

FÁBIO SANCHES MAGALHÃES TUNES

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

**São Paulo
2012**

FÁBIO SANCHES MAGALHÃES TUNES

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

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de São Paulo da Universidade de São Paulo – USP, para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas

Área de concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto

São Paulo
2012

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 apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / / 2012

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto Instituição: Faculdade de Odontologia-USP

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Profa. Dr.^a Regina Tamaki Instituição: Faculdade de Odontologia-USP

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi Instituição: Centro da Tecnologia da Informação
Renato Archer

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

A **DEUS** nosso Senhor! PAI benevolente, misericordioso, paciente, amável, onipotente. Obrigado, meu Senhor, por toda capacitação, força, sabedoria, amor e coragem. Obrigado por Teus olhos sempre me vigiarem e por toda Vossa misericórdia em minha vida.

AOS MEUS PAIS **João Magalhães Tunes e Beatriz Sanches Magalhães Tunes**. Pai e Mãe, vocês sempre foram e sempre serão a inspiração de persistência e luta. Obrigado por serem exemplos, em minha vida, de amizade, amor, companheirismo, entrega, persistência, idoneidade, fé e esperança... A vocês, todo o meu amor, respeito, gratidão, carinho, amizade, apoio... Obrigado exatamente por tudo e muito mais... Amo vocês!

Ao amor da minha vida, **Kenia**, por estar ao meu lado, me apoiando e torcendo por mim, abrindo seu sorriso e me trazendo tranquilidade sempre! Principalmente nos momentos mais difíceis. Os momentos ao seu lado são inesquecíveis!

À pessoa mais importante de minha vida. Ao ser mais especial e lindo que vi nascer, meu filho **João Miguel**, fruto do meu amor, e que tem total atenção, dedicação, carinho, e amor incondicional de minha vida. Você nasceu, e o meu ser mudou, melhorei, cresci e entendi o que é a vida.

Aos meus irmãos, **Flávio e Cláudia**, e aos meus cunhados, **Florisa, Alexandre e Viviane, Cristiane**, por serem esses grandes amigos que moram no meu coração! Sem vocês, nada seria feliz, surpreendente e divertido. Obrigado pelo companheirismo e fidelidade!

Aos meus sobrinhos, **Thiago, Rafaela e Isabella, João Victor e Arthur**. A cada dia, vejo a mão de Deus agindo sobre vocês, e a alegria que vocês me trazem quando ao redor.

Agradecimentos

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Pedro Tortamano Neto**, por ter sido extremamente atencioso, prestativo e cordial, ao me acolher, desde os primeiros momentos desta caminhada, com base apenas nas promessas de trabalho árduo; eu, um ilustre desconhecido, provindo das regiões interiores deste estado. Sua competência e seu carisma são motivadores, e ter sido seu orientando durante esse período foi motivo de grande orgulho. Espero ter correspondido à sua confiança, e feito jus às suas expectativas. Um grande abraço fraternal de carinho e agradecimento!

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, por quem tenho imensa admiração, não apenas pelo profissional, mas pela pessoa excepcional que é, sempre disposto a ajudar, calmamente, não só a mim, mas a todos que pedem seu auxílio. Agradeço muito por todos os conselhos, estímulos e apoio que o senhor mui graciosamente me concedeu.

À **Prof.^a Dr.^a Regina Tamaki**, por ser parte de minha banca, pela benevolência e disposição em sempre auxiliar com maestria. Muitíssimo obrigado, professora.

À **Prof.^a Dr.^a Iara Augusta Orsi**, do Departamento de Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, pela confiança e incentivo, e por ter trilhado por parte deste trabalho junto a mim.

À **Prof.^a Dr.^a Dalva Cruz Laganá**, outrora responsável pela área de concentração em Prótese Dentária do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da FOU SP, pela convivência durante esta etapa de minha vida acadêmica.

Aos professores da Disciplina de Prótese Fixa: **Prof. Dr. Ivo Contin, Prof. Dr. José Antonio Lupi da Veiga, Prof. Dr. Matsuyoshi Mori e Prof.^a Dr.^a Tomie Nakakuki de Campos**, pelos ensinamentos neste período de pós-graduação e pelo convívio durante esses anos.

Ao professor da Disciplina de Prótese Total: **Prof. Dr. Atlas Nagamine**, pela paciência e sensatez, as quais aprendi admirar.

Aos **colegas** da Pós-Graduação e do Departamento de Prótese: A convivência com vocês, nossas conversas e risadas, tornaram esta etapa mais leve e divertida de ser cumprida. A todos vocês, de todos os departamentos, muito obrigado por dividir conhecimento e experiências.

A todos os funcionários do Departamento de Prótese, pela atenção e cooperação,

especialmente a **Ana, Lena, Val, Sandra e Cora**.

Aos amigos **Patricia Asanuma Hirayama, Antônio Ramos Neto, José Augusto Conde**, que, independente do tempo ou da distância, me apoiaram e colaboraram de alguma maneira para que esse trabalho fosse concluído.

Ao companheiro **João Antônio Dosualdo**, pelo companheirismo, paciência, auxílio no início deste trabalho e pela disposição em ensinar. Amigo, obrigado.

Aos meus tios **Benedito Moysés e Luzia Sanches**, e prima **Maria Tereza**, pela hospitalidade, amizade, carinho e cuidado comigo nestes dois anos de luta. Obrigado tios e prima.

Aos **amigos do Curso de Prótese Dentária** da ETEC Philadelpho Gouvêa Netto, pela ajuda ao me substituir em algumas aulas, pelo companheirismo e alegria no conviver. Vocês me fizeram forte e perseverante.

Ao **Centro Paula Souza**, pelo afastamento concedido para meu aperfeiçoamento e por me tornar um ser mais humano e compassivo.

Às minhas funcionárias **Gisely e Camila**, pelo incrível auxílio no que diz respeito à solução de problemas em minha ausência na clínica.

Epigrafe

O otimismo é a fé que leva à realização. Nada pode ser feito sem confiança.

Helen Keller

Resumo

RESUMO

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, Faculdade de Odontologia, 2012. Versão Original.

Problemas com desenho de conexões protéticas sobre implantes, microfendas, afrouxamento e, conseqüentemente, perdas das estruturas protéticas reabilitadoras são tópicos frequentes do estudo odontológico. Conexões do tipo Cone Morse, devido às suas características, diminuíram o índice desses problemas, abrindo uma nova perspectiva para o sucesso da prótese sobre implante. Contudo, ainda é frequente encontrar componentes que falham no desempenho, levando à falência da restauração, especialmente quando esses componentes não são bem ajustados, bem fixados ou, ainda, não possuem, na sua geometria, características suficientes para suportar as forças laterais e oclusais de um ciclo mastigatório. O objetivo deste estudo é avaliar a influência do jateamento com óxido de alumínio sobre a superfície externa dos componentes protéticos, separadamente e em conjunto, com um adesivo industrial, em uma tentativa de aumentar os valores de torque de abertura de componentes apertados em seu torque recomendado, pelo fabricante ou menor. Neste ensaio, foram utilizados 36 implantes da marca Straumann®, de 10mm de comprimento com diâmetro de 4,8 mm, os quais foram divididos em 6 grupos: **Grupo 1** = controle, torque de 35 N.cm; **Grupo 2** = superfície jateada com óxido de alumínio (# 320) e torque de 35 N.cm; **Grupo 3** = superfície jateada com óxido de alumínio (# 320) e torque de 25 N.cm; **Grupo 4** = superfície jateada com óxido de alumínio (# 100) e torque de 25 N.cm; **Grupo 5** = superfície jateada com óxido de alumínio (# 320), aplicação de adesivo e torque de 25 N.cm; **Grupo 6** = superfície jateada com óxido de alumínio (# 100), aplicação de adesivo e torque de 25 N.cm, que receberam componentes protéticos sólidos de 5,5 mm de altura, regulares e alterados. As modificações incluídas foram o jateamento com partículas de óxido de alumínio (100 e 320 micras) e o uso de Loctite® 277 como adesivo industrial. Os conjuntos implante-componente foram levados até uma máquina de controle de tração, Instron®, e, após a sua calibração, as amostras dos grupos foram apertadas

em 35 e 25 N.cm, com um conjunto catraca-torquímetro, com checagem visual e registro no *software* acoplado à máquina de ensaio. Após trinta dias, os grupos foram levados à máquina novamente e o conjunto *abutment*-implante foi desapertado, agora somente com registro no *software* da máquina de ensaio. Os valores e porcentagens da diferença entre torque de aperto e desaperto foram avaliados estatisticamente, e comparados entre os grupos. Para todas as associações, o valor de p deveria ser menor ou igual 0,05, para relevância. O grupo Jateado 35 N.cm, 320 micra, não apresentou valores mais altos do que o grupo Controle no momento do torque de desaperto, assim como os grupos Jateados 25 N.cm 100 e 320 micra. Os grupos Jateados 25 N.cm, 100 e 320 micra, com adesivo, mostraram uma resistência por volta de uma vez e meia maior, no torque de desaperto do que o grupo Controle 35 N.cm. As rugosidades criadas pelo jateamento, associadas ao adesivo industrial, elevam sistematicamente os valores do torque de desaperto de pilares sólidos do sistema Cone Morse.

Palavras chave: Conexão de implantes dentários. *Cone morse*. Jateamento. Adesivo.

ABSTRACT

Tunes FSM. Effect of aluminum oxide blasting and use of industrial sealant on the outer abutment surface of the prosthetic morse taper system connection on the untightening torque [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2012.

Problems with design of prosthetic implant connections, microleakage, loosening which leads to loss of rehabilitative prosthetic structures are frequent topics of dental study. Morse taper connections due to its characteristics decreased the rate of these problems opening a new perspective to the success of the prosthesis supported in implant. However, it is still frequent to find components that fail in performance leading to failure of restoration especially when these components are not well adjusted, tightened or do not have in its geometry enough characteristics to support the occlusal and lateral forces in a masticatory cycle. The aim of this study is to evaluate the influence of blasting with aluminum oxide on the outer surface of the prosthetic components separately and in conjunction with an industrial adhesive in an attempt to increase the opening torque values of components tightened on their recommended torque by the manufacturer or less, therefore allowing the dentist an early intervention in the prosthetic rehabilitation. In this test, 36 Straumann® implants of 10mm high and 4,8mm wide were used. They were divided into six groups: Group 1 – Solid abutments control group - 35 N.cm tightened; Group 2 - Solid sandblasted abutments, 35 N.cm – aluminum oxide – 320 microns size particles; Group 3 - Solid sandblasted abutments, 25 N.cm – aluminum oxide – 320 microns size particles; Group 4 - Solid sandblasted abutments, 25 N.cm – aluminum oxide – 100 microns size particles; Group 5 - Solid sandblasted abutments, 25 N.cm – aluminum oxide – 320 microns size particles with glue application; Group 6 - Solid sandblasted abutments, 25 N.cm – aluminum oxide – 100 microns size particles with glue application, which received 5,5 mm high regular and modified solid *abutments*. The included modifications were sandblasting with aluminum oxide particles (100 and 320 microns) and the use of Loctite® 277 as an industrial adhesive. The samples were taken to a traction control test machine, Instron®, and after calibration the group samples were tightened on 35 and 25 N.cm with a ratchet-wrench set with visual check. The data was recorded in a software coupled to the test machine. After thirty

days the groups were brought again to the test machine and the samples were untightened. At this point the resulting data was recorded only in the testing machine software. The values and percentages of the changes between the tightening and loosening torques were recorded and compared among the study groups. For all associations a p-value ≤ 0.05 was considered significant. The group blasted 35 N.cm, 320 microns did not show higher values than the control group at the time of loosening torque as well as groups blasted 25 N.cm 100 and 320 microns. The groups blasted 25 N.cm, 100 and 320 microns with adhesive showed a resistance around one and a half times greater in the loosening torque than the control group 35 N.cm. The roughness created by blasting associated with the industrial adhesive systematically increase the values of loosening torque of solid abutment system morse taper.

Keywords: Dental implants connection. *Morse taper*. Blasting. Adhesive.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 – Mecanismo da conexão. (Boskaya; Müftü, 2005).....	59
Figura 2.2 – Esquema da angulação do aperto do cilindro. (Boskaya; Müftü, 2005)	67
Figura 4.1– Implantes Straumann® regular neck.....	71
Figura 4.2 – Porção interna do implante (Grupo ITI).....	72
Figura 4.3a – Pilar sólido e Figura 4.3b - syn-octa (Grupo ITI).....	72
Figura 4.4 – Pilar sólido (048.051)	73
Figura 4.5 – Medidas do componente <i>cone morse</i> Straumann®.....	74
Figuras 4.6a e 4.6b – Passo de rosca com filetes laminados. (Barbosa, 2006)..	74
Figura 4.7 – Foto da embalagem do Loctite® 277	76
Figura 4.8 – Máquina de ensaio de tração Instron, 5500R	79
Figura 4.9 – Célula de Carga de 50 kgf	80
Figura 4.10 – Montador do implante	82
Figura 4.11 – Corte no implante para receber o antirrotacional.....	82
Figura 4.12 – Adaptação do antirrotacional na base do implante	83
Figura 4.13 – Sistema de inclusão com o delineador Bio-Art® B2	84
Figura 4.14 – Umectação da parte interna com vaselina.....	84
Figura 4.15 – Inclusão em Resina Acrílica na fase líquida até a porção lisa do pescoço protético.....	85
Figura 4.16 – Sistema de parafuso Allen permitindo a remoção da amostra	85
Figura 4.17 – Amostra pronta para o teste.....	85
Figura 4.18 – Chave de condução de componentes sólidos Straumann®.....	87

Figura 4.19 – Base de Teflon para adaptação da porção apical do componente protético	88
Figura 4.20 – Capuz de acrílico com material borrachoide para proteção da porção coronária do componente.....	88
Figura 4.21 – Ângulo e distância para o jateamento.....	88
Figura 4.22 – Dispositivos para o microjateamento dos componentes.....	89
Figura 4.23 – Componente jateado	89
Figura 4.24 – Comparação entre componente jateado e não jateado.....	90
Figura 4.25 – Aplicador do adesivo	91
Figura 4.26 – Aplicação de adesivo industrial, Loctite® 277.....	91
Figura 4.27 – Conjunto catraca-torquímetro Straumann® 046.119 e 046.049...	92
Figura 4.28 – Dispositivo de latão preso em morsa de bancada fixada na base da máquina de tração.....	93
Figura 4.29 – Presilha da máquina de tração, na qual o dispositivo de tração foi fixado.....	93
Figura 4.30 – Conjunto na máquina de tração.....	94
Figura 4.31 – Componentes rosqueados em 25 N.cm.....	94
Figura 4.32 – Componentes rosqueados em 35 N.cm	95
Gráfico 5.1 – Resultados de contratorque.....	102
Gráfico 5.2 – Torque de aperto (Jateado 100 + adesivo) em 25 N.cm	106
Gráfico 5.3 – Torque de desaperto, quebras de picos no vencimento da resistência	106
Gráfico 5.4 – Torque de aperto (Jateado 320+adesivo) em 25 N.cm	107
Gráfico 5.5 – Torque de desaperto, quebras de picos no vencimento da resistência	107

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 - Composição do adesivo industrial (Catálogo Henkel®).....	75
Quadro 4.2 – Desempenho do Loctite® 277 em Resistência. Produto curado após 24 horas em 22 °C	76
Quadro 4.3 – Avaliação da carcinogenicidade dos componentes do Loctite® 277	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 – Resultados do experimento no momento do torque de aperto e desaperto com porcentagens puras.....	98
Tabela 5.2 – Variável Dependente: Diferenças entre Torques (Aperto e Desaperto).....	99
Tabela 5.3 – Teste Estatístico ^{a,b}	100
Tabela 5.4 – Comparações múltiplas.....	101
Tabela 5.5 – Estatística Descritiva para os Grupos de Estudo.....	104
Tabela 5.6 – Resultados de Comparações Múltiplas para grupos de estudo...	105

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C	Graus Celsius
°F	Graus Fahrenheit
3I	Empresa de implantes - Implant Innovation Inc. Palm Beach Gardens, EUA.
Al	Alumínio
AR	Antirrotacional
C	Carbono
Cm	Centímetro
DP (ou dp)	Desvio padrão
EPA	Agência de Proteção Ambiental dos Estados Unidos
EUA	Estados Unidos da América, em inglês (USA)
Fe	Ferro
Gr	Grama
H	Hidrogênio
Hz	Hertz
ISO	Em inglês, <i>International Organization for Standardization</i> , Organização Internacional para Padronização.
ITI	<i>International Team for Implantology</i> , Instituição europeia voltada para o estudo de implantes e afins.
Kg	Quilograma
KN	Kilonewtons
Lbf/pol ²	Libra-força por polegada quadrada
MEV	Em inglês (SEM) - microscopia eletrônica de varredura.
ml	Mililitro
Min	Minuto
Mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
M10	Modelos de parafusos
MPa	Mega Pascal
N	Newtons

n	Quantidade da amostra
N	Força Normal
N.cm	Newton / centímetro
Na	Sódio
O	Oxigênio
Octa	Index localizados dentro de implantes Straumann®
P	Nível de significância
PSI	Em inglês, <i>pound per square inch</i> , libra por polegada quadrada
R	Expressão em implantodontia, expressando liberdade rotacional.
RPM	Rotações por minuto
Si	Silício
Syn-octa	Tipo de componente protético com diminuição de área de contato e parafuso passante, produzido pela empresa suíça Straumann.
Tap	Em inglês, tradução = batida
TE®	Implante imediato para colocação em alvéolos frescos, produzido pela empresa suíça Straumann.
Ti	Titânio
TIS	<i>Tapered integrated screwed-in</i> , componente com parafuso acoplado ou passante
TIF	<i>Tapered interference fit</i> , componente sem parafuso
TPS	Em inglês, <i>Titanium Plasma Spray</i> , camada de titânio aplicada sobre um implante no tratamento de superfície externa
USP	Universidade de São Paulo
U.V.	Luz ultravioleta
μ	Micra
μm	Micrômetro

LISTA DE SÍMBOLOS

%	Porcentagem
<	Menor
+	Mais
-	Menos
±	Mais ou menos
°	Graus
®	Marca registrada
X	Vezes
#	Tamanho de partícula

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	26
2 REVISÃO DA LITERATURA	30
2.1 Problemas com Conexões	32
2.1.1 Afrouxamento de parafuso	33
2.1.2 Desadaptação dos componentes	34
2.1.3 Microfendas entre pilar e implante	34
2.2 Torque de Aperto do Parafuso	35
2.3 Conexão Cone Morse	37
2.4 Pré-Carga e “Solda a Frio”	48
2.5 Fatores que Influenciam a Eficiência da Conexão Cone Morse	59
2.5.1 Atrito	59
2.5.2 Adesividade	62
2.5.3 Ângulos de inclinação de paredes	65
2.6 Forças Envolvidas no Sistema Cone Morse	66
3 PROPOSIÇÃO	68
4 MATERIAIS E MÉTODO	70
4.1 Implantes	71
4.2 Componentes	73
4.3 Adesivo	75
4.3.1 Descrição do produto	75
4.3.2 Biocompatibilidade	76
4.4 Grãos de Óxido e Distância de Impacto	77
4.5 Motor de Bancada e Velocidade	77
4.6 Máquina de Tração	78
4.7 Método	81
4.7.1 Preparo dos implantes	81
4.7.2 Inclusão	83
4.7.3 Tratamento dos implantes	86
4.7.4 Tratamento dos pilares protéticos	86

4.7.5 Torque dos pilares protéticos na máquina Universal Instron	91
4.7.5.1 torque de aperto	92
4.7.5.2 torque de desaperto	96
5 RESULTADOS	97
5.1 Análise Estatística	99
6 DISCUSSÃO	108
6.1 Torque de Aperto e Desaperto	109
6.2 Geometria da conexão	113
6.3 Soldagem a Frio	118
6.4 Coeficiente de Atrito e Propriedades	122
6.5 Adesivo	125
7 CONCLUSÕES	128
REFERÊNCIAS	130
APÊNDICES	143

Introdução

1 INTRODUÇÃO

Em 1977, Branemark et al. estabeleceram os princípios da osteointegração, usando implantes de titânio com componentes protéticos para reabilitar pacientes desdentados totais e, conseqüentemente, a sua função mastigatória.

Esta conexão protética no topo do implante deste sistema preconizado era hexagonal, também chamada de hexágono externo, que era unida por um parafuso passante ao implante e que funcionava como índice protético, e também como mecanismo antirrotacional (Branemark et al., 1977, 1983; Adell et al., 1986; Binon, 1995, 2000a).

Esse sistema, que é muito bem documentado na literatura, apresenta algumas deficiências biomecânicas, levando a problemas como afrouxamento de parafusos e microfendas (McGlumphy, 1993; Martin, 1999a; Khraisat et al., 2004b). Segundo Sones (1998), o sucesso da reabilitação protética tem maior significado do que somente o sucesso da osseointegração do implante; porém, Bozkaya e Müftü (2005) ressaltaram que a segurança e estabilidade da conexão têm, como fatores determinantes, o aperto e desaperto da restauração.

Componentes conectados por parafuso formam uma união parafusada, entre pilar e implante. No apertar do parafuso, uma força é gerada para travamento dessas duas partes, mantendo-as interligadas e estáveis, resistindo ao afrouxamento quando expostas à vibração e à ação de cargas mastigatórias (Binon, 2000a; Nakamura et al., 2006).

O afrouxamento do parafuso, segundo Bickford (1985), ocorre quando forças externas aplicadas a uma união parafusada, como a mastigação, por exemplo, levam a uma efetiva “erosão” da pré-carga nesta junção. O parafuso, sob estas tensões, funcionaria como uma mola esticada pela pré-carga, para a qual esse estiramento fosse mantido por forças de fricção de suas roscas.

Diferentes fatores podem resultar de uma instabilidade da conexão e promover o desparafusamento, tais como torque inadequado, má adaptação do componente protético, desenho da prótese ou do parafuso, carga torcional excessiva e sedimentação de superfícies microrrugosas (Binon; McHught, 1996; Binon, 2000a).

Para sobrepor o problema do desaparafusamento e instabilidade da restauração entre o pilar e o implante, três soluções técnicas foram desenvolvidas. Primeiro, o parafuso do *abutment* foi melhorado em desenho e material para aumentar a pré-carga (Binon, 2000a), Segundo, o torque aplicado no parafuso do *abutment* foi aumentado (Jörneus et al., 1992; Lee et al., 2002), e, terceiro, uma conexão com partes contactantes e presas por força de atrito foi desenvolvida, chamada de cone morse (Sutter et al., 1993; Scacchi et al 2000; Norton, 1999). Ainda o uso de adesivos anaeróbios foi sugerido, entretanto, sem muita eficiência (Breeding et al., 1993).

A origem da conexão cone morse não origina-se da odontologia e sim da mecânica, por meio de Stephen A. Morse, em 1864, e na odontologia, esse sistema foi adaptado e introduzido à linha de implantes dentários que anteriormente disponibilizavam apenas dois modelos de adaptação protética: o padrão Branemark® de hexágono externo e a conexão de hexágono interno.

“Cone Morse” foi então um termo originário da indústria de ferramentas que designa um mecanismo de encaixe ao qual um pino cônico é adaptado dentro de uma cavidade cônica, e Binon (2000a) descreve implantes cone morse “verdadeiros” como aqueles que não teriam roscas nos parafusos, como, por exemplo, implantes da marca Bicon®. Apesar disso, o termo “cone morse” se difundiu para caracterizar todos os encaixes cônicos internos de implantes dentários.

A eficiência da conexão, a qual depende dos valores do aperto e desaperto, segundo Bozkaya e Müftü (2005), pode ser aumentada se alguns fatores forem alterados, tais como diâmetro da junção cone, a profundidade das paredes da conexão, a pressão de contato e o coeficiente de atrito.

Alguns trabalhos demonstram que reabilitações com esse tipo de conexão são bastante estáveis e previsíveis, contudo, os valores de contra-torque são menores do que os valores para torque, (Norton,1997, 1999, 2000a; Levine, 1997, 1999; Geng et al., 2001; Schwarz, 2000; Çehreli et al., 2004; Ding et al., 2003; Mangano et al. 2009)

Este trabalho visa estudar os resultados sobre os valores de contra-torque, alterando-se o coeficiente de atrito por meio do jateamento da superfície externa do componente protético com partículas de óxido de alumínio, e, ainda, obter a adesão

por meio do uso de uma fina película de adesivo industrial, diminuindo a energia superficial sobre a microrrugosidade criada no componente protético, agindo como lubrificante, em um primeiro momento, e proporcionando adesividade, após a sua cura.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

No atual estágio da implantodontia moderna, um dos tópicos que ainda merecem atenção é o tipo de conexão protética utilizada na reabilitação com próteses fixas ou removíveis sobre implantes. No mercado, a facilidade de se encontrar conexões do tipo *butt join*, ou hexágonos internos, é grande. Contudo, quase todas as empresas que fornecem implantes com estas conexões têm incorporado em seus catálogos alguns implantes que apresentam plataforma do tipo *cone morse*, especialmente no Brasil.

Binon (2000b), revisando a prótese sobre implante, descreveu a evolução dos implantes e componentes, relatando cada sistema, bem como a classificação das conexões protéticas, em relação ao tipo de interface pilar/implante, forma e superfície do implante.

Existem mais de vinte diferentes tipos de configurações desta interface que necessitam se adaptar. Segundo o autor, a conexão pilar/implante é geralmente descrita como uma conexão interna ou externa, diferenciada pela presença ou ausência de uma característica geométrica que se estende acima da superfície coronal do implante. Essas conexões permitem um movimento de acomodação para se conseguir o encaixe desejado, no qual existe um pequeno espaço entre as partes, tornando essa conexão passiva; ou, ainda, como uma união onde o encaixe se dá por fricção, cujo espaço entre os componentes é inexistente ou mínimo, e as partes são literalmente forçadas a se adaptar.

As superfícies de contato também podem ser caracterizadas como uma união de topo, que consiste em juntar duas superfícies planas em ângulos retos e também a união angulada, na qual as superfícies são anguladas externa e/ou internamente. A superfície de união também pode incorporar um desenho que inclua uma configuração de resistência rotacional ou estabilização lateral. Dessa forma, a geometria pode ser octogonal, hexagonal, cone hexagonal, cilíndrica hexagonal, entre outras, e sua importância reside no fato de ela ser um dos determinantes primários da força e estabilidade de união, bem como da estabilidade rotacional e de localização. A conexão hexagonal externa é a mais relatada na literatura, devido ao

seu extenso uso clínico (Binon, 2000b).

Em próteses parciais e unitárias, a junção fica exposta a forças laterais, levando ao desaparafusamento do parafuso, com índices na literatura entre 6% e 48% dos casos (Binon, 2000b). Modificações no desenho do parafuso e o torque controlado recomendado melhoraram essa junção, mas não eliminaram o problema do afrouxamento. Uma grande variedade de conexões foi projetada e desenvolvida para vencer as limitações inerentes à conexão hexagonal externa. Ainda segundo Binon (2000b), as conexões internas demonstraram, em testes mecânicos, melhores propriedades mecânicas, como boa resistência, mínima rotação, estabilidade do parafuso e excelente tolerância de usinagem, resultando em uma interface mais estável.

Em relação aos componentes, alguns fatores colaboram na estabilidade da junção, tais como uma ótima tolerância e adaptação entre as partes, liberdade rotacional mínima, propriedades físicas dos materiais melhoradas, e uma aplicação de torque recomendado. Com respeito a situação clínica, número, diâmetro e comprimento dos implantes, são importantes nesta estabilização uma adequada distribuição dos implantes no arco, o controle das cargas oclusais dirigidas pelo longo eixo do implante, a eliminação dos *cantilevers* e a adaptação passiva da prótese (Binon, 2000b).

2.1 Problemas com Conexões

O afrouxamento de conexões, a desadaptação dos componentes protéticos e as microfendas entre as partes têm sido relatados por vários autores (Jemt et al 1991; Quirynen; Steenberghe, 1993), e essas complicações têm sido relatadas em todas as conexões em diferentes escalas, mas, em particular, em reabilitação de dentes unitários (Geng et al., 2001; Schwarz, 2000). Melhorias no desenho da conexão e melhorias nos materiais foram realizadas e obtiveram-se bons resultados (Misch, 1999). Dentre os principais problemas encontrados nas conexões, têm-se:

2.1.1 Afrouxamento do parafuso

Os valores de torque de remoção são outro indicador bastante relevante para avaliação da estabilidade das conexões, e este torque reverso (torque de remoção) sofre influencia do valor da pré-carga remanescente no parafuso após a fadiga/funcão (Cibirka et al., 2001).

Valores de torque de remoção próximos ou superiores aos valores de torque de aperto indicam um bom prognóstico para as conexões em questão. A razão crucial para a soltura do pilar protético do implante em uma conexão é a perda da pré-carga do parafuso e porções envolvidas do pilar protético, e o resultante desparafusamento ou falha por fadiga do material do parafuso (Steinebrunner et al., 2008).

Fratura de componentes e implantes também são ocorrências frequentes em conexões tipo *butt-join*, quando associadas com implantes finos e curtos, por criar uma resistência desproporcional e cargas excessivas. Fraturas por falta de resistência do material, assim como forças torcionais exageradas pelo mau posicionamento dos implantes, ou escolha errada de componentes protéticos que não transmitem cargas no longo eixo do implante, podem contribuir para o afrouxamento do parafuso e, conseqüentemente, da restauração (McGlumphy, 1993).

A soltura de conexão por fratura de parafuso pode-se originar em falhas na cabeça do parafuso devido ao material e ao desenho do parafuso, que são problemas ocorrentes em restaurações. Excesso de cargas vibratórias, má adaptação das partes do sistema, componentes similares de outros fabricantes aumentam a lista. Torque de aperto inadequado e tipo de conexão determinam também falhas nas restaurações implanto-suportadas (McGlumphy, 1993).

A falta de adaptação passiva é considerada também um problema em próteses suportadas por implantes. Assunção et al. (2009) avaliaram o efeito de diferentes níveis de desadaptações unilaterais angulares na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de titânio em restaurações implanto-suportadas unitárias. De acordo com os autores, desadaptações unilaterais em ângulos influenciam na

manutenção da pré-carga e, quanto maiores as desadaptações, maiores serão os decréscimos da pré-carga.

2.1.2 Desadaptação dos componentes

O desajuste entre pilar (*abutment*) e implante são causas de falhas do parafuso de retenção, por isso a adaptação passiva entre as interfaces deve existir, eliminando a situação de desajuste entre os hexágonos (Binon, 1996, 2000a, 2000b).

As desadaptações podem ser classificadas como: vertical, horizontal, angular e rotacional (Assunção et al., 2011), e desajustes de 10 μm são capazes de sobrecarregar os parafusos que fecham a interface, comprometendo a estabilidade da conexão, permitindo microfendas (Sakaguchi; Borgensen, 1995).

2.1.3 Microfendas entre pilar e implante

Microfendas entre pilar e implante podem ser divididas em microfendas estáticas e dinâmicas. As estáticas estão geralmente associadas à má adaptação das partes constituintes da restauração, ou ao não assentamento passivo dos componentes após fundições. Componentes de várias empresas colocados sobre implantes de outras empresas também colaboram para a presença de *microgaps*. As microfendas dinâmicas são aquelas originadas pelos micromovimentos resultantes das cargas funcionais, sejam estas cargas oclusais, laterais e oblíquas, surgindo em restaurações que, porventura, não apresentem microfendas estáticas, ou aumentando as já existentes (Martin, 1999a). Torques inadequados, fragilidade dos componentes e tipo de conexão agravam esses problemas (Martin, 1999b; Khraisat et al., 2004b).

Conexões com *cone morse* apresentam algumas vantagens biológicas sobre os outros sistemas, com melhor selamento de microfendas entre o implante e o pilar, o que reduz, de forma significativa, a infiltração bacteriana pela interface

implante/pilar, mas não completamente (Martin, 1999b). Mas, já com a diminuição do contingente bacteriano, isso reduziria, portanto, a reabsorção óssea ao redor do implante, possivelmente afetando sua estabilidade a longo prazo.

Outros autores realizaram uma revisão da literatura para avaliar a incidência de complicações mecânicas nos diversos tipos de sistemas de implantes e verificaram baixa incidência dessas complicações nos sistemas de implantes que utilizavam conexões do tipo cone morse, o qual possui um sistema peculiar de torque de aperto de parafuso (Schwarz, 2000; Godacre et al., 2003).

2.2 Torque de Aperto do Parafuso

A tensão gerada no parafuso no momento de um torque de aperto é chamada de pré-carga. A estabilidade de uma conexão protética é obtida por meio da pré-carga durante o torque de aperto com uma força compressiva, que é exercida no parafuso, enquanto a cabeça deste se encaixa no pilar e as suas roscas se encaixam dentro do corpo do implante. No torque de aperto, o parafuso se alonga e pressiona as duas partes, mantendo-as juntas, criando uma força de travamento (Burguete et al., 1994; Dixon et al., 1995; Binon, 2000a; Khraisat et al., 2004a; Khraisat et al., 2004b).

McGlumphy (1993) acreditava que havia vantagens para um possível desparafusamento, dentre as quais destacavam-se a avaliação do implante, a inspeção do tecido mole, a retirada de possíveis cálculos, e reparos e/ou substituição da prótese quando necessário.

Na tentativa de melhorar a pré-carga final de um parafuso, alguns autores sugerem que dois apertos de parafuso no dia da instalação da prótese sobre implantes seriam mais eficazes, sendo o segundo de um a dez minutos após o primeiro (Breeding et al., 1993; Binon et al., 1994; Dixon et al., 1995; Binon, 2000b; Khraisat et al., 2004a; Att et al., 2006).

Ainda Burguete (1994) e Bickford (1995) relatam três métodos para apertar um parafuso: (1) por meio do uso de um torquímetro; (2) por meio de um medidor de

ângulo, no qual se observa a deformação angular necessária do parafuso para seu aperto; ou (3) por meio do uso de um torquímetro associado a um medidor de ângulo, o que tornaria a aplicação de torque mais precisa. Os autores sugerem o desenvolvimento de um dispositivo capaz de transmitir adequado torque aos parafusos, avaliando a quantidade de graus necessária para o aperto dos mesmos, uma vez que um medidor de ângulos pode ser capaz de identificar um problema de falta de adaptação passiva entre os componentes, tornando-se um elemento de diagnóstico da adaptação.

Contudo, as principais desvantagens deste tipo de sistema hexagonal parafusado são: micromovimentos devido à pouca altura do hexágono (0,7 mm em média), que podem causar afrouxamento do parafuso, afrouxamento do pilar, e até mesmo fratura do parafuso. Esta conexão possui um centro de rotação elevado, reduzindo a resistência a movimentos rotacionais e laterais, criando uma microfenda entre o implante e o pilar, que aumenta o contingente bacteriano e auxilia na reabsorção óssea ao redor da região cervical do implante (Maeda et al., 2006).

Assim, diferentes tipos de interfaces pilar/implante foram desenvolvidas (Binon, 2000a; Jokstad et al., 2003). Junções internas ao implante, com diferentes desenhos, foram criadas, tais como hexágono interno e *cone morse*, que é um tipo de união cônica.

De uma maneira geral, junções internas têm demonstrado melhores resultados mecânicos em relação à estabilidade mecânica da união quando comparados com junções externas (Möllersten et al., 1997; Khraisat et al., 2002; Sahin et al., 2002; Lang et al., 2003; Akour; et al., 2005; Kitagawa et al., 2005). Relatos clínicos e científicos de implantes com junção cônica interna mostram índices de desaperto de parafuso muitos baixos (Palmer et al., 1997; Nordin et al., 1998; Levine et al., 1999; Norton, 2001; Mangano; Bartolucci, 2001; Abboud et al., 2005; Wennström et al., 2005; Norton, 2006).

Martin et al. (2001) descreveram algumas medidas preventivas e/ou corretivas para evitar esse desaparafusamento e, ainda, outros problemas com as conexões: implantes em posição correta, evitar a presença de *cantilevers*, manter os contatos oclusais entre cúspides e fossas, e, ainda, os materiais apropriados na composição deste parafuso, como ouro, e em torques recomendados, diminuem drasticamente o afrouxamento dos parafusos passantes.

2.3 Conexão Cone Morse

Sutter et al. (1993), auxiliaram no desenvolvimento de um importante sistema de conexão que fosse estável sob a ação de forças laterais e oclusais, possível de ser copiado e transferido para modelos de laboratório, passíveis de reversibilidade, quando da necessidade de verificar próteses executadas sobre estes, principalmente em peças extensas, nas quais os implantes não se encontram paralelos e, ainda, em implantes em que o ombro se localizava subgingivalmente, suprindo assim as demandas mecânicas, biológicas e estética das restaurações.

Ainda no trabalho de Sutter et al. (1993), vários desenhos foram testados na busca de uma melhor conexão resistente entre as partes (implante e *abutment*), e o desenho final era composto por uma porção apical, a qual encaixava na porção interna coronal do implante, que continha uma parede de angulação de 8 graus e uma porção final deste cone de 2 mm. Várias cargas foram aplicadas como torque de aperto e desaperto, em várias posições com cargas estáticas e dinâmicas, contudo, neste trabalho de Sutter et al., poucos detalhes mecânicos, como altura de parede da conexão e coeficiente de atrito empregados, foram descritos.

No desenho desenvolvido por Sutter, a conexão providencia um assentamento friccional, eliminando, segundo o autor, o risco de perda do torque de aperto ou rotação do componente protético, eliminando um parafuso extra para assentamento desta segunda parte.

Torques máximos de 400 N.cm foram aplicados nas conexões cônicas contra os 125 N.cm apresentados por conexões regulares de assentamento com ângulo de 90 graus, do tipo *butt join*, o que possibilitou ao autor encontrar resultados entre 10% e 15% mais altos no torque de desaperto quando comparados ao torque de aperto.

Este fato este contrapunha os valores regulares de 10% menor para conexões hexagonais. Depois de testes de dois milhões de ciclos, percebeu-se que esse tipo de desenho de conexão não apresentava diminuição no torque de desaperto, o que não era observado nas conexões hexagonais. Assim, o autor concluiu que a conexão, em sua parte cônica, funcionava como um amortecedor de cargas, evitando afrouxamento de parafusos, ou surgimento de fraturas, assim como alívio do parafuso condutor da conexão. Esses componentes são primeiramente apertados

manualmente e posteriormente podem ser ainda mais apertados por uma catraca e chave condutora em angulação específica de 30 graus. Isto é equivalente a um torque de 50 N.cm, resultando em torque final não linear em 35 N.cm com chave e catraca.

Como conclusão, Sutter et al. (1993) também relatam que qualquer conexão cônica metálica com 8 graus, ou menos, de parede nos componentes pode gerar um assentamento com um imbricamento mecânico muito forte, chamado de “solda a frio”.

Existem, dentro do princípio *cone morse*, duas divisões que dependem principalmente do tipo de condução do *abutment* por meio do implante. O primeiro sistema, atualmente o mais utilizado, é um tipo de conexão que contém uma parte cônica com paredes com as mais variadas inclinações e uma porção que conduz essa parte cônica até o assentamento final por meio de um parafuso, integrado ou passante a conexão. **TIS**: *Tapered integrated screwed-in* (Bozkaya; Müftü, 2005). Dentre as empresas que fabricam esse tipo de conexão estão Straumann®, Astra®, Nobel Biocare®, algumas nacionais como Neodent® e Conexão®.

O segundo é o tipo **TIF**: *Tapered interference fit*, tipo de conexão protética, que também possui partes cônicas em ambos os componentes (implante e componente protético) que são assentadas sob a ação de um *tap* (batida, martelada) na parte oclusal desse componente que desliza internamente à conexão sobre as paredes laterais do leito receptor, levemente mais estreito do que o componente (Binon, 2000a), exercendo uma força de atrito nas paredes, criando uma deformação plástica nessas paredes, garantindo a fixação (Bozkaya; Müftü, 2003).

A eficiência da conexão é definida como a razão da força de remover sobre a força de inserção, e essa inserção do componente provoca o aparecimento de deformação plástica em todas as paredes, garantindo a fixação. Dentre alguns exemplos, o mais conhecido mundialmente é o Bicon® (Bozkaya; Müftü, 2003).

A força de união da conexão *cone morse*, que é proporcional à força de inserção, evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial, seja esta conexão *cone morse* do tipo TIS ou TIF (Bozkaya; Müftü, 2003).

Conexões do tipo *TIF* dependem de um *tap* (não controlado) para inserção do componente e essa inserção incontrolada pode gerar uma deformação plástica na

parede do implante que, quando supera mais 0,1 mm, transfere forças para a tábua óssea, o que pode resultar em perdas ósseas peri-implantares, dentre outros problemas. Conexões que são conduzidas ao seu leito por parafusos passantes ou integrados, que realizam o assentamento das partes constituintes da conexão e posteriormente relaxam, mantêm-se estáveis devido ao atrito criado pelas partes contactantes da conexão (Bozkaya; Müftü, 2003).

Norton (1997) realizou um trabalho avaliando a resistência de componentes de diferentes tipos de conexão protética. Foram feitos dois testes: o primeiro, avaliando a resistência dos componentes diretamente sobre os implantes, e o segundo, avaliando a mesma resistência, só que agora entre os componentes que se assentavam sobre os componentes protéticos intermediários parafusados sobre os implantes. Foram avaliados implantes Branemark® (hexágono externo) e implantes Astra® com cone morse. Sobre esses implantes, usaram-se componentes Estheticone® para implantes Branemark® no segundo teste devido à similaridade de formato com os componentes Astra®. Esses componentes foram incluídos e fundidos no mesmo laboratório e pelo mesmo técnico, porém, com diferentes metais, (ligas de titânio para Astra® e ouro para os componentes Branemark®). As seis unidades de cada sistema foram testadas com torques utilizados de acordo com as instruções de cada fabricante, sendo 20 N.cm para Branemark® e 8 N.cm para Astra®, aproximadamente o torque conseguido manualmente. Sob a ação de vigas, o teste foi realizado em uma máquina de controle de tração e pressão. O ponto de aplicação da força foi a 4 mm da parte interna do cilindro e uma célula de carga de até 100 N, e com um amplificador gravou-se os resultados com uma fidelidade de dados de até 0,05 mm. Os dados foram gravados em um programa de computador Labtech Control e um *software* Matlab para avaliar os dados. Sequências de carregamento e descarregamento foram executadas com aumento de carga para avaliar a região elástica e o deslocamento de carga. O teste era feito até a falha do componente ou carga máxima preconizada. O teste foi executado com a velocidade de deslocamento de carga de 1 mm/minuto com 0,3 mm de limite de deformação plástica. Isso foi utilizado para ambos os testes. Para o teste 01, o primeiro ponto de deformação plástica de 0,3 mm foi com carga de 52 N com média de momento de 131,5 N.cm para implantes com conexão cônica e de 64,5 N.cm em carga de 25 N para implantes com conexão de hexágono externo. O momento máximo de força foi

de 203 N.cm para Astra® em carga de 81 N, resultando em uma fratura na zona crítica e de 126,2 N.cm com carga de 50 N para implantes Branemark®. No teste 02 (componentes sobre componentes), a primeira deformação plástica foi percebida em 99,4 N.cm (carga de 40 N) para Astra® e de 72,5 N.cm (carga de 29 N) para componentes sobre implantes Branemark®. O momento máximo foi de 186,6 N.cm (carga de 75 N) para Astra® e de 130,5 N.cm (carga de 52 N) para Branemark®. O propósito deste trabalho era avaliar a resistência entre componente e implante, e cilindros de ponte fixa sobre os componentes. O autor concluiu que as conexões cônicas (tipo cone morse) e os componentes de interface para ponte nesse sistema foram dramaticamente melhorados devido ao tipo de conexão que resiste melhor às forças laterais, o que melhora a estabilidade da prótese suportada por esse tipo de conexão.

Levine et al. (1997) conduziram um estudo multicêntrico retrospectivo, avaliando o sistema ITI® de implantes (hoje Straumann®) em restaurações unitárias com seis meses, ou mais, de carga. Foi avaliada a taxa de sobrevivência de implantes Straumann® em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, e os problemas associados com esse tipo de restauração. Cento e setenta e quatro implantes foram colocados em 129 pacientes (85 mulheres e 44 homens), coletados em 12 clínicas nos Estados Unidos. Além da data limite, nos critérios de inclusão, deveria constar que estas restaurações fossem carregadas há 6 meses ou mais, cimentadas (em alguns centros) e parafusadas (em outros centros). Exames clínicos e radiográficos foram realizados e a média da qualidade óssea reportada foi de osso tipo II. Os 92 implantes foram restaurados com restaurações parafusadas com componentes octa e 82 cimentadas usando componente sólido como pilar. O implante predominante era o regular de 4,1 mm de diâmetro com plataforma protética de 4,8 mm. Nenhum implante falhou. Quanto a problemas na restauração, 8,7% das restaurações parafusadas oclusalmente sofreram perda de retenção. Não houve fratura de parafuso ou de implante. Afrouxamento de três componentes sólidos foram reportados, gerando uma taxa de insucesso da restauração de 3,7%. A taxa de sobrevivência desses tipos de restaurações foi de 97,2% para seis ou mais meses de avaliação.

A baixa taxa de perdas de parafusos (3,6%) encontrada por Levine et al. (1997) foi resultado, segundo o autor, de uma combinação entre o desenho do implante que

contêm paredes de 8 graus de inclinação, juntamente com o torque aplicado, o que sugere que a conexão cone morse amortece as vibrações e micromovimentos durante a função desses componentes. Todos os componentes do estudo de Levine et al. (1997) eram de titânio, e com o baixo número de perdas de parafuso o estudo sugere que o titânio é o material apropriado para torques máximos de aperto. Como conclusão de Levine (1997), implantes Straumann® com seus tipos de conexões parecem ser uma ótima alternativa para restaurações unitárias cimentadas ou parafusadas.

Levine et al. (1999) reproduziu o mesmo trabalho sob o ponto de vista de uma avaliação a médio prazo com dados colhidos de dois ou mais anos de carga. A metodologia foi a mesma usada em 1997, e foram avaliados 81 implantes restaurados com próteses parafusadas e 76 coroas cimentadas. Nesse tempo, foram observadas, em restaurações parafusadas, perdas de parafuso (afrouxamento) em 22,2% dos implantes com um elemento perdido, curiosamente, a grande maioria em dentes anteriores. Somente mais um *abutment* sólido se perdeu nesse período, o qual foi reapertado, e a coroa, recimentada, gerando uma taxa acumulativa de 5,3%, nesses dois estudos. Conclui o autor que os componentes sólidos, quando comparados ao octas, levam alguma vantagem, principalmente na absorção de cargas e dissipação de energias, prolongando a resistência da conexão.

Levine et al. (1999) ainda acrescenta que conexões implantares são realmente um problema frequente no meio odontológico. Esses problemas acontecem mais em restaurações unitárias posteriores cimentadas ou parafusadas. Contudo, os problemas vistos tanto nas coroas cimentadas quanto nas parafusadas foi mínimo, com uma leve vantagem para as coroas cimentadas, sugerindo que ambos os estilos de restauração sobre componentes protéticos do tipo cone morse auxiliam no sucesso a longo prazo nesse tipo de reabilitação para dentes posteriores unitários.

Scacchi et al. (2000) relatam que em 1985 houve o aparecimento de implantes e *abutments* em duas partes, notando que isso não influenciava a osteointegração, até então acreditada, dependente dos implantes submersos. Com o advento dessa teoria, especialmente para ser usada em restaurações unitárias, o implante poderia ter algumas opções em componentes, permitindo uma flexibilidade na escolha e também no uso de restaurações provisórias, melhorando a cicatrização dos tecidos

e condicionamento dos mesmos. Assim, para permitir essa flexibilidade de escolha da conexão, Sutter et al. (1993) introduziram no sistema ITI® a conexão cone morse, que aumentou significativamente a precisão da conexão e a proteção desta às forças de remoção e instabilidade da conexão por meio da área de superfície específica e ângulos das paredes em 8 graus. Isso cria basicamente um travamento por meio de fricção, muito usado na engenharia mecânica e industrial. Qualquer superfície cônico-metálica que se acople ao seu receptáculo e que tenha 8 graus ou menos cria um assentamento por fricção. Essa teoria suporta o dado que a força de remoção de um componente deveria ser entre 7 e 24% maior do que a força de aperto, usando o torquímetro específico para estes apertos, o que, comparado com o sistema regular de parafusos, que é 10% menor do que a força de aperto, desperta uma grande vantagem no seu uso (Sutter et al., 1993).

O índice de desaparafusamento entre implantes e componentes, e entre componentes e prótese, é muito alto. Isso ocorre demasiado porque a dissipação de forças oclusais atuantes nos parafusos criam tensões extras que podem ultrapassar o valor da pré-carga de apertamento do parafuso, ou, ainda, fraturas de componentes devido a vários fatores, e, simplesmente, um afrouxamento de parafuso pode acontecer, devido frequentemente ao estilo da conexão (Merz et al., 2000).

A pré-carga do parafuso do pilar protético é fator determinante para a estabilidade da conexão, afirmam Akça et al. (2003). Entretanto, na conexão cone morse, as cargas laterais são contrapostas principalmente pelo desenho cônico que previne o pilar de falhar. Nesse estudo conduzido por Akça et al. (2003) com elementos finitos, cargas estáticas verticais e oblíquas de 300N foram aplicadas em cada amostra. Na carga vertical, a tensão de Von Mises concentrou-se em torno da conexão implante-pilar protético no tronco do parafuso e em torno do colar do implante. Já a carga oblíqua resultou no aumento da tensão no colar do implante, que foi próximo da resistência do titânio - 690 MPa.

Wiskott et al. (2004) e colaboradores, avaliando a resistência de conectores Straumann® sob a aplicação multifatorial de cargas, propuseram algumas modificações nos componentes usando pilares padrão parafusados, um cilindro metálico parafusado sobre um syn-Octa®, um cilindro cerâmico parafusado sobre

um syn-Octa®, um pilar cimentado sobre implantes e um componente de resina composta parafusado sobre o implante. O propósito desse estudo era avaliar a resistência desses componentes sob a ação de cargas multivetoriais em torno de 10^6 ciclos.

Os componentes individualizados sólidos foram apertados em 35, 70 e 140 N.cm. Os componentes syn-Octa® foram parafusados sobre o implante com 35 Nc.m e os componentes parafusados sobre o syn-Octa® também apertados com 35 N.cm. Os componentes cerâmicos foram apertados sobre os mesmos com 15 e 35 N.cm. Os componentes fabricados para esse estudo foram cimentados com cimento dual e os componentes realizados com resina composta foram aperados em 35 N.cm. O número de amostras foi dependente do teste e o número máximo era de 10 amostras. A resistência à fadiga de conector padrão parafusado, conector metálico parafusado, e o conector cerâmico apertado em 35 N.cm mostrou uma diferença pequena de resultados. A resistência de fadiga do componente fundido e cimentado sobre o implante foi aproximadamente metade do que os conectores parafusados, e o componente experimental de resina composta obteve somente 30% do valor da resistência dos parafusados. Como conclusão, aumentando-se a pré-carga nos componentes parafusados padrão e nos componentes cerâmicos, aumenta-se a resistência à fadiga. Esse estudo demonstrou a superior resistência de componentes padrão Straumann®, parafusados como componentes sólidos sobre os cimentados e os passivamente assentados.

Çehreli et al. (2004) analisaram a conexão cone morse sob a ação de fadiga em ação cíclica e com um aparelho que mede a mobilidade de implantes e componentes chamado Periotest. Foram comparados *abutments* de uma e duas peças sob o ponto de vista de resistência à fadiga. Os autores acreditavam que o desenho da conexão influenciava a resistência ao contra-torque, resistência à fadiga clínica e resistência ao micromovimento causado por cargas laterais. Foram utilizados 16 implantes Straumann® com syn-Octa® interno. *Abutments* syn-Octa® para coroas cimentadas e *abutments* sólidos foram divididos em dois grupos iguais. Cada conjunto recebeu uma coroa cimentada. Cargas axiais e laterais foram aplicadas com picos de cargas girando em torno de 75 Newtons + ou – 5 N em um ensaio de 500.000 ciclos com 0,5 Hz, e em um ângulo de 20 graus. Antes do experimento e a cada 100.000 ciclos, o Periotest foi utilizado e os dados, gravados.

Os torques de remoção foram também medidos ao final do teste. Todos os *abutments* e implantes permaneceram clinicamente imóveis e não apresentaram nenhum sinal de falha mecânica. Os valores obtidos para o Periotest foram similares e estatisticamente insignificantes. Contudo, os componentes sólidos apresentaram um torque de remoção superior aos componentes syn-Octa® com respeito ao torque de remoção. Os componentes apresentaram sinais de uso na parte do cone morse e não na parte do parafuso condutor, o que significa que a carga é realmente dissipada na região cônica da conexão, protegendo as roscas do parafuso condutor. Como conclusão, os autores descrevem que os componentes com conexão cone morse são previsíveis a longo prazo, mantendo a resistência da conexão e da prótese. Componentes sólidos possuem um torque de remoção mais elevado do que os componentes syn-Octa®, revelando que a fricção foi uma característica decisiva na manutenção da pré-carga da conexão. Infelizmente, os componentes syn-Octa® retiveram uma substancial parte do torque aplicado na região do seu parafuso. Entre os *abutments* sólidos, apenas um foi superior ao 100% do torque de aperto aplicado e a média foi de 8% menor no torque de remoção, concluindo que a “solda a frio” não aconteceu, provavelmente devido à alteração interna dos implantes Straumann®, diminuindo a área de contato entre componente e implante. Contudo, mesmo não havendo “solda a frio”, os componentes foram suficientemente resistentes às cargas aplicadas, mantendo a estabilidade da conexão.

Ding et al. (2003) conduziram um trabalho avaliando a modificação interna dos *abutments* da Straumann® que possuem cone morse. O estudo foi feito com torques repetidos e torques reversos, assim como submeteu os conjuntos implantes/componentes a tensões com inclinação de 30 graus de angulação de incidência. Três grupos com 12 conjuntos foram divididos em implante regular mais componente sólido, implante com a modificação interna syn-Octa mais componentes sólidos e implantes com desenho syn-Octa® mais componentes syn-Octa®. Todos os componentes foram incluídos em blocos de resina acrílica apertados em 35 N.cm como preconizado pelo fabricante e os torques de remoção foram gravados. Como resultado houve uma diferença significativa entre as amostras com respeito ao torque de remoção. Os conjuntos syn-Octa® implante mais syn-Octa® *abutment* tiveram torque de remoção mais baixos (29,5 + ou – 0,9 N.cm) do que os conjuntos com *abutments* sólidos em implantes com octa (34,1 + ou – 1,7 N.cm) ou regulares

(35,2 + ou – 1,5 N.cm), e também mostrou diferença significativa sob a ação de força em 30 graus. As cargas para fratura dos conjuntos com *abutments* sólidos foram maiores (media de 313.8 libras) do que o conjunto syn-Octa® implante mais syn-Octa® *abutment* (281,3 libras). Contudo, e com diferenças significantes entre os conjuntos, a alteração com um índice octagonal interno nos implantes não reduziu significativamente a resistência da conexão, as quais podem ser indicadas para reabilitar casos anteriores e posteriores.

Nedir et al. (2006) lideraram um grupo de pesquisadores que realizaram em clínicas particulares uma avaliação das complicações protéticas em implantes da marca Straumann® (com *cone morse*) com oito ou mais anos de acompanhamento. O estudo foi dividido em próteses removíveis e fixas, em 236 pacientes, os quais possuíam 538 implantes. Na avaliação somente do grupo de próteses fixas (265 próteses em 383 implantes), encontravam-se próteses cimentadas e/ou parafusadas. Entre as complicações encontradas, pode-se destacar a perda de estabilidade em alguns *abutments* (dois casos), fratura de *abutment* (um caso), com uma taxa acumulativa de sobrevivência de 99,2%, o que evidencia um bom resultado desses componentes a longo prazo. Os autores concluem que complicações acontecem tanto com próteses removíveis como com próteses fixas, mas que isso é bem menor em implantes com conexão tipo cone-morse, e esses resultados eram compatíveis com os encontrados por equipes multidisciplinares das universidades.

Avaliando a geometria de conexões em implantes com sistemas cone morse, e se a micromovimentação dinâmica na interface implante– pilar interferia na resistência ao contra-torque, Meng et al. (2007) estudaram três tipos de pilares para o sistema de implantes Straumann®. Implantes Standart®, syn-Octa®R e syn-Octa® TE®, foram submetidos a um milhão de repetições com forças variando entre 10 N a 250 N, com 15 Hz, em situações semelhantes com as orais (presença de saliva artificial e temperatura semelhante ao de raízes dentais). As diferenças no desenho do pescoço do implante resultaram em diferenças na micromovimentação da interface implante/pilar intermediário; os implantes syn-Octa® TE® usados em conjunto com pilares sólidos mostraram um resultado melhor quanto à resistência ao afrouxamento em relação aos outros dois tipos porque apresenta na sua parte interna uma maior dimensão de parede na sua porção cervical, além de possuir

internamente uma configuração octagonal com uma diminuição da área de superfície contactante, com uma subsequente melhor quantia de pré-carga para o torque recomendado. Mesmo após os ciclos não houve perda da integração mecânica do parafuso e da interface. As micromovimentações durante os ciclos foram variadas nos sistemas, sugerindo que a macro e microrrugosidade das paredes exerceram um bom efeito mecânico na resistência da conexão quando associadas com componentes sólidos.

Quek et al. (2008) avaliaram o efeito da quantia de torque e o desenho do sistema de implante no desempenho de resistência à fadiga de quatro sistemas. Os sistemas testados foram Branemark-CeraOne®, 3i Osseotite-STA®, Replace® Select-Easy *abutment* e Lifecore Stage-1®-COC. Os conjuntos eram presos em dispositivos especiais, nos quais uma das porções se prendia à máquina de testes, e o conjunto foi colocado nesses dispositivos até o segundo passo de rosca, imitando a reabsorção do nível ósseo. Os componentes foram inseridos nos implantes com um torquímetro (BTG60CN- Tonichi, Tokyo, Japan). O torquímetro foi calibrado para uma precisão de até 0,6 N.cm. Os torques aplicados foram os recomendados para cada sistema, e algumas variações como 20% mais e 20% menos. Os grupos foram divididos em 12 com, 5 amostras cada. O torque usado foi de 35 N.cm de torque na interface. A máquina de fadiga usou 14 Hz, e a ciclagem foi de 5×10^6 ciclos. As amostras que falharam foram analisadas sob a luz de um microscópio de 40 X, e um microscópio eletrônico de varredura examinou as superfícies fraturadas das amostras que falharam. Os resultados foram que três das 15 amostras Branemark® falharam. Nove das 15 do grupo de 3i falharam (implante e *abutment*). No grupo de Replace®, uma amostra falhou, das 15 testadas, e do grupo Lifecore®, cinco dos componentes falharam. Especificamente no grupo Lifecore®, que usa sistema *cone morse*, todos os componentes que falharam, fraturaram na base do parafuso na saída do cone da conexão. Como conclusão, não houve nesse estudo diferença estatística entre os sistemas testados com respeito ao número de ciclos utilizados e quanto ao torque aplicado. Contudo, diferença estatística foi notada entre os grupos de menos 20% de torque e 20% mais de torque, o que demonstrou a importância da aplicação do torque recomendado pelo fabricante.

Dailey et al. (2009), estudaram o deslocamento axial dos *abutments* sobre a ação de aperto dos componentes em implantes e replicas, e o seu deslocamento na

possível chance de não assentamento entre as peças ou a não passividade das próteses sobre eles cimentadas, ou parafusadas. Nesse estudo, foram utilizadas vinte amostras, divididas em dois grupos com dez conjuntos pilar/implantes, e dez conjuntos pilar/réplicas da companhia *Astra*®. O mesmo operador executou o aperto dos conjuntos com torquímetro e em intervalos de 5 N.cm na aquisição de dados, gerando torques desde 0 N.cm a 45 N.cm. Para todos os grupos houve sempre um deslocamento axial do componente em cada incremento de torque. Para o grupo de implante, os valores giraram entre 7 e 12 µm, e para o grupo da réplica, os valores foram entre 6 e 21µm. De 0 a 45 N.cm, o deslocamento total para o grupo do implante foi de 89 µm, e para o grupo de réplica foi de 122µm. Como conclusão, sempre haverá um deslocamento axial do componente, tanto para o aperto clínico em boca como para o aperto em réplicas para confecção laboratorial de próteses, o que, somado às não precisões dos passos laboratoriais, pode criar uma desadaptação entre as próteses e os componentes, mais do que 50 µm, inviabilizando a finalização de casos.

Mangano et al. (2009), em um trabalho prospectivo, avaliaram 1920 conexões implantares cone morse após 4 anos de função em carga mastigatória. As próteses eram próteses parciais fixas com 364 unidades restauradas, 53 próteses de reabilitação fixa arco completo e 67 unidades de *overdenture*. Vários aspectos foram avaliados, dentre eles, a taxa de problemas com este tipo de conexão cone morse, com resultados baixos de desparafusamento de componentes dos implantes. Como conclusão, os autores relatam que a conexão cone morse representa uma escolha de sucesso e segurança para reabilitações parciais e totais devido à estabilidade mecânica, que reduz complicações nas próteses.

Mangano et al. (2010), também em um estudo prospectivo multicêntrico, avaliaram clinicamente conexões tipo cone morse em restaurações unitárias. Os 307 implantes foram avaliados em 12, 24, 36 e 48 meses após o carregamento com próteses, e sob vários aspectos, dentre estes, complicações com a conexão. Baseados nos resultados desse estudo, os autores concluíram que esse tipo de conexão parece se mostrar ideal na reabilitação com implantes em dentes unitários, pois mostrou um pequeno índice de insucesso, girando em torno de 0,66% de falhas nos elementos avaliados.

2.4 Pré Carga e “ Solda a Frio”

A tensão gerada nos componentes que envolvem o sistema de conexão (parafuso, componente e implante) no momento de um torque de aperto é chamada de pré-carga. (Burguete et al., 1994; Dixon et al., 1995; Binon, 2000a; Khraisat et al., 2004a; Khraisat et al., 2004b). O torque de apertamento é de grande importância para a manutenção da pré-carga na junção de um parafuso (Jörneus et al., 1992).

Testes mecânicos em ambiente laboratorial de implantes com junções cônicas internas, ou *cone morse*, têm apresentado excelente estabilidade da conexão protética (Sutter et al., 1993; Binon et al., 1994; Möllersten et al., 1997; Norton, 1997, 1999, 2000a, 2000b; Romanos; Nentwig, 2000; Merz et al., 2000; Khraisat et al., 2002; Perriard et al., 2002; Çehreli et al., 2004; Kitagawa et al., 2005; Erneklint et al., 2006). Além disso, cálculos analíticos sobre diferentes parâmetros de implantes com junção interna mostram que este tipo de interface teoricamente poderia resultar em grande retenção e estabilidade da prótese (Merz et al., 2000; Perriard et al., 2002; Sahin et al., 2002; Bozkaya e Müftü, 2003; Akour et al., 2005; Bozkaya; Müftü, 2005; Kitagawa et al., 2005; Chun et al., 2006; Maeda et al., 2006).

O valor de pré-carga é também influenciado pelo desenho do relacionamento entre o parafuso e o componente protético (Jörneus et al., 1992; Sakagushi; Borgensen, 1995). De acordo com o torque aplicado, são a liga metálica do parafuso, a liga metálica do intermediário, o desenho da cabeça do parafuso, o lubrificante e a tolerância mecânica com o intermediário que determinam a pré-carga (Jörneus et al., 1992; Burguete et al., 1994; McGlumphy et al., 1998; Haack et al., 1995; Sakagushi; Borgensen, 1995; Carr et al., 1996; Gratton et al., 2001; Pesun et al., 2001; Bozkaya; Müftü, 2003; Khraisat et al., 2004c; Bozkaya; Müftü, 2005).

Em um torque de aperto, aplicado em um parafuso novo, existe sempre um ajuste entre as irregularidades das faces de contato chamado de assentamento do parafuso (Binon et al., 1994; Binon, 2000b; Winkler et al., 2003). Mas, se esse procedimento for repetido algumas vezes, fará com que as superfícies das roscas percam atrito e se tornem menos rugosas, alterando valores no torque de aperto e desaperto (Jörneus et al., 1992; Weiss et al., 2000; Binon, 2000b).

Ricciardi Coppedê et al. (2009) investigaram, por meio de torques repetidos de aperto e desaperto, com e sem carga oclusal, o índice de perda de valores de torques de desapertos. O valor para torques de desaperto caiu, atingindo níveis críticos, inversamente proporcional ao número de repetições nos componentes sem carga e com carga simulada, este último com valores um pouco melhores, concluindo os autores que desapertos desnecessários devam ser evitados.

Barbosa et al. (2011) avaliaram a perda do torque inicial usando parafusos novos de pilares e após sucessivos apertos. Os parafusos foram usados durante três repetições de apertos e os valores de torque e contra-torque aplicados foram mensurados a partir de um torquímetro digital para obtenção dos valores de perda do torque inicial (%). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos, e os autores puderam observar que a porcentagem de perda de torque inicial foi menor quando os parafusos já haviam sofrido a aplicação do primeiro torque, mantendo-se estáveis após os demais torques.

A magnitude do torque aplicado mostra uma relação direta com o índice de pré-carga obtido, mas a resistência do parafuso e a resistência da interface osso/implante limitam este torque (Khraisat et al., 2004b).

A pré-carga máxima aplicada sobre os parafusos deve ser de 70% a 80% da carga máxima, para que os mesmos possam suportar o torque sem que ocorra deformação plástica ou fratura (Patterson; Johns, 1992).

Burguete et al. (1994) realizaram uma revisão a respeito das características de aperto para uniões parafusadas, em que o objetivo foi definir a quantidade de torque desejado a ser aplicado e, também, identificar o melhor método para isso. Segundo os autores, apertando uma conexão, consegue-se uma ótima pré-carga, que irá maximizar a resistência da conexão, porque recebem a influência de forças de fricção entre os filetes de rosca e sob a cabeça do parafuso. O coeficiente de fricção é dependente da dureza das roscas, do acabamento das superfícies, da quantidade e da propriedade dos lubrificantes, e da velocidade de aperto. Os autores ainda apontaram que o uso de um pequeno ângulo de conicidade e um comprimento de contato de paredes longas ampliam as forças de inserção e a retenção friccional do sistema de conexão, achados também pesquisados por Norton (1999), que complementou que essa retenção friccional também dependeria de: (1) natureza do

material utilizado, (2) valores de pressão de contato, (3) propriedades de algum filme lubrificante, (4) rugosidade da superfície de contato, (5) tempo de contato entre as partes contactantes e (6) presença de corpos estranhos na área de contato.

O parafuso pode ser entendido como uma mola estirada, sendo que uma parte da junta está comprimida (*abutment*/implante) e outra parte está estirada (parafuso). A tensão criada no parafuso quando apertado é conhecida como pré-carga (Shigley, 1984). A maioria dos componentes da conexão sofre deformação elástica, mas alguma deformação plástica também pode ocorrer nos filetes de rosca. A quantidade de pré-carga ideal depende do limite de resistência ao escoamento da liga do parafuso, das cargas oclusais sobre ele aplicadas e do desenho do parafuso (Binon, 2000a). A pré-carga recomendada não deveria ultrapassar 75% do limite de resistência ao escoamento da liga utilizada na fabricação do parafuso, evitando assim deformação plástica e possível fratura.

Vários fatores podem afetar a pré-carga e a estabilidade da conexão, tais como desenho do parafuso (Jörnégus et al., 1992; Binon et al., 1994; Binon, 2000a), quantidade de torque aplicado (McGlumphy, 1993), tipo de liga (Haack et al., 1995; Jaarda et al., 1995; 1996; Rambhia et al., 2002; Martin et al., 2001), tipo de dispositivo utilizado para gerar torque (Jaarda et al., 1993; Goheen et al., 1994; Dellinges; Curtis, 1996; Gross et al., 1999a; Pesun et al., 2001; Tan; Nicholls, 2002), velocidade de aperto do operador ou do dispositivo (mecânico ou eletrônico), (Standlee; Caputo, 1999), processo de fabricação dos parafusos (Jaarda et al., 1995), rugosidade das superfícies (Rambhia et al., 2002), presença de lubrificante no parafuso e fadiga do parafuso (Patterson; Johns, 1992; Binon; McHugh, 1996; Gratton et al., 2001), liberdade rotacional (Binon; McHugh, 1996; Binon, 1996), tipo e desenho do *abutment* utilizado (Carr et al., 1996; Aboyousséf et al., 2000; Cibirka et al., 2001; Tan; Nicholls, 2002; Standlee et al., 2002), número de vezes que o parafuso é apertado/desapertado para fixação do *abutment* (Weiss et al., 2000), e cargas oclusais (Sakaguchi; Borgensen, 1995).

Segundo Bickford (1995), o afrouxamento dos parafusos de uma conexão ocorre em dois estágios. Primeiro, forças externas aplicadas sobre a conexão, como, por exemplo, a mastigação, levam a uma efetiva degradação da pré-carga na conexão. O parafuso, nessa situação, funcionaria como uma mola, esticada pela pré-carga, pela qual esse estiramento é mantido por forças de fricção de suas

roscas. Forças axiais ou transversais que causem uma pequena quantidade de deslizamento entre as roscas liberam um pouco da tensão desse estiramento e uma pequena quantidade de pré-carga se esvai. Nesse momento, quanto maior a pré-carga na união, maior será a resistência ao afrouxamento, isso porque as forças de fricção entre as roscas são maiores e uma grande quantidade de forças externas será requerida para causar deslizamento entre elas. Em um segundo estágio do afrouxamento, a pré-carga já estará abaixo de um valor crítico, reduzindo a resistência a ponto de qualquer ação de força externa ou vibração causar o desparafusamento, levando a conexão, nesse estágio, a falhas. Segundo os autores, torque e pré-carga dependem do coeficiente de fricção entre as roscas, da geometria delas e das propriedades dos materiais envolvidos, sendo o primeiro o mais importante. O coeficiente de fricção depende da dureza do material, do polimento da superfície, da quantidade e propriedade do lubrificante, e da velocidade do aperto. Quando se diminui a quantidade de lubrificante, aumenta-se o coeficiente de fricção. Ainda segundo Bickford (1995), para manter uma velocidade de aperto dentro dos limites é aconselhável o uso de um controlador de torque eletrônico.

No aperto de parafusos novos, a energia é inicialmente dispendida na progressiva suavização das asperezas das superfícies em contato, alcançando o encaixe da rosca, o alongamento do parafuso e, assim, gerando a pré-carga (Haack et al., 1995).

Norton (1999) realizou um importante trabalho, avaliando as propriedades da “solda a frio” em dois implantes com conexão protética cone morse. Os sistemas empregados foram Straumann® e *Astra*®, os quais são fabricados com cones internos em 8 e 11 graus, respectivamente. O sistema *Astra*® ainda foi avaliado sob dois diâmetros, 3,5 mm e 4,0 mm, permitindo a comparação entre os implantes com 11 graus de inclinação de parede com uma área de contato de 15,3 mm² e 27,9 mm². Para implantes Straumann®, essa área era de 23,2 mm². Os testes foram feitos em dois ambientes, seco e úmido, com uso de saliva artificial, e com simulação de temperatura corpórea em 37 graus Celsius para banhar os implantes.

Para ambos os testes, seco e úmido, duas séries distintas foram realizadas. Séries com baixo torque, entre 4 a 50 N.cm, e testes com altos torques (com componentes novos) com valores que partiam de 100 N.cm até 300 N.cm. Quatro

implantes Straumann® e cinco implantes *Astra*® foram usados para cada série de testes. Além de tudo, em duas amostras de cada implante, e na série de torques altos, um tempo de espera foi aguardado, entre 10 e 60 minutos para avaliar se a deformação elástica (reco elástico) do componente interferiria no torque de desaperto. Ainda para dois implantes *Astra*® de 4,0 mm, esse tempo de espera foi realizado em torque de 300 N.cm também.

Segundo Norton (1999), torques de desaperto são expressos em uma porcentagem de torques de aperto, sendo que 100% ou mais sugeriria uma “solda a frio”. Os dados foram submetidos à análise estatística, em sistema não paramétrico de Pitman, para determinar esta correlação entre torque de desaperto e torque de aperto. O teste de Fisher foi utilizado para determinar alguma variação entre seco e úmido, e o teste de Mantel foi usado para avaliar os dados entre as amostras. Três unidades de cada tipo de implante foram testadas para avaliar o torque requerido para fraturar os componentes. Para a série de torques baixos, nenhuma das amostras excedeu 100% do torque de aperto, exceto uma unidade de *Astra*® 4,0 mm, que foi percebida com 101% de um torque de 50 N.cm. Para a mesma série de torques, porém com torques em ambientes úmidos, também nenhuma amostra excedeu os 100% do torque de aperto. Também houve nessa série duas amostras que excederam 100%, ambos Straumann, com torque de 40 e 50 N.cm. Para séries de altos torques, em ambiente seco, nenhum dos 3,5 mm *Astra*® excederam os 100% do torque de aperto. Em 100 N.cm, a média de torque de desaperto foi de 113% para implantes *Astra*® 4,0 mm e 104% para Straumann®, respectivamente. Com implantes *Astra*® 4,0 mm, em torque de 300 N.cm, a média do torque de desaperto foi de 109%, com falhas de componentes em torno de 302 N.cm, sendo que a fratura aconteceu no topo do parafuso. Nos implantes Straumann®, a 300 N.cm, todas as unidades falharam com fratura em cisalhamento em uma média de torque de 194 N.cm.

Para testes feitos em ambientes úmidos, implantes *Astra*® de 3,5 mm tiveram todas as amostras com torques de desapertos abaixo de 100% do torque de aperto, com média de fratura em 204 N.cm. Em 100 N.cm de aperto, a média de valores para desaperto foi de 109% e 103% para *Astra*® 4,0 mm e Straumann®, respectivamente, e 104 % para *Astra*® em 300 N.cm. A média da fratura foi de 205 N.cm para Straumann® e 311 N.cm para *Astra*® de 4,0 mm, com falhas

acontecendo na mesma área crítica das amostras testadas a seco. Nas amostras individuais, para tempo de espera de 10 e 60 minutos, nenhum aumento aparente do torque de desaperto foi percebido para qualquer dos ambientes, seco e úmido, os quais também não apresentaram torque de desaperto superior a 100% do torque de aperto. Houve estatisticamente uma significância na correlação entre torque de aperto e torque de desaperto para todas as unidades testadas. Avaliando-se as amostras do ambiente seco contra úmido, no teste não paramétrico de Fischer, não houve diferença estatística entre as amostras.

Para séries de alto torque, apesar da notória diferença entre os sistemas, os dados foram inadequados para serem avaliados estatisticamente. Porém, em torques de 100 N.cm, quanto ao torque de desaperto em relação ao torque de aperto, o teste de Mantels revelou que existe uma diferença significativa estatisticamente entre *Astra*® 3,5 mm e *Straumann*®.

O estudo revelou que, apesar do número de amostras ser pequeno, existe uma forte correlação entre o torque de aperto e desaperto, que teve uma média de 80% em torques clinicamente relevantes. “Solda a frio” aparentemente ocorreu, segundo o autor, em torques altos, como 100 N.cm ou mais, e somente quando esse torque foi aplicado em componentes novos. Valores de 113% para *Astra*® e 104% para *Straumann*® podem ter uma correlação com os diferentes tamanhos de áreas de contato entre as paredes das conexões, e por isso devem ser avaliados com cautela. Os dados avaliados revelam também que os componentes não apresentam facilidades para fraturarem, mas tudo deve ser avaliado com atenção. Assim, pode-se concluir que em níveis relevantes de torques (20-40 Ncm) o torque de desaperto foi em torno de 80 a 85% de todas as unidades testadas, e a “solda a frio” não ocorreu. Essas amostras se comportaram da mesma forma em ambientes secos e úmidos, com uma leve diferença de valores, porém, não relevantes estatisticamente, o que não garante que a saliva seja um fator de problemas com este tipo de conexão.

O tempo de espera nas amostras selecionadas parece não poder ser demonstrado nestas unidades testadas e o único fator a ser levado em consideração para aumentar o valor do torque de desaperto foi o aumento da área de interface entre implante e componente.

Mas a conclusão de Norton (1999), neste trabalho, revelou que em torques

cl clinicamente relevantes, nenhum problema foi visto em relação à reversibilidade de conexão.

Norton (2000a) avaliou *in vitro* a resistência da conexão cônica usando as mesmas marcas de implantes de 1999, *Astra*® e *Straumann*®. Seis unidades foram testadas para cada sistema, e cada unidade foi avaliada, seguindo as instruções de torque de cada fabricante, 25 N.cm para *Astra*® e 35 N.cm para *Straumann*®. Todo equipamento utilizado foi similar ao descrito no trabalho de 1999, com algumas melhorias no registro dos dados. Os implantes foram incluídos em viga rígida, incluindo o pescoço dos implantes *Astra*®, e deixando o pescoço dos implantes *Straumann*® expostos. Os *abutments* foram apertados por um anel de aperto e suportados por dois blocos cilíndricos separados em 100 mm, os quais foram utilizados para aplicar a carga por meio de uma célula de carga montada em Máquina Adamel Dy 31, aplicando tensões entre 0 e 500 N. As medidas de força foram gravadas e o *software* da Matlab foi usado para analisar os dados e os desenhos das curvas dos dados. Testes com alta carga foram feitos, aumentando-se a força, e com um tracionamento constante de 1 mm/minuto, até a força induzir a fratura do componente ou até a carga máxima. A análise estatística foi feita sob o teste de Fisher com 5% de nível de significância. Deformações maiores do que 0,3 mm eram consideradas como deformação plástica e, para implantes *Astra*®, a média de torque até essa primeira deformação foi em 417,6 N.cm contra 252,6 N.cm para *Straumann*®. A carga máxima para implantes *Astra*® foi de 550,7 N.cm e para *Straumann*® essa carga foi de 326,9 N.cm. Os resultados da análise estatística demonstraram uma diferença significativa no ponto de primeira deformação plástica e na falha dos componentes nos dois sistemas. Como conclusão deste trabalho, Norton descreve que a incorporação de um desenho cônico no componente protético otimiza a resistência do implante às forças laterais. Os diferentes tipos de desenhos avaliados mostraram diferenças nas posições das primeiras deformações plásticas e nos pontos de fratura, mas isso pode ter sido influenciado pelo tipo de desenho do trabalho. Ambas as conexões com suas diferenças estruturais oferecem uma considerável resistência às forças de torção laterais desfavoráveis. Contudo, a grande conclusão de Norton é que em níveis relevantes de forças nenhum problema antecipou a falha do componente protético para qualquer dos sistemas avaliados.

Segundo Weiss et al. (2000), a resistência à perda do parafuso nos sistemas

cone morse tem sido associada a uma diminuição significativa no micromovimento neste tipo de desenho em relação aos desenhos geométricos do tipo hexágono externo e octágono interno. Com o torque de aperto exercido em todas as partes contactantes, a pré-carga aumenta e a união do parafuso gradualmente torna-se mais resistente às cargas externas. Os autores simularam a perda de estabilidade da conexão por meio do relaxamento da conexão e o uso repetido da conexão, resultando assim na avaliação da perda de torque como resultado de múltiplos e consecutivos fechamentos (apertos). Dessa forma, pode-se avaliar a perda do torque como consequência destes apertos. Isto foi feito entre as amostras de um sistema e entre os sistemas avaliados. Foram avaliados sete sistemas de implantes de cinco marcas comerciais, com cone morse, conexões internas e externas. Os procedimentos foram realizados mais de duzentas vezes repetidos por dois operadores, e os dados foram avaliados pelo Teste de Anova e Bonferroni. Todos os sistemas testados tiveram perdas progressivas de torque de remoção, com diferenças significativas estatisticamente. Implantes e conectores Straumann®, Alpha Bio® e Spline® tiveram os valores, após duzentos ciclos, mais altos, o que resultou nas seguintes conclusões. Sistemas que mantiveram, após os ciclos, valores médios a altos de torque de remoção continham na sua formação paredes cônicas que se encaixavam por sistemas friccionais, cone morse. Assim, deve-se evitar a repetição ao máximo em apertar e desapertar componentes, evitando o seu desgaste interno das paredes friccionais (diminuição do coeficiente de atrito) e redução dos valores de desaperto.

Behneke et al. (2000) avaliaram, em um estudo prospectivo, 114 Implantes Straumann® com conexões cone morse, colocados em 55 pacientes, restaurados com 68 próteses, observados durante cinco anos. Nesse tempo, cinco implantes falharam e 15 implantes foram perdidos no acompanhamento, com um taxa de sobrevivência de 95,3%. Apesar da avaliação ser de observação da osteointegração, um dado importante foi a taxa de perdas de parafusos oclusais que ocorreram em oito das 68 restaurações (12%), na grande maioria, durante o primeiro ano de carga, e nenhum implante ou *abutment* fraturou.

Alguns fatores alteram a pré-carga e a estabilidade da conexão, segundo Binon (2000a), tais como a rugosidade superficial, o relaxamento embutido, as cargas

externas, a interação elástica, a fricção, a temperatura, os fluidos corrosivos, a flexão, a torção, a desadaptação, e a falta de alinhamento entre os componentes, a rigidez, a tolerâncias de usinagem, as vibrações, a fadiga, o desenho do parafuso, a proteção do parafuso e a incompatibilidade de material. Segundo o autor, 90% do torque é perdido por calor e pela resistência friccional entre as superfícies de contato e por qualquer componente que impeça o assentamento entre os componentes, tais como desajustes e falta de alinhamento. Somente cerca de 10% do torque aplicado é usado para manter a estabilidade da conexão. Quando do torque, há um achatamento das microrrugosidades existentes devido à compressão gerada pelo contato entre as superfícies metálicas; quando essas superfícies se deformam, uma acomodação entre as superfícies acontece e a distância microscópica entre elas se reduz. Com isso, a tensão no parafuso diminui, e, conseqüentemente, a pré-carga. Esse relaxamento é chamado de relaxamento embutido, ou acomodação das superfícies (*settling*), e depende do tempo, do material e da rugosidade das superfícies. Segundo o autor, para reduzir esse efeito, o parafuso deve ser apertado no torque requerido e, após cinco minutos, deve-se realizar um reaperto com o mesmo torque aplicado. O autor ainda dá sua opinião sobre o que se constitui um parafuso frouxo: “Qualquer parafuso que requer um quarto de volta, ou mais, para atingir a sua pré-carga ideal, embora não se detecte nenhuma mobilidade clínica no abutment ou prótese”.

Um estudo conduzido por Khraisat et al. (2002) avaliou a resistência à fadiga e o modo de falha de implantes em dois sistemas de conexão. Foram utilizados implantes com hexágono externos do tipo Branemark® e implantes Straumann® com conexão cone morse. Esses implantes foram incluídos em um bloco de resina acrílica e colocados a 3 mm mais alto da margem da resina, simulando uma reabsorção óssea, permitindo que toda a carga a ser aplicada ficasse na região crítica de ambas as conexões. Copings foram fundidos, adaptados e cimentados com fosfato de zinco sobre os componentes. Forças de 0 a 100 N foram aplicadas, perpendicularmente ao longo eixo dos conjuntos implante-pilar, para simular seis anos de implante em função, usando 1.800.000 ciclos com frequência de 75 ciclos/minuto. Como resultado, todos os implantes com conexão de hexágono externo falharam com fratura do parafuso de retenção do pilar intermediário e as

amostras do sistema cone-morse não apresentaram falhas até o final deste conjunto de ciclos. Como conclusão, os autores relatam que o parafuso da conexão hexagonal é a parte mais fraca do sistema e o sistema cone morse mostrou um maior resistência a fadiga. Essa superioridade de resistência se deve à dispersão da carga funcional pela interface da conexão, principalmente nas paredes, onde aconteceria a “solda a frio”, resultando em um alta resistência às forças laterais.

Simom e Caput (2002), avaliando torque de remoção de implantes provisórios na maxila e mandíbula, descreveram um método de calibração de torquímetro Straumann® em máquinas Instron®. A medida de torque utilizado foi a manual e visual. A única diferença para um torquímetro Straumann® regular é que os autores inseriram na escala de aferição uma graduação de meio em meio milímetro, com topes plásticos para precisar a leitura visual. O torquímetro foi aferido, usando um torno em miniatura para a transferência de rotação gerado pelo torquímetro à polia do torno mecânico, o que foi conectado por meio de um cabo na célula de carga da máquina teste. Assim, o torque aplicado no torquímetro era mensurado no *software* da máquina teste com precisão. A calibração foi feita sob a visão de uma lupa de aumento de 4,3 vezes de aumento, tendo um resultado com precisão de mais ou menos 1 N.cm. Nesse trabalho, a calibração foi realizada três vezes antes de ir para a remoção do implante temporário na boca do paciente.

Schwarz (2000) fez um levantamento das complicações de implantes dentais. Dentre as complicações, ele cita alguns problemas relacionados com a conexão protética, dentre as quais as complicações com parafusos da conexão. Pré-carga adequada, precisão do assentamento entre as partes e características antirrotacionais no desenho do conjunto componente/implante podem ser considerados como fatores críticos e primordiais para uma boa conexão. Conjuntamente a estes fatores, pode-se destacar também a fadiga do metal usado nos componetes, facilitando micromovimentos e o desaparafusamento da conexão. O autor, em todos os itens e em seus comentários, cita os problemas em conexões tipo hexágono, com um alto índice de insucesso, fato que, segundo o mesmo autor, não é encontrado em conexões tipo cone morse, de acordo com as referências que ele pesquisou. Como conclusão, ele cita que forças oclusais adversas levam a complicações em conexões implantares, principalmente na região posterior, em molares, onde a carga mastigatória é por volta de três vezes mais intensa do que em

regiões anteriores, e isso em conexões tipo hexágono, mas que, em conexões tipo cone morse, estas se mostram mais seguras e previsíveis quanto a essas complicações.

Lang et al (2003), percebendo a importância do coeficiente de atrito para a estabilização de componentes, avaliaram valores de coeficiente de atrito na tentativa de determinar o melhor coeficiente gerado na pré-carga para manutenção de componentes protéticos. Realizaram este estudo por meio de análises de elementos finitos realizados especificamente para cada amostra e cada marca. Atingir o valor preciso da pré-carga, alcançada entre parafuso do componente e o implante no momento do torque de aperto, tornam-se o maior e o mais crítico objeto de estudo na distribuição de cargas dinâmicas no conjunto implante-componente. Os autores também citam que o torque de aperto é considerado igual à pré-carga no parafuso da conexão, e isso depende de vários fatores anteriormente descritos. Os modelos de elementos finitos foram realizados para implantes, componentes e parafusos, das diversas marcas. Em um primeiro momento, os componentes foram apertados nos torques recomendados, avaliando-se os coeficientes de atrito durante e após os apertos, e com coeficientes de atrito atingindo os 0,20 foram estabelecidos, e os torques alcançados foram gravados, notando-se que o torque final alcançado estava aquém do esperado. Simulando a diminuição do coeficiente de atrito para 0,12, melhores valores foram alcançados com os torques recomendados pelas companhias e para atingir a pré-carga desejada de 75% do torque máximo. Assim, o melhor coeficiente de atrito deveria ser menor, em 0,12, o que mostra a influência do coeficiente de atrito entre os componentes do sistema de implantes, alterando significativamente a pré carga atingida durante o processo de aperto, melhorando a estabilização da conexão. Quando torques são aplicados em parafusos novos, a energia é expandida nas irregularidades da superfície rugosa da face do componente. Após o encaixe do parafuso, as irregularidades da superfície são aplainadas e um torque adicional é aplicado com a alongação do parafuso, criando-se uma pré-carga.

2.5 Fatores que Influenciam a Eficiência da Conexão Cone Morse

2.5.1 Atrito

A força de atrito é a força tangencial resistindo ao movimento relativo de duas superfícies que são pressionadas uma contra a outra com uma força normal. A ação de dois corpos em contato, um dos quais, pelo menos, está em movimento ou, ainda, somente o contato entre dois corpos sob a ação da força normal é chamada de força de atrito; e Amontons (1699, apud Adams et al., 2003) e Coulomb (1785, apud Adams et al., 2003) descreveram que essa fricção é a divisão entre força de fricção (fricção dinâmica) sobre a força normal, o que resulta no comumente chamado coeficiente de fricção cinética.

O componente sólido é inserido no implante com um torque de aperto, e este causa interferência na porção cônica e avança o parafuso, o qual causa nos passos de rosca do componente e do implante um engajamento com forças positivas, chamada assim de pré-carga (Bozkaya; Müftü, 2005). Os parâmetros que afetam o mecanismo da conexão estão mostrados na **Figura 2.1**, o que representa o componente protético como um cilindro.

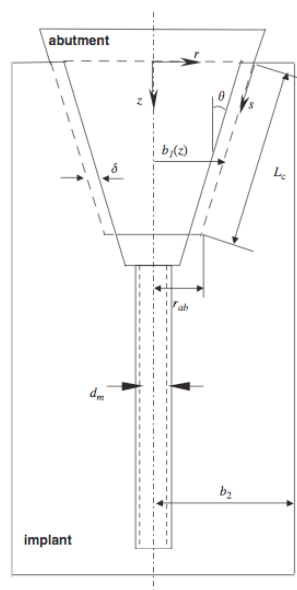


Figura 2.1 – Mecanismo da conexão (Bozkaya; Müftü, 2005)

Durante o aperto, a pré-carga do parafuso é relatada como uma resultante da força normal, agindo nas paredes da porção cone morse devido a assentamento da partes contactantes.

Greenwood e Tripp (1971) demonstraram que o contato de duas superfícies ásperas podem ser substituído pelo contato de um único corpo áspero com uma superfície dita lisa, ou menos áspera, com a mesma efetividade. Esse modelo de avaliação de atrito depende de alguns fatores como descritos no trabalho Greenwood e Willianson (1966), que propuseram um modelo GW, expondo um contato entre uma superfície áspera e uma superfície lisa, demonstrando o comportamento dessas características, onde: (1) superfície áspera é isotrópico (é uma fonte que irradia as forças uniformemente em todas as direções); (2) asperezas são esféricas perto de suas cúpulas, (3) todas as asperezas tem o mesmo raio de curvatura, enquanto suas alturas variam aleatoriamente, (4) não há interação entre as asperezas vizinhas, e (5) não há deformação em massa.

Tabor (1981) demonstrou que a distinção entre atrito estático e dinâmico é que o cinético é atribuído às asperezas de uma face, saltando nos espaços das asperezas de uma outra superfície durante o deslizamento das estruturas em movimento. Todas as superfícies possuem algum grau de rugosidade e o contato entre dois corpos ocorre perto ou nos picos destas asperezas na superfície de contato.

No contato entre dois corpos sólidos, algumas deformações podem ocorrer e, dentre essas, deformação elástica, plástica-elástica e somente plástica. A deformação plástica, ou plasticidade, do material é controlada pela profundidade de penetração destes picos das asperezas de um corpo em outras de outro corpo (Hutchinson, 2000).

Stamenkovic et al. (2001) avaliaram conexões cone morse sob aspectos tribológicos, em que a resistência da conexão é obtida por meio da força de fricção estática. Entretanto, a prática da engenharia na fase de projeto faz cálculos no intuito de obter os valores necessários para manutenção dessa resistência por meio do valor aproximado do coeficiente de atrito estático. “Solda a frio”, teoricamente, em conexões implantares, representa a união de duas partes em contato sob a ação do coeficiente de atrito, que é causado por meio da ação de pressão entre as superfícies de contato. Assim, a resistência da conexão representa a força de atrito

estático, o que é de fato a maior força que pode ser transmitida de uma superfície à outra de contato entre as partes estabilizadas.

Deformações elásticas causadas nessas partes podem ser fruto da existência de uma interferência na pressão de contato. Cálculos são realizados para que estes valores de interferência no contato possam melhorar nominalmente os valores de resistência da conexão e das tolerâncias dessa conexão. Programas de computador atualmente podem realizar, com um nível de precisão bastante satisfatório, esses cálculos, como Stamenkovic et al. (2001) mostraram em uma investigação experimental. Por meio de fórmulas e algoritmos, é possível calcular aproximadamente a reversibilidade da conexão porque, de fato, a pressão de contato não é medida exatamente, mas aproximada. Esse experimento foi executado para medir a influência da rugosidade e dureza da superfície de contato no coeficiente de atrito. Isso foi realizado por meio de um programa de computador chamado BEAM 3.1. Com base nos resultados obtidos, é possível concluir que a conexão cone morse deve ser tratada como um sistema tribológico específico, e é muito importante ter conhecimento dos parâmetros tribológicos que podem influenciar a resistência da conexão cone morse e poder melhorar a transmissão de carga nesse tipo de conexão.

Ainda segundo os autores, levando em consideração as recomendações de valores necessários para uma conexão cone morse com alto valor de pressão de contato, dependendo de algumas alterações, essa resistência pode ser até duas vezes maior do que o valor original. Se diferentes lubrificantes e diferentes condições de aperto forem utilizados, essa resistência pode chegar a cinco vezes mais. Portanto, a resistência da conexão pode ser alterada fantásticamente por meio das alterações das características friccionais dos sistemas.

A eficiência da junção cone morse depende mais do coeficiente de atrito estático do que do coeficiente de atrito cinético; e em conexões cônicas com maior angulação um maior coeficiente de atrito entre as partes é exigido (Bozkaya; Müftü, 2005).

Esses tipos de conexões sofrem influência na sua eficácia por meio de vários fatores, e a eficiência da conexão depende dos valores do aperto e desaperto. Segundo Bozkaya e Müftü (2005), esses valores podem ser aumentados se alguns fatores forem alterados: (1) diâmetro da junção cone-morse, (2) profundidade das

paredes da conexão, (3) pressão de contato e (4) coeficiente de atrito.

2.5.2 Adesividade

Stanley et al. (1990) mostraram que a introdução de um lubrificante reduz a energia livre de superfície das partes durante o movimento de aperto, podendo haver um aumento na força adesiva geral em relação ao caso seco, sem a formação de ponte de ligação líquida; a rugosidade crítica depende da espessura do lubrificante existente, acima do qual a força de adesão aumenta rapidamente. Três parâmetros influenciam o valor do coeficiente de atrito, os quais são: a rugosidade da superfície, o regime de atrito dos contatos, e a energia de superfície de adesão. Poucos são os trabalhos que envolvem alguma modificação em componentes visando a melhoria da estabilidade e aumento da resistência da conexão.

Lambert e Sue (1993) propuseram em sua técnica de confecção de próteses com barras e encaixes algumas alterações, visando o aumento da resistência a micromovimentos. No item sete, em diante, do trabalho, o autor indica jatear as partes internas dos componentes com partículas de óxido de alumínio de 250 micra de tamanho, criando um microespaço entre as partes, facilitando o assentamento entre elas, e posteriormente recobrir com silano e vedar com uma resina opaca fotopolimerizável. Após a cura com luz, removia-se o excesso e limpava-se a estrutura com acetona. A peça recebia um agente de união para cimento dual resinoso, o qual posteriormente era colocado dentro dos componentes, levando à boca e rapidamente apertando os parafusos sobre a estrutura para que esta se assentasse e eliminasse também o excesso de cimento antes do início da cura dual. Após remoção do excesso, iniciava-se a cura final com luz fotopolimerizadora. Com a remoção da peça, tinha-se internamente uma cópia do *abutment*, agora supostamente sem *gaps*, e parafusamento normal com torque recomendado. Eles acreditavam que isso pudesse assentar melhor o componente e vedar a fenda entre as partes, limitando a quantidade de micromovimento dos componentes durante a ação das cargas. O adesivo utilizado não foi nenhum adesivo anaeróbico de travamento de parafuso, e sim um adesivo para resina, e a tentativa foi de unir as partes,

diminuindo o presente *gap*, limitando os movimentos, minimizando os problemas com conexões.

Breeding et al. (1993) avaliaram o torque de remoção requerido para parafusos de *abutments* de implantes unitários depois de função simulada. Três marcas de componentes de implantes foram testadas, das quais duas eram conexões butt join internas e uma do tipo externo. As unidades foram testadas com e sem Ceka bond® (Preat, San Mateo, CA), um adesivo anaeróbico, não solúvel em água, não cáustico, biocompatível com a função de aumentar os torques pequenos de remoção. Testes de carga simulando um mês e seis meses de ação foram repetidos nos três sistemas. Segundo os autores, o resultado esperado não foi significativo estatisticamente, e concluiu-se que os sistemas de octágono interno e hexágono externo não diminuíram o torque de remoção, já o sistema de hexágono interno diminuiu o torque requerido para soltar o parafuso para simulação de um mês, contudo, não para seis meses. O Ceka bond® não aumentou significativamente o torque necessário para soltar os parafusos, porém, no sistema de hexágono interno, este torque foi aumentado.

Martin et al. (2001) tiveram como propósito avaliar materiais e superfícies de quatro tipos de parafuso de *abutments* comercialmente disponíveis sobre o ponto de vista de geração de pré-carga. Para reduzir a resistência friccional e aumentar a pré-carga, lubrificantes secos aplicados à superfície dos parafusos foram desenvolvidos. Vinte parafusos de cada tipo foram usados, Torqtite, Gold-Tite, parafusos convencionais com liga de ouro e parafusos convencionais com liga de titânio (Implant Innovations), divididos em dois grupos. Medidas de ângulos rotacionais foram realizadas em 20 N.cm e 32 N.cm. Torque de remoção foi gravado e usado para gerar valor da pré-carga. Os implantes foram selecionados aleatoriamente, cortados e avaliados em microscopia eletrônica. Como conclusão, os parafusos com melhorias na sua superfície, que ajudaram diminuir o coeficiente de fricção, produziram melhores valores de pré-carga do que aqueles parafusos que foram produzidos somente de titânio e ouro. Os parafusos TorqTite (Nobel Biocare®, USA, Yorba Linda, Calif.) possuem uma camada de Teflon revestindo um parafuso de liga de titânio e o parafuso Gold-Tite (3i Implant Innovations®, USA, West Palm Beach, Fla.), com uma camada de ouro puro de 0,76 µm revestindo um parafuso de liga de ouro, usados como lubrificantes a seco para facilitar o apertamento

Merz et al. (2000) fizeram um trabalho com modelos de elementos finitos com implantes com conexão cone morse (Straumann®) e os compararam com implantes de hexágono externo, tentando identificar a distribuição de forças nas partes críticas, fazendo um paralelo com afrouxamento de parafusos e/ou perdas dos valores de torque de desaperto. Os conjuntos eram incluídos em blocos de resina acrílica com simulação de reabsorção óssea de 2 mm para simular uma situação clínica real. Os conjuntos implante/componente/bloco de resina foram colocados na máquina de ciclagem. Os ciclos foram feitos no longo eixo axial, com os implantes em 15 graus e 30 graus de inclinação. Todos os conjuntos foram apertados em 35 N.cm. Sobre o *abutment*, foi instalado um *coping* com característica de uma esfera, que recebia a carga dinâmica da máquina de teste. Durante o teste, os conjuntos eram imersos em solução salina a 37 graus Celsius em ciclos de dois milhões de repetições, com início em altas cargas e reduzindo sistematicamente. Esses modelos foram reproduzidos em modelos de elementos finitos. Como resultados e conclusões deste estudo, os implantes com cone morse tinham já no momento do aperto uma distribuição melhor na base do parafuso, aliviando a pré-carga na rosca do parafuso condutor, enquanto nos implantes de hexágono externo a maior tensão visualizada foi nos dois primeiros passos de rosca, porém, com níveis aceitáveis clinicamente. Com cargas axiais 15 e 30 graus de inclinação, percebeu-se uma melhor distribuição dessas cargas nas paredes laterais do cone morse com pouca tensão na base do componente e nas espiras do parafuso condutor, sugerindo uma melhor absorção dessa carga imposta pela conexão. Já nos implantes de hexágono externo, percebeu-se a tensão no topo da conexão e principalmente na porção do parafuso oposta à aplicação da carga, evidenciando menor absorção de cargas pelo conjunto todo e concentrando a tensão na cabeça e nas primeiras espiras dos parafuso passante do componente protético do conjunto de hexágono externo, o que resulta, fatalmente, após longos ciclos, em fraturas ou afrouxamento de parafusos e componentes. Os resultados dos cálculos desse estudo com cargas aplicadas em diferentes ângulos mostra a importância da conexão do tipo cone morse em reduzir a carga na porção do parafuso da conexão, aliviando a tensão em áreas críticas e trazendo estes valores de cargas para valores viáveis, mantendo a conexão estável por longos períodos. Isso corrobora os resultados encontrados por Binon (2000b), que relataram algumas vantagens, como uma diminuição na força vertical da

plataforma do implante para o topo do pilar intermediário, além de paredes longas na conexão que a estabilizam, tornando-se mais resistentes ao torque ou forças de desaperto.

2.5.3 Ângulos de inclinação de paredes

Para Levine et al. (1997, 1999), o baixo índice de perda (3,6%) dos componentes Straumann® depende de uma combinação entre a parte cônica com 8 graus, ou seja, do desenho do implante e o torque sobre ele aplicado de 35 N.cm.

Por meio de fórmulas pré-estabelecidas, com princípios e dados de outros autores, Bozkaya e Müftü (2005) analisaram a mecânica de conexões tipo cone morse tipo TIS, nas quais a força de remoção é uma porcentagem da força de inserção, que é originada do torque efetuado pelas chaves de condução. A profundidade de inserção dessa conexão também é um fator bastante importante nessa estabilidade. Essa força de inserção depende da conicidade dos componentes, assim como do comprimento da área de contato e módulos de elasticidade dos materiais constituintes. Ângulos de paredes menores do que 6 graus oferecem eficiência da conexão maior do que 1,0, ou seja, o torque de remoção é superior aos 100% dos torques de inserção ou aperto. Coeficiente de atrito é, conjuntamente com esses anteriores, um dos mais importantes fatores nessa eficiência, principalmente em conexões cônicas com ângulos de parede aumentados, em que mais coeficiente de atrito é necessário para estabilização dessa conexão.

Ainda neste mesmo perfil de avaliação, Bozkaya e Müftü (2005) avaliaram as conexões tipo TIF, que são aquelas que não contêm parafuso condutor e são assentadas em seu leito por meio de um *tap*. Usando fórmulas descritas no trabalho anterior, chegou-se à conclusão que os torques de remoção foram variados, girando entre 85 e 137%, obviamente dependendo do ângulo das paredes, e com certeza dos coeficientes de atrito.

Aumentando o ângulo interno entre as partes de um implante cone morse, aumenta-se o contato entre o implante e o intermediário. Contudo, a altura do

contato também é determinante nessa estabilização (Bozkaya; Müftü, 2003; 2005).

Quanto melhor a precisão entre o *abutment* e o implante, maior será a fricção entre as partes, melhorando e aumentando a tensão dos parafusos (Binon et al., 1994; Binon, 1996, 1998; Merz et al., 2000; Bozkaya; Müftü, 2003).

O processamento laboratorial de próteses implanto-suportadas pode causar alterações na superfície dos componentes protéticos e provocar algum nível de desadaptação entre as interfaces. Aramouni et al. (2010) realizaram um estudo no qual a liberdade rotacional foi mensurada entre implantes de hexágono externo e pilares cerâmicos SynOcta®, antes e após preparação e infiltração pela cerâmica de vidro Vita® In-Ceram Zircônia. As mensurações foram feitas em um aparelho previamente descrito por Binon (1995) e Vigolo et al. (2000). Comparado aos pilares sem alterações, ou seja, antes de receber qualquer tipo de tratamento, houve aumento estatisticamente significativo ($p=0,009$) de 0,8 minutos na liberdade rotacional após os procedimentos de preparo e infiltração de vidro. Portanto, de acordo com o estudo realizado, pilares cerâmicos sujeitos à preparação e infiltração por vidro demonstraram uma significativa alteração nos valores originais de liberdade rotacional entre a interface do pilar e o implante, com possibilidade de implicações biológicas e mecânicas. Os autores confirmam a importância da escolha apropriada de combinações entre implantes e pilares com baixa tolerância de usinagem, além de procedimentos clínicos e laboratoriais meticulosos, para que se consiga diminuir a desadaptação rotacional entre os componentes e melhorar a estabilidade da junção parafusada.

2.6 Forças Envolvidas no Sistema Cone Morse

Quando um componente TIS é parafusado dentro do implante, uma pré-carga de tração se desenvolve no parafuso e uma força de resistência é exercida no eixo principal do componente, que aplica conseqüentemente essa força na parte cônica da conexão de tal forma que a resistência da conexão e a pré-carga são de igual magnitude. Porém, a força de resistência ao aperto tem contribuições devido à força

de fricção (atrito) e à força normal, e essa fricção é desenvolvida de forma helicoidal.
Figura 2.2.

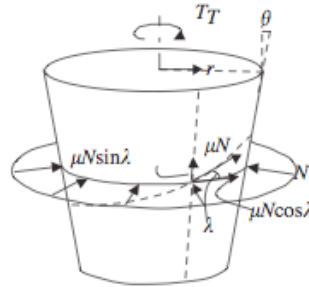


Figura 2.2 – Esquema da angulação do aperto do cilindro (Bozkaya; Müftü, 2005)

Uma vez que a força de aperto é relaxada, o componente friccional de pré-carga no parafuso diminui e a conexão se estabelece nas suas partes contactantes por meio do atrito estático que se estabelece no final do torque de aperto, e é mantida pelo TIF, assentamento da parte cônica da conexão sozinha. O torque total de aperto deve ser superior aos valores do torque de resistência devido à fricção dos filamentos (passos de rosca) do parafuso e da resistência da parte cônica da conexão. Porém, no desaperto, a força friccional age em direção oposta, e, portanto, a eficiência da conexão é o coeficiente do torque de desaperto sobre o torque de aperto, e são definidas como funções de coeficiente de atrito estático, coeficiente de atrito cinético e o ângulo da conexão.

Com todas as variações possíveis, as forças de aperto e desaperto dependem também de algumas variáveis lineares, parabólicas, cúbicas, trigonométricas e não lineares (Bozkaya; Müftü, 2005), as quais não serão avaliadas nesse estudo.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste ensaio laboratorial é aumentar o torque de desaperto em componentes cone morse sob a ação de alterações mecânicas na porção externa do componente e o uso de vedantes industriais, no intuito de criar uma maior resistência ao torque de desaperto, ainda que estes não tenham recebido o torque recomendado pelo fabricante.

Esse estudo tem o propósito de avaliar o uso de selantes (adesivos) industriais, diminuindo o atrito cinético, facilitando o movimento de torque de aperto e sua posterior adesividade, e de realizar uma alteração estrutural na porção externa do componente por meio de jateamento com óxido de alumínio de tamanhos de partículas diferentes, transformando uma superfície lisa e polida em um superfície rugosa. Tudo isso visando aumentar o coeficiente de atrito estático, na tentativa de aumentar os valores dos contra-torques de componentes protéticos no uso sobre implantes osseointegráveis.