observou-se o alongamento do parafuso com uma recuperação elástica deste, produzindo uma força de aperto sobre o conjunto (Sakaguchi; Borgersen, 1995).

Haack et al. (1995) desenvolveram um método para determinar a pré-carga inicial sobre os parafusos dos pilares protéticos. Ao se aplicar o torque de aperto, tensões foram induzidas ao corpo do parafuso, levando ao alongamento do mesmo. Observaram que é possível apertar os parafusos, além dos torques recomendados pelo fabricante, a fim de diminuir problemas de afrouxamento, porém, esse aperto não deve ultrapassar o limite de elasticidade do parafuso.

Weiss et al. (2000) compararam o efeito do aperto e desaperto repetidos nos valores de desaperto ao final de cinco repetições em sete desenhos diferentes de conexões protéticas, externas e internas. Após o primeiro aperto e desaperto, foram encontrados valores entre 3% e 31% menores de desaperto. Esses valores passaram para 4,5% e 36% ao final da quinta repetição. Os apertos e desapertos repetidos diminuem o coeficiente de atrito na cabeça dos parafusos, nos passos de rosca e nas superfícies em contato, assim, reduzem os valores de desaperto, prática que deve ser evitada.

Coppedê et al. (2009) também estudaram o efeito de repetidos torques de aperto e desaperto. Além disso, os pilares protéticos de corpo único e de duas peças foram comparados ao efeito da carga cíclica. Os apertos e desapertos sucessivos evidenciaram ranhuras na porção cônica do pilar e arredondamento das roscas do parafuso, sugerindo desgaste mecânico. Os valores dos torques de remoção diminuíram com o aumento das repetições, sendo aconselhável desapertos desnecessários. O carregamento mecânico aumentou o torque de remoção de ambos, sendo que no pilar de duas peças, o torque de remoção foi superior ao torque de instalação. Porém, a maioria dos parafusos dos pilares de duas peças fraturaram durante a remoção dos pilares submetidos à ciclagem.

2.3.2 Tribologia

Tribologia é a ciência que estuda a interação entre superfícies durante o movimento relativo. Derivada das palavras grega *tribos* que significa atrito e *logos*, estudo; o estudo do atrito (μ). Fenômenos tribológicos de atrito e desgaste estão presentes na nossa vida. A roda do carro, o andar, o ato de escovar os dentes. Se não houvesse o atrito, não conseguiríamos executar atos tão cotidianos.

O coeficiente de atrito está relacionado ao grau de rugosidade das superfícies. Qualquer superfície, por mais lisa que seja, tem rugosidade. O atrito que ocorre entre dois corpos pode ser estático ou dinâmico. O coeficiente de atrito estático é determinado pelo contato entre as superfícies, quando ainda não há movimento. A partir do momento em que as superfícies em contato entram em movimento, o coeficiente de atrito passa a ser o dinâmico. As rugosidades de uma superfície acoplam com as rugosidades da outra superfície, em menor ou maior grau, resultando em um deslizamento maior ou menor entre os corpos, apresentando um atrito dinâmico menor e/ou igual ao atrito estático (Tabor, 1981).

Durante o atrito dinâmico, deformações podem ocorrer: deformação elástica, elástica-plástica e plástica. Na deformação elástica, o material sofre uma deformação reversível, é capaz de recuperar a forma original. Na plástica, ocorre uma deformação irreversível. A plasticidade do material é dada pela quantidade de penetração das rugosidades de um corpo em outro (Hutchinson, 2000).

Quando o pilar protético é rosqueado ao implante, ocorre uma situação tribológica. A interação de contato das duas superfícies sólidas gera dissipação de energia na forma de calor e ruído. A resistência ao movimento é representada pelo coeficiente de atrito entre as duas estruturas que interagem entre si. Durante o movimento, as superfícies sofrem mudanças em suas características básicas. Podem tornar-se mais lisas ou mais rugosas, ou ter as características físicas, como a dureza, alterada, ou ainda, perder material por desgaste (Stoeterau, 2004).

Stamenkovic et al. (2001) mostraram a influência da rugosidade da superfície de contato e da dureza do material no coeficiente de atrito em conexões do tipo cone Morse. Por meio de fórmulas e cálculos, observou-se que a força exercida sobre as superfícies de contato é gerada pela força de atrito. Interferências nesse contato podem gerar deformações elásticas. Apenas com a aplicação de conhecimentos

tribológicos, é possível melhorar as propriedades da conexão, tanto em eficiência quanto em resistência.

Dentre as soluções tribológicas existentes, a lubrificação fluídica costuma ser a mais comum. Contudo, há outras opções como: contato seco, filmes químicos, sólidos lamelares, filmes fluidos, elastômeros, tiras flexíveis, elementos rolantes e campos magnéticos (Figura 2.10).

Figura 2.10 – Soluções para problemas tribológicos (Stoeterau, 2004)

A aplicação de um adesivo costuma ser o exemplo mais comum de lubrificação fluídica. Breeding et al. (1993) aplicaram um adesivo anaeróbico (Ceka bond, Preat, San Mateo, CA) em conexões internas e externas, com antirrotacionais hexagonais e octogonais, a fim de comparar o torque necessário para afrouxar os parafusos de diferentes sistemas antirrotacionais. Os espécimes testados, com e sem adesivo, foram submetidos à simulação equivalente de um a seis meses de

cargas mastigatórias. O adesivo não foi capaz de aumentar significativamente o torque necessário para o desaperto dos parafusos de octógonos internos e hexágonos externos. Apenas o hexágono interno apresentou esse torque aumentado.

Teixeira (2005) utilizou-se da solução sólido lamelar em seu estudo. Consiste na deposição de um recobrimento sólido na superfície a ser usada. O carbono amorfo foi o material eleito. Aplicou-se carbono e carbono acrescido de sílica em parafusos de conexão cônica e verificou-se um aumento significativo na pré-carga em relação ao grupo controle sem carbono.

Wuo (2008) também utilizou-se da mesma solução tribológica. Estudou a ação do carbono em dois tipos de conexão cônica, pilar protético de corpo único e com parafuso passante sem indexador. Quanto ao desaperto, não houve diferença significativa entre os grupos estudados. Porém, o pilar de corpo único sem carbono apresentou valores maiores de desaperto em relação ao com carbono. Já nos pilares com parafuso passante, o carbono foi aplicado frente a duas situações distintas, aplicação do carbono com ação do parafuso passante e sem a ação do mesmo. O carbono aumentou o torque de desaperto em relação ao sem carbono nas duas situações, mostrando que a solução tribológica foi eficaz.

Tunes (2012), estudando os pilares sólidos, encontrou valores de desaperto de 80,29% do torque de aperto. A partir da ideia de que a rugosidade poderia aumentar o embricamento mecânico entre as superfícies, realizou o jateamento da superfície cônica de pilares com óxido de alumínio. Fez a aplicação também de um adesivo com o propósito de ação lubrificante e adesiva. O jateamento por si só não foi capaz de aumentar o valor de desaperto. Contudo, a associação do jateamento com o adesivo fez com que os valores de desaperto aumentassem em pelo menos 50%.

3 PROPOSIÇÃO

Considerando que a literatura não é conclusiva a respeito de artifícios que possam influenciar a estabilidade das conexões implante-pilar do tipo cone *Morse* com indexador e parafuso passante, este trabalho propõe-se a estudar:

- A relação entre o torque de aperto e desaperto dessas conexões;
- O efeito do jateamento no torque de desaperto;
- O efeito do uso de adesivo no torque de desaperto;
- O efeito do jateamento mais o uso de adesivo no torque de desaperto.

4 MATERIAIS E MÉTODO

Para a realização deste estudo foram utilizados 28 implantes com conexão do tipo cone *Morse* (RN 4,1 x 10 mm, REF 043.032S – lote AN258) e seus respectivos pilares protéticos com parafuso passante (RN synOcta® Cementable Abutment, H5,5mm, REF 048.605 – lote AP757) da marca comercial Straumann®. Cada um dos sete conjuntos de implante-pilar protético (n=7) foi distribuído em quatro grupos, conforme descrito abaixo:

G1: grupo controle

G2: grupo jateamento

G3: grupo adesivo

G4: grupo jateamento + adesivo

Os implantes tiveram sua região apical seccionada com um disco de óxido de alumínio a fim de se criar uma fenda. Uma pequena placa fundida em Co-Cr foi fixada nessa fenda com solda a laser. Esse dispositivo teve como objetivo promover um travamento apical, para não se correr o risco do implante rotacionar durante o torque de aperto e desaperto (Figura 4.1 A e B).

Figura 4.1 – Corte da região apical do implante com disco de óxido de alumínio (A).
No detalhe (B), implante com placa fundida de Co-Cr soldada a laser

Um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) foi fixado a um suporte de furadeira (Bosch) a fim de funcionar como um paralelômetro, tanto para orientar a fixação dos implantes nos tubos de PVC como para auxiliar nos apertos e desapertos dos parafusos. Na base desse suporte, foi fixada uma mesa móvel nos eixos x e y com um dispositivo angulado em 30° (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Torquímetro digital fixado a um suporte de furadeira, com uma base móvel e um dispositivo angulado em 30° . Aparato desenvolvido do Departamento de Física da USP/SP

Para a confecção dos corpos de prova, 28 tubos de PVC de ½ polegada de diâmetro (Tigre S.A., São Paulo, Brasil) foram cortados numa altura de 36 mm em um torno mecânico. O tubo de PVC foi fixado ao dispositivo angulado por meio de parafusos. O implante foi levado em posição ao tubo de PVC com o auxílio do torquímetro que funcionava como um paralelômetro. Desse modo, havia a segurança de que todos os corpos de prova teriam a mesma angulação determinada para o experimento. E com o auxílio da mesa móvel, o implante foi posicionado de modo que a ponta do pilar protético coincidissem com o centro do tubo de PVC (Figura 4.3)

Figura 4.3 – Implante em posição, preso ao torquímetro, pronto para a fixação no tubo de PVC

A resina acrílica quimicamente ativada incolor (Jet Acrílico Autopolimerizante, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo) foi manipulada e, na fase líquida, vertida no interior do tubo de PVC até preenchê-lo, cobrindo toda a superfície tratada do implante. A haste vertical do dispositivo foi mantida imóvel nesta posição até a total polimerização da resina acrílica, fixando o implante em 30 graus em relação ao tubo de PVC. Todas as inclusões foram realizadas em ambiente com temperatura controlada, em média de 22°C e pelo mesmo operador.

Todos os implantes foram fixados conforme ilustra a figura 4.4 segundo a norma ISO 14801:2012.

Figura 4.4 – Esquema para ensaio de compressão (International Standard Organization, 2012)

O jateamento da região cônica dos pilares protéticos (G2 e G4) foi realizada com um microjateador de bancada (Microjato Bio-Art®, São Carlos, São Paulo, Brasil), com grânulos de óxido de alumínio de 320 μm (óxido de alumínio, Asfer®, Indústria Química Ltda), numa angulação de 45°, a uma distância de 10 mm, por 2 segundos, a uma pressão de 90 psi. O pilar protético foi fixado a um dispositivo de teflon e protegido por um casquete plástico na porção coronária. Esse dispositivo foi, então, conectado a um motor de bancada (Anyxing 300D, MicroNX, Coréia) e, acionado a uma velocidade de 6000 RPM (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Jateamento da região cônica do pilar protético

Tanto os pilares protéticos sem jateamento como os jateados, foram limpos em água destilada em uma cuba ultrassônica (Lavadora ultra-sônica Microlimp, Sismed®, São Paulo) por 5 minutos, a fim de remover resíduos de grânulos e impurezas e secos em lenço de papel absorvente (Figura 4.6).

Figura 4.6 – Pilar protético sem jateamento (à esquerda) e com jateamento

Nos grupos G1 e G2, os pilares foram conectados ao implante com o auxílio da chave de parafuso (Chave de parafuso SCS, curta, 21 mm, REF 046.401, Lote CL454, Straumann®, Suíça) e apertados pelo mesmo operador até a primeira resistência. Em seguida, foi finalizado o torque de aperto até 35 N.cm com o torquímetro digital. Nos grupos G3 e G4, a região cônica recebeu uma fina camada do adesivo Loctite® 277 (Figura 4.7), levado com um pincel descartável (Microbrush, KG® Sorensen, Cotia, São Paulo, Brasil) (Figura 4.8).

Figura 4.7 – Adesivo Loctite® 277

Figura 4.8 – Aplicação do adesivo na região cônica jateada do pilar protético (G4)

Os pilares com adesivo foram submetidos à mesma metodologia de inserção e torque de aperto dos grupos controle e jateamento. Os corpos de prova foram armazenados em ambiente seco a fim de aguardar-se um período de pelo menos 72 horas para a cura final do adesivo e início dos testes de ciclagem mecânica (Figura 4.9).

Figura 4.9 – Corpo de prova do grupo experimental jateamento + adesivo, com torque de 35 N.cm, aguardando a cura do adesivo

O adesivo utilizado nesse estudo, já proposto por Tunes (2012) é o Loctite® 277, composto de um éster dimetacrilato (polímero) que apresenta as características conforme quadro 4.1.

Tecnologia	acrílica
Base química	éster dimetacrilato
Aparência (não curado)	líquido vermelho
Fluorescência	positiva sob luz U.V.
Componentes	monocomponente – não requer mistura
Viscosidade	média
Cura	anaeróbica
Cura secundária	ativador
Aplicação	trava roscas
Resistência	alta

Quadro 4.1 – Composição do adesivo Loctite® 277 (Catálogo Henkel®)

É uma resina líquida de indicação industrial, chamada de trava rosca química, de alta resistência à desmontagem, que se polimeriza em contato com o metal e pela ausência de ar. É capaz de manter o torque de aperto contra vibrações evitando reapertos periódicos além de funcionar como vedante. O espaço vazio existente entre os filetes das roscas são preenchidos pelo adesivo, que se polimeriza, travando, vedando e evitando o afrouxamento. O adesivo excedente, em contato com o ar, não cura, sendo de fácil remoção. Foi testado de acordo com a Norma Militar S-46163A e ASTM D5363, visto no quadro 4.2.

Torque de quebra, ISO 10964	Porcas e parafusos M10: 32 N.m
Torque residual, ISO 10964	Porcas e parafusos M10: 32 N.m
Torque de quebra, ISO 10964	Pré-torque de 5 N.m: porcas e parafusos M10: 38 N.m
Máximo torque residual, ISO 10964	Pré-torque de 5 N.m: porcas e parafusos M10: 40 N.m
Resistência axial, ISO 10123	Pinos e colares de aço N.mm ² ≥9LMS (psi) (≥1300)

Quadro 4.2 – Desempenho em resistência do Loctite® 277. Produto curado após 24h a 22°C

Quanto à biocompatibilidade, sua toxicidade, é similar à da resina acrílica, amplamente utilizada na Odontologia (Apêndice A). Quanto aos efeitos carcinogênicos, cada componente do adesivo foi avaliado segundo as instituições controladoras americanas, como mostra o quadro 4.3 e apêndice B.

Componentes Perigosos	Programa Nacional de Toxicologia (NTP-EUA)	Agência Internacional de Pesquisa ao Câncer (IARC-EUA)	Administração da Segurança e Saúde Ocupacional (OSHA-EUA)
Loctite® 277			
Poliglicol dimetacrilato, 30-60%	Não	Não	Não
Resina de fumarato de bisfenol A, 30-60%	Não	Não	Não
Hidroperóxido de cumeno, 1-5%	Não	Não	Não
Sacarina, 1-5%	Não	Não	Não

Quadro 4.3 – Avaliação da carcinogenicidade dos componentes do adesivo Loctite® 277

A máquina utilizada para o ensaio de ciclagem mecânica foi desenvolvida no Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da USP (FOUSP) (Nakao et al., 2006). Esta máquina consiste de cilindros pneumáticos alinhados e conectados a uma rede de ar, sobre um chassi de aço com nichos de ½ polegada (Figura 4.10). A velocidade de impulsão dos cilindros e sua frequência são controladas por uma caixa de comando externa. Ao acionar o sistema, o ar move os pistões locados internamente nos cilindros, comprimindo os corpos de prova com uma força aproximada de 141 N (pressão utilizada de 5 bar), a uma frequência de 2 Hz.

Figura 4.10 – Máquina de ensaio de ciclagem mecânica

Foram realizados $1,0 \times 10^6$ ciclos por corpo de prova, o equivalente a 40 meses de função mastigatória. O conjunto implante-pilar protético recebeu a carga oblíqua em 30° diretamente sobre o pilar (Figura 4.11). Nenhuma coroa protética foi cimentada sobre o pilar a fim de eliminar essa possível variável.

Figura 4.11 – Corpo de prova sob ação do pistão durante o ensaio de ciclagem mecânica

Ao término da ciclagem mecânica, os corpos de prova retornaram ao mesmo dispositivo criado para o torque de aperto. Com o mesmo torquímetro digital anteriormente utilizado, fez-se a mensuração do contra-torque, acionando-o no sentido anti-horário. O valor indicado no visor do aparelho, assim que ocorria a soltura do parafuso, era anotado.

4.1 Análise estatística

Os dados foram submetidos à análise estatística utilizando-se o teste paramétrico T para uma amostra contra o valor fixo de 35 N.cm.

Em um segundo momento, os dados foram submetidos aos testes de premissa de normalidade de resíduos (Teste de Shapiro-Wilk) e de homogeneidade das variâncias (Teste de Levene), sendo posteriormente tratados pelo teste paramétrico de ANOVA de fator único, complementado pelo teste de múltipla comparação de Tukey HSD.

Para todos os testes, o nível de significância adotado foi de $\alpha = 0,05$ (5%) e intervalo de confiança de 95%.

5 RESULTADOS

Parte 1 – Comparação entre os torques de desaperto em relação ao valor inicial torque de aperto de 35 N.cm após ciclagem mecânica

Para esta análise o teste escolhido foi o Teste T para uma amostra, com o objetivo de testar se o valor de 35 N.cm encontra-se contido dentro do intervalo de dados para cada grupo do experimento.

Os resultados dos testes T para uma amostra estão dispostos na tabela 5.1 e na figura 5.1.

Tabela 5.1 - Testes T para uma amostra e para cada grupo testado, contra o valor de 35 N.cm

Variáveis	N	Média	DP	EP	Lim.inf.(95%)	Lim.sup.(95%)	T calc	Sig (p)	T crit
Controle	7	25,86	1,95	0,74	24,05	27,66	-12,39	1,69E-05	2,45
Jateamento	7	26,14	2,12	0,80	24,19	28,10	-11,08	3,22E-05	2,45
Adesivo	7	25,86	3,29	1,24	22,82	28,90	-7,36	3,22E-04	2,45
Jateamento + Adesivo	7	35,83	3,02	1,14	33,04	38,63	0,73	0,49	2,45

DP= Desvio-Padrão; **EP** = Erro- Padrão; **Lim.inf.(95%)** = Limite Inferior do intervalo de confiança de 95%; **Lim.sup.(95%)** = Limite Superior do intervalo de confiança de 95%; **T calc** = Valor T obtido; **T crit** = Valor T crítico tabelado

Os resultados da tabela 5.1, mostram que o valor de 35 N.cm, não está contido nos intervalos de confiança dos grupos Controle ($p=1,69E-05$), Jateamento ($p=3,22E-05$) e Adesivo ($p=3,22E-04$), mas está contido no intervalo de confiança do grupo Jateamento + Adesivo ($p=0,49$). Este comportamento está ilustrado na figura 5.1, onde a linha pontilhada que representa o valor de 35 N.cm, intercepta, apenas, o grupo Jateamento + Adesivo.

Figura 5.1 – Figura ilustrativa e comparativa dos intervalos de confiança de 95%, entre os níveis do fator Artíficos Experimentais. Linha Pontilhada = Valor de torque de aperto de 35 N.cm

Parte 2 – Comparação entre os artifícios experimentais, em relação aos valores de torque de desaperto obtidos após ciclagem mecânica

A análise estatística dos dados de torque de desaperto obtidos no presente estudo foi realizada considerando-se uma variável dependente (torque de desaperto) e um fator de variação (artifícios experimentais) em quatro níveis (Adesivo, Controle, Jateamento, Jateamento + Adesivo).

A tabela 5.2 traz a estatística descritiva dos dados experimentais.

Tabela 5.2 – Estatística Descritiva e Parâmetros estatísticos dos dados experimentais. Variável experimental Torque de desaperto. Unidade = N.cm

Artifícios	Média	EP	DP	Var.	CV(%)	Min.	Q1(25%)	Med(50%)	Q3(75%)	Max.	Amp.
Adesivo	25,86	1,24	3,29	10,81	12,72	21,00	23	26	28	31,00	10
Controle	25,86	0,74	1,95	3,81	7,55	23,00	24	26	28	28,00	5
Jateamento	26,14	0,80	2,12	4,48	8,09	24,00	24	26	27	30,00	6
Jateamento + Adesivo	35,83	1,14	3,02	9,14	8,44	33,00	34	34	39	41,00	8

EP = Erro- Padrão; **DP**= Desvio-Padrão; **Var** = Variância; **CV(%)** = Coeficiente de Variação; **Min** = Mínimo; **Q1(25%)** = Primeiro Quartil; **Med(50%)** = Mediana; **Q3(75%)** = Terceiro Quartil; **Max** = Máximo; **Amp** = Amplitude

A estratégia de análise escolhida foi a de Análise de Variância (ANOVA) de fator único (torque de desaperto) com quatro grupos (artifícios experimentais), sendo eles ADESIVO, CONTROLE, JATEAMENTO e JATEAMENTO + ADESIVO. De maneira preliminar ao teste de ANOVA, realizaram-se os testes de Premissas de Normalidade de Shapiro – Wilk e de Homogeneidade de Levene.

A tabela 5.3, traz os resultados do teste de Shapiro-Wilk.

Tabela 5.3 – Teste de normalidade de Shapiro – Wilk

Grupos	Estatística	gl	Sig(p).
Adesivo	0,93	7	0,55
Controle	0,90	7	0,36
Jateamento	0,99	7	1,00
Jate + Adesivo	0,83	7	0,09

gl= grau de liberdade

O teste de Shapiro-Wilk revelou que os resíduos dos grupos encontram-se normalmente distribuídos ($P > 0,05$), sendo Adesivo ($p = 0,55$), Controle ($p = 0,36$), Jateamento ($p = 1,00$) e Jateamento + Adesivo ($p = 0,09$).

A tabela 5.4, traz os resultados do teste de Levene.

Tabela 5.4 – Teste de homogeneidade de Levene

Variável	F (Levene)	F crit	gl1	gl2	Sig(p).
Torque de desaperto	0,73	3,01	3	24	0,54

F (Levene) = Valor “F” calculado pelo teste de Levene; **Fcrit** = Valor “F” crítico; **gl1** = Grau de liberdade do numerador; **gl2** = Grau de liberdade do denominador

O teste de Levene, revelou que as variâncias dos grupos encontram-se homogêneas com $F(3,24)=0,73$; $P=0,54$.

A tabela 5.5 traz os resultados do teste de Análise de Variância (ANOVA) para a variável torque de desaperto.

Tabela 5.5 - Análise de Variância de fator único para a variável Torque de Desaperto

Fonte de Variação	SQ	gl	QM	F calc	Sig(p).	F crit
Entre-Grupos	512,91	3	170,97	24,22	1,94E-07	3,01
Dentro(Resíduo)	169,40	24	7,06			
Total	682,31	27				

SQ = Soma dos Quadrados; **gl** = Graus de Liberdade; **QM** = Quadrado Médio; **F** = Valor F calculado; **Fcrit**=Valor F crítico

Alfa = 0,05

O resultado do teste de ANOVA $F(3,24) = 24,22; p = 1,94E-07$, foi significativo, indicando que houve, pelo menos, uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos do fator artifício experimental. O resultado também apontou que os artifícios propostos exerceram influência nos resultados de torque de desaperto.

Seguindo a significância do teste de ANOVA, as diferenças pontuais entre os grupos do fator artifício experimental foram identificadas, pelo teste complementar de múltipla comparação de Tukey HSD (Tabela 5.6). Este teste foi aplicado devido à confirmação das premissas de Normalidade (Teste de Shapiro – Wilk) e Homogeneidade (Teste de Levene).

A tabela 5.6 traz os resultados das comparações entre os quatro grupos, pelo teste de Tukey HSD. Estes resultados estão também ilustrados na figura 5.2.

Tabela 5.6 - Teste de Tukey HSD entre os Artifícios Experimentais

Tukey - HSD		Agrupamentos	
Artifícios Experimentais	N	A	B
Controle ^A	7	(25,86±1,96)	
Adesivo ^A	7	(25,86±3,29)	
Jateamento ^A	7	(26,14±2,12)	
Jateamento + Adesivo ^B	7		(35,83±3,02)
Sig(p).		1,00	1,00

Índices diferentes indicam diferença estatisticamente significante

Os dados estão dispostos em média±desvio-padrão.

Erro = Quadrado Médio do Resíduo = 7,06

$Q(4;24)5\% = 3,90$

Valor crítico = 3,92

$N=7$, $\alpha=0,05$

O resultado do teste de Tukey HSD (Tabela 5.6 e Figura 5.2) revelou que os maiores valores de torque de desaperto, foram observados para o grupo Jateamento + Adesivo $(35,83 \pm 3,02)^B$, sendo este superior estatisticamente aos grupos Controle $(25,86 \pm 1,96)^A$, Adesivo $(25,86 \pm 3,29)^A$ e Jateamento $(26,14 \pm 2,12)^A$, que por sua vez foram semelhantes entre si. Este comportamento pode ser confirmado graficamente

na figura 5.2, onde o intervalo de confiança o grupo Jateamento + Adesivo é superior e não intercala com os demais. Os intervalos de confiança dos demais grupos Adesivo, Controle e Jateamento estão todos intercalados entre si, refletindo a semelhança estatística entre estes grupos.

Figura 5.2 – Figura ilustrativa e comparativa dos intervalos de confiança de 95%, entre os níveis do fator Artíficos Experimentais. Linha Pontilhada = Valor médio entre todos os Artíficos Experimentais

6 DISCUSSÃO

A escolha de um sistema de implantes e de suas conexões, geralmente está baseada no sucesso a longo prazo, tanto da osseointegração como da estabilidade com relação a seus pilares protéticos.

Diversas conexões protéticas são encontradas no mercado, com diferentes configurações de interface implante-pilar protético, segundo Binon (2000), podendo chegar a mais de vinte diferentes modelos. As primeiras conexões utilizadas foram as sextavadas externas, idealizadas como antirrotacional dos montadores de implante durante o ato cirúrgico, onde próteses do tipo protocolo eram fixadas. Este tipo clássico de conexão, quando utilizado para coroas unitárias, apresenta, ao longo do tempo, os piores resultados mecânicos de fixação (Jemt et al., 1990; Gratton et al., 2001; Maeda et al., 2006), com afrouxamento e fratura dos parafusos.

No intuito de melhorar estes resultados negativos, os fabricantes apresentaram as conexões internas de diversos desenhos, dentre elas as de paredes internas anguladas (cone *Morse*). Por razões comerciais, tentando se separar o grupo de estudo ITI da marca comercial Straumann®, passou-se a intitular os anteriormente implantes ITI como implantes Straumann®. Por esse motivo, nos trabalhos de pesquisa, esses implantes ora são chamados de implantes ITI ora implantes Straumann®.

Estas conexões cônicas apresentaram menores taxas de complicações clínicas em estudos de acompanhamento por Levine et al. (1999), Levine et al. (1997) e Mangano et al. (2009, 2010). Estudos laboratoriais indicaram maior resistência dinâmica e estática (Norton, 1997; Merz et al., 2000; Khraisat et al., 2002), maior resistência do parafuso ao afrouxamento (Kitagawa et al., 2005), alta resistência à fadiga e ao torque de remoção (Çehreli et al., 2004).

Os principais conectores cônicos que surgiram foram apresentados em uma peça única, sendo o parafuso incorporado ao corpo do conector. Posteriormente, estes conectores foram indexados internamente ao implante, para facilitar a escolha de componentes no modelo de trabalho, além de exercer a função de antirrotacional.

A Straumann® foi um das primeiras a introduzir uma indexação em um pilar protético cônico. Os pilares synOcta® tiveram a área cônica reduzida ao receber um indexador octogonal sendo trespessado por um parafuso passante, mudando o

comportamento mecânico entre implante e pilar protético. Onde tínhamos uma junção friccional, temos uma justaposição das partes através do parafuso passante.

O desenho desse parafuso apresenta uma cabeça redonda com um pescoço cônico e roscas na extremidade inferior, num formato de ampulheta que não permite a separação do parafuso do pilar. Durante a fase de confecção do pilar synOcta®, o parafuso é inserido dentro do pilar e depois, um anel é soldado em sua base, não permitindo a separação do conjunto. O pescoço cônico é o responsável pela fixação do parafuso dentro do pilar e a porção das roscas tem a função de apenas conduzir o pilar a sua posição dentro do implante. Temos dois ângulos de conicidade agindo sobre o mesmo pilar, um ângulo externo em contato com a parede do implante e outro interno dado pelo pescoço cônico do parafuso passante.

A geometria da conexão cônica auxilia no travamento do pilar facilitando a fricção entre as partes. A força exercida sobre as paredes do implante suporta os movimentos de cargas laterais até um ângulo de 45°, o que não acontece nas conexões externas hexagonais (Merz et al., 2000). Um pequeno ângulo cônico e um comprimento de contato longo da conexão ampliam as forças de inserção e retenção friccional do sistema (Burguete et al., 1994). A fricção será superior quanto melhor for a precisão da conexão implante-pilar, sendo maior a tensão de pré-carga no parafuso (Binon, 1996; Merz et al., 2000; Bozkaya; Müftü, 2003).

A pré-carga do parafuso está diretamente relacionada ao coeficiente de atrito das superfícies contactantes (Burguete et al., 1994), ao material do parafuso (Bickford, 1995; Binon, 2000), ao desenho da cabeça do parafuso (Jörnégus et al., 1992), ao torque aplicado (Haack et al., 1995), a quantidade de repetidos apertos e desapertos do parafuso (Weiss et al., 2000; Coppédê et al., 2009), ao uso de lubrificante (Teixeira, 2005; Wu, 2008; Tunes, 2012).

O indexador também funciona como um antirrotacional por resistir contra as cargas que tendem a deslocar o pilar sob cargas funcionais. É uma resistência adicional ao afrouxamento do parafuso do pilar protético pois amplia os efeitos da pré-carga (Aboyoussef et al., 2000).

A ciclagem mecânica é um teste laboratorial simulando a função mastigatória. É de real importância para entendermos a ação das forças externas sobre a conexão (Sakaguchi; Borgersen, 1995). A somatória das micro vibrações ao longo do tempo faz com que ocorra um processo progressivo de liberação da pré-carga do

parafuso (Bickford, 1981). Quando essa força externa supera a força que mantém a união, a pré-carga é perdida e o parafuso afrouxa (Binon, 1996).

Ainda não há consenso se as características mecânicas do pilar com parafuso passante são tão boas quanto as do pilar sólido. São poucos os trabalhos que estudaram o torque de aperto e desaperto em pilares com parafuso passante. Perriard et al. (2002) e Çehreli et al. (2004) estudaram a influência da indexação do ponto de vista de resistência à fadiga e não ao afrouxamento. Existe, portanto, uma lacuna na literatura.

Esta mudança de comportamento mecânico motivou as alterações propostas neste estudo, na tentativa de aumentar a resistência do parafuso ao afrouxamento.

Após análise dos métodos descritos para avaliação da fadiga dos implantes (Khraisat et al., 2002; Perriard et al., 2002; Ding et al., 2003; Çehreli et al., 2004; Karl; Kelly (2009), afrouxamento do parafuso (Breeding et al. 1993; Teixeira, 2005; Wu, 2008; Coppedê et al., 2009; Tunes, 2012), influência da ciclagem (Norton, 1997; Nakamura, 2005; Nakao et al., 2006; Coppedê et al., 2009), optamos por utilizar uma angulação de 30° com ciclagem mecânica de $1,0 \times 10^6$ ciclos, carga de 141 N a uma frequência de 2 Hz e torquímetro digital para registro dos torques de aperto e desaperto dos parafusos.

Em primeiro lugar, buscamos verificar o valor de desaperto em relação ao torque de aperto dos pilares synOcta® após a ciclagem mecânica. Os valores médios dos torques de desaperto observados foram de 25,86 N.cm para o grupo controle, abaixo do torque de aperto inicial de 35 N.cm.

Os nossos resultados corroboram os observados por Norton (1999), em que o torque de desaperto foi menor do que o torque de aperto, contrário ao mostrado por Sutter et al. (1993), apesar de que uma comparação direta entre os resultados não possa ser feita visto que são conexões diferentes.

Bozkaya e Müftü (2005) calcularam que o torque de desaperto para pilares sólidos poderia variar entre 85% a 137% do torque de aperto, dependendo do ângulo de conicidade e do coeficiente de fricção. Talvez isso explique a diferença nos valores encontrados por Norton (1999) e Sutter et al. (1993), 85% a 90% do torque de aperto para implantes Astra® e ITI® (11° e 8°) e 124% do torque de aperto para implantes ITI® respectivamente.

Neste trabalho, a primeira hipótese para o auxílio na manutenção do aperto do parafuso foi a adição de um adesivo trava rosca, que supostamente aumentaria

os valores de torque de desaperto. O adesivo não conseguiu melhorar os valores de desaperto, mas também não o prejudicou. Acreditamos que o adesivo agiu como um lubrificante, diminuindo o coeficiente de atrito e aumentando a pré-carga (Haack et al., 1995), porém, a ação adesiva não foi capaz de resistir à ciclagem, ocorrendo um cisalhamento do adesivo. Nossos resultados corroboram os de Breeding et al. (1993) que também aplicou um adesivo anaeróbico na tentativa de diminuir o afrouxamento do parafuso.

A ciclagem mecânica, simulando a função mastigatória, é de real importância para podermos entender a ação das forças externas sobre a conexão (Sakaguchi; Borgersen, 1995). Quando essa força externa supera a força que mantém a união, os parafusos afrouxam (Binon, 1996).

Uma segunda hipótese foi a de que, criando rugosidades na superfície de contato, aumentaria o embricamento entre as partes, melhorando a retenção e a estabilidade (Stamenkovic et al., 2001). Ao jatearmos a superfície cônica com óxido de alumínio, supúnhamos que o jateamento aumentaria o atrito e, conseqüentemente, diminuiria a pré-carga entre os componentes. Os resultados mostraram que o jateamento não piorou nem melhorou os valores de desaperto, indicando valores próximos ao do grupo controle e do grupo adesivo. Valores em concordância com os encontrados por Tunes (2012) apesar da metodologia aplicada ter sido diferente quanto ao desenho do pilar protético e a não ciclagem.

Squier et al. (2002), observaram uma redução em 20% nos valores de desaperto de pilares sólidos anodizados. Ao nosso ver, a anodização pode ter causado uma micro desadaptação entre as partes.

Estudos utilizando repetidos apertos e desapertos são citados na literatura, indicando valores de torque de desaperto menores com o aumento das repetições (Weiss et al., 2000; Coppedê et al., 2009). A explicação para esse fenômeno observado seria que as ranhuras nos pilares causariam rugosidades aumentando o atrito e diminuindo a pré-carga. Resultados contrário aos de Ding et al. (2003) que encontraram até 101% de torque de desaperto depois de 3 apertos e desapertos para pilares sólido, ou seja, o embricamento melhorou o torque de desaperto.

Ao associarmos o jateamento com o adesivo, os valores de desaperto foram superiores ao torque de aperto inicial de 35 N.cm. Acreditamos que o jateamento criou rugosidades e debris e, que, o adesivo ficou retido nas concavidades criadas pelo jateamento estabilizando a conexão, protegendo o pilar contra as forças criadas

pela ciclagem que tendem a liberar a pré-carga do parafuso passante. Nossos resultados apresentaram um torque de desaperto entre 11% e 17% maior que o de aperto. Tunes (2012) conseguiu valores ainda maiores para pilares sólidos, um aumento de pelo menos 50% no torque de desaperto.

Suspeitamos que o pescoço cônico do parafuso passante tenha exercido um papel importante no auxílio da estabilidade da conexão ao criar uma força de aproximação do pilar contra as paredes do implante e outra, entre o pilar e a cabeça do parafuso. Como se houvesse uma força externa e outra interna ao pilar agindo na conexão com o implante.

Para a metodologia aplicada, vimos que o adesivo não foi eficiente para aumentar o torque de desaperto do parafuso (ação adesiva) mas também não diminuiu os valores de desaperto (ação lubrificante). Dessa forma, não descartamos o seu uso para outro fim. Pode ser que ele promova o vedamento biológico sem prejudicar a qualidade mecânica da conexão. Pode ser a solução para a infiltração marginal.

Apesar desse adesivo trava rosca apresentar características biológicas semelhante as das resinas acrílicas, mais estudos fazem-se necessários.

Nesse trabalho, avaliamos apenas o torque de desaperto do parafuso em relação aos artifícios testados. Seria de grande interesse, verificar como se comporta a conexão cônica com indexador ao movimento de arrancamento pois o indexador na função de antirrotacional não permite o torque de desaperto do pilar protético no sentido anti-horário. Perguntas de como se comporta a conexão em si, se a retenção aumenta ou diminui após o desaperto total do parafuso, como a ciclagem influi na conexão seriam algumas pesquisas futuras.

Acreditamos que, independente do desaperto ser menor que o aperto, para os pilares com parafuso passante, a conexão cônica é melhor que as conexões de hexágono externo, podendo os resultados serem extrapolados para outras marcas de implantes.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste experimento, com relação ao torque de desaperto das conexões implante-pilar do tipo cone *Morse* com indexador com parafuso passante, podemos concluir:

- O torque de desaperto no grupo controle foi, em média, 26,11% menor que os valores iniciais de torque de aperto;
- O torque de desaperto dos pilares jateados foi estatisticamente igual ao torque de desaperto do grupo controle;
- O torque de desaperto dos pilares com adesivo foi estatisticamente igual ao torque de desaperto do grupo controle;
- O torque de desaperto dos pilares jateados e com uso do adesivo foi superior quando comparado ao torque de desaperto do grupo controle.

REFERÊNCIAS¹

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2000 Apr;83(4):450-5.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990 Winter;5(4):347-59.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25. Review.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995 Jul;74(1):51-5.

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

Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1995.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94. Review.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996 Nov-Dec;9(6):511-9.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*. 2003 Nov;36(11):1649-58.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

Bozkaya D, Müftü S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J Biomech Eng.* 2004 Aug;126(4):393-401.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005 Jan;38(1):87-97.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983 Sep;50(3):399-410. Review.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

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 Sep-Oct;6(5):435-9.

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

Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Jun;8(3):161-72.

Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Aug;15(4):459-65.

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

Coppedê AR, de Mattos Mda G, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutments types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:624-32.

Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003 Nov-Dec;18(6):865-72.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98. Review.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):537-52. Review.

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

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jan-Feb;14(1):94-100.

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

Hutchinson JW. Plasticity at the micron scale. *Int J Solids Struct*. 2000;37:225-38.

International Standard Organization. ABNT NBRISO 14801: Odontologia – Implantes – Ensaio dinâmico da fadiga para implantes odontológicos endósseos .Rio de Janeiro, 2012.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Spring;6(1):29-36.

Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1990;10(5):340-9.

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 Fall;7(3):353-9.

Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater*. 2009 Nov;25(11):1426-32.

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

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005 Nov;75(2):457-63.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Mar-Apr;12(2):237-42.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Jul-Aug;14(4):516-20.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan;33(1):75-8.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar;20(3):254-61.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):394-400.

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 Jul;86(1):24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998 Jan;42(1):71-89. Review.

Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont*. 2007 Nov-Dec;20(6):623-5.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jul-Aug;15(4):519-26.

Misch CE. *Implantes dentários contemporâneos*. São Paulo: Editora Santos; 1999.

Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent*. 1997 Dec;78(6):582-91.

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]*. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2005.

Nakao E, de Campos TN, Contin I, da Veiga JAL. Efeito das ciclagens térmica e mecânica na redução da retenção de coroas metálicas fundidas e cimentadas. *RPG Rev Pós Grad*. 2006;13(2):157-63.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997 Aug;8(4):290-8.

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent*. 1999 Feb;81(2):159-66.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Oct;13(5):542-9.

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

Scacchi M, Merz BR, Schär AR. The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part 2: 1998-2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:22-32. Review.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:156-8. Review.

Shigley JE. Elementos de máquinas. 1a ed. Rio de Janeiro: Editora Livros Técnicos e Científicos; 1984.

Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002 Jan-Feb;17(1):24-7.

Stamenkovic D, Jovanovic S, Milosevic M. Investigation of the press fit joints by the tribology aspect. Facta Universitatis. Series: Mechanical Engineering. 2001;1(8):1057-64.

Stoeterau RL. Tribologia EMC 5315. Santa Catarina: Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Departamento de Engenharia Mecânica; 2004. Apostila.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The New Restorative Concept of the ITI Dental Implant System: Design and Engineering. Int J Periodontics Restorative Dent. 1993;13(5):409-31.

Tabor D. Friction – the present state of our understanding. ASME J Lubr Technol. 1981;103:169-79.

Teixeira TND. Recobrimentos de carbono amorfo em parafusos de titânio para conexões protéticas [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2005.

Tunes FSM. Efeito do jateamento de óxido de alumínio e uso de selante industrial, na superfície de pilares protéticos Cone Morse, de restaurações implanto suportadas sobre a resistência ao contratorque [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2012.

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

Wuo AV. Mensuração do torque de desaperto do componente protético em conexão do tipo cone-morse em implantes dentários utilizando deposição de carbono sobre a superfície de atrito [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2008.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Toxicidade da resina acrílica (polímero e monômero) da marca Alike® (EUA)

Efeitos	Polímero Alike	Monômero Alike	NTP	IARC	OSHA
Efeitos mutagênicos	Não	Não			
Efeitos teratogênicos	Não	Não			
Toxina reprodutiva	Não	Não			
Carcinogenicidade	Sim	Não	Sim	Sim	Sim
Sensibilização	Não	Sim			

APÊNDICE B – Sinais e sintomas possíveis do adesivo Loctite 277®

Componentes	Efeitos e órgãos alvos
Poliglicol dimetacrilato, 30-60%	Alérgico, irritante
Resina de fumarato de bisfenol A, 30-60%	Alérgico, irritante
Hidroperóxido de cumeno, 1-5%	Alérgico, sistema nervoso central, corrosivo, irritante e mutagênico
Sacarina, 1-5%	Sem órgãos alvos