

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

LUIZ FERNANDO MARTINS ANDRÉ

**“AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DOS TORQUIMETROS MECÂNICOS E
ELETRÔNICOS EM RELAÇÃO AOS VALORES NOMINAIS”**

São Paulo
2004

LUIZ FERNANDO MARTINS ANDRÉ

**“AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DOS TORQUIMETROS MECÂNICOS E
ELETRÔNICOS EM RELAÇÃO AOS VALORES NOMINAIS”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de Santo Amaro para obtenção do título de
Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. Área de Concentração: Implantodontia
Orientador: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

São Paulo
2004

B. B0122542
Class. U617.69
Cutter A573a
Patri nº 3836
Tipo entrada DOMESTICO
Nota Fiscal
Data rec. 23.10.08
Preço
Origem UNESP - SP
UNESP - SP

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

André, Luiz Fernando Martins

A573a Avaliação da precisão dos torquímetros mecânicos e eletrônicos em relação aos valores nominais/Luiz Fernando Martins André. Orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk.-- São Paulo: 2004.

105p.

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

1.adaptação 2.biomecânica 3.prótese dentária fixada por implante 4.torque

I. Título

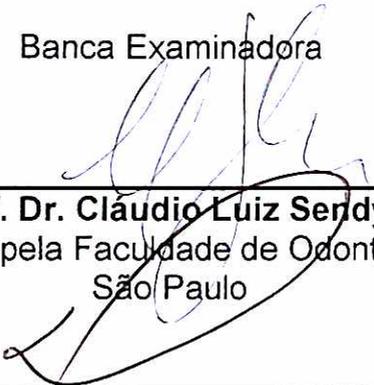
LUIZ FERNANDO MARTINS ANDRÉ

**“AVALIAÇÃO DA PRECISÃO DOS TORQUIMETROS MECÂNICOS E
ELETRÔNICOS EM RELAÇÃO AOS VALORES NOMINAIS”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro para a obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Implantodontia Orientador: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

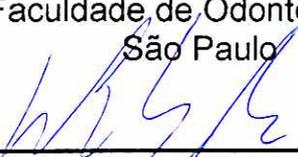
Aprovada em ____ / ____ / ____

Banca Examinadora



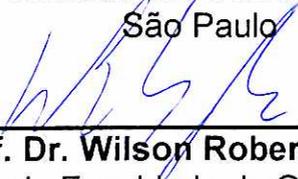
Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo



Prof. Dr. Ricardo de Souza Magini

Doutor em Periodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo



Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk

Doutor em Periodontia pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Nota: _____ Observação: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais: Odair Alexandre Martins André (*in memoriam*) e Maria Emilia Russo André que esboçaram os gestos mais significativos da minha existência e me ensinaram, na sua simplicidade, as lições fundamentais sobre ética, justiça e amor. Por serem meu grande exemplo de espírito de luta, de honestidade e de fé. Agradeço a Deus por ter vocês como o bem mais valioso que a vida poderia me proporcionar.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, não só por mais essa etapa vencida, como por tudo de maravilhoso que cerca e acompanha a minha vida.

À Tarcila Moreira dos Santos, minha namorada, por estar sempre ao meu lado, me incentivando com suas atitudes, seu sorriso e me fazendo acreditar que todos os sonhos podem ser realizados.

Ao Prof. Dr. Cláudio L. Sendyk, pela liberdade de escolha do caminho, orientando-me com sabedoria e segurança.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, pela oportunidade da realização de um sonho e pelos conhecimentos científicos transmitidos.

Aos amigos Rodolfo Alba Candia Jr. e João Vaiano por terem compartilhado apreensões, sonhos e esperanças, fazendo parte de minha história.

Aos amigos Arnaldo Massote e José Marcio B. L. do Amaral por toda a compreensão e colaboração nos momentos mais difíceis.

A todos os professores por estarem sempre disponíveis em elucidar minhas dúvidas, que não foram poucas, pelos esclarecimentos que muito contribuíram na elaboração, execução e finalização deste trabalho.

Ao Engenheiro Carlos Nelson Elias, pelas sugestões importantes que enriqueceram em muito este trabalho.

Aos amigos Frederico Nigro e Mauricio Mateus Montanari que deram contribuições imprescindíveis para realização deste trabalho.

Às secretárias da pós-graduação, Juliana Selma de Oliveira e Sabrina Lopez de Moraes, pelo apoio e atenção durante o curso de mestrado.

Às bibliotecárias, Luciana Cristina Costa e Renata Santos da Silva, pela inestimável ajuda na obtenção dos artigos necessários para esta dissertação.

À Cibely Aguiar de Souza, pela correção ortográfica de toda a tese.

Aos amigos Tathiana Abramides Luppino e Marcelo Amaral De Bonis, pela valiosa ajuda.

E a todos aqueles que colaboraram nesta pesquisa e que contribuíram de alguma forma para minha formação profissional e humana, cujos nomes, involuntariamente foram omitidos.

“Talvez não tenhamos conseguido fazer o melhor,
mas lutamos para que o melhor fosse feito...

Não somos o que devíamos ser.

Não somos o que iremos ser.

Mas, graças a Deus,
não somos o que éramos”.

Martin Luther King

RESUMO

As próteses sobre implantes apresentam, como grande inconveniente, o afrouxamento ou a fratura dos parafusos dos componentes protéticos, o que pode ocorrer devido ao aperto insuficiente ou excessivo do parafuso. Diante desse fato, a precisão dos aparelhos aferidores de torque, na obtenção de um torque ideal, é de suma importância. Este trabalho teve como objetivo avaliar a precisão de três tipos de aparelhos aferidores de torque disponíveis no mercado em relação aos valores nominais de 20, 30 e 32 Ncm. Foram utilizados cinco torquímetros mecânicos tipo haste (Conexão Sistemas de Prótese), dez torquímetros mecânicos tipo catraca, sendo cinco aparelhos de 20 Ncm e cinco de 30 Ncm (DynaTorq) e cinco torquímetros eletrônicos (Nobel-Biocare). Todos os aparelhos estavam em uso clínico no mínimo, por quatro meses, sem terem sofrido aferição após sua compra. Todos os torquímetros tiveram seus torques verificados através de um aparelho aferidor Tohnichi. As análises dos resultados estatísticos (ANOVA – teste de Tukey) mostraram que, com exceção dos torquímetros mecânicos tipo haste no valor de 20 Ncm, os demais aparelhos apresentaram diferenças significativas em relação ao valor nominal.

Palavras – chave: adaptação; biomecânica; prótese dentária fixada por implante; torque

ABSTRACT

Implant supported dental prostheses have the important disadvantage represented by the loosening or breakage of its attachments, which might occur due to either, insufficient or excessive, fastening. Accordingly, it is critical for the torque gauges to be accurate, in order to provide an optimal torque. The aim of this work was to assess the accuracy of three commercially available torque gauges, related to 20, 30, and 32 Ncm nominal values. Instruments used in the study were: 5 rod mechanic (Prostesis Connection System), 10 ratchet mechanic (5 of 20 Ncm, and 5 of 30 Ncm) (Dyna Torq), and 5 electronic (Nobel-Biocare) torque gauges. All of them were being clinically used for, at least, 4 months, and had not been calibrated since their acquisition. A Tohnichi caliper checked their measures. The statistical analysis (ANOVA – Tukey test) showed significant differences, related to nominal values, between instruments, except for the 20 Ncm torque gauge.

**Key words: adjustment; biomechanics; implant supported fixed prosthesis;
torque**

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Dispositivo quadrado	65
Figura 2	Aparelho calibrador Tohnichi	65
Figura 3	Mandril fixador	65
Figura 4	Dispositivo fixado	65
Figura 5	Tohnichi fixado	66
Figura 6	Prensa na bancada	66
Figura 7	Torquímetro Conexão	66
Figura 8	Torquímetro DynaTorq 20 Ncm	67
Figura 9	Torquímetro DynaTorq 30 Ncm	67
Figura 10	Torquímetro eletrônico Nobel-Biocare	67
Figura 11	Alta e baixa velocidade	67
Figura 12	Escala graduada de 0 a 40 Ncm	68
Figura 13	Dispositivo de parada	68
Figura 14	Aparelho posicionado	69
Figura 15	Aparelho colocado na posição zero	69
Figura 16	Movimento da haste	69
Figura 17	Valor gerado	69
Figura 18	Junta articulada	69
Figura 19	Junta articulada liberada	69
Figura 20	Catraca posicionada	70
Figura 21	Força aplicada	70
Figura 22	Contra-ângulo	71

Figura 23	Gerador de torque e velocidade	71
Figura 24	Marcador em 20 Ncm	71
Figura 25	Marcador em baixa velocidade	71
Figura 26	Adaptador	72
Figura 27	Adaptador no contra-ângulo	72
Figura 28	Dispositivo conectado ao adaptador	72
Figura 29	Torquímetro posicionado	72

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

Tabela 5.1	Média e variância obtida pelos torquímetros de 20 Ncm	73
Tabela 5.2	Resultados das diferenças significativas para cada torquímetro de 20 Ncm	74
Gráfico 5.1	Demonstração, em porcentagem, das diferenças significativa de cada grupo de 20 Ncm	74
Tabela 5.3	Média e variância obtida pelos torquímetros de 30 e 32 Ncm	75
Tabela 5.4	Resultados das diferenças significativas para cada torquímetro de 30 e 32 Ncm	75
Gráfico 5.2	Demonstração, em porcentagem, das diferenças significativa de cada grupo de 30 e 32 Ncm	76

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

±	Mais ou menos
%	Porcentagem
dms	Diferença mínima significativa
F	Valor de Fisher
F crítico	F tabelado (tabela estatística)
gl	Graus de liberdade
mm	Milímetros
MQ	Média quadrática
N	Newton
Ncm	Newton centímetro
rpm	Rotação por minuto
SQ	Soma quadrática
TMC	Torquímetro mecânico tipo catraca
TMC - 20	Torquímetro mecânico tipo catraca - 20Ncm
TMC - 30	Torquímetro mecânico tipo catraca - 30 Ncm
TMH	Torquímetro mecânico tipo haste
TMH - 20	Torquímetro mecânico tipo haste - 20 Ncm
TMH - 30	Torquímetro mecânico tipo haste - 30 Ncm
TE	Torquímetro eletrônico
TEav - 20	Torquímetro eletrônico em alta velocidade - 20 Ncm
TEav - 32	Torquímetro eletrônico em alta velocidade - 32 Ncm
TEbv - 20	Torquímetro eletrônico em baixa velocidade - 20 Ncm

TEbv - 32

Torquímetro eletrônico em baixa velocidade - 32 Ncm

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTAS

Lista de ilustrações

Lista de gráficos e tabelas

Lista de siglas, abreviaturas e símbolos

1. INTRODUÇÃO	15
2. PROPOSIÇÃO	19
3. REVISÃO DE LITERATURA	20
3.1 A biomecânica das próteses sobre implantes em relação ao torque, à pré-carga e ao afrouxamento do parafuso	20
3.2 Complicações das próteses sobre implantes relacionadas ao afrouxamento e à fratura dos parafusos	42
3.3 Transmissão de cargas ao implante e ao tecido ósseo	46
3.4 Aparelhos controladores de torque (torquímetros) e sua precisão	51
4. MATERIAIS E MÉTODOS	64
4.1 Materiais	64
4.2 Métodos	65

5.RESULTADOS	73
6. DISCUSSÃO	77
7. CONCLUSÕES	84
REFERÊNCIAS	85
ANEXOS	91

1. INTRODUÇÃO

A implantodontia pode ser dividida em dois momentos: um antes e um depois da era Branemark. No primeiro momento, a implantodontia se viu diante de sonhos e tentativas frustradas na substituição do elemento dental perdido. Até então, vários autores tinham tentado, sem êxito, criar dispositivos que se aproximassem mecânica e biologicamente do elemento dental. Em meados da década de 1960 Branemark desenvolveu um sistema de implante. Esse sistema consiste em um parafuso cilíndrico de titânio com um hexágono externo que permite a união de um pilar intermediário através de um parafuso de retenção que possibilita a instalação de uma prótese sobre si mesmo.

Originalmente, essa técnica foi desenvolvida para pacientes totalmente edêntulos. Esses pacientes recebiam seis implantes, aos quais eram instalados pilares intermediários Standard rotacionais; em seguida uma prótese ferulizada era instalada nesses pilares, impedindo o afrouxamento de sua fixação. Esse tipo de indicação demonstrou altas taxas de sucessos longitudinais na osseointegração dos implantes. (BRANEMARK, 1983; ADELL et al., 1990).

Com o passar dos anos, essa forma de indicação foi estendida a pacientes parcialmente edêntulos, tanto para próteses múltiplas quanto para próteses unitárias. Um dispositivo anti-rotacional nos pilares intermediários fez-se necessário, bem como o uso de um aparelho que permitisse um torque de apertamento preciso dos parafusos, com a finalidade de impedir o afrouxamento tanto dos pilares intermediários quanto dos parafusos de retenção das próteses.

A partir dessa necessidade, outros componentes foram lançados no mercado mundial, tais como o pilar intermediário Estheticone, o Cera-One, entre outros. Essa introdução de novos pilares no mercado ocorreu devido às inúmeras resoluções protéticas possíveis e às inúmeras variáveis de cargas oclusais recebidas pelos pilares, fazendo que os valores de torque de apertamento variassem de acordo com o pilar intermediário utilizado e a sua indicação clínica.

Segundo Binon (2000), a conexão tipo hexágono externo teve seu uso inicial para pacientes totalmente edêntulos. Em próteses parciais e unitárias, essa interface e seu parafuso estão mais expostos a diversos tipos de cargas, sendo os braços de alavanca e as forças laterais os mais danosos.

A precisão dos aparelhos de torque passou a ser uma condição *sine qua non* para permitir a estabilidade do pilar intermediário sobre o implante frente às forças oclusais, aos fluidos orais e à fadiga do material.

O afrouxamento do parafuso é freqüentemente observado nas próteses unitárias sobre implantes. Embora a forma da cabeça do parafuso e o seu material sejam importantes para a estabilidade do parafuso, Jorneus et al., em 1992, sugeriram que a causa provável do afrouxamento involuntário é o apertamento inadequado.

De acordo com Weiss et al. (2000), a maioria dos sistemas de implante usa mais de um parafuso para fixar a restauração final ao corpo do implante. Embora a reversibilidade e a versatilidade protética sejam os principais benefícios da retenção parafusada, o afrouxamento de parafusos tornou-se um reconhecido problema clínico, com uma porcentagem significativa de conjuntos pilar intermediário/implante sendo afrouxados pela carga funcional. Isso pode levar à fratura do parafuso de

retenção das próteses, dos pilares intermediários e/ou dos implantes, bem como comprometer o tecido ósseo.

O aperto dos parafusos em prótese sobre implante tem sido relatado por sua problemática no que diz respeito aos baixos torques e à incidência de afrouxamento de parafusos. A natureza do afrouxamento ou do deslocamento dos componentes protéticos é muito complexa e pode ser atribuída a diversas causas, incluindo o aperto inadequado do parafuso, o ajuste incorreto das próteses, componentes mal feitos ou carga excessiva. (MITRANI et al., 2001)

Segundo Gross et al. (1999), uma porcentagem significativa de conjuntos pilar intermediário/implante tendem a desparafusar sobre a carga funcional, podendo causar falhas, sobrecargas e danos para a conexão dos implantes, e ainda comprometer o potencial de suporte dos tecidos.

Para Worthington et al. (1987), o torque excessivo pode ocasionar a fratura dos parafusos, devido às forças aplicadas sobre o sistema. No entanto, de acordo com Lang et al. (1999), a pré-carga de apertamento do parafuso do pilar intermediário transmitida ao implante é de aproximadamente 91% do valor aplicado. Já segundo Misch (2000), a tensão aplicada a um implante pode levar à falha se exceder os limites fisiológicos da densidade óssea presente ao redor dos implantes.

Segundo McGlumphy et al. (1998), quando um parafuso de retenção em ouro é rosqueado no implante dental mediante torque, uma força chamada pré-carga é propagada no parafuso. Pré-carga é a carga inicial que o parafuso sofre quando começa a girar, aplicando uma força de fixação por compressão contra as partes internas do implante. Assim, a pré-carga do parafuso parece ser proporcional à força de fixação por compressão.

De acordo com Standlee et al. (2002), o objetivo do apertamento dos componentes das próteses sobre os implantes osseointegrados é desenvolver uma tensão de pré-carga no sistema, deixando, desse modo, os componentes juntos. Por um lado, a pré-carga produzida pelo apertamento do parafuso deve ser suficiente para prevenir o afrouxamento dos pilares intermediários e dos parafusos de retenção das próteses quando sujeitos à carga funcional. Por outro lado, a pré-carga pode ser limitada para níveis que não resultam em falha do material dos componentes, bem como deformação das roscas ou fratura do parafuso do pilar intermediário. Para obter essa tensão desejada, o clínico deve ser capaz de controlar o torque de entrada.

A precisão do torque requer o uso de um aparelho calibrador de torque, conhecido como torquímetro, que possibilita aferir o torque desejado. Um torque incorreto aplicado ao parafuso pode ser resultado do tempo de uso do torquímetro, em relação à frequência ou à data de fabricação, resíduos no mecanismo operacional, corrosão na mola do aparelho, entre outros. (GUTIERREZ et al., 1997)

Dessa maneira, a exatidão do torquímetro é de suma importância, e isso faz que haja a necessidade de uma aferição constante dos aparelhos controladores de torque, seguindo as normas do fabricante. No intuito de verificar a precisão desses aparelhos, este estudo busca avaliar se o valor nominal de torque coincide com o valor real dos aparelhos que estão em uso, sem terem sido aferidos após a sua aquisição.

2. PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo avaliar a precisão do valor de torque de torquímetros eletrônicos e mecânicos (de catraca e de haste) com uso clínico de, no mínimo, quatro meses, os quais não passaram por qualquer tipo de aferição após sua aquisição.

1. avaliar se existe diferença significativa dos valores obtidos em relação ao valor nominal de todos os torquímetros.
2. avaliar se existe a necessidade de aferição dos torquímetros conforme recomendado pelos fabricantes

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1 A biomecânica das próteses sobre implantes em relação ao torque, à pré-carga e ao afrouxamento do parafuso.

Lewis (1991) relatou, em seu estudo, que muitos sistemas de implantes, tal como o sistema Branemark, foram desenhados originalmente para o tratamento de pacientes totalmente edêntulos, o que fazia que a reabsorção óssea presente naqueles casos não demandasse a necessidade da existência de componentes estéticos. No entanto, a partir da reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos, os componentes estéticos tornaram-se necessários. Devido a isso, a empresa Nobelpharma produziu novos cilindros de pilar de conexão, com duas peças estéticas, para o sistema Branemark. O desenho cônico permite a fabricação de prótese parcial fixa com estética superior quando comparada aos pilares de conexão convencional. Assim como no pilar intermediário convencional, a base dos pilares cônicos possui um sextavado padrão que se combina com o sextavado do implante. Para o assentamento desse pilar ao implante, é necessário a combinação desse dispositivo anti-rotacional. O uso de um dispositivo de contra-torque impede que forças adversas, no aperto ou no afrouxamento do parafuso, passem para o implante, no momento de sua instalação ou remoção. A característica correspondente possibilita começar a restauração mais perto do implante, enquanto mantém a interface titânio/tecido mole.

Niznick (1991) descreveu os diferentes tipos de conexões existentes entre os implantes endoósseos e seus pilares de conexão; desde então, salientou que a conexão implante/pilar intermediário é a chave para o sucesso das próteses sustentadas por implantes.

Jorneus et al. (1992) estudaram a estabilidade dos parafusos na conexão de intermediários, calculando as forças oclusais máximas para pacientes com restaurações em implantes unitários. Os valores encontrados foram usados para calcular o torque máximo e as forças que atuam no parafuso. Os resultados indicaram torque e forças significativas no parafuso, no experimento de bancada, tendo sido testados, quanto à estabilidade, quatro diferentes parafusos de pilares intermediários para implantes unitários. Desenho do parafuso, material e torque de aperto demonstraram ser parâmetros significativos para a estabilidade do parafuso. Para o estudo, os autores utilizaram um implante convencional de 10 mm e um cilindro de intermediário, que foi anexado ao implante para os tipos de parafusos testados. Os torques aplicados ao parafuso foram de 20 e 35 Ncm, por um torquímetro modelo Tohnichi. Eles afirmaram que o parafuso de ouro com cabeça plana e torque de 35 Ncm produziu os melhores resultados para intermediários unitários. Os autores comentaram, ainda, que é comum e não intencional que todos os tipos de parafuso possam soltar-se. Isso ocorre, provavelmente, em função de um apertamento indevido, embora o desenho do parafuso também seja importante.

Patterson e Johns (1992) avaliaram a fadiga dos parafusos de ouro. Segundo os autores, os princípios de engenharia mecânica mostram a importância de a pré-carga apropriada ser aplicada no parafuso de ouro, para o cilindro de ouro e pilar intermediário. Quando um parafuso é apertado ao máximo, uma pré-carga é aplicada sobre ele, induzindo uma força compressiva nos componentes que estão

sendo unidos. Frente à aplicação de uma força externa, parte dessa força compressiva que mantém os componentes unidos é perdida, aumentando, assim, a tensão do parafuso. A ausência de adaptação passiva faz que as superfícies dos componentes não entrem em contato, quando a pré-carga é aplicada e, dessa forma, o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido a semanas. Quando o contato é parcial e a pré-carga é capaz de unir os componentes, através de alguma deformação nas superfícies de contato, tem-se uma conexão em que, quanto maior for a pré-carga aplicada ao sistema, maior será a durabilidade do parafuso. Os autores concluíram que, devido à possibilidade de incorporar pequenos erros nos diferentes procedimentos protéticos, torna-se necessário assegurar que os parafusos sejam apertados ao máximo, de modo a aumentar seu tempo de vida. Para isso ser possível, recomendaram que o torque seja aplicado apropriadamente para cada tipo de parafuso. Afirmaram, ainda, que a maior parte dos aparelhos de torque necessitam de exatidão, por causa das variáveis, além dos controles dos instrumentos convencionais. Isso significa que a máxima pré-carga aplicada aos parafusos, pelos aparelhos de torque convencionais, está entre 70% a 80% da carga do parafuso de ouro e, portanto, abaixo da máxima pré-carga possível para a conexão. Isso pode parecer que alonga a vida do parafuso em relação à fadiga. No entanto, isso pode levar a uma falha prematura do parafuso.

Sakaguchi e Borgersen (1993) relataram que ciclos de cargas repetidos podem levar os parafusos à fadiga, causando o seu afrouxamento ou a sua fratura. Esse estudo avaliou o comportamento biomecânico do componente/coroa relativo ao parafuso retentor de ouro e do pilar intermediário sob carga para fornecer visão do mecanismo de afrouxamento e fratura do parafuso retentor. Um modelo de elemento finito bidimensional dos componentes de implante foi desenvolvido para a análise de

contato não-linear. Uma simulação do apertamento do parafuso retentor foi seguida por carga axial de uma ponta de cúspide na coroa implanto-suportada. A carga da ponta da cúspide resultou em separação do contato entre o parafuso retentor de ouro e o pilar intermediário e a coroa e o pilar intermediário. Os achados clínicos sobre o afrouxamento do parafuso provavelmente resultam desses eventos de separação e das cargas elevadas no parafuso, como demonstrado no modelo.

Weinberg (1993) relatou que, se o parafuso de ouro que retém a prótese for apertado insuficientemente, menor quantidade de força será dissipada para a interface pilar intermediário/prótese e isso poderá direcionar a força para o parafuso de ouro. Assim, por causa da pré-carga insuficiente e/ou pelo desajuste, o parafuso de ouro pode distorcer ou fraturar. O aperto excessivo pode deformar as roscas do parafuso. O desajuste entre a interface pilar intermediário/prótese pode proporcionar uma força de cisalhamento maior no parafuso de retenção de ouro do que a forma do parafuso pode suportar. Na presença desse desajuste na interface pilar/prótese, a resultante das forças oclusais não será otimizada pela junção deste conjunto. Embora alguma força seja distribuída para os pontos de contato, a força excessiva de cisalhamento será exercida diretamente no parafuso de ouro.

Binon et al. (1994) reuniram-se para discutir os problemas dos pilares intermediários e dos parafusos de ouro, os quais, quando recebem carga, podem soltar-se. Diante da pergunta "Por que os parafusos se afrouxam?", os autores concluíram que diversos fatores contribuem para a instabilidade do parafuso: aperto insuficiente dos parafusos, carga excessiva, má adaptação dos componentes, falta de passividade, planejamento protético inadequado, número insuficiente de implantes em relação à carga funcional, entre outros. Em relação ao aperto inadequado, os autores concluíram que a baixa pré-carga nos parafusos, a força de

travamento inadequada, a inconstância operatória promovendo uma variação de aplicação do torque, a dificuldade no acesso às regiões posteriores para apertar os parafusos e a variação de torque produzido pelos aparelhos mecânicos são os fatores responsáveis para que isso ocorra. Outra pergunta feita foi se o parafuso de ouro de retenção da prótese poderia ser apertado acima do valor de torque especificado (10 Ncm). A respeito do valor de torque ideal para os parafusos de ouro, neste trabalho, relatou-se que o ponto de fratura desse tipo de parafuso ocorre a 18,2 Ncm; assim, o torque ideal de aperto deve ser 75% do valor do ponto de fratura, ou seja, 14 Ncm.

Jaarda et al. (1994) relataram que o fundamento do conceito da pré-carga é de que existe um torque ideal para que os parafusos de retenção das próteses sobre implante possam ser apertados. De acordo com esse conceito, a pré-carga impede a separação dos componentes do conjunto implante/pilar, protegendo, assim, que o parafuso seja fraturado. Pesquisas recentes sugerem que a maioria das próteses implanto-retidas em uso são colocadas com a utilização de pré-cargas impróprias. A finalidade dessa investigação foi a de determinar se a pré-carga imprópria afeta ou não, a resistência ao cisalhamento. Quinze parafusos de ouro da Nobelpharma de foram apertados a 6, 10 e 15 Ncm através de um aparelho Tohnichi BTG-6, determinando os valores finais da resistência de cisalhamento. O procedimento foi repetido usando-se 15 parafusos de ouro do mesmo fabricante, porém de um lote diferente, sendo apertados a 0, 10 e 20 Ncm. Em cada um dos grupos do teste, não houve diferença significativa no resultado final de resistência de cisalhamento entre os três torques de pré-carga. Entretanto, um *test t*, mostrou que havia uma diferença significativa entre os dois lotes com relação à resistência de cisalhamento dos parafusos que receberam 10 Ncm de pré-carga. Com isso, os autores concluíram

que a alteração do torque de pré-carga aplicado aos parafusos não afeta a sua resistência de cisalhamento. No entanto, a resistência de cisalhamento dos dois lotes diferiu, sugerindo uma não-padronização dos componentes.

Segundo Burguete et al. (1994), com um entendimento maior sobre os princípios mecânicos relacionados ao apertamento do parafuso e uma estimativa da falibilidade do tato intuitivo quando se aplica um torque manual, vários dispositivos eletrônicos e mecânicos têm sido desenvolvidos para serem usados nos implantes. Contudo, poucas informações têm sido publicadas sobre os méritos das várias técnicas de apertamento. Além disso, a questão mais fundamental precisa ser respondida: qual é exatamente o nível de apertamento desejado? A proposta de apertar-se qualquer encaixe parafusado é auto-evidente. Se um parafuso não é apertado, ele não pode alcançar a função de travamento das peças dos componentes. Contudo, o nível apropriado de apertamento exigido em uma situação particular é muito menos óbvio, apesar de cada sistema recomendar um torque específico para cada parafuso. É difícil especificar o torque necessário para se alcançar uma pré-carga ideal, porque a força de apertamento vai variar de um parafuso para outro, embora os parafusos e os pilares intermediários devam ser nominalmente os mesmos. Essa dificuldade leva aos conceitos de torque ideal e torque planejado: o primeiro é aquele que alcança a pré-carga ideal; o último é o torque especificado como o necessário pelo projetista para se alcançar uma pré-carga ideal, de acordo com os princípios das propriedades nominais. Particularmente na literatura, o uso do termo "torque ideal" é uma prática comum; contudo, na maioria das ocasiões, isso é ilusório, pois ele é o torque planejado que o aparelho alcança, e os dois termos raramente são sinônimos.

Dixon et al. (1995) relataram que um problema comum nas restaurações de implantes unitários está no afrouxamento do parafuso do pilar intermediário. Os fabricantes têm tentado superar esse problema por meio da incorporação de dispositivos anti-rotacionais em seus sistemas. Os autores examinaram *in vitro*, a combinação pilar intermediário de três fabricantes (Minimatic, Spectra-System e Calcitek Omniloc) em relação às micromovimentações e aos níveis de torque necessário para promover o afrouxamento de pilares intermediários retos e angulados. Cada amostra foi submetida à aplicação de carga oblíquas, simulando o período de um mês. Os dados mostraram movimentos no conjunto coroa/pilar intermediário durante a aplicação de carga. No entanto, as mudanças no torque requerido para afrouxar os parafusos dos pilares intermediários, medidos após a função simulada para todos os três sistemas de implantes avaliados, não eram grandes o bastante para causar o afrouxamento da conexão entre o pilar e o implante, não tendo, assim, significado clínico. O torque de 30 Ncm foi suficiente para prevenir que isso acontecesse. Os resultados indicaram que não houve diferença estatística significativa entre os pilares retos e os angulados em relação à deflexão, à rotação e ao torque requerido para o afrouxamento dos parafusos.

Haak et al. (1995) utilizaram um método para determinar o alongamento máximo do parafuso durante a aplicação da pré-carga inicial em parafusos UCLA. Foram utilizados valores de torque de 32 Ncm para os parafusos de ouro e de 20 Ncm para os parafusos de titânio. O alongamento do parafuso gera uma tensão entre as roscas, e a recuperação elástica dos parafusos cria forças que colocam a prótese e os implantes juntos; caso as roscas se desencaixem, o parafuso afrouxa. Depois de efetuados os testes, os pesquisadores concluíram que o alongamento dos parafusos após a aplicação do torque de apertamento recomendado pelo fabricante

estava dentro da deformação elástica. O *stress* gerado foi de 57,5% da força de cisalhamento para a liga de ouro e de 56% para a de titânio. A partir dos dados apresentados, conclui-se que é possível apertar os parafusos além do torque que os fabricantes recomendam com o intuito de minimizar os problemas de afrouxamento; conclui-se também que os parafusos devem funcionar dentro da variação elástica para manter a pré-carga.

Sakaguchi e Borgersen (1995), através de estudos clínicos, indicaram que o afrouxamento ou a fratura das próteses ocorrem, de 5% a 45% dos casos, durante o primeiro ano. A natureza do afrouxamento ou do deslocamento dos componentes protéticos é muito complexa, envolvendo a fadiga cíclica, os fluidos orais e a variação na carga e no padrão mastigatório. Um método de análise de elemento finito foi utilizado para estudar o mecanismo de transferência da carga entre os componentes protéticos causada pelo torque aplicado. Quando o parafuso de retenção de ouro era apertado dentro do parafuso do pilar intermediário, a força de compressão sobre o implante aumentava 50%. As tensões máximas de *stress* nos parafusos, após a pré-carga, foram menores que 55% do rendimento do *stress*.

Binon e McHugh (1996) realizaram um estudo para avaliar o efeito da desadaptação entre a extensão do hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar intermediário, simulando função. No experimento, os autores conectaram os pilares intermediários aos implantes por meio de parafusos que foram apertados com 30 Ncm, por um torquímetro mecânico (Implant Support Systems, # 1102). O valor da aplicação (30 Ncm) foi verificado pelo calibrador de torque (Tohnichi América, 6BTG, Assembly Systems). O conjunto pilar intermediário/implante recebeu uma carga de 133 N, com frequência de 1.150 ciclos de carga por minuto a 28 rpm, para determinar a estabilidade da união do parafuso.

Os autores avaliaram o efeito de eliminar-se a desadaptação rotacional do implante/pilar intermediário na estabilidade da junção do parafuso. Trabalharam com 20 e 30 Ncm de torque nos parafusos de intermediário, usando também um torquímetro mecânico. Aplicaram cargas aos corpos de prova, que variavam entre pilares intermediários pré-fabricados e fundidos. Os autores concluíram que há uma relação direta entre a desadaptação rotacional do hexágono do implante/intermediário e o afrouxamento do parafuso; também observaram que os pilares intermediários fundidos são significativamente mais resistentes ao afrouxamento do parafuso do que os intermediários pré-fabricados quando submetidos à aplicação de torques de 20 e 30 Ncm. Para as restaurações unitárias, em que o desajuste rotatório ficou próximo de zero, a resistência ao afrouxamento foi maior. Torques insuficientes, aplicados aos parafusos de retenção dos implantes, podem ser responsáveis pelos parafusos que se afrouxam e se soltam, nas uniões dos componentes dos implantes.

Cameron e Craddock (1996) relataram que uma das complicações mais comuns das próteses sobre implantes é o afrouxamento do parafuso, o que pode ser causado por uma adaptação ruim, *stress* cíclico desfavorável, ou apertamento incorreto do parafuso. Esses autores concluíram que aparelhos de torque são necessários para o apertamento adequado dos parafusos do implante. Alguns componentes de apertamento de implante não têm receptáculos com fenda, hexágono ou quadrado aos quais se possa aplicar um instrumento de torque. Com uma modificação simples, muitos desses componentes podem ser alterados de modo a trabalhar com um aparelho de torque padronizado.

Cavazos et al. (1996) relataram que, para minimizar a incidência de afrouxamento dos parafusos do pilar intermediário no implante unitário, todas as

interferências laterais deveriam ser eliminadas, e leves contatos oclusais deveriam ser desenvolvidos para prevenir a extrusão dos dentes antagonistas. Clinicamente, a coroa deveria ser acabada de maneira que uma tira de celofane se arrastasse quando colocada entre a coroa do implante e os dentes antagonistas.

Dellow et al. (1997) avaliaram a adaptação da interface implante/pilar intermediário para quatro sistemas de implantes, bem como o intercâmbio entre os componentes dos vários sistemas. Os autores relataram que o engate impreciso dos componentes pode influenciar o prognóstico dos implantes, a longo prazo. As implicações clínicas seriam: parafusos soltos freqüentemente, fratura do parafuso, maior retenção de placa, resposta adversa dos tecidos moles e perda da osseointegração. Estatisticamente, o estudo demonstrou que não houve diferenças significativas nos valores de microdesadaptações, quando os intermediários eram trocados entre os vários sistemas avaliados. Os valores das microdesadaptações demonstraram a consistência e a exatidão da adaptação dos vários componentes a respeito das trocas implantes/intermediários, com exceção do intermediário Steri-Oss no implante Southern.

Rangert et al. (1997) propuseram uma lista de itens para ajudar os clínicos a enumerarem e a avaliarem os fatores deletérios relacionados à carga. Entre os fatores de risco para implantes na região posterior, os autores destacaram os geométricos, os fatores da carga oclusal, a capacidade de suporte do osso e do implante e fatores tecnológicos de risco (como a precisão, a retenção por parafuso e a cimentação). Um aperto não otimizado das conexões parafusadas, causado pelas desadaptações das próteses, aumentaria os riscos de o parafuso soltar-se e de haver uma sobrecarga.

Schulte e Coffey (1997) avaliaram a capacidade de retenção de nove sistemas de pilares de conexão. Os pilares intermediários e os parafusos de retenção das próteses foram conectados aos seus respectivos implantes, através do uso de um calibrador de torque digital, sendo o pilar intermediário torquado a 30 Ncm e o parafuso de retenção a 10 Ncm. O torque de remoção foi registrado três vezes para cada amostra: dez minutos após a colocação inicial, 20 minutos após o reapertamento e 24 horas após o reapertamento. Não foi observada diferença estatística no torque de remoção relativamente ao tempo ou ao reapertamento repetido. Dos nove sistemas de pilares intermediários, três foram estatisticamente menos retentivos em comparação com o sistema mais retentivo. Os parafusos de retenção foram menos retentivos, comparativamente aos parafusos dos pilares intermediários. Os resultados sugeriram aos autores que a retenção máxima das restaurações sustentadas por implantes pode ser alcançada pela seleção de um pilar intermediário que possa ser instalado com torque de 30 Ncm; concluíram também que os parafusos de retenção das próteses deveriam ser eliminados do projeto restaurativo.

Binon (1998) avaliou a efetividade de uma técnica preventiva para evitar o afrouxamento dos pilares intermediários. A técnica consiste em um apertamento manual através do uso de um torquímetro mecânico (Lifecore, Biomedical), colocação de material de moldagem (Impregum, Espeamerica, Norristow, Pa) e condensação – com bolinhas de algodão – antes da polimerização, na câmara do pilar intermediário. O autor testou essa técnica submetendo o conjunto implante/intermediário a cargas cíclicas. No grupo-controle, o pilar intermediário recebeu um torque de 20 Ncm. O autor concluiu que, embora a técnica recomendada favoreça o acesso à reentrada, ela não aumenta a resistência ao

afrouxamento do pilar intermediário; verificou ainda, que a estabilidade do parafuso só pode ser obtida quando todos os fatores críticos são otimizados.

McGlumphy et al. (1998), para entenderem como os parafusos podem manter-se apertados seguramente, precisaram compreender como eles se afrouxam. Quando duas partes são fixadas por um parafuso, denomina-se junção ou conexão parafusada. A conexão se soltará quando as forças que tentam separá-la forem maiores que as forças que a mantêm unida. Aquelas forças, são chamadas de forças de separação; as forças que as mantêm unida são as forças de compressão. As forças de separação não devem ser eliminadas para prevenir o afrouxamento do parafuso, apenas devem ser mantidas em um limiar abaixo do estabelecido para a força de compressão. A força de compressão é, geralmente, proporcional ao torque. Um torque demasiadamente menor pode permitir a separação da união e resultar na fadiga ou afrouxamento do parafuso; Um torque grande pode causar falha do parafuso ou deformar as suas roscas. A aplicação do torque desenvolve no parafuso a pré-carga, gerando força de união entre os componentes. Além disso, a pré-carga do parafuso é igual, em magnitude, à força de compressão. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga do parafuso, forma da cabeça do parafuso, material do pilar intermediário, superfície do pilar e presença de lubrificante. Quanto maior o torque, maior a pré-carga gerada. O torque é delimitado pelo limiar mecânico de resistência do parafuso e pelo modo de como ele é aplicado. Chaves de parafuso com cabos longos podem dar mais torque do que o aplicado com cabos curtos. O valor de torque ideal pode ser calculado como sendo 75% do torque que causaria a falha do parafuso. Desse modo, uma força de compressão significativa pode ser desenvolvida, com risco mínimo de fraturar o parafuso. Os afrouxamentos dos parafusos aumentam à

medida que uma infra-estrutura não passiva é forçada a adaptar-se através do aperto do parafuso. A infra-estrutura aplica forças de separação na tentativa de voltar à posição original.

Gross et al. (1999) relataram que pode ocorrer microinfiltração na interface pilar intermediário/implante, podendo causar mau odor e inflamação dos tecidos moles ao redor dos implantes. Esses autores realizaram um estudo para avaliar o grau de infiltração de corantes na interface implante/pilar intermediário, segundo os valores de torque de 10 Ncm, 20 Ncm e o torque recomendado pelo fabricante em cinco diferentes sistemas de implantes (Branemark, Sulzer Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss). Os resultados mostraram que ocorreu microinfiltração dos corantes na interface implante/pilar de todos os sistemas, com variação entre os sistemas, as amostras e os torques. Utilizando o torque recomendado, houve diminuição da microinfiltração em relação aos torques de 10 e 20 Ncm. Estudos demonstraram que fluídos e pequenas moléculas são capazes de passar através da interface implante/pilar de todos os sistemas. Presumivelmente, em uma situação *in situ*, fluídos que contenham produtos do metabolismo bacteriano e nutrientes necessários para o crescimento de bactérias podem atravessar a fenda existente entre o implante e o pilar intermediário, contribuindo, em parte, para o mau odor e para periimplantite. Os autores concluíram que, quando realizado o torque recomendado para promover o apertamento dos pilares intermediários, os efeitos da microinfiltração são reduzidos potencialmente.

Korioth et al. (1999) relataram que o afrouxamento do parafuso de ouro é um problema que freqüentemente afeta os implantes dentais. Nesse estudo, os autores avaliaram o uso de arruelas de pressão relativamente ao deslocamento do parafuso de ouro durante o torque de remoção aplicado sobre eles. Uma prótese parcial fixa

de três elementos em liga semipreciosa foi fixada em dois implantes dentais por meio de dois parafusos de ouro. Os implantes foram fixados e travados com resina acrílica. Um sensor de carga em miniatura foi acoplado a uma peça de mão com um controlador de torque (peça de mão Torque Controller, Nobel-Biocare) para medir com minúcia o tempo e o torque necessários para soltar completamente os parafusos de ouro. O deslocamento rotacional foi calculado em quatro diferentes situações: arruelas colocadas em ambos os implantes, somente no implante mesial, somente no implante distal e em nenhum dos dois implantes. Os dados do deslocamento rotacional foram comparados. Os resultados mostraram que os parafusos de fixação de ouro com as arruelas de pressão subjacentes tiveram, em média, até 35% mais necessidade de deslocamentos rotacionais durante a aplicação do torque de remoção do que aqueles sem arruelas. Os autores concluíram que a inclusão de arruelas de pressão aumentou significativamente a quantidade necessária de deslocamento rotacional para afrouxar completamente um parafuso de retenção de ouro do implante.

Norton (1999) avaliou o torque de afrouxamento dos parafusos de intermediário como sendo uma porcentagem do torque de aperto de dois sistemas de intermediário/implante (ITI e Astra Tech). Os valores de torque de liberação dos parafusos foram registrados, e a influência da conicidade dos intermediários, as superfícies de contato internas, a contaminação por saliva e o tempo para aparecer o afrouxamento foram todos avaliados. O autor trabalhou com modelos e componentes de implante tanto livres de saliva (secos) como banhados em saliva artificial (úmidos). O autor concluiu que os valores de torque para afrouxamento eram de 80% a 85% dos níveis de aperto; verificou também que os valores, no ambiente seco, diferiam pouco dos valores para o experimento que estava molhado

em saliva e que a umidade na conexão de intermediário não levaria ao afrouxamento do parafuso do intermediário. O autor relatou que o número de unidades testadas foi pequeno, apesar de a análise estatística mostrar uma forte correlação entre torque de afrouxamento e porcentagem de torque de aperto.

Segundo Aboyousséf et al. (2000), o parafuso de ouro das restaurações unitárias implanto-suportadas, tem sido freqüentemente relatado por exibir problemas de afrouxamento. Esse estudo avaliou o aumento da resistência de afrouxamento devido à presença de um encaixe anti-rotacional externo no pilar intermediário para aumentar a pré-carga gerada. Os autores usaram como amostras o pilar intermediário Standard, o pilar Estheticone e o pilar Standard modificado através da confecção de quatro entalhes na sua porção externa, conectados a um análogo de implante. Através de um torquímetro mecânico (CDI, City of Industry), as amostras receberam uma força de torque até que ocorresse uma falha no parafuso ou no pilar intermediário. Para o pilar intermediário Standard, a falha ocorreu a 21,3 Ncm; para o pilar modificado, a falha ocorreu a 69,6 Ncm; e para o pilar Estheticone, ocorreu a 71,0 Ncm. Os autores concluíram que a característica do dispositivo anti-rotacional amplia os efeitos da pré-carga, sem promover um carregamento adicional do parafuso. A ausência de uma forma suplementar de resistência, na relação da pré-carga do conjunto pilar intermediário/cilindro de ouro, torna insuficiente a resistência do afrouxamento do parafuso. Uma característica da adição do dispositivo anti-rotacional é a de que isso muda o ponto da falha da relação pilar/cilindro para a relação pilar/implante.

Weiss et al. (2000) relataram que o parafuso do pilar intermediário tende a afrouxar sob condições clínicas. Durante a moldagem e a fabricação da prótese, provas clínicas repetidas podem causar desgaste do parafuso do pilar intermediário

e diminuir a fricção entre as partes, resultando em alteração na resistência de remoção e potencial perda de tensão quando em função. Dentro das limitações de um estudo *in vitro*, esse trabalho demonstrou a importância de repetidas aberturas e fechamentos de parafusos do pilar intermediário e as conseqüências na retenção do torque do complexo implante/pilar intermediário, comparando a perda de torque resultante de múltiplos fechamentos consecutivos dentro e entre os sistemas. Sete sistemas pilar intermediário/implante de cinco fabricantes diferentes foram selecionados para representar uma gama de interface de conexão e parafuso de fixação do pilar intermediário. Esses sistemas foram usados para testar variações no torque de abertura após múltiplos fechamentos consecutivos utilizando-se um torque constante. Embora os valores de fechamento recomendados pelos fabricantes variem entre os sistemas (20 a 35 Ncm), o torque de 20 Ncm foi selecionado, para que permitissem comparações entre os sistemas e simulação da situação clínica do fechamento manual. Três conjuntos idênticos pilar intermediário/implante foram testados para cada um dos seguintes sistemas: (1) interface Cone Morse com pilar intermediário de seis graus (ITI, Straumann, Waldenburg, Suíça); (2) Cone Morse com pilar intermediário reto (Alpha – Bio, Petach Tikva, Israel) (Spectra clone); (3) interface com ranhura com pilar intermediário (Sulzer Calcitek, Carlsbad, Califórnia); (4) interface de bordas chatas “Integral” com pilar intermediário (Sulzer Calcitek); (5) octógono interno com pilar intermediário Omniloc (Sulzer Calcitek); (6) interface de hexágono externo com pilar intermediário reto HL (Steri-Oss Bausch & Lomb, Yorba Linda, Califórnia); e (7) hexágono externo com pilar intermediário padrão (Branemark Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). Cada implante foi fixado a um calibrador de torque (Tohnichi Industries, Tóquio, Japão). Um operador fechou cada pilar intermediário usando 20 Ncm, durante cinco segundos, utilizando a chave manual

apropriada. Após um período de descanso de dez segundos, o parafuso do pilar intermediário foi aberto e o torque de abertura aferido por um segundo operador. Esse procedimento foi repetido consecutivamente por 200 ciclos de abertura/fechamento. Uma diminuição progressiva no torque de abertura foi medida em todos os sistemas de implantes. Diferenças significativas foram encontradas entre sistemas pilar intermediário/implante. Sistemas cônicos e dentados mantiveram alta e contínua resistência à força de remoção. A porcentagem de torque perdida variou de 3% a 20% em remoção imediata, e de 4.5% a 36%, em média, para os primeiros 30 ciclos de abertura/fechamento. Os autores concluíram que repetidas aberturas e fechamentos do parafuso do pilar intermediário causam perda progressiva de retenção de torque com variações entre os sistemas. Isso provavelmente ocorreu devido à diminuição do coeficiente de fricção entre os componentes.

Rubo e Souza (2001) relataram que se deve observar que o conjunto biomecânico constituinte da prótese implanto-suportada representa um sistema bastante comum em projetos mecânicos, qual seja, sistemas de junta parafusada. Esse tipo de sistema mecânico deve ser projetado cuidadosamente, sobretudo no que se refere à atuação do mecanismo quanto aos esforços e às resistências mecânicas do conjunto e de cada elemento separadamente. Os cuidados são necessários porque, quando submetida ao carregamento externo, a junta parafusada pode comportar-se de forma inesperada. Isso depende, além das propriedades mecânicas dos componentes, do modo como eles foram montados. Por exemplo: a rugosidade superficial das partes em contato pode gerar um esforço adicional sobre o torque de fixação, correspondente ao aperto necessário para manter as partes em contato após a aplicação da carga, o que normalmente leva ao

colapso do parafuso de fixação. Esse é um problema tipicamente de adaptação dos elementos que compõem a prótese, devido às dificuldades de precisão na fabricação de peças mecânicas com tamanho reduzido. A identificação dos carregamentos aplicados sobre os dentes ou sobre a prótese – e que são transmitidos para os implantes – é de importância fundamental para o projeto da estrutura. Entretanto, é mais eficiente identificar diretamente as tensões geradas por esses esforços sobre os implantes, pois essas tensões podem ser geradas por fatores de cargas diferentes. Ou seja, devido à complexidade do conjunto biomecânico, em que a prótese muitas vezes dispõe de vários implantes conectados, pode-se gerar uma grande combinação de carregamentos em conjunto, provenientes dos esforços externos de mastigação, das resistências dos implantes associados entre si, das desadaptações oriundas da fabricação das partes, etc.

Lang et al. (2002) avaliaram a orientação do hexágono do pilar intermediário em relação ao hexágono do implante, depois do aperto do parafuso do pilar intermediário, para diversos sistemas de pilares (Cera-One, Estheticone, Procera e AuraAdapt), com e sem a utilização de um dispositivo de contra-torque. O desajuste dos hexágonos dos pilares em relação aos hexágonos dos implantes foi menor que 5 graus, o que pode ser considerado ótimo para a estabilidade do parafuso. Segundo os autores, o dispositivo de contra-torque teve pouca influência na orientação entre os hexágonos dos pilares em relação aos hexágonos dos implantes.

Lee et al. (2002) investigaram os efeitos da mastigação, por meio de simulação, no afrouxamento dos parafusos dos componentes dos implantes. Um dispositivo de carregamento cíclico pneumático foi fabricado para simular os movimentos da mastigação. Treze pilares intermediários Standard foram conectados

a implantes de hexágono externo com parafusos de titânio e apertados a 20 Ncm; suas respectivas coroas unitárias foram apertadas a 10 Ncm com parafusos de ouro. Das 13 amostras testadas, dez receberam cargas de 100 Ncm com relação de 30 graus em relação ao seu longo eixo; três coroas foram utilizadas como controle, recebendo carga vertical. Foram avaliados os efeitos de até 1 milhão de cargas cíclicas e as várias forças de aperto de torque. Do grupo dos dez parafusos de ouro, quatro afrouxaram antes de 1 milhão de ciclos – nenhum parafuso do grupo controle afrouxou. Os autores concluíram que a força de aperto teve um efeito significativo e que mais de 10 Ncm de torque deve ser recomendado para os parafusos de ouro nos sistemas de hexágono externo.

Siamos et al. (2002) tiveram como finalidade, nesse estudo, determinar se a variação da pré-carga no complexo pilar intermediário/implante afeta o afrouxamento do parafuso em circunstâncias de carregamento simulado. Os parafusos dos pilares intermediários foram apertados a 25, 30, 35 e 40 Ncm. Em um grupo, foi realizado o desaperto depois de três horas; o outro grupo sofreu um reaperto após dez minutos e depois de três horas os parafusos foram desapertados. O carregamento cíclico foi realizado, através de uma máquina hidráulica, com valores que variaram de uma a 26 libras de carga. Os autores concluíram que os parafusos intermediários devem ser reapertados após dez minutos da aplicação do torque inicial e que torques maiores do que 30 Ncm podem ser benéficos para a estabilidade do conjunto pilar/implante, diminuindo, assim, o afrouxamento do parafuso.

Tzenakis et al. (2002) relataram que o afrouxamento ou a fratura do parafuso são comuns, atribuindo a isso muitos fatores, entre eles, o torque inadequado e a pré-carga. Nesse estudo, os autores avaliaram o efeito dos torques repetidos de pré-carga e a contaminação da saliva na pré-carga do parafuso de fenda de ouro de

retenção da prótese. Quinze parafusos protéticos receberam torque de 10 Ncm, através de um torquímetro mecânico, na presença de saliva humana, sendo removidos dez vezes. A pré-carga foi mensurada após a primeira, a quinta e a décima vez, tendo, como valores médios, 184,3 N, 202,5 N e 220,2 N (respectivamente). Dentro das limitações desse estudo, os autores concluíram que, quanto maior a quantidade de reaperto na presença de saliva, maior é a pré-carga obtida; sugeriram, ainda, o uso do parafuso de ouro durante os procedimentos de confecção da prótese, fazendo que se obtenha uma pré-carga ótima durante o torque final na instalação da coroa.

Drago (2003) estudou a efetividade do parafuso Gold-Tite de pilar intermediário, com valor de torque recomendado de 35 Ncm, relativamente, à manutenção da estabilidade clínica do conjunto pilar intermediário/implante. Setenta e três pacientes receberam 110 implantes Osseotite. Todos foram restaurados com pilares UCLA, parafusados a 35 Ncm com o parafuso Gold-Tite, e receberam próteses cimentadas. Somente um parafuso apresentou-se frouxo entre a data da instalação e a do retorno (12 meses). Esses resultados, segundo o autor, vêm ao encontro à evidência crescente de que os parafusos dos pilares intermediários com superfícies aumentadas podem proporcionar um maior contato do parafuso com o implante, aumentando o valor do torque e, conseqüentemente, a pré-carga inicial. O uso do parafuso Gold-Tite manteve a conexão pilar intermediário/implante estável, favorecendo o sucesso clínico por esse período mínimo de 12 meses.

Para Lang et al. (2003), a natureza das forças utilizadas (isto é, como são geradas e sustentadas) para apertar a junção dos componentes dos implantes, foram pouco discutidas na literatura. Nesse estudo, os autores estudaram a natureza dinâmica do desenvolvimento da pré-carga em um conjunto pilar

intermediário/implante (Mark III/Cera-One), através da análise de elemento finito. O estudo iniciou-se avaliando o processo fundamental do conjunto do implante, bem como a distribuição da carga e o valor – isto é, avaliaram a base para que outras investigações comecem a estudar a transferência do *stress* ao implante em relação ao osso. Os autores, nesse trabalho, concluíram que a determinação do relacionamento entre a pré-carga e o torque gerado só é possível através de um modelo exato da geometria dos componentes do conjunto implante/pilar, incluindo as espirais das roscas. Por meio da análise do elemento finito, determinou-se que o torque de 32 Ncm, aplicado no conjunto implante/pilar intermediário através de um parafuso Unigrip, resultou em uma pré-carga menor que a pré-carga ideal, ou seja, a de 75% da força de cisalhamento recomendada para a união do parafuso ao implante. Para alcançar-se a pré-carga ideal, através de um torque de 32 Ncm, o coeficiente de fricção entre os componentes deve ser de 0.12.

Segundo Winkler et al. (2003), o afrouxamento do parafuso pode ser um aviso da biomecânica inadequada e/ou de uma sobrecarga oclusal. Com a finalidade de tentar resolver os problemas de afrouxamento dos parafusos, a obrigação do clínico é, em primeiro lugar, compreender os mecanismos envolvidos na junção do parafuso. Quando o clínico aplica um torque sobre o parafuso para apertar os componentes, o torque de aperto cria uma pré-carga nele. A pré-carga é determinada pela aplicação do torque e por outros fatores, tais como o material do parafuso, a forma da cabeça do parafuso e a superfície do pilar. A pré-carga estabelecida é proporcional ao torque aplicado. O valor de torque pode ser controlado pelo clínico e ser reproduzido de prótese sobre implante para prótese sobre implante. Por um lado, um valor baixo de torque pode permitir a separação da junção e resultar na fadiga do parafuso, afrouxamento e fratura; por outro, um torque

demasiadamente alto pode danificar as roscas do parafuso. Aumentando o torque, se aumentará a pré-carga. Aumentando a pré-carga, se maximizará a estabilidade da junção do parafuso pelo aumento do ponto inicial de aperto, superando a força de separação que causa o afrouxamento do parafuso. A quantidade de torque que pode ser aplicada é limitada pela resistência de cisalhamento do parafuso. Outra variável nessa quantidade de torque está em como o torque é produzido pelo clínico. O torque pode ser aplicado manualmente ou através de aparelhos mecânicos. Até a introdução dos torquímetros mecânicos, os parafusos eram apertados manualmente pelos profissionais. Um mecanismo significativo que resulta no afrouxamento do parafuso das próteses sobre implantes é o efeito de assentamento. O efeito de assentamento (incluindo relaxamento), que tem um papel crítico na estabilidade do parafuso, resulta do fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Por causa das micro-ranhas, as suas superfícies (pilar/implante) não entram em contato, de modo completo, uma com a outra. A perda do assentamento depende da aspereza da superfície inicial, da dureza da superfície e da magnitude da força aplicada. Superfícies ásperas e cargas externas altas aumentam o desajuste do assentamento. Para reduzir o efeito de assentamento, o parafuso do pilar intermediário deve ser reapertado dez minutos depois do torque inicial ter sido aplicado, sendo isso um procedimento clínico de rotina. Torquímetros mecânicos devem ser acoplados a chaves de mão para assegurar o apertamento consistente dos componentes das próteses sobre implantes, dentro dos valores de torque recomendados pelo fabricante.

3.2 Complicações das próteses sobre implantes relacionadas ao afrouxamento e à fratura dos parafusos

Worthington et al. (1987) relataram as complicações e os problemas ocorridos durante os quatro anos de experiência com o sistema Branemark. Segundo eles, o afrouxamento ou a fratura dos parafusos dos componentes talvez sejam os problemas mais comuns. Sugeriram, como causa para essas fraturas, as forças excessivas colocadas sobre o sistema, a falta de adaptação entre a prótese e os intermediários e os repetidos apertos no parafuso. Comentaram, também, que os problemas associados aos intermediários são os assentamentos imperfeitos dos cilindros intermediários e, por isso, eles devem ser removidos e trocados. Além disso, o parafuso do intermediário pode ser fraturado se for apertado excessivamente. Relataram, ainda, que a maioria dos problemas foi de natureza iatrogênica, os quais poderiam ser evitados, se o protocolo fosse seguido aliado a um planejamento adequado.

Jemt et al. (1990) avaliaram 23 próteses unitárias sobre implantes com o sistema Branemark. A aplicação do sistema em implantes unitários exigiu uma mudança nos componentes para suprir as deficiências estéticas. Além disso, outro problema com o uso de tais implantes estava relacionado à estabilidade da conexão parafusada. Uma eficácia melhor foi conseguida quando o parafuso do pilar intermediário foi redesenhado, permitindo torques maiores.

Zarb e Schmitt (1990), através de um estudo longitudinal, avaliaram as complicações e os problemas encontrados, os quais foram associados a causas iatrogênicas. Os problemas foram observados desde a fase cirúrgica (primeiro

estágio) até a instalação da prótese e posterior controle de manutenção. A taxa de sucesso foi de 89,05% para os implantes e de 100% para o tratamento protético. No entanto, alguns problemas clínicos relacionados as próteses foram observados. No que se diz respeito aos parafusos, três, de pilar intermediário, haviam sido danificados durante a fase de confecção da prótese provisória; nove haviam fraturado. Cinquenta e três parafusos de ouro de retenção das próteses também haviam fraturado. A maioria das fraturas dos parafusos dos pilares intermediários ocorreu abaixo do hexágono da cabeça do parafuso. Em relação às fraturas dos parafusos de ouro, os autores relataram que isso ocorreu devido à presença de forças adversas, bem como, próteses mal adaptadas, ou relacionaram-nas a problemas oclusais e à dieta do paciente.

Jemt (1991) verificou as falhas e as complicações em 391 maxilas e mandíbulas edêntulas com 2.199 implantes, no primeiro ano após a colocação de próteses protocolo sobre implantes. A taxa de sucesso foi de 99,5% para as próteses e de 98,1% para os implantes. Uma das complicações encontradas em 1,7% dos implantes estava relacionada a problemas gengivais, os quais incluíam fístulas, hiperplasias e inflamações, devido ao afrouxamento dos parafusos dos pilares intermediários.

Tolman e Laney (1992), através de observações clínicas no período de 78 meses, em 353 pacientes que foram restaurados com 1.778 implantes Branemark suportando próteses, relataram implicações que envolviam a perda de ancoragem do implante, problemas com os tecidos moles e problemas mecânicos. A complicação com tecidos moles foi a predominante. Nesse estudo, havia 152 pacientes com próteses que não tiveram nenhum problema. Em relação aos problemas mecânicos, a clínica diária demonstrou que os problemas de

afrouxamento e/ou fratura de parafusos ocorrem, em geral, no mesmo paciente de maneira repetida. Quando isso ocorre, geralmente é porque o conceito da forma está impróprio, ou a estrutura está desajustada, os componentes mecânicos ou os materiais são incompatíveis, ou o esquema e a função oclusal da mastigação não estão em harmonia. Esses fatores podem estar combinados à má distribuição dos implantes no arco ou à sua angulação. Os autores relataram, ainda, que houve 89 fraturas de parafusos das próteses ou dos pilares intermediários em 77 pacientes; 77% desse tipo de ocorrência acontece entre o segundo e o quarto ano com a prótese em função.

Jemt e Pettersson (1993) avaliaram, em um estudo, os problemas ocorridos em coroas suportadas por implantes unitários, após três anos de tratamento. Relataram que a complicação mais freqüente estava associada aos parafusos de intermediários soltos, que poderiam provocar fístulas nas áreas adjacentes, em decorrência de uma situação mecânica instável. Comentaram, ainda, que vários estudos em implantes unitários indicavam uma alta porcentagem de parafusos de intermediários soltos e que foram novamente apertados. Além disso, os autores sugeriram introduzir modificações na técnica, como o uso de sistema de aparelhos de torque o que, provavelmente promoveria estabilidade às coroas unitárias.

Hemmings et al. (1994), em estudo de cinco anos, compararam o número de complicações, tratamentos adicionais e manutenção em dois grupos: um grupo com 25 próteses fixas inferiores implanto-suportadas por 132 implantes, cuja taxa de sucesso foi de 90,15%; e um grupo com 25 sobredentaduras inferiores implanto-suportadas por 68 implantes, obtendo uma taxa de sucesso de 92,65%. Os resultados mostraram que as próteses fixas apresentaram mais complicações e exigiram mais manutenção do que as sobredentaduras. Nas próteses fixas, 11

parafusos dos pilares intermediários e cinco parafusos de retenção das próteses fraturaram; além disso um parafuso do pilar intermediário e cinco parafusos de retenção da prótese afrouxaram. Nas sobredentaduras, apenas quatro parafusos de retenção estavam fraturados, e quatro dos pilares intermediários estavam afrouxados.

Laney et al. (1994) realizaram um estudo, acompanhando por três anos, 82 pacientes reabilitados com próteses unitárias sobre implantes. Durante esses três anos, o afrouxamento do parafuso do pilar intermediário e o reaperto dos parafusos das coroas foram reportados por dez pacientes. Em cinco pacientes, os parafusos de titânio do pilar intermediário foram trocados por parafusos de ouro, o que parece ter eliminado o problema.

Wie (1995) examinou 56 pacientes com 240 implantes Branemark, no período de dois a quatro meses após a instalação das próteses. Foi feito um protocolo para coletar os dados sobre o estado atual do tratamento. Esses dados incluíam avaliação da higiene oral, alterações patológicas em tecidos moles e duros, material restaurador da mesa oclusal e sua forma, falhas técnicas e mecânicas. Todas as próteses parafusadas foram removidas, sendo observado se havia mobilidade nos implantes ou afrouxamento do parafuso do pilar intermediário ou do parafuso de retenção da prótese. Constatou-se que 14 parafusos dos pilares intermediários e sete parafusos de ouro de retenção estavam afrouxados.

3.3 Transmissão de cargas ao implante e ao tecido ósseo

Skalak (1983) relatou que o sucesso da osseointegração depende da maneira como o *stress* mecânico é transferido ao osso, pois, na ausência de qualquer camada fibrótica intermediária, o *stress* é transmitido à interface osso/implante sem nenhuma mudança, e ambos não podem ser submetidos a forças diferentes daquelas que estão aptos a receber. Uma conexão protética bem ajustada aos implantes propicia, uma estrutura combinada que pode interagir com o osso de modo a fornecer uma carga maior do que o implante e o osso sozinhos forneceriam. O implante possibilita um contato direto com o osso e, portanto, transmite qualquer onda de *stress* aplicada sobre ele. Por essa razão, é aconselhável usar um material resiliente, como a resina acrílica, sobre a superfície oclusal das próteses.

Carlsson et al. (1988) compararam, quanto à habilidade de resistir a torques de remoção, duas texturas de superfícies diferentes de implantes de titânio comercialmente puro, com a mesma forma, instalados em coelhos. Os autores relataram que o torque de remoção para implantes de superfície rugosa era significativamente mais elevado em comparação ao torque nos implantes lisos após seis semanas da instalação. Para o teste de remoção foi utilizado um aparelho Tohnichi, que foi conectado ao implante; o torque máximo necessário para a sua remoção foi mensurado. A média do torque de remoção para os implantes de superfície rugosa foi de 26,4 Ncm, enquanto os de superfície lisa apresentaram uma média de 17,2 Ncm. Os autores demonstraram, através desse estudo, que a superfície rugosa é mais apropriada para o embricamento ósseo e que implantes

com superfície lisa apresentam uma menor estabilidade no osso em relação aos implantes de superfície rugosa.

Tjellstrom et al. (1988) estudaram o torque de remoção de dez implantes de titânio, comercialmente puro, instalados na região do mastóide de pacientes humanos voluntários. A sua remoção foi mensurada através de um aparelho Tohnichi 15 BTG-N, no período de três a quatro meses da instalação do implante. A média do torque de remoção de nove implantes foi de 42,7 Ncm, com uma variação de 26 a 60 Ncm. Um dos implantes foi utilizado para análise histológica, evidenciando tanto o osso como o tecido mole na interface do implante.

Carr et al. (1995) fizeram um estudo com o objetivo de medir os níveis de torque para o apertamento do implante de titânio comercialmente puro, do implante TI-6Al-4V e dos cobertos com hidroxiapatita colocados em maxilas e mandíbulas de babuínos. As informações de torque reverso foram coletadas em intervalos de tempo pós-inserção, variando de três a quatro meses, utilizando um dispositivo de torque anti-horário; as informações foram analisadas (ANOVA de medidas repetidas) para diferenças de torque relacionadas ao tempo, biomaterial e arco. Os implantes com hidroxiapatita exibiram valores de remoção de torque significativamente maiores em relação aos implantes metálicos. Embora a mandíbula tenha mostrado maior resistência de torque em relação à maxila, não houve diferença significativa para todos os grupos testados. Apesar de as informações serem obtidas por meio de testes em animais, os autores sugeriram que o nível de torque recomendado deva ser de 35 Ncm para o apertamento do pilar de conexão, fornecendo, assim, uma margem de segurança para a maior parte dos implantes de desenho e material similares aos utilizados nesse estudo. A variação das informações sugere a

possibilidade de que um, em 20 implantes metálicos, possa cair abaixo desse nível de torque de apertamento.

Sullivan et al. (1996) estudaram o valor de torque reverso necessário para a remoção dos implantes osseointegrados. Para determinar a segurança relativa dos níveis de torque reverso, uma experiência intra-oral de torque – até o fracasso – foi iniciada. Vários pesquisadores têm investigado a resistência da união osso-titânio em animais, mas somente um relatório, que envolvia o osso mastóideo dizia respeito a humanos. Para esse estudo, foi utilizada uma paciente voluntária de 46 anos, que tinha consulta para se submeter à colocação de implantes para uma posterior reabilitação ora. A paciente consentiu em colocar de implante adicional (Nobelpharma USA, Chicago) em cada quadrante nos quais seriam instalados os implantes, concordando com a remoção desses – deixando os outros para que a reabilitação oral fosse concluída com sucesso. Uma carta formal de consentimento foi obtida da paciente, e os implantes foram colocados seguindo o protocolo padrão. No segundo estágio cirúrgico, os implantes do experimento receberam torque reverso até fracassarem. Os três implantes adicionais foram colocados na região de segundo molar, em osso tipo IV, como constatou o cirurgião que realizou a cirurgia. Foram colocados dois implantes na maxila e um na mandíbula. Os implantes remanescentes foram sepultados e não receberam carga durante seis meses. Os locais escolhidos para os implantes adicionais foram considerados ideais para o experimento clínico, devido ao fato de o osso tipo IV ser tipicamente mais fraco em relação aos outros tipos. A situação descrita representa o pior cenário em termos de sítio ósseo e dimensões de implante. O torque reverso até o fracasso em osso tipo IV, provavelmente vai produzir a informação do valor mais baixo do torque que pode ser utilizado. Um torquímetro eletrônico (Nobelpharma USA) foi usado para aplicar

torques de até 45 Ncm – para torques acima desse valor, foi desenvolvida uma unidade de torque manual. O primeiro implante maxilar testado não estava integrado e foi removido de seu leito ósseo com torque reverso abaixo de 10 Ncm. Um tecido fibroso forrava o leito. Contudo, foi verificado que os outros dois implantes estavam estáveis com torques de 10 e 20 Ncm. Por consequência, concluiu-se que os dois estavam integrados. O implante na mandíbula precisou de torque reverso de 58 Ncm para ser removido, e o do maxila, de 45 Ncm.

Segundo Lang et al. (1999), pouco se sabe a respeito da condição da união parafuso/pilar intermediário antes da carga e após o desenvolvimento da pré-carga. Na junção pilar intermediário/implante, o aperto inadequado e a tolerância no ajuste entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar têm sido sugeridos como os principais fatores na instabilidade dessa união. Se o contato entre esses dois hexágonos ocorre durante a aplicação do torque de pré-carga no apertamento do parafuso, então existe um potencial para essa força de apertamento que passa integralmente para o osso. Esse contato pode resultar em microfratura da interface biológica. Para o sistema Branemark, um aparelho de contra-torque que limita o contato entre os hexágonos durante o apertamento do parafuso tem sido recomendado, de modo a prevenir a transmissão dessa força de apertamento. O efeito sobre um dispositivo de contra-torque na transmissão da força de aperto não tinha sido reportado até 1999. Esse estudo examinou, com e sem o uso de um dispositivo de contra-torque durante o aperto do parafuso do pilar intermediário, a força de apertamento transmitida ao implante. Quarenta implantes Branemark – dez Cera-One, Estheticone, Procera e AuraAdapt – formaram a população experimental. As amostras foram divididas em dois grupos, subdivididos, por sua vez, em um grupo com uso de contra-torque e o outro sem contra-torque. As amostras foram

posicionadas em um suporte especial dentro de um calibrador Tohnichi para medir as forças transmitidas. Na ausência do dispositivo de contra-torque foi transmitida ao osso uma média de 91% da pré-carga recomendada no torque. Na presença do contra-torque, menos de 10% da pré-carga recomendada foi transmitida ao implante. Os autores concluíram que, quando o contra-torque foi utilizado, a magnitude de força transmitida ao osso foi significativamente reduzida.

3.4 Aparelhos controladores de torque (torquímetros) e sua precisão

Dellinges e Tebrock (1993) avaliaram o torque aplicado aos parafusos protéticos com chaves manuais. Com as luvas molhadas, 60 estudantes do segundo ano de Odontologia, foram instruídos a aplicar sua força máxima durante o aperto simulado de um parafuso. O valor médio do torque obtido pelo grupo masculino foi de 11,84 Ncm, e de 10,88 Ncm para o grupo feminino, não havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos. Nas condições estudadas, os autores concluíram que é possível obter o torque necessário para os parafusos de pequeno diâmetro (10 Ncm) com esse tipo de chave, o mesmo não ocorrendo quando os parafusos exigem um torque mais elevado.

Jaarda et al. (1993) avaliaram a influência da instrumentação e da experiência do operador sobre o torque gerado durante o apertamento manual de parafusos de ouro com fenda. Dezesesseis indivíduos, divididos em quatro grupos segundo o nível de experiência, foram instruídos a apertar cinco parafusos dentro de análogos de implante com chaves de fenda de 20 e 37 mm. Então os parafusos foram removidos com um instrumento de torque. Todos os grupos foram capazes de gerar torque significativamente maior com a chave de 37 mm. O grupo de dentistas sem experiência no tratamento com implantes geraram significativamente menos torque que os outros três grupos. Dos dezesseis dentistas, apenas três geraram a quantidade ótima de torque ao utilizar a chave de 20 mm. Os operadores que tinham pouca experiência em lidar com próteses sobre implantes não foram capazes de fornecer o torque recomendado; já os operadores experientes tenderam a gerar uma

quantidade maior que a recomendada. Nenhum dos indivíduos foi capaz de gerar valores de torque consistentes.

Goheen et al. (1994) relataram que, da literatura disponível, pareceria que um torque mínimo é crítico, mas o torque excessivo pode ultrapassar a força de cisalhamento do parafuso. Permanentes deformações poderiam resultar em perda das propriedades mecânicas dos parafusos. A premissa desse estudo é que muitos clínicos continuam a usar a chave manual para aplicar os torques de 10, 20 e 32 Ncm, apesar da disponibilidade dos torquímetros mecânicos e eletrônicos. Muitos problemas associados a pilares intermediários e parafusos de ouro podem ser resultado do torque impróprio. O propósito da primeira parte do estudo é mensurar a quantidade do torque gerado no parafuso do pilar intermediário sobre implantes Branemark e os parafusos de ouro, por clínicos experientes, usando chave manual do sistema Branemark. Na segunda parte do estudo, um único investigador, usando um torquímetro mecânico e um eletrônico, examinou a variabilidade e a magnitude do torque gerado. Para clínicos que utilizaram chaves de fenda manuais, os valores variaram de 0,7 Ncm a 18,1 Ncm; 1,4 Ncm a 33,7 Ncm e 8,2 Ncm a 36,2 Ncm – para os torques de 10, 20 e 32 Ncm, respectivamente. Os aparelhos mecânicos operados manualmente produziram, em todos os níveis, valores de torque dentro das tolerâncias especificadas pelos fabricantes. Foi observada variação significativa dos valores, propostos pelos fabricantes, relativo a função de velocidade de apertamento com o aparelho de torque eletrônico. Os dados observados indicaram que existe grande variação na habilidade dos clínicos para alcançar um torque adequado. Os torquímetros calibrados são imprescindíveis se os procedimentos apropriados forem realizados.

Dellings e Curtis (1996) avaliaram a precisão de um novo sistema de torque mecânico (DynaTorq) e testaram os efeitos da autoclavagem a vapor e por esterilização química nos procedimentos de esterilização relativamente à precisão dos aparelhos. Dez torquímetros com valores de torque pré-ajustados em 10, 20 e 30 Ncm foram fornecidos por uma distribuidora (dental). Um aparelho Tohnichi, modelo 9BTG-A, recebeu um dispositivo – como uma chave de torque – que permitiu o acoplamento do torquímetro. O aparelho Tohnichi foi calibrado antes e depois da experiência, mostrando uma precisão dentro de 1%.

No experimento A, dez torquímetros de cada valor de torque (10, 20 e 30 Ncm) foram testados dez vezes. A chave para ser testada foi engatada no Tohnichi e bem fixada. Os valores obtidos no Tohnichi, quando os testes foram realizados, foi visualizado por um dos investigadores, sendo então gravados. As análises dos dados incluíram o cálculo do desvio médio e do desvio padrão para cada torquímetro individualmente e da média que representou 100 gravações para os três níveis de torque (10, 20 e 30 Ncm).

No experimento B, cinco torquímetros de cada valor foram selecionados arbitrariamente dentro dos dez torquímetros avaliados. Cada torquímetro foi testado, anotando-se o valor de torque obtido. Cada torquímetro foi então submetido a 100 ciclos completos de autoclave a vapor, sendo testados novamente. Antes de testá-los, outra vez, cada torquímetro foi aberto e fechado uma vez. Os valores do grupo-controle foram comparados aos valores pós-esterilização.

No experimento C, repetiu-se o procedimento acima mencionado com os cinco torquímetros restantes, os quais foram submetidos a 100 ciclos completos de esterilização química.

No experimento A, todos os torquímetros demonstraram alta precisão, sendo percebida somente uma ligeira tendência nos valores (para mais).

No experimento B, a autoclavagem dos aparelhos de 10 Ncm mostraram um aumento nos valores significantes em relação aos valores nominais. Depois de 100 ciclos de autoclavagem, os valores dos torquímetros de 10 Ncm tinham aumentado cerca de 17%.

No experimento C, a esterilização química não alterou significativamente os valores de torque, apesar de notar-se um acréscimo nos valores.

Os autores concluíram que o uso clínico do torquímetro DynaTorq antes da esterilização resulta em valores próximos ao valor nominal, com pequeno desvio padrão. Os valores estatisticamente mais altos, após o procedimento de autoclavagem, foram os dos torquímetros de 10 Ncm. Tanto a autoclave como a esterilização química aumentaram os valores de torque – se comparados aos valores registrados antes da esterilização.

Gutierrez et al. (1997) testaram 35 torquímetros mecânicos, tipo chave de catraca, (DynaTorq, Steri-Oss Torque, Lifecore e Dentsply) para avaliar a precisão de seus torques. Sete aparelhos tinham valor nominal de 10 Ncm; doze tinham o valor de 20 Ncm; dez, o valor de 30 Ncm e seis o de 35 Ncm. Todos os torquímetros tinham um tempo de uso clínico de, no mínimo, um mês e, no máximo, três anos – e, segundo os clínicos afirmaram, eram completamente eficazes nos valores de torque requeridos. A precisão de torque foi determinada usando-se um calibrador de torque Tohnichi, com variação de $\pm 1\%$. Todos os torquímetros eram esterilizados regularmente. Os dados coletados para cada torquímetro incluíram: data da compra, número de ciclos de esterilização durante o período de uso e dez leituras seqüenciais de torque com o aferidor Tohnichi. Os resultados desse estudo

mostraram que não houve relação significativa do torque obtido com a data da compra ou com o número de ciclos de esterilizações. Além disso, em cada grupo havia tanto torques acima dos valores nominais de controle quanto abaixo. Para os torquímetros de 10 Ncm, o maior valor foi de 455%, maior que o valor nominal de controle; para os de 20 Ncm, o maior valor foi de 41,6%; para os de 30 Ncm, o maior valor foi de 17%; e para o de 35 Ncm, o maior valor foi de 58,6%. Os autores concluíram que a corrosão da mola da catraca pode aumentar excessivamente o torque empregado, como resultado da flexibilidade da mola. Não há relação entre a data da compra e o torque empregado, e não há relação entre o número de esterilizações e o torque empregado.

Gross et al. (1999) avaliaram o torque de aperto gerado por operadores experientes que usam chaves manuais durante a colocação dos pilares intermediários, simulando situação clínica. Resultados de torque habitual e de torque máximo de cinco conjuntos intermediário/implante foram comparados aos valores de torque recomendados pelos fabricantes dos sistemas. Cinco sistemas de implantes foram utilizados nesse estudo: Calcitek, Sterio-Oss, Branemark, Alpha-Bio e ITI. Nove dentistas com mais de três anos de experiência clínica em prótese sobre implante foram solicitados para torquar um pilar intermediário sobre um implante localizado na altura de primeiro molar superior, montado em um modelo tipo manequim (Dentofom model R861) usando uma chave bi-digital (manual). Os operadores foram colocados em suas posições operatórias normais, utilizando luvas clínicas, e foram requisitados a realizar cinco apertos com a chave em condições clínicas normais e cinco vezes com o torque máximo que eles podiam alcançar. Isso foi executado para cada chave de torque. Os operadores foram instruídos a descansar por 30 segundos entre cada fechamento que realizaram. Cada implante

foi conectado ao aparelho calibrador de torque Tohnichi e isso foi unido ao manequim rigidamente, para permitir a medida do torque aplicado em cada fechamento. Os operadores eram orientados a aplicar o fechamento de torque da forma como eles fariam normalmente em uma situação intra-oral, determinando assim como torque habitual. Em seguida, foram instruídos a aplicar a força máxima que poderiam gerar com as respectivas chaves digitais, determinando assim como torque máximo. Cada operador executou cinco torques manuais habituais e máximos para cada um dos cinco conjuntos pilar intermediário/implante, usando, para isso, o sistema de cada sistema. A média dos valores de torques habituais dos nove operadores variou de 7,0 a 14,6 Ncm ou de 29% a 55% dos valores recomendados pelos fabricantes. A média do torque máximo variou de 9,4 a 19,9 Ncm ou de 32% a 76% dos valores recomendados. Nenhum dos operadores alcançou o torque recomendado pelos fabricantes em nenhum dos sistemas testados. Os autores consideraram obrigatório o uso de torquímetros para obtenção do torque ideal recomendado a cada sistema.

Segundo Standlee e Caputo (1999), conhecimentos da aplicação dos níveis de torque nos parafusos de retenção dos pilares intermediários dos implantes e suas próteses são necessários para atingir uma ótima pré-carga. Uma variedade de dispositivos tem sido desenvolvidos para controlar o nível do torque nos componentes dos implantes dentários. Esses aparelhos são calibrados usualmente pelos fabricantes para aplicar um torque apropriado a um implante específico e seus pilares intermediários. Entretanto, muitos estudos mostram que esses aparelhos (torquímetros) podem exibir variações no valor do torque. Um dos primeiros – e mais popular aparelho de torque usado para aplicar níveis pré-calibrados de torque – foi o torquímetro eletrônico Nobel-Biocare. Este aparelho usa uma ativação por pedal

para dirigir uma peça de mão utilizada para colocar os componentes dos implantes. Torques de 10, 20, 32 e 45 Ncm estão presentes para níveis específicos de torque nos parafusos dos componentes. Cada nível de torque tem alta e baixa velocidade. A proposta desse estudo é examinar a precisão das amostras do torquímetro eletrônico Nobel-Biocare que têm sido usados na clínica diária, permitindo comparar as variações do valor de torque nominal e torque real. Sete torquímetros DEA 20 foram obtidos de seis clínicos. Um minitorno foi usado com um implante-teste para transferir a rotação gerada pelo DEA 20 à roldana. Os autores observaram depois de aplicado os níveis de torque recomendados pelo fabricante, que houve diferenças significativas entre os aparelhos. Cada aparelho teve um perfil único em relação a todos os que foram testados; além disso, o torque gerado por cada aparelho foi diferente do valor de torque nominal. Isso significa que os dentistas podem não saber o que esses instrumentos medem exatamente. Para os clínicos aplicarem o nível apropriado de torque, de modo a alcançarem a pré-carga ideal, deveria ser feita uma média por amostragem e o valor do torque deveria ser ajustado.

Duarte (2001) avaliou o desempenho de 18 torquímetros DTW DynaTorq com valor nominal de 20 Ncm, novos (sem uso). O autor mensurou os valores de torque antes do uso e, simulando seu uso clínico, mediu os aparelhos após ciclagem a seco e após ciclagem com umidade, comparando os valores de torque iniciais e após as ciclagens. O autor mostrou que nenhum dos torquímetros avaliados, antes do seu uso simulado, atingiu o valor de torque nominal, apresentando, como maior e menor diferença, 24,85% e 8,55%, respectivamente. Dos 18 torquímetros, cinco apresentaram sinais visíveis de corrosão; três amostras travaram logo após 250 ciclos, duas na ciclagem a seco e uma na ciclagem com umidade, em decorrência da corrosão ou pela qualidade de ajuste entre os componentes. Na ciclagem a seco,

a diferença entre torques médios apresentados em relação ao torquímetro novo (sem uso) foi de 0,02 Ncm ou de 0,12% para menos, após 250 ciclos; na ciclagem com umidade, essa diferença foi de 1,19 Ncm ou 7,12% para menos, após 1000 ciclos. Nenhum dos torquímetros testados apresentou o torque nominal proposto pelo fabricante. O autor desaconselhou seu uso clínico.

Mitrani et al. (2001) avaliaram a precisão de torquímetros eletrônicos que tinham sido usados clinicamente por um período mínimo de cinco anos, comparando-os aos aparelhos novos. Diversos aparelhos de torque estão disponíveis atualmente; no entanto, somente o DEA 20 (torquímetro eletrônico da Nobel) foi testado nesse estudo. Este sistema consiste em uma peça de mão que é conectada a um controlador eletrônico, o qual possui quatro diferentes valores de torque (10, 20, 32 e 45 Ncm). Cada valor de torque pode ser aplicado no parafuso do implante em duas velocidades, baixa e alta. Todos os torquímetros testados nesse estudo foram avaliados em ambas as velocidades, mas somente nos valores de torque de 10, 20 e 32 Ncm. Foram utilizadas velocidades alternadas na seqüência dos testes para cada torquímetro; cada um foi testado após ser submetido ao teste de autoclavagem. Os valores obtidos nos torquímetros usados foram comparados aos obtidos nos quatro torquímetros novos. O torque produzido por cada um foi mensurado através de um Tohnichi modelo 9BTG-A.

As etapas utilizadas para testar os torquímetros eletrônicos foram as seguintes:

- 1 – um implante foi apertado no mandril de três dentes do aparelho Tohnichi;
- 2 – o indicador de torque do aparelho foi colocado em zero. Esse indicador girou para marcar o valor de pico alcançado, permanecendo na posição mesmo após a remoção do torque;

- 3 – o torquímetro foi ajustado para a velocidade e o torque requeridos. A chave foi colocada na peça de mão do aparelho no valor requerido para o parafuso de ouro. Foi tomado cuidado para se assegurar que a cabeça da peça de mão permanecesse linear ao implante na presença da força de torque;
- 4 – quando a chave da peça de mão foi colocada no implante, os valores foram ajustados e o pedal do torquímetro foi ativado. Quando o torquímetro emitiu o efeito sonoro, o pedal foi aliviado. Durante essa operação, o parafuso de ouro deu, no mínimo, meia volta antes que o valor de torque fosse alcançado. Isso foi feito para simular as condições clínicas;
- 5 – o pico do valor de torque registrado no indicador do aparelho foi lido e anotado;
- 6 – as etapas de um a cinco foram repetidas dez vezes para cada torquímetro, e todas as leituras do torque foram feitas pelo mesmo investigador;
- 7 – somente uma peça de mão foi utilizada para todos os quatro torquímetros. Isso permitiu atribuir a variação de torque somente ao aparelho, e não a outros fatores ou componentes.

Com esse protocolo de mensuração de torque, um total de dez repetições, foram feitas para cada um dos seis torquímetros usados (10, 20 e 32 Ncm, tanto em alta velocidade como em baixa), sendo registrado 60 valores de torque para cada torquímetro. Aos dados obtidos nos aparelhos foram adicionadas outras informações: a idade do aparelho, em meses, e alguma calibração que possa ter sido realizada após a compra. A comparação dos resultados não mostrou diferenças significativas. Não houve correlação significativa entre torque medido e tempo de utilização clínico, para todos os valores de combinações de velocidade de torque. Das dez unidades testadas, nenhuma havia sido recalibrada. Os autores concluíram que não houve diferença significativa entre o valor de torque dos dez aparelhos com

no mínimo cinco anos de uso e o valor de torque dos quatro aparelhos novos; também não houve relação entre os valores de torque dos aparelhos em uso e o número de anos em que estavam em atividade.

Hanses et al. (2002) estudaram o uso de um prolongador mecânico projetado para caber no torquímetro da empresa Nobel-Biocare e mensurar o número de graus (intensidade) necessários para reapertar o parafuso do pilar intermediário e o parafuso de retenção da prótese, objetivando alcançar o valor de torque desejado. Uma segunda proposta foi analisar a precisão e a validade do torquímetro. O torquímetro da Nobel-Biocare DEA 020 foi usado. Um nível de torque de 10 Ncm, para o apertamento das coroas, e de 20 Ncm, para o apertamento dos pilares intermediários, foi utilizado durante todo o estudo. Usando um pilar intermediário padrão, com um parafuso de titânio, comparações de calibração foram feitas como pré-ajuste do valor do momento de 10 e 20 Ncm, respectivamente. A mensuração foi repetida três vezes para cada nível de torque, e uma média para a mensuração de torque momento foi calculada. O dispositivo utilizado consiste em três partes, que são montadas e conectadas na cabeça do contra-ângulo da peça de mão convencional e presas no lugar por uma banda elástica. As três partes são: o suporte, o prolongador e o disco do índice. O prolongador é instalado no suporte e foi classificado de 0 a 200 graus, e o disco índice foi conectado a uma chave de parafuso. A chave de parafuso é uma chave qualquer, utilizada para retenção de coroas parafusadas, através de um parafuso com fenda ou parafusos para intermediários com hexágono interno. Quando a chave gira, o disco também gira, ao passo que o parafuso é apertado até o momento pré-ajustado no torquímetro, até a parada da rotação. O disco do índice sobre o prolongador indicou o número de graus que o parafuso de retenção da prótese ou do pilar intermediário teve que girar. Os

resultados mostraram, através da calibração do torquímetro, que esse, apresenta um desvio de aproximadamente 10% do momento de torque indicado pela máquina. A validade do experimento indicou que há uma boa correlação entre o controle de afrouxamento do parafuso e o número de graus de rotação necessários para o reaperto dos parafusos. Para o afrouxamento dos parafusos dos pilares intermediários de 10, 20 e 30 graus, a rotação para reaperto foi de 11,1, 20,3 e 29,9 graus, respectivamente. Para o afrouxamento dos parafusos da prótese de 10, 20 e 30 graus, os valores foram de 10,3, 19,5 e 30 graus, respectivamente. As mensurações repetidas revelaram que os reapertos dos parafusos dos pilares intermediários obtiveram uma performance com uma precisão de 1,7 graus. O valor correspondente para a precisão de reaperto dos parafusos das próteses foi de 1,3 graus. O estudo mostrou que o aparelho tem boa precisão e validade. Usando este aparelho, os autores esperaram poder avaliar vários parâmetros para a estabilidade do parafuso, tais como: o tipo de sistema de implante, o número de suportes, o tipo de pilar intermediário, o tipo de material da prótese e a necessidade de reapertar o parafuso do pilar intermediário e os parafusos de retenção da prótese.

Segundo Standlee et al. (2002), a proposta do apertamento dos componentes de restauração sobre os implantes osseointegrados objetiva desenvolver uma tensão de pré-carga no sistema, deixando, desse modo, os componentes juntos. Por um lado, a pré-carga produzida pelo apertamento do parafuso deve ser suficiente para prevenir o afrouxamento dos pilares intermediários e das próteses quando sujeitos à carga funcional; por outro lado, a pré-carga pode ser limitada para níveis que não resultem em falha final do material dos componentes, bem como em deformação das roscas ou fratura do parafuso do pilar intermediário. Para obter essa tensão desejada, o clínico deve ser capaz de controlar o torque de entrada. Quando

o clínico aplica o torque com as mãos (bi-digital), erros de 15% a 48% podem ser esperados. A aplicação da pré-carga depende do nível de experiência do operador. Operadores inexperientes, tendem a dar torques inferiores ao recomendado, enquanto operadores experientes tendem a obter sobretorques. Todos os indivíduos são inconsistentes nos níveis de torque gerados. Variados aparelhos, tanto mecânicos como eletrônicos, têm sido desenvolvidos para controlar os níveis de torque sobre os componentes dos implantes dentais. Esses aparelhos são calibrados usualmente pelo fabricante para aplicar níveis de torque apropriados aos seus implantes específicos e pilares intermediários correspondentes. No entanto, alguns estudos têm demonstrado que esses aparelhos podem exibir substanciais variações, tanto nominal quanto nos valores de torque obtidos. A proposta dos autores foi determinar e comparar a precisão de três aparelhos controladores de torque (torquímetros). Foram utilizados, nesse estudo, seis torquímetros mecânicos Nobel-Biocale e seis ITI os quais foram obtidos de consultórios, e seis DynaTorq ITL, obtidos do fabricante. Os valores de torque usados foram de 10, 20 e 30 Ncm. Depois da aplicação dos níveis de torque recomendados pelo fabricante, variações significativas foram observadas entre os aparelhos individuais. A potência de torque de cada aparelho desviou em graus, variando em relação aos valores de torque desejados. Os torquímetros mecânicos Nobel-Biocale exibiram variações nos valores de torque desejados, ficando geralmente abaixo do valor de torque nominal. A média de variação dos valores dos torquímetros ITI foi de 10% abaixo do valor nominal. A média de variação dos torquímetros DynaTorq ITL foi de 10% do valor nominal, quando a força foi aplicada lentamente; quando a força foi aplicada com rapidez, o valor obtido ficou bem abaixo do recomendado.

Tan e Nicholls (2002) mediram a pré-carga do parafuso de ouro na relação da junção parafuso/cilindro obtida através de três sistemas de torque. Usando um pré-calibrador para mensurar a força do pilar intermediário padrão com a carga correta, três torquímetros foram testados para mostrar as diferenças significativas na pré-carga do parafuso de ouro quando unido a um cilindro de ouro. A média mensurada das pré-cargas dos torquímetros mecânicos (DIA 250, Nobel-Biocare) ajustados em 10 Ncm foi de 291,2 N, para os torquímetros eletrônicos (DEA 020, Nobel-Biocare) ajustados em 10 Ncm, em velocidade baixa, a média foi de 340,3 N; e para o aperto manual (bi-digital) através de uma chave de fenda, a média foi de 140,8 N. Diferentes unidades de torquímetros eletrônicos ajustados em 10 Ncm induziram a uma média de pré-carga no parafuso de ouro que variava de 264,1 N para tão altamente quanto 501,2 N. Os autores concluíram que o torquímetro mecânico induz a diferenças significativas na pré-carga do parafuso com relação aos valores obtidos pelos operadores. A pré-carga manual é insuficiente e não pode ser recomendada para o aperto final do parafuso. Os torquímetros eletrônicos devem ser calibrados regularmente para assegurar um ótimo valor de torque (torque ideal).

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

- 5 torquímetros eletrônicos de precisão, série DEA 020, usados (Nobel-Biocare, Goöteborg, Sweden);
- 5 torquímetros mecânicos de precisão, tipo catraca, usados, de 20 Ncm (DynaTorq, ITL – Implant Technologies, Santa Ana, CA);
- 5 torquímetros mecânicos de precisão, tipo catraca, usados, de 30 Ncm (DynaTorq, ITL – Implant Technologies, Santa Ana, CA);
- 5 torquímetros mecânicos de precisão, tipo haste, usados (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil);
- 1 aferidor de torque analógico, modelo BTG 60 CN-S Tohnichi (Tohnichi, Tokyo, Japan);
- 1 aparelho tipo prensa;
- 1 dispositivo de conexão quadrada;
- 1 adaptador para contra-ângulo;
- 1 marcador plástico para escala graduada do torquímetro mecânico Conexão Sistemas de Prótese.

4.2 Métodos

Com o intuito de mensurar os valores obtidos pelos torquímetros, tanto os mecânicos quanto os eletrônicos, em relação aos valores nominal de 20 e 30 Ncm para os aparelhos Conexão Sistemas de Prótese e DynaTorq e os valores de 20 e 32 Ncm para os aparelhos Nobel-Biocare, determinado pelos fabricantes, foi utilizado um dispositivo de cabeça quadrada, em que foi confeccionada uma marcação (figura 1), para que ele fosse fixado a um calibrador de torque Tohnichi (figura 2), sempre na mesma posição. Essa fixação foi feita em um mandril de três dentes existente no aparelho (figuras 3 e 4).

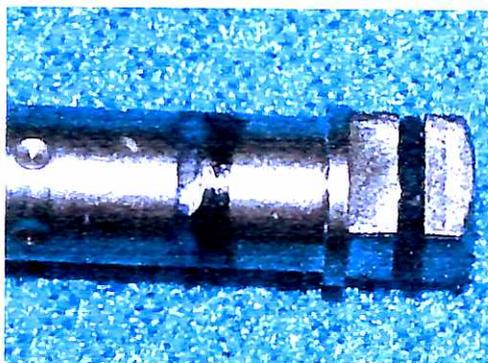


Figura 1: Dispositivo quadrado



Figura 2: Aparelho calibrador Tohnichi



Figura 3: Mandril fixador

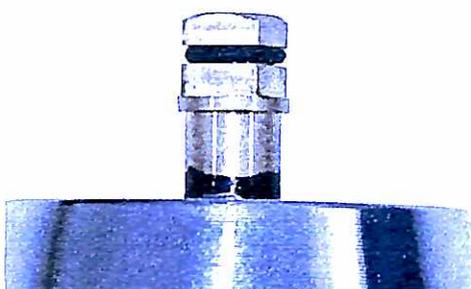


Figura 4: Dispositivo fixado

O aparelho Tohnichi foi fixado a uma prensa (figura 5), que por sua vez foi presa a uma bancada de trabalho (figura 6), para que o aparelho não se movimentasse durante a aplicação do torque.

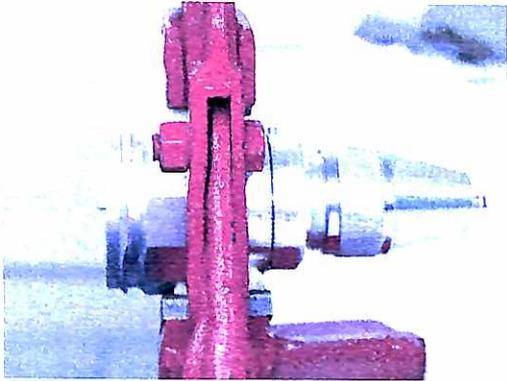


Figura 5: Tohnichi fixado

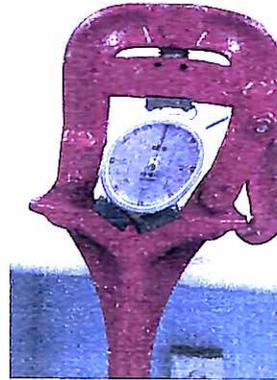


Figura 6: Prensa na bancada

Os torquímetros foram divididos em três grupos, de acordo com o modelo e a sua técnica de aplicação.

No grupo TMH, foram utilizados cinco torquímetros mecânicos, tipo haste, da empresa Conexão Sistemas de Prótese (figura 7), subdivididos em dois grupos. O grupo TMH-20 foi responsável por gerar valor nominal de torque de 20 Ncm, e o grupo TMH-30 foi responsável por gerar valor nominal de torque de 30 Ncm.



Figura 7: Torquímetro Conexão

No grupo TMC, foram utilizados dez torquímetros mecânicos, tipo catraca, da empresa DynaTorq, subdivididos em dois grupos. No grupo TMC-20, cinco aparelhos foram responsáveis por gerar valor nominal de torque de 20 Ncm; no

grupo TMC-30, também com cinco aparelhos, foi gerado valor nominal de 30 Ncm (figuras 8 e 9).



Figura 8: Torquímetro DynaTorq 20 Ncm

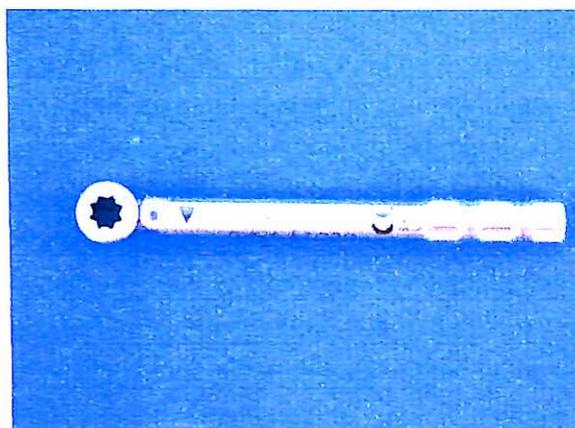


Figura 9: Torquímetro DynaTorq 30 Ncm

No grupo TE, foram utilizados cinco torquímetros eletrônicos, da empresa Nobel-Biocare (figura 10), subdivididos em quatro grupos. O grupo TEbv-20 foi responsável por gerar valor nominal de torque de 20 Ncm, em baixa velocidade, e o grupo TEav-20 foi responsável por gerar valor nominal de torque de 20 Ncm, em alta velocidade. O grupo TEbv-32 foi responsável por gerar valor nominal de torque de 32 Ncm, em baixa velocidade, e o grupo TEav-32 foi responsável por gerar valor nominal de torque de 32 Ncm, em alta velocidade (figura 11).



Figura 10: Torquímetro eletrônico Nobel-Biocare

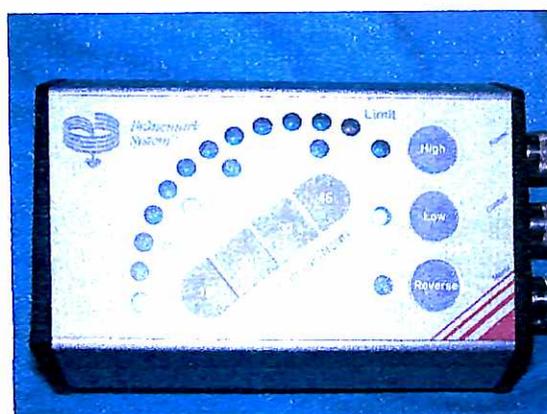


Figura 11: Alta e baixa velocidade

Para cada valor nominal de cada aparelho testado, foram feitas dez mensurações. Todos os torques gerados pelos torquímetros foram realizados por um

único operador, e as anotações dos dados foram feitas por dois observadores, que sempre concordaram a respeito dos valores registrados pelo aparelho.

Os aparelhos do grupo TMH possuem uma escala graduada de 0 a 40 Ncm (figura 12). Nessa escala, foi inserido um dispositivo, na marca de 20 Ncm, para promover o ponto de parada desejado para coleta de dados; posteriormente, este dispositivo foi posicionado na marca de 30 Ncm, visando ao mesmo objetivo (figura 13).

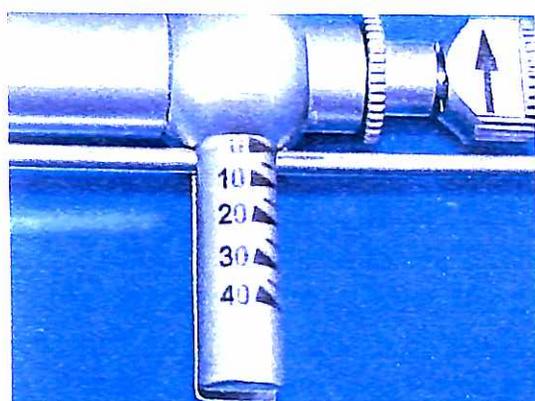


Figura 12: Escala graduada de 0 a 40 Ncm

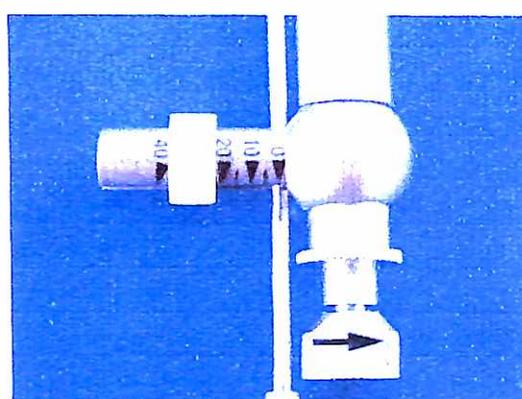


Figura 13: Dispositivo de parada

Uma vez inserido o dispositivo de parada, o torquímetro, foi encaixado no dispositivo quadrado que estava fixado ao aparelho Tohnichi (figura 14). O indicador de torque do aparelho Tohnichi foi colocado na posição zero (figura 15). Nesse momento, o torquímetro foi acionado, através do movimento de sua haste, até a marca da escala em que estava o dispositivo, tendo assim o seu valor de pico (figura 16). O indicador do Tohnichi girou para marcar o valor de pico atingido, permanecendo na posição, mesmo após a remoção do torque (figura 17). O valor alcançado foi verificado por dois observadores e registrado em uma tabela de dados. Esse procedimento repetiu-se por dez vezes em cada valor de torque requerido, para cada subgrupo. Para cada procedimento, o indicador do aparelho Tohnichi foi colocado em zero, e o torquímetro foi removido e reposicionado.



Figura 14: Aparelho posicionado

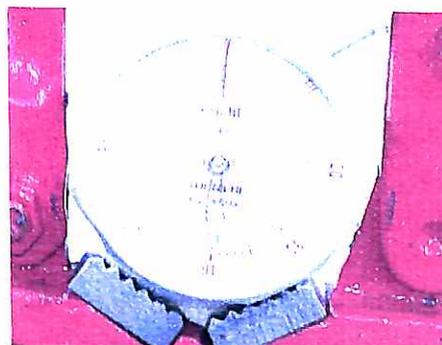


Figura 15: Aparelho colocado na posição zero



Figura 16: Movimento da haste



Figura 17: Valor gerado

Nos aparelhos do grupo TMC, por se tratarem de aparelhos mecânicos tipo catraca, o ponto de parada desejado ocorre através da liberação da junta articulada que existe entre o cabo e a cabeça do aparelho (figuras 18 e 19). Uma característica desse dispositivo é a necessidade de um aparelho para cada valor de torque nominal.



Figura 18: Junta articulada

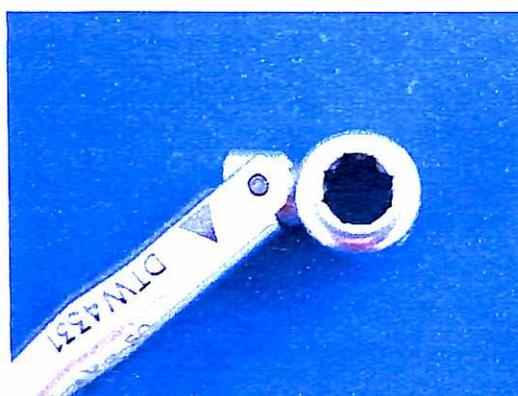


Figura 19: Junta articulada liberada

Para mensurar os valores de torque gerados, a chave tipo catraca foi inserida no dispositivo quadrado (figura 20), o indicador de torque do aparelho Tohnichi foi colocado em zero e a força foi aplicada até a liberação da junta articulada (figura 21). Assim como no grupo anterior, o indicador do Tohnichi girou para marcar o valor de pico atingido, permanecendo na posição mesmo após a remoção do torque. O valor alcançado, foi verificado por dois observadores e registrado em uma tabela de dados. Este procedimento se repetiu por 10 vezes para cada valor de torque requerido para cada grupo. Para cada procedimento, o indicador do aparelho Tohnichi foi colocado em zero e o torquímetro foi removido e reposicionado.



Figura 20: Catraca Posicionada

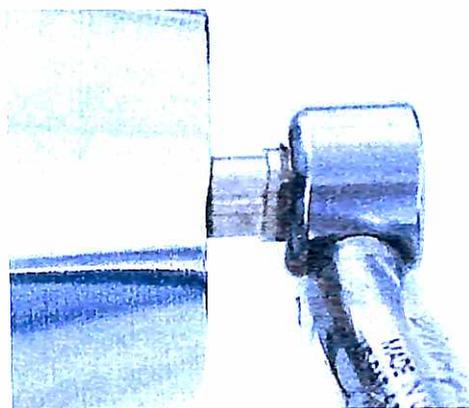


Figura 21: Força aplicada

Os aparelhos do grupo TE são acionados através do uso de um pedal, que movimenta um contra-ângulo próprio (figura 22). Este aparelho promove a geração de torques nominais nos valores de 10, 20, 32 e 45 Ncm, tanto em baixa velocidade quanto em alta (figura 23). O valor de torque desejado e a velocidade são determinados pelo operador no painel do aparelho (figura 24 e figura 25). Quando o aparelho atinge o torque requerido, depois de ter sido acionado, ele cessa o movimento e um efeito sonoro é produzido.



Figura 22: Contra-ângulo



Figura 23: Gerador de torque e velocidade

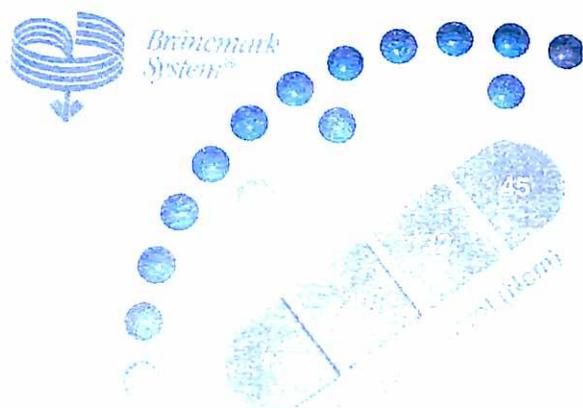


Figura 24: Marcador em 20 Ncm



Figura 25: Marcador em baixa velocidade

Para mensurar os valores de torque gerados, foi inserido ao contra-ângulo um adaptador, conectado ao dispositivo quadrado que estava fixado ao Tohnichi (figuras 26, 27, 28 e 29). Foi registrado, no aparelho, o valor nominal de torque desejado e sua velocidade.

O indicador de torque do aparelho Tohnichi foi colocado em zero e o torquímetro eletrônico foi acionado, atingindo, assim, o torque requerido. O indicador do Tohnichi girou para marcar o valor de pico atingido, permanecendo na posição mesmo após a remoção do torque. O valor alcançado foi verificado por dois observadores e registrado em uma tabela de dados.

Como nos anteriores, esse procedimento repetiu-se por dez vezes em cada valor de torque requerido, para cada grupo. Para cada procedimento, o indicador do aparelho Tohnichi foi colocado em zero, e o aparelho controlador de torque foi removido e reposicionado.



Figura 26: Adaptador



Figura 27: Adaptador no contra-ângulo

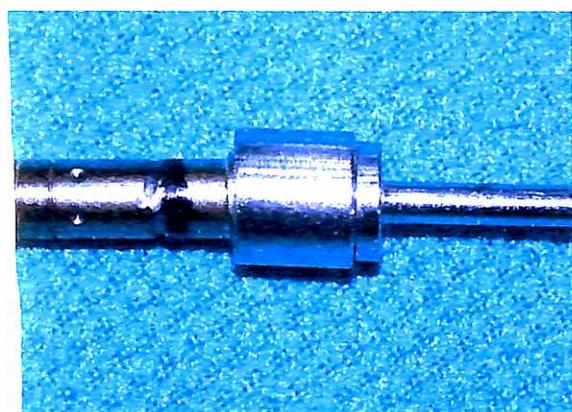


Figura 28: Dispositivo conectado ao adaptador

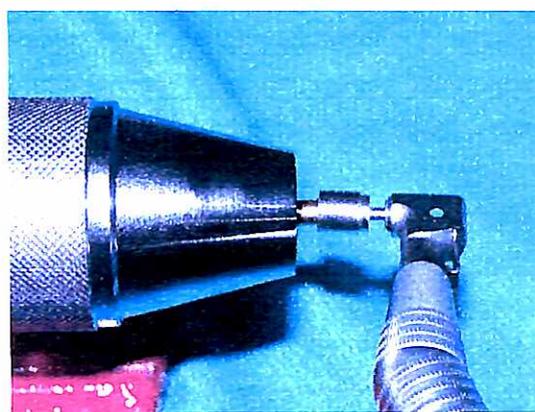


Figura 29: Torquímetro posicionado

5. RESULTADOS

O aferidor de torque Tohnichi registrou o torque obtido pelos torquímetros a cada ciclo. Os valores de torque de cada aparelho encontram-se nos ANEXOS.

Neste trabalho, utilizou-se ANOVA (análise de variância) com teste de Tukey para determinar quais são as diferenças significativas, na qual dms (diferença mínima significativa), serve como parâmetro para verificar as diferenças médias em cada par de torquímetros. Caso o valor da diferença média fique acima da dms, existirá uma diferença significativa de 5% para o nível de significância; caso contrário; não existirá diferença significativa para o nível de significância estabelecido.

Tabela 5.1 – Média e variância obtida pelos torquímetros de 20 Ncm

RESUMO						
Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância	Desvio Padrão	
(TMH - 20) A	10	210	21	1,56	1,25	
(TMH - 20) B	10	196	19,6	0,49	0,70	
(TMH - 20) C	10	203	20,3	0,90	0,95	
(TMH - 20) D	10	196	19,6	0,49	0,70	
(TMH - 20) E	10	204	20,4	0,49	0,70	
(TMC - 20) A	10	245	24,5	1,17	1,08	
(TMC - 20) B	10	230	23	0,22	0,47	
(TMC - 20) C	10	214	21,4	0,49	0,70	
(TMC - 20) D	10	192	19,2	0,18	0,42	
(TMC - 20) E	10	200	20	0,44	0,67	
(TEav - 20) A	10	202	20,2	0,62	0,79	
(TEav - 20) B	10	236	23,6	0,27	0,52	
(TEav - 20) C	10	216	21,6	0,27	0,52	
(TEav - 20) D	10	206	20,6	0,27	0,52	
(TEav - 20) E	10	205	20,5	1,17	1,08	
(TEbv - 20) A	10	190	19	1,33	1,15	
(TEbv - 20) B	10	224	22,4	0,93	0,97	
(TEbv - 20) C	10	193	19,3	0,90	0,95	
(TEbv - 20) D	10	184	18,4	0,49	0,70	
(TEbv - 20) E	10	194	19,4	0,49	0,70	

ANOVA							
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico	dms
Entre grupos	499,6	19	26,29474	39,97511	2,29278E-54	1,644631	1,32
Dentro dos grupos	118,4	180	0,657778				
Total	618	199					

Tabela 5.2 – resultados das diferenças significativas para cada torquímetro de 20 Ncm

Teste de TUKEY

Torquímetros	Médias	Valor Nominal	Valor Absoluto	Resultado
(TMH - 20) A	21	20	1	Não Existe Diferença Significativa
(TMH - 20) B	19,6	20	0,4	Não Existe Diferença Significativa
(TMH - 20) C	20,3	20	0,3	Não Existe Diferença Significativa
(TMH - 20) D	19,6	20	0,4	Não Existe Diferença Significativa
(TMH - 20) E	20,4	20	0,4	Não Existe Diferença Significativa
(TMC - 20) A	24,5	20	4,5	Existe Diferença Significativa
(TMC - 20) B	23	20	3	Existe Diferença Significativa
(TMC - 20) C	21,4	20	1,4	Existe Diferença Significativa
(TMC - 20) D	19,2	20	0,8	Não Existe Diferença Significativa
(TMC - 20) E	20	20	0	Não Existe Diferença Significativa
(TEav - 20) A	20,2	20	0,2	Não Existe Diferença Significativa
(TEav - 20) B	23,6	20	3,6	Existe Diferença Significativa
(TEav - 20) C	21,6	20	1,6	Existe Diferença Significativa
(TEav - 20) D	20,6	20	0,6	Não Existe Diferença Significativa
(TEav - 20) E	20,5	20	0,5	Não Existe Diferença Significativa
(TEbv - 20) A	19	20	1	Não Existe Diferença Significativa
(TEbv - 20) B	22,4	20	2,4	Existe Diferença Significativa
(TEbv - 20) C	19,3	20	0,7	Não Existe Diferença Significativa
(TEbv - 20) D	18,4	20	1,6	Existe Diferença Significativa
(TEbv - 20) E	19,4	20	0,6	Não Existe Diferença Significativa

Gráfico 5.1 – Demonstração, em porcentagem, das diferenças significativas de cada grupo de 20 Ncm

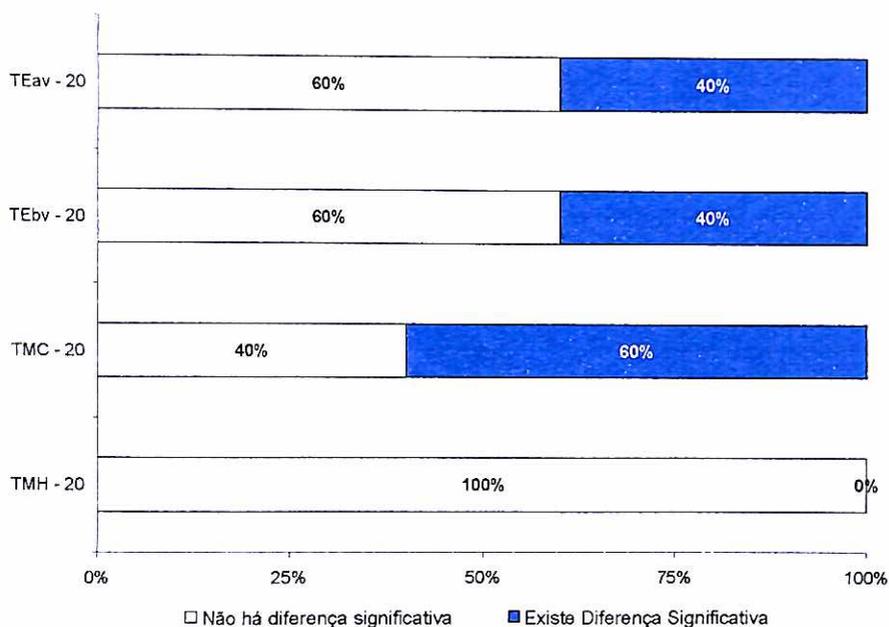


Tabela 5.3 – Média e variância obtida pelos torquímetros de 30 e 32 Ncm

Anova: fator único

RESUMO

Grupo	Contagem	Soma	Média	Variância	Desvio Padrão
(TMH - 30) A	10	340	34	1,78	1,33
(TMH - 30) B	10	299	29,9	3,66	1,91
(TMH - 30) C	10	319	31,9	2,54	1,60
(TMH - 30) D	10	299	29,9	2,54	1,60
(TMH - 30) E	10	302	30,2	1,96	1,40
(TMC - 30) A	10	313	31,3	0,46	0,67
(TMC - 30) B	10	364	36,4	0,71	0,84
(TMC - 30) C	10	356	35,6	1,60	1,26
(TMC - 30) D	10	385	38,5	0,50	0,71
(TMC - 30) E	10	306	30,6	0,27	0,52
(TEbv - 32) A	10	289	28,9	0,99	0,99
(TEbv - 32) B	10	308	30,8	1,29	1,14
(TEbv - 32) C	10	315	31,5	0,72	0,85
(TEbv - 32) D	10	277	27,7	0,46	0,67
(TEbv - 32) E	10	275	27,5	0,50	0,71
(TEav - 32) A	10	313	31,3	2,23	1,49
(TEav - 32) B	10	349	34,9	0,54	0,74
(TEav - 32) C	10	348	34,8	0,40	0,63
(TEav - 32) D	10	305	30,5	0,28	0,53
(TEav - 32) E	10	303	30,3	0,68	0,82

ANOVA

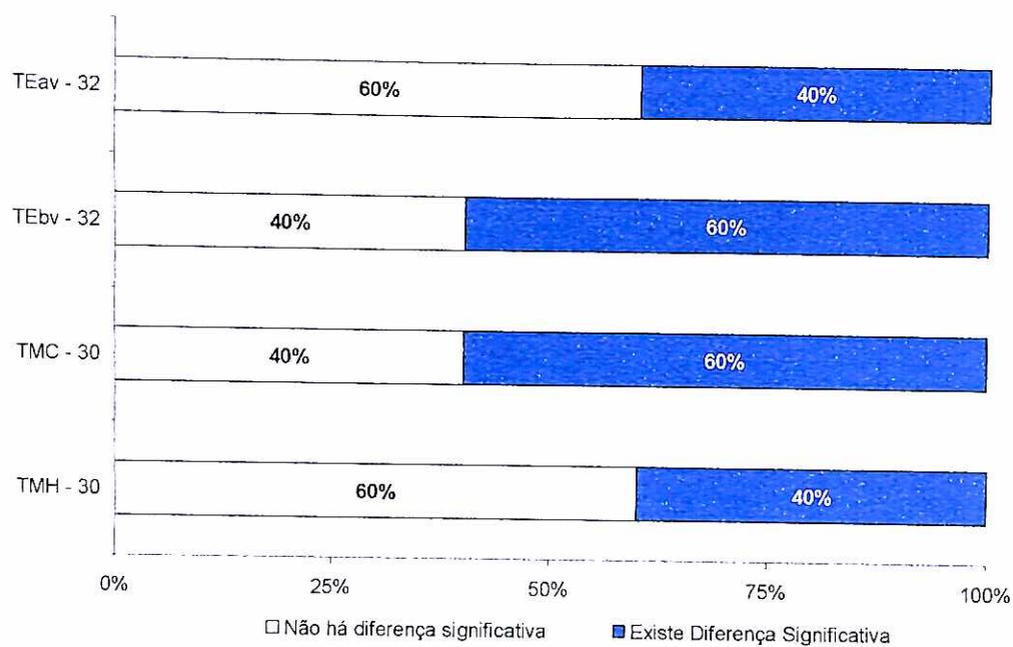
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico	dms
Entre grupos	1643,975	19	86,525	71,80498	1,81882E-73	1,644631	1,78
Dentro dos grupos	216,9	180	1,205				
Total	1860,875	199					

Tabela 5.4 – resultados das diferenças significativas para cada torquímetro de 30 e 32 Ncm

Teste de TUKEY

Torquímetros	Médias	Valor Nominal	Valor Absoluto	Resultado
(TMH - 30) A	34	30	4	Existe Diferença Significativa
(TMH - 30) B	29,9	30	0,1	Não Existe Diferença Significativa
(TMH - 30) C	31,9	30	1,9	Existe Diferença Significativa
(TMH - 30) D	29,9	30	0,1	Não Existe Diferença Significativa
(TMH - 30) E	30,2	30	0,2	Não Existe Diferença Significativa
(TMC - 30) A	31,3	30	1,3	Não Existe Diferença Significativa
(TMC - 30) B	36,4	30	6,4	Existe Diferença Significativa
(TMC - 30) C	35,6	30	5,6	Existe Diferença Significativa
(TMC - 30) D	38,5	30	8,5	Existe Diferença Significativa
(TMC - 30) E	30,6	30	0,6	Não Existe Diferença Significativa
(TEbv - 32) A	28,9	32	3,1	Existe Diferença Significativa
(TEbv - 32) B	30,8	32	1,2	Não Existe Diferença Significativa
(TEbv - 32) C	31,5	32	0,5	Não Existe Diferença Significativa
(TEbv - 32) D	27,7	32	4,3	Existe Diferença Significativa
(TEbv - 32) E	27,5	32	4,5	Existe Diferença Significativa
(TEav - 32) A	31,3	32	0,7	Não Existe Diferença Significativa
(TEav - 32) B	34,9	32	2,9	Existe Diferença Significativa
(TEav - 32) C	34,8	32	2,8	Existe Diferença Significativa
(TEav - 32) D	30,5	32	1,5	Não Existe Diferença Significativa
(TEav - 32) E	30,3	32	1,7	Não Existe Diferença Significativa

Gráfico 5.2 – Demonstração, em porcentagem, das diferenças significativas de cada grupo de 30 e 32 Ncm



6. DISCUSSÃO

Um dos maiores problemas nas próteses sobre implantes está relacionado ao afrouxamento do parafuso do pilar intermediário ou do parafuso de fixação da coroa protética (CAMERON; CRADDOCK, 1996; TZENAKIS et al., 2002). Esse afrouxamento proporciona uma desadaptação entre os componentes protéticos ou entre o pilar intermediário e o implante, influenciando diretamente nos tecidos periimplantares e na sobrevivência do implante. O afrouxamento leva o cirurgião-dentista a promover apertos repetidos, o que pode ocasionar a fratura do parafuso. (WORTHINGTON et al., 1987; JEMT, 1991).

Estudos clínicos indicam que o afrouxamento ou a fratura dos parafusos ocorre, de 5% a 45% dos casos, durante o primeiro ano de uso; esses problemas ocorrem em geral no mesmo paciente de forma repetida (TOLMAN; LANEY, 1992; SAKAGUCHI; BORGENSEN, 1995).

O afrouxamento do parafuso pode estar relacionado a problemas biomecânicos, a um planejamento inadequado, a forças oclusais excessivas, ao aperto insuficiente do parafuso, entre outros (BINON et al., 1994; SAKAGUCHI; BORGENSEN, 1995; CAMERON; CRADDOCK, 1996; WINKLER et al., 2003).

Na tentativa de minimizar esse problema, o uso de um aparelho de torque torna-se necessário para se alcançar o aperto ideal de modo a manter a estabilidade do conjunto pilar/implante ou coroa/pilar. Com a aplicação do torque, é gerada uma tensão no parafuso, a qual coloca o conjunto sob compressão. A força de compressão e a pré-carga são proporcionais; isso significa que, para obter-se uma ótima pré-carga; é necessário um torque ideal (McGLUMPHY et al., 1998).

Todos os parafusos dos sistemas de próteses possuem um valor de torque requerido pelo fabricante, o qual, se alcançado, diminuiria a incidência de afrouxamento do parafuso. No entanto, nem sempre um torquímetro é usado. Alguns profissionais ainda aplicam o torque através do uso de chaves bi-digitais (GOHEEN et al., 1994), as quais geram valores que ficam aquém dos valores requeridos para a fixação do pilar intermediário (geralmente 20 ou 32 Ncm) mas, normalmente ficam acima do valor de 10 Ncm, promovendo, conseqüentemente um aperto excessivo do parafuso de fixação da prótese. De acordo com a literatura, o uso de chave bi-digital, mesmo por profissionais experientes, não é capaz de gerar valores de torque consistentes (DELLINGES; TEBROCK, 1993; JAARDA et al., 1993; WINKLER et al., 2003).

No entanto, o aperto excessivo pode gerar um *stress* no parafuso, ocasionando sua fratura (McGLUMPHY et al., 1998). Diversos autores relataram que o máximo de aperto suportado pelo parafuso é de 75% da sua força de cisalhamento. Segundo Binon et al. (1994), o cisalhamento do parafuso de 10 Ncm ocorre a 18,2 Ncm, devendo o torque ideal ser de 14 Ncm. Essa afirmação mostra que o aperto do parafuso acima do torque requerido pelo fabricante até 75% da sua força de cisalhamento é aconselhável, pois promoverá uma pré-carga ideal, evitando que o parafuso se afrouxe (SIAMOS et al., 2002). Torques de 30 Ncm e 35 Ncm são recomendados para manter a estabilidade do conjunto pilar intermediário/implante (JORNEUS et al., 1992; SCHULTE; COFFEY, 1997; DRAGO, 2003); porém, além de poder ocorrer a fratura do parafuso, como citado anteriormente, o aperto excessivo pode levar à falha da interface osso/implante.

Segundo Lang et al. (1999), 91% da força de aperto do parafuso, é transmitida ao osso através do implante. Para garantirmos a estabilidade da

interface osso/implante, o torque ideal deveria ser de 35 Ncm valor que é relatado na literatura, baseado em estudos de torque de remoção do implante tanto em animais quanto em humanos (SULLIVAN et al., 1996; TJELLSTROM et al., 1988). Estudos de Lang et al. (1999) mostraram ainda que o uso de contra-torque também minimiza as forças que são transmitidas ao osso, fazendo que somente 10% da força de torque, seja transmitida ao implante.

De acordo com Goheen et al. (1994), como existe uma grande variação na habilidade dos clínicos em perceber o torque adequado que deve ser aplicado aos componentes protéticos, dispositivos aferidores de torque são de uso obrigatório. Esses aparelhos podem ser mecânicos ou eletrônicos. No entanto, há a necessidade do uso de aparelhos aferidores de torque (torquímetros) precisos, fazendo com que o torque requerido pelo fabricante, seja alcançado.

Patterson e Johns (1992) afirmaram que a maior parte dos aparelhos de torque necessitam de exatidão, em consequência das variáveis. Segundo Goheen et al. (1994), foi observada variação significativa dos valores propostos pelos fabricantes relativamente à função de velocidade de apertamento com o aparelho de torque eletrônico. Ressalta-se, novamente, a imprescindibilidade de torquímetros calibrados se os procedimentos de torque apropriados forem realizados.

No entanto, Standlee et al. (2002), ao testarem torquímetros mecânicos tipo haste, da empresa ITI (os quais estavam em uso), afirmaram que a média de variação dos valores dos torquímetros foi de 10% abaixo do valor nominal.

Duarte (2001) afirma que, se os torquímetros existem para se aplicar o torque correto nos parafusos e para que uma pré-carga e uma força de compressão minimizem o afrouxamento das conexões de implante, é de se pensar que eles o

façam desde novos, o que não aconteceu ao se testarem os torquímetros mecânicos tipo catraca da DynaTorq.

Segundo Standlee e Caputo (1999), os torquímetros são calibrados usualmente pelo fabricante para aplicação de um torque apropriado para um implante específico e seus pilares intermediários. Entretanto, muitos estudos mostram que esses aparelhos podem exibir variações no valor do torque. Os autores observaram que, depois de aplicados os níveis de torque recomendados pelo fabricante, no torquímetro eletrônico Nobel-Biocare houve diferenças significativas entre os aparelhos. Cada aparelho teve um perfil único em relação a todos os outros testados. Além disso, o torque gerado por cada aparelho foi diferente do valor de torque nominal. Isso significa que os profissionais podem não saber o que esses instrumentos medem exatamente.

Diante dessas afirmativas, este trabalho avaliou a precisão de três tipos de aparelhos de torque disponíveis no mercado, e de grande utilização, em relação aos valores nominais de 20, 30 e 32 Ncm. Todos os aparelhos utilizados neste estudo tinham, pelo menos o uso clínico comprovado por mais de quatro meses. Foram utilizados cinco torquímetros mecânicos tipo haste (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), cinco torquímetros eletrônicos (DEA 020 - Nobel-Biocare, Gothenborg, Sweden) e dez torquímetros mecânicos tipo catraca, sendo cinco aparelhos de 20 Ncm e cinco de 30 Ncm (DynaTorq, ITL – Implant Technologies, Santa Ana, CA).

Através da utilização de uma análise de variância (ANOVA), constatou-se que, com exceção dos aparelhos TMH-20B e TMH-20D, todos os aparelhos diferem na média obtida para os testes de 20 Ncm (tabela 5.1). Para os testes de 30 e 32 Ncm, com exceção dos aparelhos TMH-30B e TMH-30D, todos os aparelhos

também diferem na média obtida para os testes de 30 e 32 Ncm (tabela 5.3). Isso vem ao encontro dos trabalhos de Standlee e Caputo (1999), que afirmam que cada aparelho tem um perfil único em relação aos valores obtidos.

Para saber se essas diferenças encontradas eram significativas em relação ao valor nominal, foi aplicado o teste de Tukey (tabelas 5.2 e 5.4).

Para os torquímetros do grupo TMH-20 (haste), todos os valores ficaram abaixo do dms, constatando-se que não existe diferença significativa entre os valores obtidos e o valor nominal, o que permiti concluir, que o grupo TMH-20 foi 100% preciso (gráfico 5.1).

O grupo TMH-30 (haste) apresentou 60% de precisão (gráfico 5.2). Dois aparelhos que resultaram em diferença significativa obtiveram valores de torque acima dos valores nominais; no entanto, esses valores ficaram abaixo de 35 Ncm (tabela 5.4).

Esses dados diferem dos encontrados por Standlee et al. em 2002, os quais afirmaram que os valores obtidos ficaram abaixo de 10 % do valor nominal.

No entanto, Goheen et al. (1994) afirmaram que os aparelhos mecânicos tipo haste, operados manualmente, produzem, em todos os níveis valores de torque dentro das tolerâncias especificadas pelos fabricantes.

Para os torquímetros do grupo TMC-20 (catraca), três aparelhos apresentaram valores acima do dms, demonstrando uma diferença significativa em relação ao valor nominal. A partir disso, podemos concluir que 60% do grupo TMC-20 apresentou valores diferentes dos preconizados pelo fabricante (gráfico 5.1). Os aparelhos que apresentaram diferenças significativas obtiveram uma média de valor de torque acima do valor nominal (tabela 5.2).

Para os torquímetros do grupo TMC-30 (catraca), todos os aparelhos apresentaram valores acima do valor nominal, sendo que três aparelhos apresentaram diferenças significativas, dando um resultado semelhante ao do grupo TMC-20.

Os três aparelhos apresentaram uma média do valor de torque acima de 35 Ncm (tabela 5.4), o que, segundo a literatura, pode comprometer a interface osso/implante (CARR et al., 1995).

Os resultados do grupo TMC-20 diferiram dos obtidos por Duarte, em 2001, que, ao testar 18 torquímetros DynaTorq novos, de 20 Ncm, relatou que os valores de todos os aparelhos ficaram abaixo do valor de torque nominal; diferem também dos resultados obtidos por Dellings e Curtis (1996), quando avaliaram 10 torquímetros novos DynaTorq, de 20 Ncm, encontraram valores que variavam de 19,21 Ncm a 22,04 Ncm, com média de 20,37 Ncm. Ao avaliarem os torquímetros de 30 Ncm, encontraram valores que variavam de 25,65 Ncm a 32,77 Ncm, com média de 29,49 Ncm, não obtendo, assim, diferença significativa.

Os torquímetros eletrônicos foram avaliados, tanto em baixa velocidade como em alta, para os valores de 20 e 32 Ncm. No grupo TEbv-20, dois aparelhos apresentaram diferença significativa, no qual um aparelho obteve uma média de torque de 22,4 Ncm, e o outro, uma média de 18,4 Ncm, ficando, respectivamente, acima e abaixo, do valor nominal (tabela 5.2). O grupo TEav-20 também apresentou dois aparelhos com diferença significativa, com média no valor de torque acima do valor nominal. Ambos os grupos apresentaram 60% de precisão em relação ao valor nominal (gráfico 5.1).

O grupo TEbv-32, apresentou três aparelhos com diferença significativa, sendo que a média dos valores obtidos ficou abaixo do valor de torque nominal para

todos os aparelhos (tabela 5.4), o que, segundo Binon et al. (1994), contribui para a instabilidade do parafuso, promovendo uma pré-carga baixa.

Para o grupo TEav-32, dois aparelhos apresentaram diferenças significativas; porém, a média de torque obtido permaneceu abaixo de 35 Ncm (tabela 5.4).

O grupo TEbv-32 apresentou 40% de precisão em relação ao valor nominal. No grupo TEav-32, a precisão em relação ao valor nominal ocorreu em 60% dos aparelhos (gráfico 5.2).

Os resultados desses grupos são similares aos encontrados por Standlee e Caputo (1999) e Gohenn et al. (1994).

Embora Mitrani et al. (2001), ao avaliarem a precisão dos torquímetros eletrônicos usados clinicamente por um período mínimo de cinco anos e compará-los com os aparelhos novos não terem encontrado diferenças significativas, isso não indica que os aparelhos eram precisos em relação ao valor nominal como o preestabelecido pelo fabricante. Os dados desse trabalho mostraram que a média de torque obtida para alguns torquímetros eletrônicos usados (32 Ncm) em alta velocidade, ficaram bem acima do valor de torque nominal, o mesmo ocorrendo para os valores de 20 Ncm em alta velocidade.

Com exceção feita ao grupo TMH-20, todos os demais grupos apresentaram uma certa porcentagem de aparelhos imprecisos, o que pode ocasionar, segundo a literatura, afrouxamento ou fratura do parafuso, mau odor e inflamação dos tecidos moles ao redor dos implantes, constante ato de reaperto do parafuso e a perda da interface osso/implante.

7. CONCLUSÕES

Os resultados obtidos nos testes, com os torquímetros mecânicos e eletrônicos de 20, 30 e 32 Ncm, permitiram concluir que:

1. o grupo dos torquímetros mecânicos tipo haste apresentou-se preciso nos testes comparativos quanto ao valor nominal de 20 Ncm;
2. os demais grupos de torquímetros apresentaram diferenças significativas nos testes comparativos quanto ao valor nominal de 20, 30 e 32 Ncm;
3. dos aparelhos analisados, o grupo dos torquímetros mecânicos tipo catraca, de 30 Ncm, apresentou valores acima do valor nominal, ficando, inclusive, acima dos 35 Ncm, o que não é recomendado pela literatura;
4. os demais aparelhos analisados apresentaram valores tanto abaixo quanto acima do valor nominal; no entanto, nenhum torquímetro obteve uma média acima de 35 Ncm;
5. os torquímetros devem ser aferidos segundo a recomendação dos fabricantes.

REFERÊNCIAS

- ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S.; EHRENBURG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J Prosthet Dent.**, v. 83, n. 4, p. 450-455, 2000
- ADELL, R. et al. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 5, n. 4, p. 347-359, 1990
- BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent.**, v. 79, n. 4, p. 430-432, 1998
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 15, n. 1, p. 76-94, 2000
- BINON, P. P. et al. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 9, supplement, 1994
- BINON, P. P.; MCHUGH, M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont.**, v. 9, n. 6, p. 511-519, 1996
- BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.**, v. 50, n. 3, p. 399-410, 1983
- BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.**, v. 71, n. 6, p. 592-599, 1994
- CAMERON, S. M.; CRADDOCK, M.R. The modification of implant tightening components for use with torque drivers. **J Prosthet Dent.**, v. 75, n. 5, p. 576-577, 1996
- CARLSSON, L. et al. Removal torques for polished and rough titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 3, n. 1, p. 21-24, 1988

CARR, A. B. et al. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, v. 10, n. 2, p. 167-174, 1995

CAVAZOS Jr., E.; BELL, F. A. Preventing loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent.*, v. 75, n. 5, p. 566-569, 1996

DELLINGES, M.; CURTIS, D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. *J Prosthet Dent.*, v. 75, n. 1, p. 93-98, 1996

DELLINGES, M.; TEBROCK, O. C. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont.*, v. 2, n. 4, p. 212-214, 1993

DELLOW, A. G.; DRIESSEN, C. H.; NEL, H. J. C. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont.*, v. 10, n. 3, p. 216-221, 1997

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.*, v. 74, n. 3, p. 270-278, 1995

DRAGO, C. J. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, v. 18, n. 2, p. 273-278, 2003

DUARTE, E. R. Avaliação do desempenho de um torquímetro manual implantológico em função do uso. 2001. 82f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

GOHEEN, K. L. et al. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, v. 9, n. 2, p. 149-155, 1994

GROSS, M.; ABRAMOVICH, I.; WEISS, E. I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, v. 14, n. 1, p. 94-100, 1999

GROSS, M. et al. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent.*, v. 81, n. 5, p. 574-578, 1999

GUTIERREZ, J. et al. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. **Int J Prosthodont.**, v. 10, n. 6, p. 562-567, 1997

HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v. 10, n. 5, p. 529-536, 1995

HANSES, G.; SMEDBERG, J. I.; NILNER, K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. **Clin Oral Implants Res.**, v. 13, n. 6, p. 666-670, 2002

HEMMINGS, K. W.; SCHMITT, A.; ZARB, G. A. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 9, n. 2, p. 191-196, 1994

JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. **Implant Dent.**, v. 3, n. 1, p. 17-21, 1994

JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. **Implant Dent.**, v. 2, n. 1, p. 50-52, 1993

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 6, n. 3, p. 270-276, 1991

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; GRONDAHL, K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. **Int J Periodontics Restorative Dent.**, v. 10, n. 5, p. 340-349, 1990

JEMT, T.; PETTERSSON, P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. **J Dent.**, v. 21, n. 4, p. 203-208, 1993

JORNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992

KORIOOTH, T. W. P.; CARDOSO, A. C.; VERSLUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J Prosthet Dent.** v. 82, n. 3, p. 312-316, 1999

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

LANG, L. A. et al. Finite element analysis to determine implant preload. **J Prosthet Dent.**, v. 90, n. 6, p. 539-546, 2003

LANG, L. A.; MAY, K. B.; WANG, R. F. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. **J Prosthet Dent.**, v. 81, n. 4, p. 411-417, 1999

LANG, L. A.; WANG, R. F.; MAY, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J Prosthet Dent.**, v. 87, n. 1, p. 74-79, 2002

LEE, J. et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J Prosthet Dent.**, v. 88, n. 4, p. 402-408, 2002

LEWIS, S. An esthetic titanium abutment: report of a technique. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 6, n. 2, p. 195-201, 1991

McGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am.**, v. 42, n. 1, p. 71-89, 1998

MISCH, C. E. Cirurgia do segundo estágio: abertura e tratamento das complicações inerentes à cicatrização. In: _____, **Implantes Dentários Contemporâneos**. 1ª ed. São Paulo: Santos Livraria Editora, 2000. cap. 26, p. 385-395.

MITRANI, R. et al. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 16, n. 3, p. 394-399, 2001

NIZNICK, G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. **Compendium.**, v. 12, n. 12, p. 932-938, 1991

NORTON, M. R. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J Prosthet Dent.** v. 81, n. 2, p. 159-166, 1999

PATTERSON E. A.; JOHNS R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v. 7, n. 1, p. 26-33, 1992

RANGERT, B. R.; SULLIVAN, R. M.; JEMT, T. M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 12, n. 3, p. 360-370, 1997

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev. FOB.**, v. 9, n.3/4, p. 97-103, 2001

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 10, n. 3, p. 295-302, 1995

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993

SCHULTE, J. K.; COFFEY, J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. **Implant Dent.**, v. 6, n. 1, p. 28-31, 1997

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J Oral Implantol.**, v. 28, n. 2, p. 67-73, 2002

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent.**, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983

STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A. Accuracy of an electric torque-limiting device for implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 14, n. 2, p. 278-281, 1999

STANDLEE, J. P. et al. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 17, n. 2, p. 220-224, 2002

SULLIVAN, D. Y. et al. The reverse-torque test: a clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v. 11, n. 2, p. 179-185, 1996

TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 17, n. 2, p. 175-183, 2002

TJELLSTROM, A.; JACOBSSON, M.; ALBREKTSSON, T. Removal torque of osseointegrated craniofacial implants: a clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 3, n. 4, p. 287-289, 1988

TOLMAN, D. E.; LANEY, W. R. Tissue-integrated prosthesis complications. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 7, n. 4, p. 477-484, 1992

TZENAKIS, G. K. et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J Prosthet Dent.**, v. 88, n. 2, p. 183-191, 2002

WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 8, n. 3, p. 19-31, 1993

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent.** v. 84, n. 2, p. 194-199, 2000

WIE, H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. **Clin Oral Implants Res.**, v. 6, n. 1, p. 47-53, 1995

WINKLER, S. et al. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. **J Oral Implantol.**, v. 29, n. 5, p. 242-245, 2003

WORTHINGTON, P.; BOLENDER, C. L.; TAYLOR, T.D. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 2, n. 2, p. 77-84, 1987

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. **J Prosthet Dent.**, v. 64, n. 2, p. 185-194, 1990

ANEXOS

ANEXO A

MARCA: CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO HASTE

PROPRIETÁRIO A

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	20	21	20	20	22	21	23	20	23	20
30 Ncm	34	32	36	33	33	34	33	36	34	35

ANEXO B

MARCA: CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO HASTE

PROPRIETÁRIO B

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	21	19	19	20	19	19	20	19	20	20
30 Ncm	27	28	32	30	29	33	31	28	30	31

ANEXO C

MARCA: CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO HASTE

PROPRIETÁRIO C

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	20	21	19	20	22	20	20	19	21	21
30 Ncm	30	30	35	33	32	33	30	32	32	32

ANEXO D

MARCA: CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO HASTE

PROPRIETÁRIO D

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	21	19	19	20	19	20	19	20	19	20
30 Ncm	29	28	30	31	29	31	33	29	31	28

ANEXO E

MARCA: CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO HASTE

PROPRIETÁRIO E

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	21	21	20	20	19	21	20	20	21	21
30 Ncm	33	31	30	29	29	29	32	29	30	30

ANEXO F

MARCA DYNATORQ

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO CATRACA

PROPRIETÁRIO A

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	23	23	23	25	25	25	25	26	25	25
30 Ncm	30	31	31	31	32	31	32	32	31	32

ANEXO G

MARCA: DYNATORQ

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO CATRACA

PROPRIETÁRIO B

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	23	23	23	23	22	23	23	24	23	23
30 Ncm	35	36	37	37	38	37	36	36	36	36

ANEXO H

MARCA: DYNATORQ

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO CATRACA

PROPRIETÁRIO C

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	22	21	21	22	22	22	22	20	21	21
30 Ncm	34	34	35	35	36	35	37	36	36	38

ANEXO I

MARCA: DYNATORQ

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO CATRACA

PROPRIETÁRIO D

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	20	19	19	19	19	19	19	20	19	19
30 Ncm	38	38	39	40	38	38	38	39	39	38

ANEXO J

MARCA: DYNATORQ

TORQUIMETRO MECÂNICO TIPO CATRACA

PROPRIETÁRIO E

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	20	20	20	20	19	19	20	20	21	21
30 Ncm	31	31	31	31	30	31	30	30	30	31

ANEXO K

MARCA: NOBEL-BIOCARE

TORQUIMETRO ELETRONICO

PROPRIETÁRIO A

BAIXA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	19	19	18	21	18	20	19	19	20	17
32 Ncm	29	29	28	29	29	30	28	28	31	28

ALTA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	20	21	19	20	20	21	19	21	20	21
32 Ncm	29	32	32	33	31	30	30	33	30	33

ANEXO L

MARCA: NOBEL-BIOCARE

TORQUIMETRO ELETRONICO

PROPRIETÁRIO B

BAIXA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	23	24	23	23	22	23	22	22	21	21
32 Ncm	30	29	30	31	30	31	32	31	31	33

ALTA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	24	23	24	24	23	24	24	23	23	24
32 Ncm	35	35	36	35	35	35	36	34	34	34

ANEXO M

MARCA: NOBEL-BIOCARE

TORQUIMETRO ELETRONICO

PROPRIETÁRIO C

BAIXA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	20	19	18	18	20	21	20	19	19	19
32 Ncm	31	32	31	33	32	30	32	31	31	32

ALTA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	21	22	21	21	22	22	22	21	22	22
32 Ncm	35	35	35	34	35	36	35	34	35	34

ANEXO N

MARCA: NOBEL-BIOCARE

TORQUIMETRO ELETRONICO

PROPRIETÁRIO D

BAIXA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	19	18	18	20	18	18	19	18	18	18
32 Ncm	27	28	27	28	28	27	27	29	28	28

ALTA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	21	21	20	21	21	20	21	21	20	20
32 Ncm	31	30	31	30	31	30	30	31	31	30

ANEXO O

MARCA: NOBEL-BIOCARE

TORQUIMETRO ELETRONICO

PROPRIETÁRIO E

BAIXA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	19	20	20	20	20	19	18	19	20	19
32 Ncm	27	27	27	28	28	28	27	29	27	27

ALTA VELOCIDADE

TESTES — TORQUE	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
20 Ncm	22	21	20	19	21	21	20	19	22	20
32 Ncm	30	29	31	31	30	30	30	30	30	32