

CAROLINA ENITH BULLEN MEDINA

**AVALIAÇÃO DOS VALORES DE DESTORQUE DOS
PARAFUSOS DE TITÂNIO EM PILARES PERSONALIZÁVEIS
SOBRE IMPLANTES COM HEXÁGONO EXTERNO: ESTUDO
IN VITRO**

Dissertação apresentada ao programa de Pós-graduação em Odontologia do Centro da Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina como parte dos requisitos para obtenção do Título em MESTRE em ODONTOLOGIA

Área de Concentração em Prótese Dentária

Orientadora: Prof. Dra. Cláudia
Ângela Maziero Volpato

Co-orientador: Prof. Dr. Izo Zani
Milton

**FLORIANÓPOLIS/SC
2012**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Bullen, Carolina Enith
[dissertação] / Carolina Enith Bullen ; orientadora,
Cláudia Angela Maziero Volpato - Florianópolis, SC, 2012.
92 p. ; 21cm

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós-
Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Implante dentário. 3. Torque. I.
Maziero Volpato, Cláudia Angela. II. Universidade Federal
de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
III. Título.

CAROLINA ENITH BULLEN MEDINA
**AVALIAÇÃO DOS VALORES DE DESTORQUE DOS
PARAFUSOS DE TITÂNIO EM PILARES PERSONALIZÁVEIS
SOBRE IMPLANTES COM HEXÁGONO EXTERNO: ESTUDO
IN VITRO**

Essa dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título “Mestre em Odontologia”, área de concentração Prótese Dentária, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Odontologia.

Florianópolis, 9 de agosto de 2012.

Prof. Dr. Ricardo de Sousa Magini
Coordenador do Curso

BANCA EXAMINADORA:

Alfredo Mikail Melo Mesquita
Membro
Universidade Paulista

Prof. Dr. Diego Klee Vasconcellos
Membro
Universidade Federal de Santa Catarina

Profª. Dra. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Orientadora
Universidade Federal de Santa Catarina

DEDICATÓRIAS

A **DEUS** por ser minha fonte de sabedoria e me dar as respostas nos momentos que eu mais precisava.

Ao meu pai, **ALBERTO EDUARDO BULLEN CABRERA**, pela oportunidade de me apoiar no meus cursos de pós-graduação, por fazer meus sonhos realidade, pelo seu amor infinito e por ser minha fonte de inspiração profissional; já que o considero um profissional integral e uns dos melhores na área no Panamá. Agradeço a você pelo seu esforço incondicional e pelo conhecimentos compartilhados na minha curva de aprendizagem desta profissão tão bela que é a Odontologia.

A minha amada mãe, **ROXANA MEDINA**, por estares sempre presente em cada fase da minha vida, me dando palavras de alento e acreditando sempre no meu potencial, não me deixando desistir mesmo nas situações difíceis durante o meu caminhar nessa etapa.

A minha querida Tia **MIRIAM ENITH BULLEN CABRERA**, por me ajudar com sua sabedoria e suas inúmeras lições, tanto na vida, como nos meus primeiros passos na Odontologia.

A meu Vovô **ALBERTO EDUARDO BULLEN GITTENS**; “in memoria”; que sempre foi um exemplo de esforço, honestidade e perseverança as quais deixaram em mim um rastro inesquecível para a formação do meu caráter, e tornando-me a pessoa que sou hoje em dia.

A minha família que está no Panamá, a minha querida madrastra **IZABEL RUBIRA BULLEN** e meus irmãos, pelo seu apoio incondicional e suas demonstrações de carinho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Professora **CLÁUDIA VOLPATO**, pela qual tenho um imenso carinho por conta de sua dedicação e atenção comigo desde que comecei esta nova aventura, por compartilhar seus conhecimentos amplos de prótese e me guiar neste caminho do mestrado, e ser minha fonte de inspiração, já que posso dizer que eu tenho meu pai biológico, que também é meu pai da prótese, mas você é minha “mãe adotiva da prótese”, que me ensinou a compreender mais sobre essa linda especialidade e sobre a pesquisa, praticando uma Odontologia baseada em evidências científicas.

Ao Professor **DIEGO KLEE DE VASCONCELLOS**, pela sua colaboração, sua dedicação e por me ensinar que sempre posso me doar muito mais e despertar em mim um pensar crítico; muito obrigada por tudo.

Ao Professor **IZO MILTON ZANI** e ao Professor **LUIS GARBELOTTO** pela atenção, paciência e disponibilidade em me ajudar sempre, e esclarecer minhas dúvidas, muito obrigada.

Ao Professor **ANTONIO CARLOS CARDOSO**, pela suas sábias palavras, pelos conselhos e pelos conhecimentos compartilhados.

PÂMELA RIBAS, a minha amada amiga, que desde que cheguei a esta ilha maravilhosa tem me ajudado a crescer no ambiente pessoal e profissional, sendo que, com ela, compartilhei muitas alegrias e tristeza, obrigada pela sua amizade.

A minha querida amiga e colega **RAFAELLA CID**, por estar comigo em cada fase desta nova aventura, sempre terei boas lembranças suas e a guardarei no fundo do meu coração, você deu um “temperinho de loucura” que faltava para ter equilíbrio na minha vida.

A meu amigo e colega **IVAN CONTRERAS MOLINA**, pessoa que sinto uma grande admiração, tanto a nível profissional por ser um excelente clínico, mas sobretudo pela pessoa determinada que é. Obrigada pelas suas palavras de alento, pela sua ajuda e explicações quando eu precissei. No Panamá você tem uma casa e uma amiga.

As pessoas queridas, **ISIS CARVALHO DE ENCARNAÇÃO, MARIA DEL PIÑAL, CARLOS CLESSIUS FERREIRA XAVIER, HALINE DALAGO**, obrigada pelos momentos e ensinamentos compartilhados, foram três anos maravilhosos durante os quais vivi experiências que, com certeza, deixarão boas lembranças em mim.

CARLOS GARCIA, minha dupla fantástica, fizemos uma boa parceria, obrigada pela sua disponibilidade, pela ajuda e pela sua amizade.

Aos meus colegas do mestrado, **ANA ELISA KAULING, KARLA NUNES, MEREDITH MABETH TERCERO** e **CHRISTIAN IGOR ESCOBAR MARTINEZ**, por fazerem parte desta experiência.

AGRADECIMENTOS

A **UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA**, pela oportunidade de estudar e aprender nessa prestigiosa instituição.

Ao Professor Dr. **RICARDO DE SOUZA MAGINI** coordenador do Curso de Pós-graduação, por me acolher e sempre deixar as portas do CEPID abertas, centro de ensino no qual me senti em casa e onde tive a oportunidade de aprender muito e compartilhar saberes e experiências com o pessoal do mestrado e doutorado.

Ao **CORPO DOCENTE** do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Área de concentração Prótese Dentária , agradeço a vocês pela experiência acadêmica e científica.

À **CNPQ** e à **CAPES**, pelo apoio para a realização dos cursos de Pós-Graduação no Brasil e pela oportunidade de vagas para estrangeiros.

À **EMPRESA CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE** pelo material oferecido para a realização da pesquisa do meu mestrado, agradeço o incentivo e confiança em mim depositada.

A **SCITEC** representada pelo Engenheiro **DARLAN DALLACOSTA**, pelo seu interesse em me ajudar na pesquisa, me apoiando com as instalações e as máquinas utilizadas neste trabalho.

Ao técnico **GABRIEL**, pela disposição de me ajudar nessa pesquisa, muito obrigada.

Ao Professor **SÉRGIO FERNANDO TORRES DE FREITAS**, por ter contribuído enormemente para a realização da análise estatística desse trabalho.

Aos funcionários da **BIBLIOTECA SETORIAL DE ODONTOLOGIA** da **UFSC**, pela atenção na busca do material literário.

Aos funcionários da **COORDENADORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO**, em especial à **ANA MARIA VIEIRA FRANDOLOZO** pelo carinho e atendimento.

A todos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram na elaboração desta dissertação.

“Aceitai o meu ensino, e não a prata, e o conhecimento, antes do que o ouro escolhido. Porque melhor é a sabedoria do que jóias, e de tudo o que se deseja nada se pode comparar com ela.”

Provérbios 8: 10-1

BULLEN, C.E. **Avaliação dos valores de destorque dos parafusos de titânio em pilares personalizáveis sobre implantes com hexágono externo**: estudo in vitro. 2012. 107f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Objetivo: Avaliar os valores de diferentes técnicas de destorque dos parafusos de titânio em pilares personalizáveis sobre implantes com hexágono externo. **Metodologia:** A amostra consistiu em 30 corpos de prova compostos pelo conjunto implante de hexágono externo (3,75mm de diâmetro e 10mm de comprimento), pilar personalizável e parafuso de titânio com encaixe para chave quadrada, que foram distribuídos aleatoriamente em três grupos (n=10): Grupo 1 - técnica convencional, com a aplicação de torque de 30N.cm; Grupo 2 - técnica descrita por Breeding e Dixon, com a aplicação de um primeiro torque de 30N.cm e, após 10 minutos, a aplicação de um novo torque com o mesmo valor inicial; e, Grupo 3 - técnica preconizada por Sella e Vasconcellos, com a aplicação de 30N.cm, mantendo o torque durante 20 segundos. Os corpos de prova foram fixados em uma base metálica e a mesma foi presa à base do equipamento universal de ensaio. Uma chave digital foi acoplada na célula de carga metálica, a qual possuía sensores que eram controlados por computador com o software ATMP2.2, a fim de controlar o valor do torque de 30N.cm a uma velocidade de 1N.cm/s, de acordo com a técnica de cada grupo experimental. Após 10 minutos da aplicação do torque, a máquina de ensaio foi programada para a aplicação do destorque, que foi realizado com os mesmos dispositivos utilizados para a aplicação do torque, com a mesma velocidade. Os valores de destorque dos três grupos foram submetidos à análise estatística pelo teste ANOVA e comparações individuais foram realizadas pelo teste HSD de Tukey. **Resultados:** As médias dos destorques encontrados foram de 27,95N.cm (DP \pm 0,99) para o Grupo 1; 28,32N.cm para o Grupo 2 (DP \pm 0,68); e, 26,89N.cm (DP \pm 1,03) para o Grupo 3. Não houve diferença estatística entre os Grupos 1 e 2, porém, o Grupo 3 apresentou os menores valores de destorque, quando comparado com os outros grupos. **Conclusão:** Os valores de destorques obtidos em relação aos valores de torque foram menores para todos os grupos testados. Numericamente o grupo 2 apresentou valores maiores de destorque, porém, sem diferença estatística quando comparada com o

grupo 1. O grupo 3 apresentou os menores valores de destorque, ou seja, menores valores de pré-carga.

Palavras-chave: Implantes dentários; prótese dentária; torque.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the detorque values of titanium screws in customized pre-fabricated abutments with external hexagon implant. **Methods:** The sample consisted of 30 specimens formed by set of implant external hexagon (3.75 mm x 10mm), customizable pre-fabricated abutment and titanium screw to fit square key, which were distributed randomly into three groups (n = 10): Group 1: the conventional technique, with the application of torque 30N.cm, Group 2: technique described by Dixon and Breeding, by applying a first torque 30N.cm and 10 minutes after the application of a new torque with the same initial value and Group 3: technique recommended by Sella and Vasconcellos, by applying 30N.cm, keeping the torque for 20 seconds. The specimens were fixed in a metal base and the same was attached to the base of the universal testing machine. Then a digital key was coupled to the metal load cell, which had sensors controlled by software computer ATMP2.2 in order to control the torque value of 30N.cm with a velocity of 1N.cm / s, according to the technique of each experimental group. After 10 minutes from application of torque, the test machine was programmed to implement detorque, which was performed with the same devices for the application of torque with the same speed. Detorque values of the three groups were statistically analyzed by ANOVA and individual comparisons were performed by Tukey's HSD test. **Results:** The mean destorques found were 27.95N.cm (SD \pm 0.99) for Group 1; 28.32 N.cm for Group 2 (SD \pm 0.68) and 26.89 N.cm (SD \pm 1.03) for Group 3. There was no statistically significant difference between Groups 1 and 2, however, Group 3 showed lower values of detorque when compared with other groups. **Conclusion:** destorques values obtained were lower for all groups tested. Numerically group 2 have higher values of detorque, but no statistical difference when compared to group 1. Group 3 had the lowest values detorque, that is, lower preload.

Keywords: Dental implants; dental prosthesis; torque.

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ANOVA – Análise de Variância

DP – Desvio padrão

GL – Grau de liberdade

F – Variabilidade

QM – Quadrado médio

SQ – Soma dos quadrados

mm – milímetros

N.cm – Newton por centímetro

N.cm/s- Newton por centímetro por segundo

% - porcentagem

N – Newton

cm – centímetro

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Resultados dos torques obtidos no Grupo 1	92
Tabela 2- Resultados do primeiro torque obtidos no Grupo 2	93
Tabela 3- Resultados do segundos torques obtidos no Grupo 2	94
Tabela 4- Resultados dos torques obtidos no Grupo 3	95
Tabela 5- Resultados dos destorques obtidos no Grupo 1	65
Tabela 6- Resultados dos destorques obtidos no Grupo 2	66
Tabela 7- Resultados dos destorques obtidos no Grupo 3	67
Tabela 8- Valores da média de destorque e desvio-padrão dos grupos 1,2,3	67
Tabela 9- Resultados do teste ANOVA para os três grupos experimentais testados	68
Tabela 10- Comparações realizadas pelo teste de Tukey	68

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Implante hexágono externo 3,75/4,0	53
Figura 2- Pilar preparo ar 5,0 x 1,0 hext. ext. 3,75/4,0.....	54
Figura 3- Parafuso ucla quadrado MS 3,75	54
Figura 4- Chave digital média quadrado 1,27 mm	55
Figura 5- Base de fixação metálica vista lateral.....	55
Figura 6- Corpo de prova	57
Figura 7- Célula de carga e base de fixação	58
Figura 8- Aplicação do torque	59
Figura 9- Tela do software ATMP 2.2	59
Figura 10- Valores numéricos obtidos pelo programa AqDanalysis 7.0	60
Figura11- Telas dos cronômetros.....	61

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Resultados de destorque, para os 3 grupos experimentais ..	69
Gráfico 2- Torque perdido dos grupos 1,2,2.....	69

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Materiais, fabricantes e países de origem	53
Quadro 2- Dispositivos, equipamentos, instrumentos, fabricantes e países de origem	55
Quadro 3- Grupos, número de corpos de prova e técnicas aplicadas....	57

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	23
2. REVISÃO DE LITERATURA	29
3. PROPOSIÇÃO	50
3.1 Objetivo geral	51
3.2 Objetivos específicos	51
4. MATERIAL E MÉTODOS	52
4.1. Materiais utilizados	53
4.2 Dispositivos, equipamentos e instrumentos utilizados	54
4.3 MÉTODO	56
4.3.1 Estudo piloto	56
4.3.2 Teste experimental	56
4.3.2.1 Divisão dos grupos	57
4.3.2.2 Aplicação e controle do torque aplicado.....	57
4.3.2.3 Aplicação do destorque.....	60
4.4 Delineamento experimental	61
4.5 SÍNTESE DO EXPERIMENTO	62
5.0 RESULTADOS	63
5.1 Registro do torque.....	64
5.2 Registro do destorque	64
5.3 Análise estatística	67
6. DISCUSSÃO	70
7. CONCLUSÃO	78
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80
9. APÊNDICE	91

Introdução

1. INTRODUÇÃO

O uso de implantes osseointegrados revolucionou a Odontologia. Suas inúmeras indicações em reabilitações protéticas, sejam parciais, totais ou unitárias, em áreas posteriores e/ou anteriores, se devem ao fato de que esse tipo de tratamento pode alcançar um alto índice de sucesso, tanto funcional, quanto estético (KRHAISAT *et al.*, 2002). Embora esse índice chegue a atingir 98% dos casos (ENGQUIST, NILSON e ASTRAND, 1995; SCHOLANDER, 1999), a literatura tem sido enfática em pesquisar e relatar as principais causas de falhas e complicações (GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999) de origem biológica (DIXON *et al.*, 1995; GUDA *et al.*, 2008) e mecânica (JEMT *et al.*, 1991; NAERT *et al.*, 1992; EKFELODT, CARLSSON e BORJESSON, 1994).

As complicações de origem biológica estão vinculadas à perda total ou parcial da osseointegração (GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999), enquanto que as de origem mecânica estão constantemente relacionadas ao afrouxamento e/ou fratura dos parafusos (JEMT *et al.*, 1991; NAERT *et al.*, 1992; EKFELODT, CARLSSON e BORJESSON, 1994; HAACK *et al.*, 1995; BECKER e BECKER, 1995; HAAS *et al.*, 1995; GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999). O afrouxamento do parafuso é a complicação de maior incidência e ocorre, principalmente, no primeiro ano após a instalação da prótese (JEMT *et al.*, 1991; SAKAGUCHI e BORGENSEN, 1995), especialmente em coroas unitárias de molares e pré-molares (KHRAISAT *et al.*, 2002; KANO *et al.*, 2006).

Esse tipo de complicação mecânica pode ser causada por: pré-carga inadequada, desenho da prótese ou do parafuso, sedimentação das superfícies microrrugosas (fenômeno caracterizado pela redução de até 10% da pré-carga nos primeiros segundos ou minutos após aplicação do torque, devido a não ocorrer um contato íntimo entre as rosas internas do implante e as rosas do parafuso, e sim somente nas suas microrrugosidades), sobrecarga mecânica e instabilidade da interface pilar/implante (BURGUETE *et al.*, 1994; DIXON *et al.*, 1995; ALTURKI *et al.*, 2002).

A perfeita adaptação e estabilidade entre os pilares protéticos e os implantes é indispensável para o sucesso das próteses implantossuportadas (JEMT e BOOK, 1996; VASCONCELLOS, 2005; GOMES *et al.*, 2009). A interface entre esses componentes tem sido relatada como um fator significante na transferência de estresse. A falta

de adaptação entre os componentes provoca uma instabilidade da interface pilar/implante (KALLUS e BESSING, 1994; BINON *et al.*, 1994; AL-TURKI *et al.*, 2002), gerando respostas biológicas negativas como reabsorção óssea ao redor do implante, inflamação gengival, formação de fistula, entre outras (JEMT *et al.*, 1991; DIXON *et al.*, 1995; GOODSACRE, KAN e RUNGCHARASSAEN, 1999).

O afrouxamento do parafuso ocorre quando as forças de separação (contatos cêntricos, excêntricos, excursivos) são maiores do que a força de união (pré-carga), comprometendo a estabilidade da junta parafusada, sendo esta uma unidade formada por dois componentes conectados através de um parafuso (BICKFORD, 1981; JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; BURGUETE *et al.*, 1994; CARR, BRUNSKI e HURLEY, 1996; MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; AL-TURKI, 2002; ALKAN, SERTGÖZ e EKICI, 2004). Um torque insuficiente pode permitir a separação da junta parafusada e resultar em afrouxamento do parafuso. Um torque excessivo pode causar falha ou fratura do parafuso, ou espanar suas roscas devido a deformações permanentes em sua haste, decorrentes da fadiga associada às forças de mastigação (MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; WRINKLER *et al.*; 2003).

O responsável pela manutenção de uma conexão estável entre os componentes é a força de união que mantém a estabilidade entre o pilar e o implante. A força de compressão realizada na cabeça do parafuso, obtida após o torque, é denominada de pré-carga (BREEDING *et al.*, 1993). O torque é a força de aperto exercida sobre o parafuso da junta parafusada (MCGLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998). Desta forma, a pré-carga é dependente do torque aplicado ao parafuso, seguido pelo tipo de componente, composição da liga, desenho da cabeça, acabamento da superfície e sua própria lubrificação. (TAN *et al.*, 2001).

Pesquisas relatam que a pré-carga ideal deve induzir um estresse no parafuso de 60 a 75% do seu limite de elasticidade, que é dependente do tipo de material no qual o parafuso foi confeccionado (BURGUETE *et al.*, 1994; JAARDA, RAZZOOG e GRATTON, 1995; DIXON *et al.*, 1995; SAKAGUCHI e BORGESSEN, 1995; HAACK *et al.*, 1995; MARTIN *et al.*, 2001; WRINKLER *et al.*, 2003). Com a finalidade de diminuir e/ou eliminar os problemas gerados com o afrouxamento de parafusos protéticos, pesquisadores têm sugerido alternativas viáveis tais como modificações nos tipos de materiais de produção, e tratamento de superfície, diminuindo os efeitos de sedimentação (MARTIN *et al.*, 2001; BYRNE *et al.*, 2006; STÜKER *et al.*, 2008; SPAZZIN, 2009.); criação de conexões internas: hexágono interno, octágono, cone morse

(NORTON *et al.*, 1997; KRAISATH *et al.*, 2002; BOZCAYA e MÜFTÜ, 2003; BOZCAYA e MÜFTÜ, 2005; MAEDA *et al.*, 2006); utilização de torquímetros de alta precisão (GOHEEN *et al.*, 1994; JAARDA RAZZOOF e GRATTON, 1995; PESUN *et al.*, 2001); colocação de silicone obturador (ADRIAN *et al.*, 1991); uso de arruelas entre a prótese e o parafuso (KORIOH, CARDOSO e VERSLUIS, 2001); efeitos sucessivos de torques (TZENAKIS *et al.*, 2002; SIAMOS *et al.*, 2002); entre outras.

BREEDING (1993) e DIXON (1995) sugeriram, como protocolo na metodologia de suas pesquisas, realizar um novo torque após 10 minutos, com o mesmo valor do torque inicial. Os autores basearam-se no fato de que, quando o torque é aplicado pela primeira vez no parafuso, ocorre uma perda significativa da força. Isso ocorre devido ao contato entre as roscas do implante e do parafuso ocorrer somente nas microrrugosidades da interface. Uma redução de 2 a 10% na pré-carga deve ocorrer dentro dos primeiros segundos ou minutos após o apertamento, como resultado desse relaxamento, fenômeno conhecido como sedimentação. A diminuição da fricção entre estas superfícies poderia aumentar a rotação do parafuso e, conseqüentemente, a pré-carga. Procedimentos como um reaperto do parafuso com o mesmo valor do torque inicial após 10 minutos, no dia da instalação da prótese sobre o implante, poderiam otimizar os valores obtidos na pré-carga (BREEDING *et al.*, 1993; BINON *et al.*, 1994; DIXON *et al.*, 1995; BINON e MCHUGH, 1996; GOODSACRE, KAN e RUNGCHARRASAENG, 1999; SIAMOS, WRINKLER e BOBERIC, 2002; WRINKLER, RING e BOBERICK, 2003; KHRAISAT *et al.*, 2004; CANTWELL *et al.*, 2004; ATT *et al.*, 2006).

SIAMOS *et al.* (2002) verificaram que o reapertamento dos parafusos da conexão protética, 10 minutos após a aplicação do torque inicial, deveria ser uma rotina clínica. Outra constatação foi a de que o aumento do nível de torque, acima de 30N.cm, pode ser benéfico para a estabilidade e fixação da conexão protética, diminuindo, assim, as chances de afrouxamento do parafuso. SELLA *et al.* (2010) analisaram si os diferentes tempos na aplicação do torque em parafusos de titânio em pilares protéticos em Implantodontia, têm influencia nos valores do destorque, quando comparados com a técnica de aperto convencional (aplicação instantânea do torque), sugerindo a manutenção do torque de 30N.cm por 20 segundos.

Embora a literatura mostre estudos avaliando aplicações de torques instantâneos, repetição dos torques ou sua própria manutenção, não existe um consenso a respeito de um protocolo que garanta os

melhores resultados clínicos. Portanto, objetivou-se com o presente estudo pesquisar os valores de destorque de pilares de titânio personalizáveis em implantes de hexágono externo, comparando 3 técnicas de aplicação de torque: a técnica proposta por Sella e Vasconcellos (2010), a técnica convencional e a técnica proposta como protocolo por Breeding *et al.* (1993) e Dixon *et al.* (1995).

Revisão de Literatura

2. REVISÃO DE LITERATURA

Um problema frequentemente relatado nas próteses sobre implantes é o afrouxamento de parafusos. BICKFORD (1981) descreveu essa complicação como um processo que ocorre em 2 estágios. No primeiro estágio, forças externas, sejam transversais ou laterais, aplicadas na junta parafusada durante a mastigação, levam a uma diminuição do atrito superficial das roscas, o que contribui para a perda da pré-carga. Em um segundo estágio, ocorre uma perda contínua da pré-carga até níveis críticos, comprometendo a estabilidade do sistema e provocando o afrouxamento do parafuso.

Em uma pesquisa multicêntrica prospectiva, JEMT *et al.* (1991) instalaram 107 implantes em 92 pacientes entre 14 a 70 anos de idade. Os indivíduos que fizeram parte deste estudo não possuíam nenhuma doença sistêmica, nem relatavam uso de medicamentos. Os mesmos apresentavam a indicação de instalação de 1 a 2 implantes, sendo que os dentes antagonistas estavam presentes. Esperou-se um tempo 9 meses para a osseointegração dos implantes. Para avaliar e acompanhar o tratamento realizado, consultas de retorno foram marcadas em 1 semana, 1 mês, 6 meses e 12 meses após a instalação da prótese definitiva. Parâmetros clínicos foram avaliados: presença de gengivite, profundidade de sondagem, índice de sangramento e mobilidade. Avaliação através de radiografias periapicais foram realizadas na primeira e última consulta. A complicação mais relatada durante a pesquisa foi o afrouxamento do parafuso. Os autores concluíram que a indicação de instalação de implantes para realizar restaurações unitárias é promissor, porém, problemas mecânicos a respeito da instabilidade da junta parafusada foram observados, entre os quais o afrouxamento do parafuso foi o de maior incidência.

No mesmo ano, JEMT (1991) realizou outro estudo com 391 próteses implantossuportadas do tipo protocolo em 384 pacientes edêntulos entre 32-84 anos de idade reabilitados com implantes hexágono externo (Branemark, Nobel Biocare, Suécia). Consultas de retorno para avaliar o tratamento realizado nos pacientes do presente estudo foram marcadas em 3 momentos: 2 semanas, 3 meses e 1 ano após instalação das próteses definitivas. Na primeira consulta, os pacientes foram avaliados através de radiografias periapicais e exame clínico, verificando a estabilidade das próteses implantossuportadas. Se os parafusos estavam estáveis, as aberturas das próteses eram preenchidas com gutaperchas e resina composta. Caso contrário, novos torques foram aplicados aos parafusos de fixação e o paciente retornava até

verificar a estabilidade da prótese. Na segunda consulta de controle, era observada a higiene oral do paciente, e se diagnosticada alguma complicação, esta era resolvida. Na terceira consulta, a análise radiográfica e o exame clínico foram realizados. O autor reportou que 30,7% dos pacientes avaliados apresentaram afrouxamento na primeira consulta de retorno, porém, na segunda consulta, todos os parafusos reapertados estavam estáveis. Fraturas dos parafusos ou componentes não foram observadas.

NAERT *et al.* (1992) realizaram um estudo longitudinal em 589 implantes instalados para prótese do tipo protocolo. No estudo, 103 arcos edêntulos de 91 pacientes foram reabilitados com próteses implantossuportadas e um acompanhamento de 7 anos foi realizado para avaliar a estabilidade das próteses. Os autores concluíram que o afrouxamento do parafuso foi uma das complicações mais observadas durante a pesquisa.

BREEDING *et al.* (1993) compararam o torque necessário para afrouxar os parafusos de três diferentes combinações de pilar/implante, com aplicação ou não de um selante adesivo após a simulação de cargas cíclicas em dois diferentes períodos de tempo (1 mês e 6 meses, respectivamente). As combinações testadas foram: (1) Implante Calcitek Integral Omnilock com desenho octágono interno e um pilar antirotacional Omnilock (Calcitek, EUA); (2) Implante Bio-Vent com Hexágono Interno e Pilar Antirotacional Hex-Lock (Dentstply/Core Vent, EUA); e, (3) Implante Minimatic com hexágono externo e pilares antirotacionais do mesmo sistema (Minimatic, EUA). Um pré-molar foi encerado diretamente sobre cada pilar, reproduzindo-se 10 réplicas para cada sistema. Infraestruturas foram obtidas através de fundição em ligas metálicas. Em um bloco de resina acrílica autopolimerizável foram fixados os implantes com o auxílio de um delineador. No grupo pré-teste, constituído por quatro amostras compostas pelo conjunto pilar/parafuso/implante de cada sistema, foram aplicados torques de 22,6N.cm, utilizando um torquímetro (Tonichi, EUA). Após 10 minutos, os parafusos foram reapertados com o mesmo valor do torque inicial para diminuir o fenômeno de sedimentação. Depois de 2 minutos, foi registrado o torque necessário para afrouxar os parafusos, sendo que esses valores foram utilizados como grupo controle. Três grupos testes foram analisados, observando-se a diferença entre os valores de torque de afrouxamento do grupo pré-teste e os valores de afrouxamento de cada grupo. O Grupo 1 constituiu-se de 5 amostras de cada sistema, neste grupo os parafusos foram apertados como no grupo pré-teste e, em cada pilar, uma coroa foi cimentada com cimento resinoso (Core Pate,

Dent-Mat, EUA). Uma carga de 6 kg foi aplicada sobre cada coroa após uma hora da cimentação. Depois disso, foram realizadas forças laterais e verticais para simular as forças intraorais geradas durante a mastigação. Cada amostra recebeu 16.667 ciclos, equivalentes a um mês de função mastigatória. Após a aplicação desta força, foi registrado o torque necessário para o afrouxamento do parafuso, sendo as medidas comparadas com o grupo pré-teste. O Grupo 2 se constituiu de cinco amostras de cada sistema, no qual foi aplicado um selante adesivo (Ceka Bond, Preat Corporation, EUA) nas roscas dos parafusos antes da aplicação do torque. Após isso, os mesmos procedimentos do grupo anterior foram realizados. O Grupo 3 foi constituído de cinco amostras de cada sistema, no qual se aplicou o selante adesivo (Ceka Bond, Preat Corporation, EUA). Neste grupo, as amostras foram submetidas a 100.002 ciclos equivalentes a 6 meses de função mastigatória e o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos foi registrado. Os resultados revelaram que os dados dos Implantes Bio-Vent com hexágono interno e pilar antirotacional Hex-Lock, com ou sem o selante adesivo, apresentaram uma diferença estatisticamente significativa no aumento de torques de afrouxamento, quando comparados com os outros sistemas. Os autores concluíram que o sistema Calcitek Omnilock e o sistema Minimatic não exibiram diminuição significativa no torque necessário para afrouxar os parafusos, após submetidos à ciclagem mecânica de 16.667 e 100.002 ciclos. O sistema Core-vent exibiu uma diminuição significativa no torque necessário para o afrouxamento dos parafusos após a ciclagem mecânica. O adesivo não aumentou significativamente o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos nos sistemas Calcitek e Minimac. Quando o adesivo foi utilizado no sistema Core-vent, foi requerido um torque significativamente maior para afrouxar os parafusos.

Procurando pesquisar a ocorrência de afrouxamento ou fratura de parafusos de ouro das conexões de próteses implantossuportadas, KALLUS e BESSING (1994) publicaram um estudo prospectivo realizado em cinquenta pacientes entre 66-68 anos de idade nos quais suas 278 próteses sobre implantes não foram removidas durante 5 anos. Uma análise clínica foi realizada em cada um dos pacientes, em tal análise o operador girava a prótese para observar sua estabilidade, mediante flutuações de saliva entre a prótese e os pilares. Os autores relacionaram os achados a diferentes parâmetros clínicos, entre eles, a adaptação da estrutura metálica, visando elucidar a importância clínica da passividade no assentamento da estrutura metálica. Os autores concluíram, com isso, que parece existir uma correlação clinicamente

significante entre desadaptação protética e o afrouxamento dos parafusos de ouro. Entretanto, os resultados não são conclusivos, já que próteses bem adaptadas podem apresentar parafusos soltos, bem como as próteses com pobre adaptação podem ter parafusos bem apertados.

Baseados em princípios mecânicos, BURGUETE *et al.* (1994) explicaram os princípios de apertamento do parafuso em pilares protéticos e a relação entre torque e pré-carga. Segundo os autores, a finalidade do apertamento de uma junta parafusada é obter uma pré-carga que maximize a vida perante a fadiga, denominada pré-carga ótima, evitando, dessa forma, o afrouxamento do parafuso. O mecanismo de obtenção da pré-carga envolve aplicação do torque, sendo que tanto o torque como a pré-carga são indiretamente proporcionais. Isso significa que nem sempre o valor do torque aplicado irá gerar o mesmo valor de pré-carga, devido ao coeficiente de atrito que atua sobre a cabeça do parafuso e o pilar, sobre as roscas do parafuso e sobre as roscas internas do implante, gerando, assim, uma perda da força (torque) aplicada inicialmente. O coeficiente de atrito dependerá da dureza do material das roscas, do acabamento das superfícies, da quantidade e qualidade do lubrificante e da velocidade do apertamento.

BINON *et al.* (1994) afirmaram que a perfeita adaptação entre os componentes torna-se essencial, evitando, desse modo, micromovimentações e, conseqüentemente, a instabilidade do parafuso. Além disso, mencionam que fatores como próteses inadequadas, falta de passividade dos componentes, sobrecarga, falta de assentamento, desenho inadequado dos parafusos e a elasticidade do osso contribuem na instabilidade de todo o sistema. Os autores reforçaram que características como diâmetro, comprimento, tipo de roscas e convexidades dos parafusos de diferentes sistemas podem predispor a fraturas. Concluíram que os valores recomendados de torques dos componentes devem ser respeitado e que dispositivos mecânicos de torque os quais ofereçam maior precisão devem ser utilizados para garantir uma união estável do conjunto implante/pilar/ parafuso.

DIXON *et al.* (1995) compararam os destorques necessários para o afrouxamento de parafusos em pilares retos e angulados antirrotacionais de três conexões diferentes, determinando a flexão do complexo pilar/implante durante a aplicação de força. Foram estudados 3 grupos: (10) hexágono externo; (10) hexágono interno; (10) octágono interno. Nestes, foram fixados 5 pilares retos e 5 pilares angulados, para cada tipo de conexão. Pilares angulados de 25° para o hexágono externo e octágono interno e, de 30°, para o hexágono interno. Os parafusos foram apertados com um dos dois torquímetros (Tonichi 6BTG-A,

EUA; Torque dyne, Implant Technologies, EUA) com um torque de 29N.cm. Após 10 minutos, um torque com o mesmo valor inicial foi aplicado para diminuir o efeito de sedimentação. Coroas de 10mm de altura foram confeccionadas e cimentadas. Os corpos de prova foram submetidos à ciclagem mecânica (16.667 ciclos), simulando um mês de função, e a direção da carga foi a 4mm do centro do implante. Os autores concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa entre os pilares retos e angulados antirrotacionais das conexões estudadas.

HAACK *et al.* (1995) avaliaram o torque máximo permitido, a tensão sofrida e o torque de afrouxamento dos parafusos de fixação de pilares do tipo UCLA. Foram utilizados para o experimento um pilar UCLA em ouro e um implante. A porção coronal do pilar e apical do implante foram seccionadas para que fosse possível expor os parafusos de fixação e as roscas internas do implante. Para a fixação do pilar ao implante, foram utilizados cinco parafusos em liga áurea (torque de 32N.cm) e cinco de titânio (torque de 20N.cm). O comprimento dos parafusos foi medido com um micrômetro antes, durante e após serem submetidos ao torque recomendado pelo fabricante. Segundo os autores, a diferença no comprimento dos parafusos é decorrente do alongamento que estes sofrem durante a fixação, sendo o alongamento responsável pela pré-carga, que é a tensão gerada nos parafusos e que mantém os componentes unidos. Após o torque para cada um dos dez parafusos utilizados, o valor necessário para o desparafusamento foi medido por cinco vezes. O experimento foi realizado no mesmo implante, em temperatura ambiente e sem lubrificação. Os resultados demonstraram para os parafusos de liga áurea (32N.cm) valores de alongamento de 10 μ m e para os de titânio (20N.cm), de 7 μ m. Com relação aos torques de afrouxamento, os resultados demonstraram que, para o parafuso de titânio, houve redução significativa entre o primeiro e os demais ciclos. As tensões induzidas foram 57,5% e 56% da resistência ao torque e a média de pré-carga foi 468,2N (\pm 57,9) e 381,5N (\pm 72,9) para parafusos de ouro e titânio, respectivamente. O stress máximo permitido para um determinado parafuso deve ser menor do que a resistência da liga utilizada, para que não ocorra deformação plástica. Quando avaliado, o torque de afrouxamento foi observado que este foi entre 20 a 30% menor que o torque de apertamento tanto nos parafusos de liga áurea como os de titânio. Com base na análise estatística destes resultados, os autores acreditam ser possível apertar os parafusos além dos torques recomendados para minimizar os problemas de afrouxamento, entretanto, deve-se ter cuidado para não ultrapassar o limite de

elasticidade e manter a pré-carga, já que forças mastigatórias provavelmente elevam a tensão de tração nos parafusos.

GROSS *et al.* (1999) avaliaram, *in vitro*, o torque gerado por chaves manuais operadas por diferentes profissionais para a fixação de parafusos do pilar protético. Foram utilizados cinco sistemas de implante (Calcitek, EUA; Steri-Oss, EUA; Branemark Nobelbiocare, Suécia; Alpha-Bio, Israel; Straumann, Suécia) com suas respectivas chaves de torque. Nove profissionais com mais de três anos de experiência clínica em prótese sobre implantes foram selecionados para aplicarem o torque nos parafusos dos pilares protéticos, com auxílio das diferentes chaves manuais. Os implantes foram conectados a um dispositivo de medição de torque e fixados em manequins, na região de primeiro molar superior direito. Os profissionais foram instruídos a darem o torque normalmente utilizado em condições clínicas em um grupo de implantes e o máximo torque possível em um segundo grupo. Os dados coletados foram submetidos à análise estatística. Os resultados demonstraram inconsistência dos operadores na geração de torques com chaves manuais com variação dos valores gerados. Os sistemas que obtiveram maior torque, em ordem decrescente foram: Calcitek, Steri-Oss, Branemark, ITI e Alpha-Bio. Os valores alcançados pelos nove operadores na condição de torque habitual variaram de 7,0 a 14,6N.cm (29 a 55% dos valores recomendados pelos fabricantes). Quando se gerou torque máximo, os valores variaram de 9,4 a 19,9N.cm (32 a 76% dos valores recomendados). Nenhum dos operadores alcançou o torque recomendado pelo fabricante, demonstrando que torques gerados com chaves manuais são insuficientes, podendo levar a falhas na estabilidade da interface implante/pilar.

Com a tentativa de diminuir a incidência do afrouxamento do parafuso, KORIOTH, CARDOSO e VERSLUIS (1999) avaliaram o efeito da inserção de arruelas no deslocamento dos parafusos de ouro durante a aplicação do torque de remoção em implantes osseointegrados. Dois implantes de 3,75 x 8,5mm, com hexágono externo (Sistema Brånemark, Nobel Biocare, Suécia), foram posicionados em um bloco de resina acrílica a uma distância entre ambos equivalente ao diâmetro mesiodistal de um pré-molar inferior. Dois pilares foram fixados aos implantes com parafusos aplicando-se um torque de 20N.cm, recomendado pelo fabricante. Uma infraestrutura foi fundida, na qual a passividade e a ausência de irregularidades foram conferidas através de uma inspeção táctil e visual. Os parafusos de ouro foram apertados com um torque de 10N.cm no momento da instalação das próteses implantossuportadas. Um sensor de carga adaptado ao torquímetro foi

utilizado para mensurar o tempo exato e o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos de ouro. Arruelas de aço inoxidável, com uma espessura de 0,2 mm, foram inseridas nos parafusos e apertadas simultaneamente, interpondo-se à superfície da cabeça do parafuso e à base do cilindro protético. Os grupos foram divididos de acordo com a utilização ou não de arruelas. O deslocamento rotacional foi calculado em 4 momentos experimentais: (a) com arruelas posicionadas em ambos os parafusos; (b) arruela posicionada no parafuso mesial; (c) arruela posicionada no parafuso distal; e, (d) sem arruelas. Os parafusos de ouro com arruelas tiveram um deslocamento rotacional de até 35% durante a aplicação do torque de remoção, quando comparados com aqueles que não tinham. Os autores concluíram que a inclusão de arruelas aumentou significativamente a movimentação rotacional necessária para o afrouxamento do parafuso de ouro.

Para determinar se a repetição da sequência de apertamento e afrouxamento afetam a perda do torque aplicado, WEISS, KOZAK e GROSS (2000) compararam o efeito de apertos múltiplos em diferentes sistemas. Durante os procedimentos de moldagem e fabricação de uma prótese implantossuportada, repetidas fixações e remoções de parafusos para fixação de pilares podem causar desgastes dos componentes e diminuir a adaptação friccional entre as partes, resultando em alteração da resistência na abertura e potencial perda de pré-carga e do torque de remoção. Para isto os autores realizaram sequências de apertamento e afrouxamento em sete conexões: cone morse com pilar angulado 6° (Straumann, Suécia); cone morse com pilar reto (Alpha Bio, Israel); Interface Splice com pilar fixo (Sulzer Calcitek, EUA); sistema de conexão plana integral (Sulzer Calcitek, EUA); octógono interno com pilar fixo Omnilock (Sulzer Calcitek, EUA); hexágono externo com pilar reto (Steri-oss Bausch & Lomb, EUA); hexágono externo com pilar standard (Branemark Nobel Biocare, Suécia). Cada conexão foi fixada em um medidor de torque (Tonichi, Japão) e um torque 20N.cm por cinco segundos foi aplicado com um torquímetro manual. Depois de um período de dez segundos de sua fixação, foram registrados os valores de torque de afrouxamento; este procedimento foi repetido 200 vezes consecutivas e os dados obtidos submetidos à análise estatística. Seus resultados mostraram uma progressiva perda nos valores de torque de afrouxamento em todos os sistemas testados, sendo encontradas diferenças significativas entre eles. Os sistemas que utilizam hexágonos ou octógonos, tanto internos como externos, são menos efetivos na manutenção da resistência ao desaperto do que os sistemas que utilizam componentes friccionais como o cone Morse ou Spline. A porcentagem

de perda de torque imediato entre os sistemas foi de 3% a 20% imediatamente após o primeiro ciclo; de 3 a 31% depois de cinco ciclos; e de 4.5% a 36% em 15 ciclos. Os autores concluíram que a repetição consecutiva de apertamento e afrouxamento dos parafusos nos sistemas testados podem conduzir a um decréscimo do coeficiente de atrito das roscas dos parafusos e de outras superfícies de contato levando à diminuição da resistência a forças de desaperto, sugerindo que durante os procedimentos clínicos e laboratoriais os ciclos sejam reduzidos ao máximo antes do torque final para reduzir o risco de afrouxamento do parafuso.

CIBIRKA *et al.* (2001) avaliaram a diferença nos valores de destorque em parafusos de fixação após a ciclagem mecânica, quando as dimensões dos hexágonos externos dos implantes e hexágonos internos dos pilares foram alterados, ou quando os hexágonos externos dos implantes foram totalmente removidos. Para isso, foram confeccionados 3 desenhos experimentais de conexões de implante no qual cada grupo foi composto por 10 corpos de prova. Grupo R: implantes de diâmetro de 3,75mm, com plataforma regular na qual a medida do hexágono externo de lado a lado era de 2,700mm (SD 0,004mm) e de altura de 0,633mm (SD 0,005mm); Grupo M: implantes de diâmetro de 3,75mm, com plataforma regular na qual a medida do hexágono de lado a lado foi modificada para 2,664mm (SD 0,016mm) e uma altura de 0.608mm (SD 0,003); e, Grupo C: quando os hexágonos externos dos implantes eram totalmente removidos obtendo uma forma circular com um diâmetro de 2,668mm (SD 0,003 mm) e uma altura de 0,668mm (SD 0,003). Trinta pilares personalizados angulados com 25° foram fabricados através de um sistema CAD/CAM (Procera, Nobel Biocare, Suécia). Parafusos de ouro foram utilizados para a fixação dos pilares e um torque de 32N.cm foi aplicado com um torquímetro. Marcas verticais, cruzando a interface implante/pilar, permitiram avaliar se houve algum deslocamento longitudinal. Os corpos de prova foram submetidos à ciclagem mecânica com 5.000.000 ciclos, equivalente a 5 anos de função mastigatória, com uma carga variando de 20 a 200N, aplicadas diretamente ao pilar. Avaliações macroscópicas e radiográficas da interface implante/pilar foram realizadas em cada uma das amostras. Os valores de destorques dos parafusos foram coletados e após isso as superfícies e os implantes foram avaliados microscopicamente (Nikon SMZ-U, Nikon, Japão). Os resultados demonstraram que não houve afrouxamento dos parafusos ou desajuste na interface implante/pilar. As avaliações radiográficas não indicaram deslocamento do parafuso nas amostras analisadas. Os autores concluíram que não houve diferença significativa nos valores de

destorque dos parafusos ao aumentar o desajuste vertical entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar, ou quando o hexágono externo do implante era removido após todos os corpos de prova serem submetidos à ciclagem.

Na tentativa de diminuir o afrouxamento dos parafusos em próteses implantossuportadas, fabricantes criaram parafusos com superfície tratada, com a finalidade de aumentar a pré-carga. MARTIN et al. (2001) avaliaram, *in vitro*, a pré-carga gerada através de valores de torques e destorque de 4 parafusos morfologicamente idênticos, mas com diferenças na sua composição e tratamento de superfície: Gt, Gold Tite (Implant Innovations, EUA); Tt, Torq Tite (Nobel Biocare, Suécia); Ga, Gold alloy (Implant Innovations, EUA); e, Ta, Titanium alloy (Implant Innovations, EUA). Para o estudo, foram utilizados 80 implantes com hexágonos externos de 3,75x15 mm (Implant Innovations, EUA) fixados em um bloco de resina acrílica autopolimerizável. Vinte parafusos de cada tipo (Gt, Tt, Ga, Ta), com seus pilares de titânio, foram subdivididos em dois grupos, de acordo com o torque de aperto de 20 e 32N.cm. Os dados das mensurações dos ângulos rotacionais foram obtidos em todas as amostras com ambos os torques de aperto. Já os valores dos torques de remoção foram coletados e utilizados indiretamente para mensurar as pré-cargas obtidas. Aleatoriamente, várias amostras foram seccionadas e avaliadas qualitativamente no microscópio de varredura. As análises nesse microscópio revelaram que, dos corpos de prova seccionados, o grupo que teve maior contato na porção média superior da superfície do pilar e as roscas do parafuso foi o Gt. Os autores concluíram que parafusos de pilares com superfícies tratadas (Grupos Gt e Tt) ajudam a diminuir o coeficiente de atrito e, conseqüentemente, melhoram a pré-carga, quando comparados com os parafusos de ouro ou titânio convencionais.

TAN e NICHOLLS (2001) empreenderam um estudo para medir e comparar a pré-carga produzida nos parafusos de fixação em 7 diferentes de tipos pilares hexagonais quando a aplicação do torque é realizada de forma lenta e rápida. A medida da pré-carga foi realizada fixando dois extensômetros ao pilar unido a um implante com hexágono externo de 3,75x15mm (Branemark System, Nobel Biocare, Suécia). Pilares convencionais (standard, esteticone, mirusccone, pilar de titânio, ceraone, cilindro de ouro e tiadapt) foram utilizados com um controlador de torque (Nobel Biocare, Suécia) aplicou-se torque de 20 ou 32N.cm em alta e baixa velocidade, segundo as recomendações do fabricantes, dependendo do tipo de pilar. A pré-carga obtida pelos extensômetros foi registrada no computador. Os resultados encontrados nos diferentes

pilares demonstraram médias de pré-carga de 181,6N (convencionais), 291,3N (esteticone), 456,5N (miruscone), 369,7 (pilar de titânio), 643,4 N (ceraone), 536,3 (cilindro de ouro) e 556,9 (tiadapt). Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os diferentes sistemas e na velocidade de aplicação de torque, obtendo-se maiores valores de pré-carga em baixas velocidades. Os autores concluíram que a pré-carga na união implante/pilar depende do desenho, diâmetro, e material do parafuso, assim como do torque de aperto e velocidade de torque.

SIAMOS, WRINKLER e BOBERICK (2002) avaliaram se o efeito na variação dos torques aplicados nos parafusos de fixação de pilares contribuía no seu afrouxamento, após serem submetidos à ciclagem mecânica. Foram utilizados 40 parafusos, divididos em 3 grupos: 8 parafusos para G1 e G2; 24 para o G3. Torques de 25, 30, 35 e 40N.cm foram aplicados nos parafusos das amostras em todos os grupos. Para cada valor de torque, foram utilizados 2 parafusos no G1 e G2 e 6 no G3. No G1 foram realizados os torques e, após 3 horas, o destorque. No G2 foram realizados os torques, após 10 minutos aplicou-se um novo torque com o mesmo valor do torque inicial e, após 3 horas, realizou-se o destorque. No G3 foram realizados os torques, após 10 minutos aplicou-se um novo torque com o mesmo valor do torque inicial, as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica durante 3 horas e o destorque foi realizado. A carga da ciclagem mecânica foi direcionada diretamente nos pilares. Os autores concluíram que o aumento do torque acima de 30N.cm pode ser benéfico para a estabilidade da interface pilar/implante, diminuindo, assim, o afrouxamento do parafuso. Eles sugerem que o procedimento de realizar o retorque com o mesmo valor do torque inicial, após 10 minutos, deveria ser uma rotina clínica.

Sabendo que a pré-carga é inicialmente dependente do torque, TZENAKIS *et al.* (2002) realizaram uma pesquisa avaliando o efeito de sucessivos torques e da contaminação salivar sobre a pré-carga de parafusos de ouro. Quinze parafusos de ouro de fenda (Implant Innovations Inc, EUA) foram testados no conjunto implante/pilar/parafuso e cilindro de ouro. Uma célula de carga foi utilizada associada a um torquímetro manual e extensômetros lineares elétricos. Em cada parafuso aplicou-se um torque de 10N.cm, esperou-se 5 minutos, removeu-se, lubrificou-se com saliva humana e um novo torque foi realizado. Esse procedimento foi repetido 10 vezes em cada uma das amostra para obter os valores da pré-carga. Os valores da pré-carga foram medidos na primeira, quinta e décima repetição. Os autores

demonstraram que pré-cargas maiores foram alcançadas com a lubrificação de saliva, bem como através de repetidos torques.

WRINKLER *et al.* (2003) realizaram uma revisão de literatura na qual os autores afirmaram que a aplicação do torque com o mesmo valor do torque inicial nos parafusos de fixação, após 10 minutos, deveria ser adotado como uma prática de rotina clínica para compensar o efeito de sedimentação. Esse fenômeno baseia-se no fato de que nenhuma superfície é totalmente lisa, apresentando microrrugosidades, as quais não permitem o contato completo entre duas superfícies. Quando se realiza a aplicação do torque pela primeira vez no parafuso, o contato entre as suas roscas e as roscas internas do implante ocorre somente nas suas microrrugosidades. Quando a interface da junta parafusada é submetida a cargas externas, micromovimentações ocorrem entre as superfícies, diminuindo a pré-carga de 2% a 10 % da pré-carga inicial. Consequentemente, o torque necessário para afrouxar o parafuso é menor do que o torque aplicado para sua fixação. Além disso, os autores recomendaram o uso de torquímetros mecânicos em vez dos manuais. Devido aos dispositivos de torque manual, clínicos com pouca experiência geralmente realizam um subtorque aumentando as chances de afrouxamento do parafuso, desvantagem que não possuem os torquímetros mecânicos, que garantem um torque adequado nos componentes do implante.

BYRNE *et al.* (2006) compararam as pré-cargas geradas por diferentes tipos de parafusos com distintos torques de inserção. Três tipos de parafusos foram avaliados (Titânio, ouro e com tratamento de superfície em ouro) em pilares pré-fabricados e pilares calcináveis (UCLA, 3i Implants Innovations, EUA) com um total de 60 amostras. Um torquímetro, juntamente com extensômetros lineares elétricos, foi usado para mensurar a pré-carga nas amostras compostas pelo conjunto: implante/pilar/parafuso. Essas amostras foram submetidas a torques sequenciais em 10, 20 e 35N.cm. A cada valor de torque, foram medidas as pré-cargas. Após o maior valor de torque, o destorque foi realizado. Essa sequência foi repetida três vezes para cada amostra. Um modelo de regressão linear foi utilizado para analisar os efeitos dos valores da pré-carga no tipo de parafuso e tipo de pilar para cada um dos torques de inserção efetuados. Os autores concluíram que os parafusos cobertos de ouro apresentaram os maiores valores de pré-carga para todos os torques de inserção e todos os momentos de apertamento, quando comparados com os outros parafusos. Todos os parafusos tiveram uma queda da pré-carga com torques repetitivos, independentemente do tipo de pilar e torque de inserção.

Sabendo que o material com o qual os pilares são confeccionados podem influenciar a pré-carga, KANO *et al.* (2006) compararam os valores de destorque necessário para pilares pré-fabricados de titânio e pilares calcináveis (Conexão Sistema de Prótese, Brasil) em implantes de hexágono externo (Master Screw, Conexão Sistema de Prótese, Brasil). Foram estudados quatro grupos compostos por 12 corpos de prova. O Grupo 1 foi composto por pilares pré-fabricados de titânio; o Grupo 2 por pilares com seu corpo plástico sobrefundido em paládio e cinta pré-fabricada de paládio; o Grupo 3 por pilares totalmente plásticos fundidos em níquel-cromo; e o Grupo 4 por pilares totalmente plásticos fundidos em cromo-cobalto. Os pilares do Grupo 1 foram confeccionados pelo fabricante com um formato cônico com 8mm de altura e 8mm no seu maior diâmetro. Como os pilares que compuseram este grupo não foram submetidos a procedimentos de fundição, considerou-se como o grupo controle. Os pilares dos grupos 2, 3 e 4 foram encerados em formato cônico com as mesmas dimensões do grupo 1 e fundidos segundo as ligas estabelecidas por cada grupo e nenhum procedimento de polimento foi realizado. Aplicou-se um torque de 30N.cm nos parafusos de titânio em cada pilar, segundo as instruções do fabricante, através de um torquímetro digital. Após 3 minutos, os valores de torques de remoção (destorques) foram obtidos em cada grupo. Cabe ressaltar que, no grupo 2, estes valores de torque de remoção foram realizados antes e depois do processo de fundição, não sendo possível realizá-lo nos grupos 3 e 4, pela característica do material antes da sua fundição. A sequência de torque e destorque foi repetida 3 vezes em cada uma das amostras. Os autores concluíram que os pilares calcináveis apresentaram uma diminuição nos valores de destorque, devido ao processo de fundição. Consequentemente, alterações na estabilidade final dos parafusos puderam ser encontradas e os pilares pré-fabricados geraram as maiores pré-cargas por apresentarem os maiores valores no torque de afrouxamento.

NAKAMURA *et al.* (2006) avaliaram o torque de afrouxamento de parafusos de fixação de pilares após o ensaio de ciclagem mecânica. Foram estudados seis grupos: grupos HE-TiS e HE-TiNS (implante e pilar de hexágono externo, parafuso de titânio, submetido e não-submetido à ciclagem), grupos HE-AuS e HE-AuNS (implante e pilar de hexágono externo, parafuso de ouro, submetido e não-submetido à ciclagem), grupo HI-TiS e HI-TiNS (implante e pilar de hexágono interno, parafuso de titânio, submetido e não-submetido à ciclagem). Os implantes foram posicionados no centro de um cilindro de alumínio na altura da segunda rosca do implante, por meio de uma fresadora, que

permitiu sua centralização em um eixo vertical perpendicular com a base e assegurou a reprodução da fixação do implante em cilindros que foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável incolor. Os pilares foram fixados aos implantes por meio dos parafusos de fixação com torque manual por meio de chave digital apropriada. O conjunto pilar/parafuso de fixação/implante foi denominado corpo de prova 1 e foi utilizado nos grupos não submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica. Sobre cada pilar, uma coroa total foi encerada com altura e diâmetro oclusal de 8mm e fundida com liga metálica de níquel-cromo. O conjunto obtido após a cimentação da coroa foi, então, denominado corpo de prova 2, e utilizado nos grupos submetidos aos ensaios de ciclagem mecânica. Para a realização da ciclagem mecânica, foi desenvolvida uma máquina de ensaio, cuja carga máxima aplicada foi de 120N sentido axial, com deslizamento de 0,3mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28N a uma frequência de 60 ciclos por minuto, totalizando 500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32N.cm e, após 10 minutos, foi aplicado novamente o apertamento com o mesmo valor do torque inicial, e o torque de afrouxamento mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio e, após 24 horas, do torque de apertamento nos grupos não-submetidos ao ensaio. Os autores chegaram à conclusão de que os parafusos de fixação dos pilares dos grupos submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica apresentaram menor valor de destorque quando comparados aos grupos não-submetidos. Os parafusos de ouro para fixação de pilares apresentaram maior valor de destorque quando comparados ao parafuso de titânio nos grupos que continham conexão hexágono externo, quando submetidos ou não ao ensaio de ciclagem mecânica. Os parafusos de fixação de titânio apresentaram maior valor de destorque quando utilizados no sistema de conexão hexágono interno e quando submetidos ao ensaio de ciclagem mecânica em relação ao hexágono externo dos demais grupos estudados.

STÜKER *et al.* (2008) compararam a pré-carga gerada em 3 tipos de parafuso para fixação de pilares utilizados em próteses unitárias implantossuportadas por meio da extensometria e valores de torque de remoção. Foram utilizados 3 implantes de hexágono externo de 4,0mm de diâmetro por 15mm de comprimento, de maneira que cada um recebeu um pilar transmucoso (Cera One, Conexão Sistemas de Próteses, Brasil) para prótese unitária cimentada, que foi fixado ao implante com seu respectivo parafuso de ouro (Grupo A), titânio (Grupo B) e titânio com tratamento superficial (Ti-Tite®) (Grupo C). Dez parafusos de cada tipo foram fixados com um torque de 30N.cm e

mantidos em posição por 5 minutos. Para medição do torque inicial e do torque de remoção, foi utilizado um dispositivo eletrônico de controle de torque. Os autores sugerem, por fim, a utilização de parafusos de ouro devido aos maiores valores de pré-carga produzidos, garantindo, assim, uma maior longevidade da união pilar-implante e, conseqüentemente, da restauração protética.

Um estudo *in vitro*, realizado por BARBOSA *et al.* (2008), correlacionou o nível de desajuste vertical pilar/implante com a perda do torque aplicado. Um modelo de trabalho foi obtido de uma matriz metálica com cinco implantes tipo hexágono externo com plataforma regular (4,1mm). Sobre essa matriz, quatro infraestruturas foram enceradas utilizando pilares plásticos personalizáveis (Neodent, Brasil) e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro. Torques de 20N.cm, com um torquímetro digital, foram aplicados nos parafusos, na seguinte ordem: C, A, E, B, D; sendo A e E os mais distais. Após isso, os desajustes foram analisados com um microscópio óptico. Pontos vestibulares, linguais, mesiais e distais dos pilares foram analisados, resultando 80 pontos. O ponto com maior desajuste foi selecionado totalizando 20 valores, sendo 1 resultado por pilar e 5 resultados por infraestrutura. Os torques de desaperto foram realizados na mesma seqüência de aperto descrita anteriormente, registrando 20 valores. A mensuração do torque inicial foi calculada em porcentagem (100%). Os autores constataram que, não necessariamente, grandes valores de desajustes verticais implicariam em grandes perdas de torques.

CASTILHO *et al.* (2009) determinaram o efeito do retorque na pré-carga de pilares protéticos fixados a implantes de hexágono externo, após diferentes tempos de espera. Trinta implantes de hexágono externo (Master Screw, Conexão Sistema de Prótese, Brasil) foram incluídos em blocos de resina acrílica. Sobre cada implante, foi instalado um pilar protético (Ceraone, Conexão Sistema de Prótese, Brasil) com os parafusos de fixação (30N.cm), com o auxílio de um torquímetro digital (TQ-880, Taiwan). Os conjuntos implantes/pilares foram divididos em seis grupos (n=5), de acordo com os fatores de “retorque” e “tempo de espera para coleta dos dados”: aplicação de torque e coleta de dados de destorque após 2 min (GA1), 5 min (GA2) e 10 min (GA3); aplicação de torque e retorque após 10 min + coleta de dados de destorque após 2 min (GB1), 5 min (GB2) e 10 min (GB3). Os autores verificaram que os métodos de aplicação de torque (retorque) não influenciaram na perda de pré-carga para os grupos estudados e que o tempo de espera para a coleta dos dados do retorque afetou de maneira significativa os valores da pré-carga, alcançando-se os maiores após 2 minutos da aplicação do

torque. Com isso, os pesquisadores concluíram que houve perda significativa da pré-carga após 5 minutos da aplicação do torque.

TSUGE e HAGIWARA (2009) avaliaram o efeito das cargas cíclicas excêntricas em parafusos de titânio e de ouro em implantes de hexágono externo e interno. Os implantes foram fixados em um cilindro de alumínio de 20mm de diâmetro e 30mm de comprimento, por meio de um delineador, para garantir que estivessem na mesma profundidade e angulação. Os corpos de prova foram divididos nos seguintes grupos (n=16): A, B, C, D. No grupo A e B, implantes de hexágono interno com parafusos de titânio e de ouro; e no grupo C e D, implantes de hexágono externo com parafusos de titânio e de ouro. Os parafusos de cada grupo foram fixados aos seus pilares com aplicação de um torque de 20N.cm. Após 10 minutos, realizou-se o retorque com o mesmo valor do torque inicial através de um torquímetro mecânico (6-BTG-N, Tohnichi, Japão). Um modelo mestre de uma supraestrutura a base de silicone foi obtida. Para prevenir a rotação da supraestrutura, realizaram-se 3 sulcos nas faces de cada pilar com uma broca diamantada, aumentando, assim, sua retenção. Realizou-se também, sobre cada pilar, o enceramento do formato da supraestrutura, de maneira que esta foi fundida em aleações de prata-ouro-paládio. Cada supraestrutura foi condicionada com um primer (Alloy Primer, Kuraray, Japão) e cimentada com cimento resinoso (Linkmax, GC Corp, Japão) em cada um dos pilares correspondentes. Todos os grupos foram submetidos a cargas cíclicas de 1.000.000 ciclos e os valores de torques de remoção foram obtidos antes e depois da ciclagem mecânica. Em todos os grupos, a pré-carga, após a ciclagem, aumentou significativamente. Os autores constataram, então, que a conexão do implante, seja hexágono interno ou externo, não possuía nenhum efeito nos valores das pré-cargas dos parafusos antes e após a ciclagem mecânica. Porém, o material com o qual eram fabricados os parafusos, ouro ou titânio, apresentou efeito nos valores da pré-carga, de forma que aqueles com base de titânio apresentaram os maiores valores de destorque; conseqüentemente, eles tendem a afrouxar-se menos, quando comparados aos parafusos de ouro.

SELLA *et al.* (2010) avaliaram se os diferentes tempos na aplicação do torque em parafusos de titânio de pilares protéticos têm influencia nos valores do destorque, quando comparados com a técnica de aperto convencional (aplicação instantânea do torque). Para isso, foram utilizados 40 implantes de hexágono externo com 3,75mm de diâmetro (Master Screw, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil), 40 parafusos de titânio com encaixe para chave quadrada (Parafuso Ucla

Quadrado, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil) e 40 pilares personalizáveis (Pilar Preparo, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil). Os conjuntos (implante, pilar de preparo e parafusos) foram divididos em 4 grupos. No grupo 1, os parafusos dos pilares receberam torque de 30N.cm, aplicado da maneira convencional (torque aplicado instantaneamente até atingir 30N.cm); no grupo 2, receberam torque de 30N.cm, mantido por 10 segundos; no grupo 3, foi aplicado torque de 30N.cm, mantido por 20 segundos; e, no grupo 4, foi aplicado torque de 30N.cm, mantido por 30 segundos. O destorque foi realizado após 10 minutos da aplicação do torque, e o registro se fez por meio de um mensurador de torque digital. Os autores concluíram que as aplicações do torque de 30N.cm por 10, 20 ou 30 segundos são melhores alternativas quando comparadas com a aplicação convencional de torque (instantânea). Os autores sugerem ainda que o torque de 30N.cm, mantido por 20 segundos, parece ser a melhor alternativa dos grupos analisados, devido aos resultados apresentarem maiores valores de destorque, quando comparados ao Grupo 1 e ao Grupo 2, e valor semelhante ao Grupo 4, com a vantagem de que houve uma redução do tempo de manutenção do torque de 10 segundos.

SPAZZIN *et al.* (2010) avaliaram se o retorque em parafusos de fixação de próteses implantossuportadas mandibulares, sob diferentes níveis de desajustes, influenciava no seu torque de afrouxamento. Com esse intuito, foram confeccionadas 10 próteses totais mandibulares implantossuportadas e criadas dois níveis de desajustes, confeccionando 20 modelos de gesso (n= 10): próteses com adaptação passiva; e próteses com desajuste vertical. Para as próteses com adaptação passiva, as estruturas protéticas foram parafusadas diretamente aos análogos de mini-pilares cônicos. O desajuste vertical das próteses foi simulado utilizando anéis interpostos entre os cilindros da infraestrutura e os análogos do modelo mestre. Duas técnicas de aplicação de torque foram testadas nos parafusos de fixação, sendo 40 parafusos de ouro (Conexão Sistemas de Prótese, Brasil) e 40 parafusos de titânio (Conexão Sistemas de Prótese, Brasil), que foram divididos em 4 grupos (n=10) com dois níveis de desajuste vertical para cada tipo de parafuso. No grupo 1, foi aplicado um torque de 10N.cm e, após 10 minutos, um novo torque foi aplicado com o mesmo valor do torque inicial na prótese com adaptação passiva; no grupo 2 foi aplicado um torque de 10N.cm e, após 10 minutos, um novo torque foi aplicado com o mesmo valor do torque inicial com a prótese com desajuste; no grupo 3 foi aplicado um torque de 10N.cm na prótese com adaptação passiva; e, no grupo 4 foi aplicado um torque nas próteses com desajuste. Após 24 horas, foram

realizados os torques de afrouxamento. Tanto para aplicação dos torques de fixação, como para os torques de afrouxamento, foi utilizado um torquímetro de alta precisão (TQ 88000, Lutron, China). Os materiais dos parafusos protéticos, ouro e titânio, apresentaram comportamentos diferentes frente ao desajuste e retorque. Os parafusos de ouro não foram influenciados pelas variáveis avaliadas, enquanto que os parafusos de titânio foram mais susceptíveis ao afrouxamento com o aumento do desajuste, uma vez que o torque de afrouxamento diminui para valores semelhantes aos encontrados para os parafusos de ouro, independentemente do nível de desajuste das próteses. Entretanto, a aplicação do retorque aumentou o torque necessário para afrouxar os parafusos de titânio em valores similares àqueles encontrados nas próteses com adaptação passiva. Os autores concluíram que o procedimento de retorque deveria ser usado como rotina clínica em parafusos protéticos de titânio em próteses múltiplas.

NIGRO *et al.* (2010) verificaram se a lubrificação dos parafusos em pilares de zircônia poderia gerar valores maiores de pré-carga do que nos parafusos não lubrificados. Um pilar de titânio foi parafusado ao análogo do implante e escaneado pelo sistema CAD/CAM (Procera, Nobel Biocare, Suécia) para a confecção de 20 pilares de zircônia. Implantes hexágono externo (MK III Branemark, Nobel Biocare, Suécia) foram presos em um dispositivo de torque. Os pilares foram distribuídos em grupo seco, ou seja, sem lubrificação, e úmido, com lubrificação. No grupo úmido, as roscas internas dos implantes foram preenchidas com saliva artificial. Em todos os parafusos dos pilares, aplicou-se um torque de 32N.cm. Dez medidas de destorque foram realizadas por grupo, utilizando-se um torquímetro de alta precisão (Torque Controller, Nobel Biocare, Suécia), logo após o parafusamento. Os autores concluíram que houve perdas do torque inicial quando o torque de remoção foi mensurado em ambos os grupos e que a condição úmida demonstrou um valor médio maior de torque de remoção do que a condição seca. Valores melhores de pré-carga podem ser estabelecidos no grupo úmido, sugerindo que o parafuso pilar deve ser lubrificado em saliva para evitar seu afrouxamento.

Sabendo-se que a sedimentação é a principal causa de afrouxamento do parafuso e que também se trata de um fenômeno caracterizado pela redução de até 10% da pré-carga após aplicação do torque, KIM *et al.* (2011) avaliaram e compararam a relação entre o nível de torque aplicado e a sedimentação dos pilares de conexão externa e interna. Cinco diferentes pilares de diversas conexões foram analisados (n=10): hexágono externo + pilar (duas peças); hexágono interno +

transferente de pilar (duas peças); hexágono interno + pilar rígido (uma peça); octágono interno + pilar (duas peças); octágono interno + pilar a solda fria (uma peça). Todos os pilares de cada grupo foram fixados no seus respectivos implantes, aplicando-se o torque com um torquímetro digital (MGT12, MARK10 Co., EUA). O comprimento total das amostras implante-pilar foi medido para cada torque realizado (5, 10, e o torque de 30N.cm foi repetido 5 vezes, com um intervalo de 10 minutos) por um micrômetro eletrônico digital (Mitutoyo, Japão). Os valores da sedimentação foram calculados pelas mudanças entre o comprimento implante/pilar das amostras. Observou-se o efeito de sedimentação em todos os grupos com o retorque realizado. Os resultados revelaram que o grupo hexágono interno + pilar (duas peças) mostraram os maiores valores de sedimentação em todos os torques aplicados e o grupo hexágono externo + pilar (duas peças) mostraram os menores valores, respectivamente. Diferenças significativas nas mudanças de comprimento implante-pilar entre os grupos foram obtidas, resultando em diferentes valores de sedimentação e um aumento significativo deste foi observado em cada grupo, nos diferentes torques realizados. Após o segundo torque de 30N.cm, o retorque mostrou valores de sedimentação constantes. Os autores concluíram que, para minimizar o efeito de sedimentação, os parafusos de pilares devem ser reapertados ao menos duas vezes com 30N.cm em um intervalo de 10 minutos nos procedimentos laboratoriais e clínicos.

SALIBA *et al.* (2011) propuseram um novo método para avaliar o torque de remoção dos parafusos sem a presença do hexágono do pilar criando uma carga de afrouxamento transferida a todo o conjunto implante/pilar/parafuso. Vinte pilares sem seus hexágonos na sua base (Neodent, Brasil) foram fixados a 20 implantes hexágono externo (Neodent, Brasil) através de parafusos. Eles foram divididos em 2 grupos: Grupo 1, parafuso de titânio (Neodent, Brasil); e, Grupo 2, parafusos de titânio cobertos com lubrificante sólido na sua superfície (Torq Tite, Nobel Biocare, Suécia). Inicialmente, os pilares foram fixados aos implantes através do parafuso com uma chave digital (Neodent, Brasil) até encontrar resistência. Em seguida, um torque de 32N.cm foi aplicado nos parafusos através de um torquímetro digital (TQ680, Instrutherm, Brasil, que também foi utilizado para coletar os valores dos torques de remoção. Uma diferença significativa foi observada nos resultados entre os Grupos 1 (38.62 ± 6.43 N.cm) e 2 (48.47 ± 5.04 N.cm). Os autores apontaram que a metodologia é efetiva na comparação dos valores de torque de remoção da interface pilar/implante, mesmo em uma amostra limitada e que tal metodologia

confirma uma diferença significativa entre os tipos de parafusos.

CARDOSO *et al.* (2011) avaliaram a variação dos torques de remoção nos parafusos de fixação de pilares após aplicação de várias seqüências de apertamento, ciclagem mecânica e afrouxamento. Além disso, os autores analisaram se a presença do hexágono nas bases dos pilares influenciava os torques de remoção dos parafusos. Para isso, 20 implantes com hexágono externo (Neodent, Brasil) foram fixados com resina acrílica em um cilindro plástico (26mm de diâmetro e 20mm de comprimento). Para avaliar se a presença do hexágono influenciava no afrouxamento do parafuso, dois grupos foram estudados: (1) pilares nos quais foi removido o hexágono da base, o que permitia uma liberdade rotacional na plataforma do implante; e, (2) pilares com o hexágono na base. Dez pilares por grupo foram fixados aos seus respectivos implantes de hexágono externo com um parafuso de titânio com torque de 32N.cm, aplicado por um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, Brasil). Para evitar a rotação do grupo 1, um destorque foi usado (Nobel Biocare, Suécia) o qual foi imobilizado por uma vara metálica adaptada na base do equipamento. Sobre cada amostra composta pelo conjunto implante/pilar/parafuso foi instalada uma coroa temporária, para então serem submetidas à ciclagem mecânica de 3.975 ciclos correspondente a 4 dias de função. Após a aplicação das cargas cíclicas, os parafusos foram removidos e os torques, mensurados e anotados. Essa seqüência foi repetida 10 vezes, até que, na décima repetição, o parafuso de titânio era trocado por um novo e uma nova repetição era realizada. Os autores concluíram que a seqüência inserção/ciclagem mecânica/remoção dos parafusos promoveu uma redução gradual nos torques de remoção e, que trocando o parafuso de titânio por um novo, após a décima repetição, não aumentou a resistência ao afrouxamento do parafuso.

Uma diversidade de implantes e pilares no mercado garantem a intercambialidade de seus produtos, mas devido à escassa evidência científica, KIM *et al.* (2012) realizaram uma pesquisa com a finalidade de analisar e comparar o comportamento do parafuso quando fixados em pilares de diferentes marcas em implantes de hexágono interno (ITI) após ciclagem mecânica. Foram estudados 4 grupos, cada grupo composto por 7 implantes de hexágono interno 4,1 x 10mm (SLA, Straumann Institut, Suécia) recebendo os seguintes pilares pré-fabricados: Grupo 1: Pilar sólido com 5,5mm (Straumann Institut, Suécia); Grupo 2: Pilar Restore com 5,5mm (Lifecore Biomedical Inc., EUA); Grupo 3: Pilar Neoplant com 5,5mm (Neobitech, EUA); Grupo 4: Pilar Sólido com 5,5mm (Osstem Co., Coreia). Os pilares foram fixados aos implantes com um torque de 35N.cm e os implantes foram

posicionados em 30° com o seu longo eixo em cilindros metálicos para serem aplicadas cargas cíclicas (1.000.000 ciclos). Antes dos corpos de prova serem submetidos ao teste de fadiga, foi marcada uma referência a 2mm do ponto mais apical de cada um dos pilares, para sua mensuração (Periotest, Siemens, Alemanha), e os valores obtidos de cada corpo de prova foram coletados. A cada 100.000 ciclos, os pilares foram avaliados para conferir se apresentavam algum tipo de deformação. Os autores concluíram que, apesar dos pilares serem intercambiáveis, eles apresentam diferenças na sua composição química e características físicas e, por conta disso, recomendaram o uso de pilares e implantes da mesma marca para prever o afrouxamento do parafuso.

Proposição

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivo Geral

- Avaliar os valores de destorque dos parafusos de titânio em pilares personalizáveis sobre implantes com hexágono externo.

3.2. Objetivos Específicos

- Comparar a técnica convencional de aplicação de torque com as técnicas preconizadas por Breeding *et al.* (1993) e Dixon *et al.* (1995) e Sella e Vasconcellos (2010).
- Verificar se a repetição ou manutenção do torque é efetiva para obtenção de maiores valores de pré-carga.

Material e Métodos

4.MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS UTILIZADOS

Os materiais, fabricantes e países de origem estão apresentados no QUADRO 1:

Materiais	Fabricantes	Países	Lote
Implantes de hexágono externo com 3,75mm e 10mm de comprimento (Fig.1)	Conexão Sistemas de Prótese	Brasil	123691
Pilares Personalizáveis (Fig.2)	Conexão Sistemas de Prótese	Brasil	121657
Parafusos de titânio com encaixe para chave quadrada (Fig.3)	Conexão Sistemas de Prótese	Brasil	123902

Quadro 1- Materiais, fabricantes e países de origem



Figura 1- Implante de Hexágono Externo 3,75/4,0



Figura 2- Pilar Preparo AR 5,0 x 1,0 Hext. Ext. 3,75/4,0



Figura 3- Parafuso Ucla Quadrado MS 3,75

4.2 DISPOSITIVOS, EQUIPAMENTOS E INSTRUMENTOS UTILIZADOS

Os dispositivos, equipamentos, instrumentos, fabricantes e países de origem estão apresentados no QUADRO 2:

Dispositivos, Equipamentos e Instrumentos	Fabricantes	Países
Máquina universal de ensaios BME 0540180120/ATMB	Brasválvulas	Brasil
Chave digital média quadrada de 1,27mm (Fig. 4)	Conexão Sistemas de Prótese	Brasil
Base de fixação (Fig.5)	Desenvolvida para o estudo	Brasil

Quadro 2 -Dispositivos, equipamentos, instrumentos, fabricantes e países de origem



Figura 4-Chave digital média quadrado 1,27mm

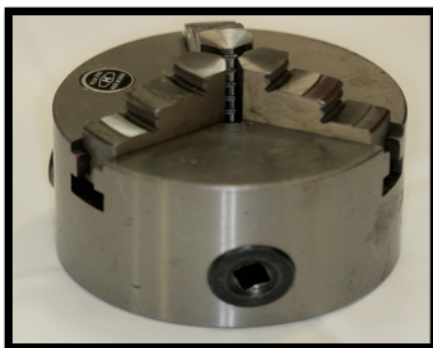


Figura 5- Base de fixação metálica

4.3 MÉTODO

4.3.1 ESTUDO PILOTO

Com a finalidade de testar a metodologia, a programação da máquina de ensaio e calcular o número de amostras, foi realizado um estudo piloto. Os testes foram executados no laboratório SCITEC (Soluções em Ensaio de Materiais e Produtos, Palhoça, Brasil). Seis corpos de prova foram fixados em uma base metálica e se aplicou o torque de 30N.cm, segundo as técnicas de cada um dos grupos. De acordo com os resultados e as análises estatísticas, chegou-se às seguintes conclusões iniciais:

- A variabilidade do torque foi pequena;
- A variabilidade do destorque foi semelhante entre os grupos;
- Esse comportamento inicial definiu que não há necessidade de se fazer 10 repetições para cada grupo sendo suficiente 8 repetições;
- Dez corpos de prova por grupo são suficientes para os resultados estatísticos;
- Duas perdas por grupo não afetariam estatisticamente os resultados.

4.3.2 TESTE EXPERIMENTAL

Os testes foram executados no laboratório SCITEC (Soluções em Ensaio de Materiais e Produtos, Palhoça, Brasil). Cada corpo de prova foi composto pelo conjunto: implante de hexágono externo com 3,75mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Master Screw 3,75 x 10,0, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil), pilar personalizável (Pilar AR 5,0 x 1,0 Hex. Ext. 3,75/4,0, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil) e parafuso de titânio com encaixe para chave quadrada (Parafuso ucla quadrado MS 3,75/4,0, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil). Os pilares foram fixados aos implantes com o parafuso de titânio. Uma chave digital (Chave digital média quadrada 1,27mm, Conexão Sistemas de Prótese, Brasil) foi utilizada para o aparafusamento, até que fosse encontrada a resistência manual do parafuso. Porém, neste momento não foi aplicado o torque com a chave digital.

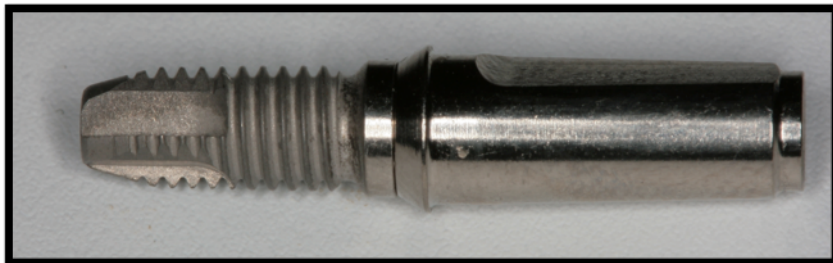


Figura 6 - Corpo de prova

4.3.2.1 DIVISÃO DOS GRUPOS

Uma vez construídos os corpos de prova, estes foram distribuídos de forma aleatória, enumerados e divididos nos seguintes grupos de acordo com a técnica utilizada para realizar o torque (n=10) no grupo 1 foi utilizada a técnica convencional com a aplicação de torque 30N.cm; no grupo 2 foi utilizada a técnica descrita por Breeding e Dixon com aplicação de um primeiro torque de 30N.cm, e após 10 minutos, a aplicação de um novo torque com o mesmo valor inicial; no grupo 3 foi utilizada a técnica preconizada por Sella e Vasconcellos com aplicação de 30N.cm mantendo o torque durante 20 segundos. Os grupos estão apresentados no QUADRO 3:

Grupos	No.	Técnica Aplicada
Grupo 1 N=10	1-10	Técnica Convencional: aplicação de torque de 30N.cm.
Grupo 2 N=10	11-20	Técnica de Breeding e Dixon: aplicação de um primeiro torque de 30N.cm, e após 10 minutos, aplicação de um novo torque com o mesmo valor inicial.
Grupo 3 N=10	21-30	Técnica do Sella e Vasconcellos: aplicação de torque de 30N.cm, mantendo o torque durante 20 segundos.

Quadro 3- Grupos, número de corpos de prova e técnicas aplicadas

4.3.2.2 APLICAÇÃO E CONTROLE DO TORQUE APLICADO

Os corpos de prova foram fixados em uma base metálica que foi presa na base do equipamento universal de ensaio (BME

0540180120/ATMB, Brasil). A chave digital foi acoplada na célula de carga metálica, a qual possuía sensores que eram controlados por computador com o software ATMP2.2 (Lynx, Brasil). Este software permite controlar o valor do torque de forma constante, além de ter sido programado para realizar um torque de 30N.cm a uma velocidade de 1N/cm por segundo; de acordo com a técnica de cada grupo experimental. Os dados dos torques realizados foram gravados no software em forma de gráficos, e depois tratadas com o programa AqDanalysis 7.0 (Lynx, Brasil) para obter os valores numéricos coletados em cada corpo de prova, com a finalidade de conferir se realmente foi realizado o torque no valor recomendado pelo fabricante.



Figura 7- Célula de carga e base de fixação

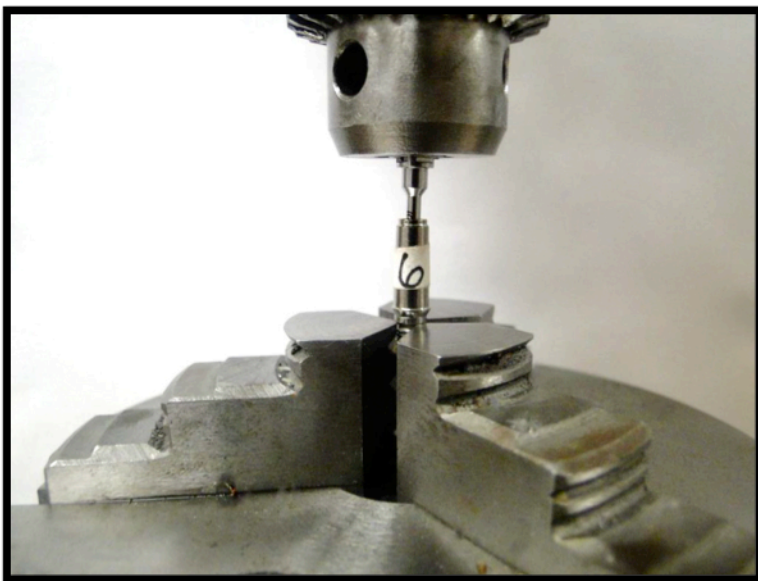


Figura 8 - Aplicação do torque

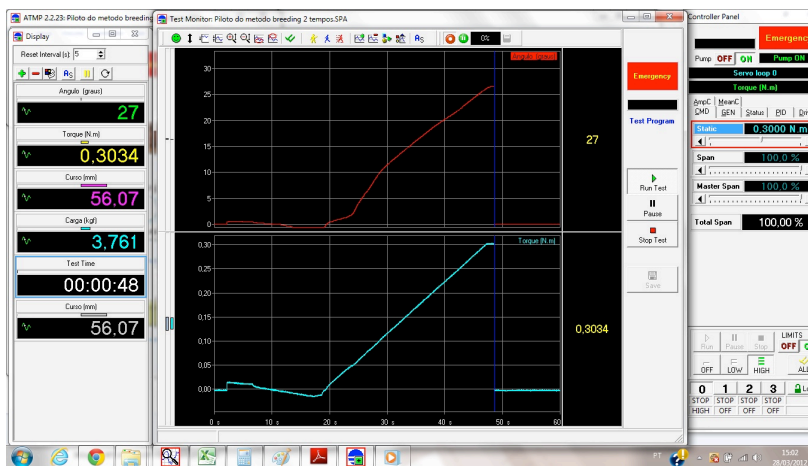


Figura 9 – Tela do Software ATMP 2.2 na qual se programou o sensor para realizar o torque a 30N.cm

METODO SELLA

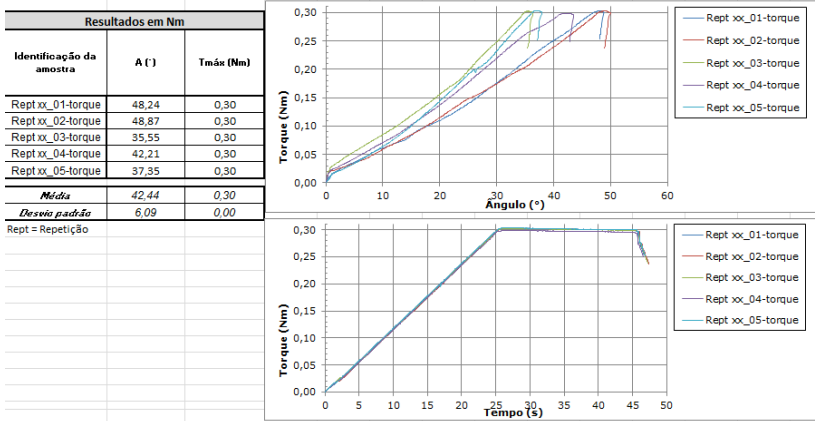
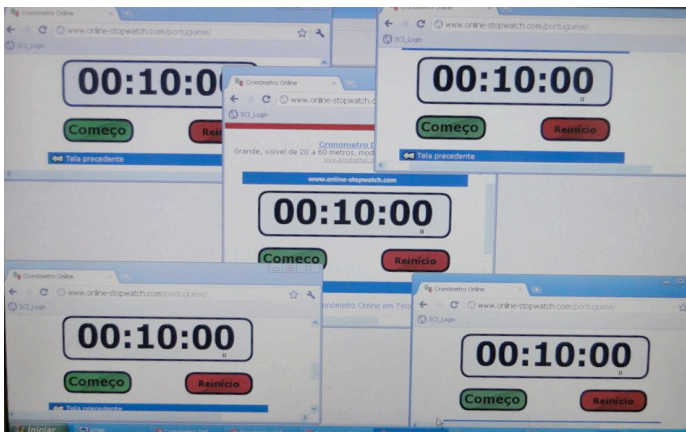


Figura 10 - Valores numéricos obtidos pelo programa Aq Analysis 7,0. O gráfico demonstra o valor do torque obtido (30N.cm) associado ao tempo mantido (Técnica Sella-Vasconcellos, 2010)

4.3.2.3 APLICAÇÃO DO DESTORQUE

Após 10 minutos da aplicação do torque, segundo as especificações de cada técnica, a máquina de ensaio foi programada para a aplicação do destorque, que foi realizado com os mesmos dispositivos utilizados para a aplicação do torque a uma velocidade de 1N.cm/s.



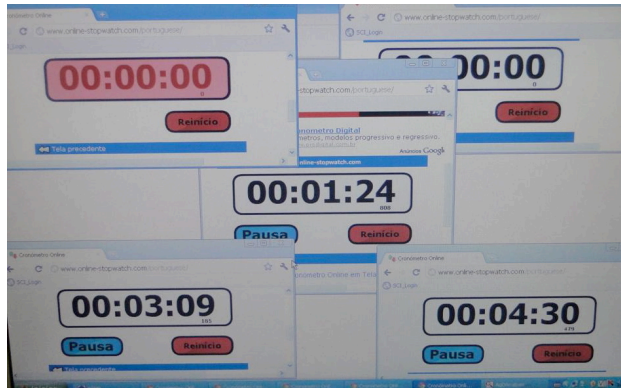


Figura 11 - Telas dos cronômetros

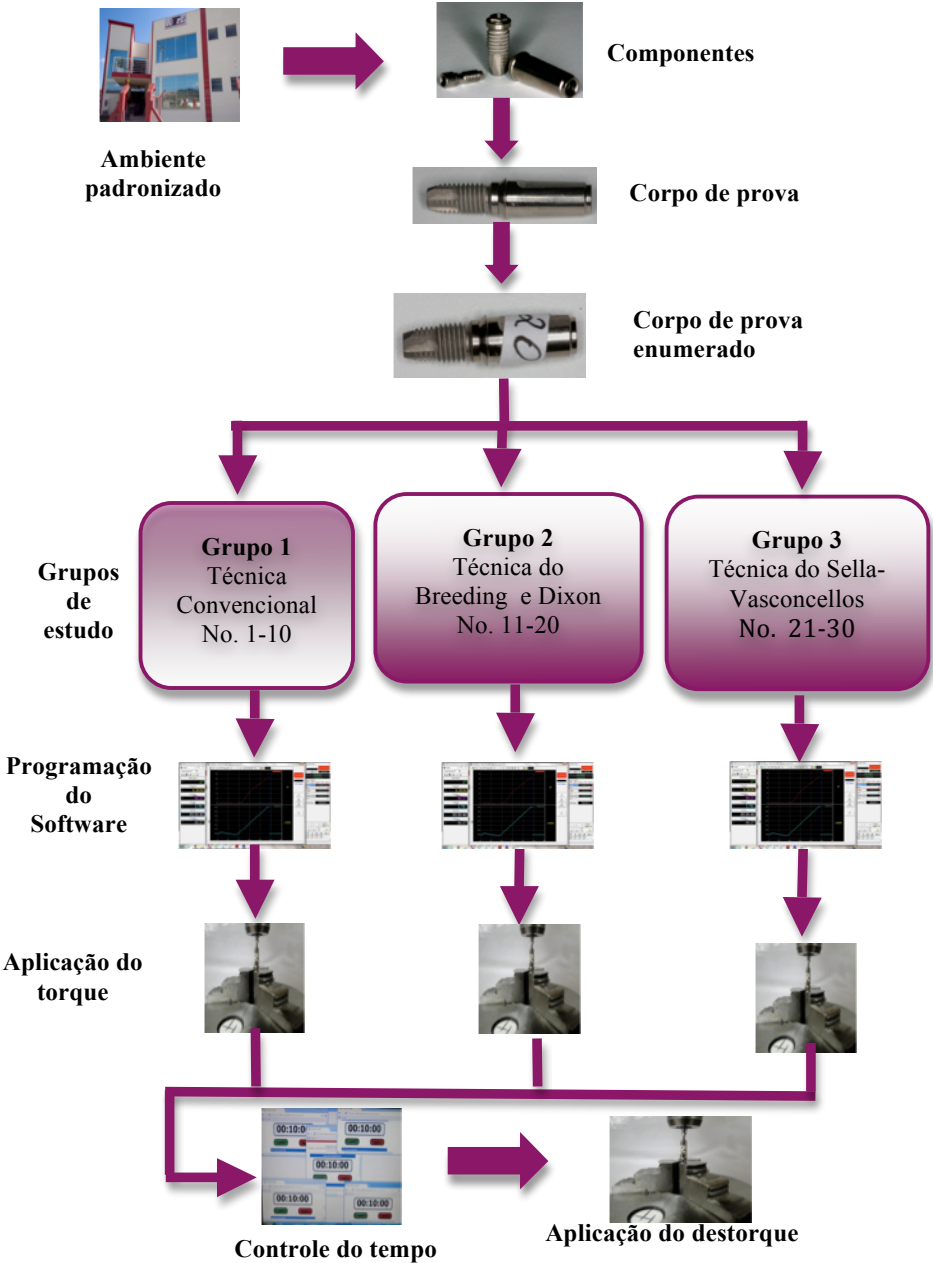
A sequência de aplicação do torque foi repetida por 8 vezes, segundo as especificações de cada técnica. Esperou-se 10 minutos e aplicou-se o destorque em cada corpo de prova por grupo. Os valores dos destorques foram armazenados em quadros, utilizando um programa de computador (Excel 2007, Microsoft, EUA), conforme o grupo ao qual os corpos pertenciam. Todos os procedimentos foram realizados em um ambiente fechado a uma temperatura controlada $24,0\text{ }^{\circ}\text{C} (\pm 0,8)$.

4.4.DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

O delineamento foi desenvolvido a partir da montagem dos 3 grupos experimentais, independentes. A variável experimental, ou fator de estudo, foi o momento de força obtido para as 3 técnicas estudadas. A variável resposta foi o valor de destorque obtido no ensaio. A unidade experimental foi o corpo de prova constituído pelo conjunto implante-parafuso-pilar. Os corpos de prova foram designados aleatoriamente em cada um dos grupos.

Foram obtidos 240 dados, que resultaram de 8 repetições em cada um dos 30 corpos de prova, distribuídos igualmente nos 3 grupos experimentais. Estes dados foram submetidos à análise estatística, constituído, em uma primeira etapa descritiva, pelo cálculo de médias e desvios-padrão. Em uma segunda etapa, os dados foram analisados por meio do teste de Análise de variância (ANOVA), para força de destorque, medida em N/cm. Para as comparações individuais, foi utilizado o teste de Tukey (HSD).

4.5 SÍNTESE DO EXPERIMENTO



Resultados

5.0 RESULTADOS

5.1. REGISTRO DO TORQUE

Os dados dos torques realizados em cada uma das técnicas foram gravados no software em forma de gráficos e após, tratados com o programa Aq Danalysis7.0 (Lynx, Brasil) para obter os valores numéricos obtidos em cada corpo de prova. O objetivo era conferir se realmente foi realizado o torque no valor recomendado pelo fabricante. Os resultados de torques do Grupo 1: Técnica Convencional encontram-se na Tabela 1 (APÊNDICE 1). Os resultados de torques do Grupo 2: Técnica preconizada por Breeding e Dixon encontram-se nas Tabelas 2 e 3 (APÊNDICE 2). Os resultados de torque do Grupo 3: Técnica de Sella e Vasconcellos encontram-se na Tabela 4 (APÊNDICE 3).

5.2. REGISTRO DO DESTORQUE

Os dados de destorques realizados foram gravados no software em forma de gráficos e depois tratados com o programa Aq Danalysis 7.0 (Lynx, Brasil) para obter os valores numéricos obtidos em cada corpo de prova. Em seguida, foram anotados em uma planilha (Excel 2007, Microsoft, EUA).

Os resultados dos detorques obtidos após a aplicação do torque de 30N.cm, sendo os corpos de prova enumerados de 1 a 10 (Grupo 1- Técnica Convencional), estão apresentados na TAB 5:

Tabela 5: Resultados dos destorques obtidos do Grupo 1

Implantes	Repetições N.cm								
	1	2	3	4	5	6	7	8	X
1	28	27	29	30	30	29	26	29	28,50
2	26	30	30	30	30	30	30	29	29,38
3	29	27	25	25	30	26	26	29	27,13
4	30	20	28	31	30	25	28	29	27,63
5	27	29	30	32	27	30	29	26	28,75
6	24	28	29	27	30	27	26	29	27,50
7	23	30	29	28	23	25	28	27	26,63
8	29	30	30	29	27	30	29	30	29,25
9	20	28	27	29	26	28	30	28	28,00
10	24	30	27	28	24	26	25	30	26,75

Os resultados dos destorques obtidos no grupo 2 aplicando a técnica preconizada por Breeding e Dixon – técnica que consistia na aplicação de um primeiro torque de 30N.cm e na aplicação de um novo torque com o mesmo valor inicial após 10 minutos, de forma que os corpos de prova fossem enumerados de 11 a 20 - estão apresentando na TAB 6:

Tabela 6: Resultados dos destorques obtidos do Grupo 2

Implantes	Repetições N.cm								
	1	2	3	4	5	6	7	8	X
11	23	29	28	30	28	28	29	27	27,75
12	29	30	28	30	30	29	29	30	29,38
13	25	29	30	29	29	26	30	29	29,00
14	28	29	29	30	29	30	25	25	28,13
15	30	29	28	29	30	29	30	29	28,00
16	27	29	27	30	26	29	28	28	29,25
17	28	29	27	28	27	28	29	26	27,75
18	24	27	29	27	30	28	26	28	27,38
19	29	28	29	28	30	27	28	28	28,38
20	26	28	29	29	28	29	27	29	28,13

Os resultados dos destorques obtidos aplicando a técnica de Sella-Vasconcellos (Grupo3): aplicação de 30N.cm mantendo o torque durante 20 segundos, sendo os corpos de prova enumerados de 21 a 30, estão apresentados na TAB 7:

Tabela 7: Resultados dos destorques obtidos do Grupo 3

Implante	Repetições N.cm								
	1	2	3	4	5	6	7	8	X
21	26	27	28	28	21	28	29	27	26,75
22	21	25	26	26	29	27	26	28	26,00
23	21	27	26	27	26	24	23	24	24,75
24	21	29	26	29	26	29	29	26	26,88
25	26	28	26	28	26	25	23	26	26,00
26	23	29	29	27	30	27	28	28	27,63
27	28	28	25	27	28	28	29	27	27,50
28	22	29	29	30	29	27	29	27	27,75
29	27	28	30	27	28	27	28	27	27,75
30	29	28	29	29	29	26	26	27	27,88

5.3. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A média do destorque e o desvio-padrão de todos os grupos foram calculados e estão apresentados na tabela 8:

TABELA 8: Valores da média de destorque e do desvio-padrão dos grupos 1, 2 e 3.

GRUPO	MEDIA (N.cm)	Desvio- Padrão
1	27,95	0,99
2	28,32	0,68
3	26,89	1,03

Os resultados do teste ANOVA a um critério para os três grupos experimentais indicou existir diferenças significativas entre os grupos testados. Os resultados são apresentados na tabela 9:

Tabela 9: Resultados do teste ANOVA para os três grupos experimentais testados

	SQ	GL	QM	F	P
Entre grupos	10,984	2	5,49202	6,572	0,0047
Dentro dos grupos	22,56	27	0,83571		

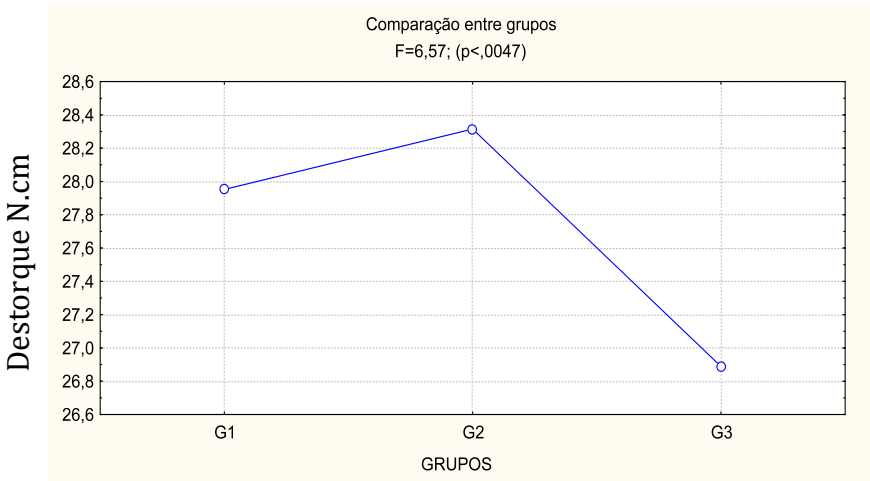
SQ = soma dos quadrados, GL = grau de liberdade, QM = quadrado médio, F = variabilidade, p= nível de significancia

Os resultados das comparações individuais dos valores de destorque dos três grupos, realizadas pelo teste de Análise de variância (ANOVA), apontaram diferenças estatisticamente significativa entre todos os grupos. Como houve significância estatística, comparações individuais pelo teste de Tukey (HSD) foram realizadas, com o objetivo de identificar entre quais grupos ocorreu tal diferença. Os resultados são disponibilizados na Tabela 10 e no Gráfico 1.

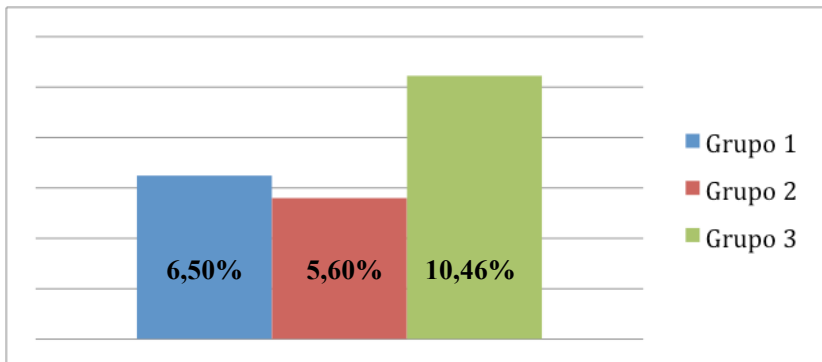
TABELA 10: Comparações realizadas pelo teste de Tukey (HSD)

Grupos	Médias (N. cm)
G2 – Breeding e Dixon	28,32
G1- Convencional	27,95
G3- Sella e Vasconcellos	26,89

p < 0,038

Gráfico 1 – Resultados de destorque, para os 3 grupos experimentais

Quando a diferença dos grupos é transformada em porcentagem, considerando-se o valor do torque aplicado e o destorque necessário para o afrouxamento do parafuso (denominada de torque perdido) encontra-se: 6,50% no grupo 1; 5,60% no grupo 2 e 10,46% no grupo 3. Conforme o Gráfico 2, é possível observar a maior perda de torque do grupo 3 em relação aos outros.

Gráfico 2- Torque perdido dos grupos 1, 2, 3

Discussão

6. DISCUSSÃO

Em próteses implantossuportadas, uma das falhas protéticas mais reportadas na literatura é o afrouxamento do parafuso (JEMT *et al.*, 1991; NAERT *et al.*, 1992; EKFELEDT, CARLSSON e BROJESSON, 1994). Esse tipo de falha pode levar a complicações biológicas como formação de fistulas e inflamação dos tecidos periimplantares devido a micromovimentações na interface implante/pilar, permitindo a entrada de microorganismos (BYRNE *et al.*, 2008; DO NASCIMENTO *et al.*, 2009), assim como, complicações mecânicas como fratura do parafuso, do pilar (TAYLOR, AGAR e VOGIATZI, 2000) e é considerado um sinal de alerta já que todo implante fraturado, teve antes vários episódios de afrouxamento de parafuso (ECKERT *et al.*, 2000), causando desconforto para o paciente e um gasto desnecessário de tempo e de dinheiro por parte do dentista (BYRNE *et al.*, 2008).

Dentre as causas mais comuns que podem levar ao afrouxamento do parafuso, podemos mencionar: pré-carga inadequada, sedimentação das superfícies, desenho da prótese ou do parafuso; sobrecarga mecânica e instabilidade da interface pilar/implante (BURGUETE *et al.*, 1994; DIXON *et al.*, 1995; ALTURKI *et al.*, 2002). A pré-carga é considerada a de maior importância, e se resume à força de compressão realizada após o torque (WRINKLER *et al.*, 2003), que é um momento de força de aperto exercido sobre o parafuso de uma junta parafusada (WRINKLER *et al.*, 2003).

A pré-carga é responsável pela manutenção de uma conexão estável entre os componentes da junta parafusada. Esta, por sua vez, é uma unidade formada por dois componentes (pilar e implante), conectados por um parafuso (BICKFORD, 1981; JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; BURGUETE *et al.*, 1994; CARR, BRUNSKY e HURLEY, 1996; MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; AL TURKI, 2002; ALKAN, SERTGÖZ e ERICI, 1994, WRINKLER *et al.*, 2003). Dessa forma, pode-se dizer que a obtenção da pré-carga envolve a aplicação do torque, que inicialmente é dependente dela, mas, nem sempre, é proporcional a este, ou seja, um determinado valor de torque aplicado nem sempre gerará o mesmo valor de pré-carga (BURGUETE *et al.*, 1994). O coeficiente de atrito que atua sobre a cabeça do parafuso e do pilar, e sobre as roscas do parafuso e as roscas internas do implante, gera uma perda da força aplicada inicialmente. Então, para o mesmo valor de torque, quanto maior for o coeficiente de atrito, menor será a pré-carga. (BREEDING *et al.*, 1993, BURGUETE *et al.*, 1994).

BINON (1994) afirmou que os valores recomendados de torques para os componentes protéticos devem ser respeitados, e que dispositivos mecânicos de torque que ofereçam maior precisão devem ser utilizados para garantir uma união estável do conjunto implante/pilar/parafuso. Um torque insuficiente pode permitir a separação da junta parafusada e resultar em afrouxamento do parafuso (MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; WRINKLER *et al.*, 2003). Já ,o torque excessivo, pode causar falha, fratura do parafuso, ou roscas espanadas pelas deformações permanentes em sua haste, decorrentes da fadiga associada às forças da mastigação (MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; WRINKLER *et al.*, 2003).

Estudos laboratoriais têm observado que o torque influencia de forma direta a pré-carga (SIAMOS *et al.*, 2002; TZENAKIS *et al.*, 2002). Análises têm sido realizadas para verificar se a manutenção e/ou repetição dos torques exercem influencia nos valores de destorque (SIAMOS *et al.*; 2002; WRINKLER *et al.*, 2003; SELLA *et al.*, 2010; SPAZZIN *et al.*, 2010, KIM *et al.*, 2011). Essa é uma forma indireta de se avaliar a pré-carga obtida, porém, os resultados das pesquisas têm se mostrado contraditórios, não existindo um consenso a respeito de um protocolo que garanta os melhores resultados clínicos.

Na presente pesquisa, avaliaram-se os valores de destorque comparando 3 técnicas de aplicação de torque: a técnica Convencional, a técnica proposta por Breeding e Dixon, e a técnica proposta por Sella e Vasconcellos. A técnica convencional consiste na aplicação do torque segundo as recomendações do fabricante. Breeding (1993) e Dixon (1995) sugeriram, como protocolo, realizar um novo torque no parafuso após 10 minutos com o mesmo valor do torque inicial. Sella e Vasconcellos (2010), na tentativa de otimizar o torque aplicado e minimizar a perda da pré-carga, propuseram a aplicação de torque sem exceder as recomendações feitas pelo fabricante (30N.cm), mantendo a força de aperto durante 20 segundos.

Nesse trabalho, os valores das médias dos destorques obtidos foram menores que os valores de aplicação de torque para todos os grupos testados concordando com os resultados encontrados em outros estudos (STÜKER *et al.*, 2008; CASTILHO *et al.*, 2009; NIGRO *et al.*, 2010; SELLA, 2010). Esse fato ocorre porque, na primeira sequência de aplicação de torque e destorque, há um contato nas microrrugosidades das superfícies das roscas do parafuso com as roscas internas do implante, resultando em uma perda de até 10% do torque inicial fenômeno conhecido como sedimentação (BREEDING *et al.*, 1993).

Além disso, quando uma superfície de titânio entra em contato com outro metal de mesma dureza, ocorre um aumento progressivo do coeficiente de atrito entre as superfícies e, à medida que a sequência de torques e destorques vai sendo repetida, provoca, assim, uma diminuição da pré-carga (WEISS, KOZAK e GROSS, 2000; MARTIN *et al.*, 2001). Esse aumento de atrito progressivo pode ser explicado por um fenômeno conhecido como desgaste adesivo. Tal fenômeno ocorre como resultado do “arrancamento” de pontos de um dos materiais, e o transporte das partículas removidas na forma de fragmentos (BURAKOWSKI e WIERZCHON, 1999), desta forma aumenta a rugosidade da sua superfície e consequentemente o coeficiente de atrito entre ambas as superfícies. Por isto o titânio possui altos coeficiente de desgaste e elevado coeficiente de atrito (BINON, 2000).

Existem dois tipos de coeficiente de atrito: dinâmico e o estático. O primeiro ocorre quando a força é medida durante o movimento entre as partes em contato, no caso, no momento de realizar o torque no parafuso na fixação do pilar ao implante. Já o atrito estático ocorre quando um dos corpos de contato da junta parafusada, precisa ser retirado do seu estado de repouso, neste caso, a aplicação da força para realizar o destorque do parafuso. O coeficiente de atrito estático é o responsável pelo torque final de desaperto da junta parafusada e geralmente apresentam valores maiores que o dinâmico, ou seja, a força que será utilizada para realizar o destorque terá que ser maior do que a usada para realizar o torque, explicando, desta forma, os resultados isolados que foram obtidos na presente pesquisa, na qual se observaram valores maiores de destorque do que o valores de torque aplicado, respectivamente.

Por outro lado, ao analisar as médias dos valores de destorque de todos os grupos testados, podemos observar valores maiores e desvio padrão menores do que os encontrados em trabalhos relatados na literatura (STÜKER *et al.*, 2008; CASTILHO *et al.*, 2009; NIGRO *et al.*, 2010). Variáveis que influenciam diretamente na pré-carga obtida, como a velocidade (TAN e NICHOLLS, 2001), foram controladas durante a aplicação do torque e destorque neste trabalho. No entanto, a comparação com outros estudos torna-se difícil, principalmente em função da variedade de fabricantes, desenhos de parafusos, materiais constituintes, delineamento metodológico dos mesmos e diferentes equipamentos utilizados.

Entre os grupos analisados, a Técnica proposta por Breeding e Dixon demonstrou numericamente valores maiores que a Técnica convencional, mas sem diferença estatística. Houve uma diferença

significativa quando comparada com os valores obtidos pela Técnica proposta por Sella e Vasconcellos. O fenômeno da sedimentação foi o motivo pelo qual Breeding e Dixon recomendaram o reapertamento dos parafusos após 10 minutos. Trabalhos similares afirmam que esse procedimento aumenta os valores de destorque ou pré-carga obtidos (SIAMOS, WRINKLER e BOBERIK, 2002, SPAZZIN *et al.*, 2010; KIM *et al.*, 2011), porém, existem outras pesquisas que afirmam que o retorque não influencia na manutenção da pré-carga (CASTILHO *et al.*, 2009). Os resultados encontrados nessa pesquisa não demonstraram diferenças estatísticas entre os grupos 1 e 2. Nos resultados encontrados por Sella e Vasconcellos testando a Técnica Convencional com diferentes tempos de manutenção de torque, os grupos de manutenção de torque apresentaram valores maiores de destorque, o que não foi observado nesta pesquisa. Isso pode ser explicado pela metodologia empregada nos dois trabalhos, na qual o torquímetro utilizado era manual, apesar de ele confirmar o torque aplicado e o destorque obtido por meio de um mensurador de torque digital.

Burguete *et al.* (1994) afirmaram que existem 3 tipos de métodos de realizar a aplicação de torque: controlando o torque, controlando o ângulo, controlando tanto o ângulo quanto o torque. Na odontologia, somente a primeira opção pode ser utilizada para aplicação do torque. O uso de equipamentos corretos para a aplicação do torque é imperativo na obtenção do torque adequado, já que existe uma variabilidade discrepante na percepção do torque manual com relação aos torquímetros eletrônicos (GOHEEN *et al.*, 1994; GROSS *et al.*, 1999).

Torquímetros manuais apresentam uma imprecisão de até 30% na mensuração da pré-carga. Dependendo do operador que realizará o teste e de se as roscas dos parafusos estiverem lubrificadas, o erro pode ser diminuído pela metade (NORTON, 2004). A utilização de torquímetro eletrônico para os registros de torque é aplicado em outras pesquisas, como o de GOHEEN *et al.* (1994), a qual considera uma margem de erro de 10%. Com o intuito de confirmar o torque recomendado em cada um dos corpos de prova das técnicas analisadas, foi utilizada uma máquina de ensaio que possuía sensores em uma célula de carga, na qual uma chave digital foi ajustada e utilizada para realizar o torque no valor de 30N.cm e analisar o destorque com uma velocidade de 1N.cm/s, com temperatura controlada. O torquímetro utilizado nesta pesquisa foi acreditado pela Inmetro e calibrado com erros máximos de 0.63%, sendo que variáveis como a velocidade de apertamento e destorque de parafusos foram controladas em todos os corpos de provas.

Além disso, os resultados do trabalho realizado por Sella e Vasconcellos apresentaram torques de afrouxamento 60% menores do que o torque inicial, o que não coincide com os trabalhos encontrados na literatura, os quais consideram até 30% em juntas parafusadas sem serem submetidas à ciclagem mecânica (HAACK *et al.*, 1995), ou de até 31% após várias sequências de apertamento e afrouxamento (WEISS, KOZAK, e GROSS, 2000). Todos os resultados encontrados nessa pesquisa obtiveram valores de torque de afrouxamento menores que 10% do torque inicial. A uniformidade e baixos índices de desvio padrão atestam a fidedignidade entre os corpos de prova, ou seja, a inexistência de grandes diferenças entre eles, sugerindo também a correta execução técnica e metodológica desse trabalho.

No presente estudo, foram escolhidos implantes de hexágono externo, já que essa conexão continua a ser a mais utilizada (CIBIRKA *et al.*, 2001, MAEDA *et al.*, 2006), devido à diversidade de opções protéticas que oferece. Implantes com hexágono externo foram a primeira conexão desenvolvida na Implantodontia com o objetivo de permitir a instalação do montador ao implante e levá-lo ao leito cirúrgico (DRAGO, 2003). Além disso, possibilita um mecanismo de estabilização antirrotacional que é fundamental para a confecção de próteses unitárias (MAEDA *et al.*, 2006). Por outro lado, os implantes de hexágono externo permitem a obtenção de modelos com maior precisão na transferência da posição do implante e dos dentes adjacentes (CIBIRKA *et al.*, 2001), mas apresentam uma maior incidência de afrouxamento de parafuso (MAEDA *et al.*, 2006) quando comparadas com outras conexões como hexágono interno e cone morse (NISHIOKA, VASCONCELOS e NISHIOKA, 2011). Implantes de hexágonos externos foram idealizados pensando apenas nas etapas cirúrgicas, motivo pelo qual este tipo de conexão apresenta desvantagens como micromovimentações devido ao tamanho do hexágono, maior centro de rotação, o que permite uma menor resistência a movimentos rotacionais e laterais, além do *microgap* que pode levar a uma reabsorção óssea rasa cervical em forma de pires (MAEDA *et al.*, 2006).

Quando possível, pilares pré-fabricados são a primeira opção de escolha na seleção de componentes protéticos. Pilares calcináveis apresentam uma diminuição dos valores de destorque, consequência do processo de fundição, resultando em alterações na estabilidade final dos componentes e dos parafusos, aumentando, assim, as chances do seu afrouxamento (KANO *et al.*, 2006). Na presente pesquisa, pilares personalizáveis pré-fabricados com indicação para próteses cimentadas,

foram seleccionados porque uma das grandes desvantagens do afrouxamento do parafuso nas próteses implantossuportadas cimentadas é a destruição da coroa para ter acesso a ele. Portanto, para esas próteses, é imprescindível que o parafuso não afrouxe durante a vida útil da prótese cimentada (KIM *et al.*, 2009).

A composição da liga, seja esta de titânio ou de ouro, produzem diferentes efeitos na estabilidade de conexão dos parafusos próticos. Parafusos de ouro ajudam a diminuir o coeficiente de atrito, obtendo-se, assim, maiores valores de pré-carga durante a aplicação do torque quando comparados com as de titânio. Desta forma, garantem uma maior estabilidade na interface pilar-implante e, conseqüentemente, da restauração protética (STÜKER *et al.*, 2008). Porém, devido às características do material (maleabilidade e ductibilidade), podem apresentar uma diminuição da pré-carga devido a uma maior deformação plástica quando submetidos a repetidos torques (BINON, 2000; SPAZZIN *et al.*, 2010). Como todas as técnicas avaliadas precisavam de reapertos dos parafusos, estes foram seleccionados em titânio para a padronização dessa variável.

Outro fator que influencia as características da pré-carga é o formato da cabeça dos parafusos. Os parafusos hexagonais são os mais populares, já que possibilitam um bom travamento com a cabeça do parafuso, sendo a transferência do torque mais eficiente (BINON *et al.*, 1994). Porém, tem-se comprovado que os de cabeça quadrada tem um desempenho superior, porque aceitam maiores torques obtendo, dessa forma, maiores valores de pré-carga (DRAGO, 2003).

A literatura tem relatado que pode haver diferença na obtenção da pré-carga obtida quando os parafusos são de diferentes lotes (SAKAGUCHI e BORGENSEN, 1995). Isso se deve a diferenças estruturais durante o processo de fabricação dos parafusos podendo apresentar um comportamento mecânico diferente (RAMBHIA *et al.*, 2002). Com a tentativa de controlar essa variável, os parafusos com cabeça quadrada utilizados na presente pesquisa pertenciam ao mesmo lote, assim como, os implantes e os pilares. Além disso, todos os implantes, pilares e parafusos eram todos do mesmo fabricante, já que recentemente tem-se comprovado que componentes de diferentes marcas, quando intercambiados, aumentam as possibilidades do afrouxamento do parafuso e até fratura do seus componentes devido às diferenças na composição química e nas características físicas diferentes dos componentes utilizados pelas das empresas (KIM *et al.*, 2012).

Os resultados da presente pesquisa mostraram que a técnica

recomendada pelo fabricante, na qual é realizada o valor do torque de forma instântanea, é segura já que consegue-se valores de pré-carga adequadas para evitar o afrouxamento do parafuso.

Em função dos resultados encontrados e das limitações do presente trabalho, pesquisas futuras deverão ser realizadas para investigar o efeito das técnicas testadas quando submetidas à ciclagem mecânica e ao efeito de agentes lubrificantes na junta parafusada.

Conclusão

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, pode-se concluir que:

- Os valores obtidos de destorque foram menores que os valores de torque para todos os grupos testados.
- A técnica proposta por Breeding e Dixon (G1) apresentou os maiores valores de destorque, porém, sem diferença estatística quando comparada a técnica convencional (G2).
- A técnica proposta por Sella e Vasconcellos (G3) apresentou os menores valores de destorque, sendo estatisticamente diferente do grupo 1 e 2.

Referências Bibliográficas

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADRIAN, E.; KRANTZ, W.; IVANHOE, J.; TURNER, K. A silicone obturator for the acces canal in implant- retained fixed prosthesis. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 65, n.4, p. 597, 1991.

AL- TURKI, L.E.; CHAI, J.; LAUTENSCHLAGER, E.P; HUTTEN, M.C. Change in Prosthetic Screw Stability Because of Misfit of Implant-Supported Prosthesis. **The International Journal of Prosthodontics.**, v. 15, n. 1, p 38-42, 2002.

ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 91, n. 4, p.319-325, 2004.

BARBOSA, G.A.; BERNARDES, S.; NEVES, F.; NETO, A.J.; MATTOS, M.G.; RIBEIRO, R. Relation between Implant/Abutment Vertical Misfit and Torque Loss of Abutment Screws. **Braz Dent J.** , v. 19, n. 4, p. 358-363, 2008.

BECKER,W., BECKER, B.E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J Prosthet Dent.**, v. 74, n.1, p.74:51–55, 1995.

BICKFORD JH JR. **An introduction to the design and behavior of bolted joints.** New York, NY; Marcel Dekker; 1981. p. 528-42.

BINON, P.P; SUTTER, F.; BEATY, K.; BRUSNKI, J.; GULBRANSEN, H; WEINER R. The role of screws in implant systems: Osseointegration ten years in private practice conference. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 9, n. (Supl), p. 48-63, 1994.

BINON, P.; MCHUGH, M.J. The effect of eliminating

Implant/Abutment rotational Misfit on Screw joint Stability. **International Journal of Prosthodontics.**, v. 9, n. 6, p. 511-519, 1996.

BINON, P. Implants and Components: Entering in the New Millenium. **Int J Oral Maxillof Implants.**, v.15, n. 1, p. 74-94, 2000.

BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **Journal of Biomechanics.**, v. 38, n. 1, p. 87-97, 2005.

BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. **Journal of Biomechanics.**, v. 36, n. 11, p.1649-1658, 2003.

BREEDING, L.C.; DIXON, D.L.; NELSON, E.W.; TIETGE, I.D. Torque Required to Loosen Single- Tooth Implant Abutment Screws Before and After Simulated Function. **The International Journal of Prosthodontics.**, v. 6, n. 5, p. 435- 439, 1993.

BURGUETE, R.; JOHNS, R.; KING, T.; PATTERSON, E.A. Tightening characteristics for screwed joints in osseintegrated dental implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 7, n. 6, p. 592-599, 1994.

BYRNE, D.; JACBOS, S.; O'CONNELL, B.; HOUSTON, F.; CLAFFEY, N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. **Journal of Prosthodontics.**, v. 15, n. 3, p. 164-177, 2006.

BURAKOWSKI, T.; WIERZCHON, T.; Surface engineering of metals: principles, equipment, technologies, **CRC Press LLC**, 1999.

CARDOSO, M.; TORRES, M.F.; LOURENÇO, E.J.V.; TELLES, D.D.M. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. **Clinical Oral Implants Research** Apr 4. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02165.x.

CARR, A.B.; BRUNSKI, J.B.; HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 11, n. 5, p. 589-98, 1996.

CASTILHO, A.A.; PEREIRA, P.C.; ASSUNÇÃO, R.O.; KOJIMA, A.N.; FARIA, R., BOTTINO, M.A. Estudo Comparativo entre dois métodos de aplicação de torques aos pilares protéticos em implantes de conexão externa. **RFO.** , v. 14, n.2, p.143-148, 2009.

CIBIRKA, R.M.; NELSON, S.K.; LANG, B.R.; RUGGEBERG, F.A. Examination of implant- abutment after fatigue testing. **The journal of prosthetic dentistry**, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.

DIXON, D.L.; BREEDING, L.; SADLER, J.P., MCKAY, M.L. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant design. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 74, n. 3, p. 270-278, 1995.

DO NASCIMENTO C, PEDRAZZI V, KIRSTEN MIANI P, DAHER MOREIRA L, DE ALBUQUERQUE JUNIOR RF. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant–abutment interface. **Clin. Oral Impl. Res.**, 2009, v.20, n.12, p.1394–1397.

ECKERT, S.; MERAW, S.J.; OW, R.K. Analysis of Incidence and Associated Factors with Fractured Implants: A Retrospective Study. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 15, n.5, p. 662-667, 2000.

EKFELDT A, CARLSSON GE, BORJESSON G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 9, n. 2, p. 179–183, 1994.

ENGQUIST B, NILSON H, ASTRAND P. Single-tooth replacement by osseointegrated Branemark implants. A retrospective study of 82 implants. **Clinical Oral Implant Research.**, v.6, n. 4, p. 238-45, 1995.

GOHEEN KL; VERMILYEA SG; VOSSOUGH J, AGAR JR. 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.

GOMES, E.; ASSUNÇÃO, W.; TABATA, L.; BARÃO, V.; DELBEM, J., SOUSA, E.A. Effect of Passive Fit Absence in the Prosthesis/ Implant/ Retaining Screw System: A Two- Dimensional Finite Element Analysis. **The Journal of Craniofacial Surgery.**, v. 20, n. 6, p. 2000-2004, 2009.

GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.K.; RUNGCHARASSAENGA, K. Clinical Complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent.**, v. 81, n. 5, p. 537-52, 1999.

GROSS M., KOZAK D. , LAUFER, B.Z., WEISS, E. Closing torque in five implant abutment system: an in vitro comparative study. **J. Prosthetic Dent.**, v 81, n.5, p. 574-578, 1999.

GUDA, T., ROSS, T.A., LANG, L.A. & MILLWATER, H.R. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. **Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 100, n. 3, p. 183–193, 2008.

HAACK, J.E.; SAKAGUCHI, R.L.; COFFEY J.P. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 10, n. 5, p. 529-539, 1995.

HAAS, R.; POUILLY, N.M.; MAILATH, G.; WATZEK, G. Branemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 74, n. 3, p.274-279, 1995.

JAARDA, M.J.; RAZZOOF, M.E.; GRATTON, D.C. Comparasion of look-alike implant prosthetic retaining screws. **J Prosthodont.**, v. 4, n. 1, p. 23-27, 1995.

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

JEMT, T.; BOOK, K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 11 n. 5, p.620-625, 1996.

JEMT, T.; LANEY, W.R.; HARRIS, D.; HENTRY, P.JL.; KROGH, P.H.JR.; POLIZZI, G.; ZARB, G.A.; HERRMAN, IL. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 6, n.1. p. 29-36, 1991.

JÖRNÉUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants.**, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.

KALLUS, T.; BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 9, n. 2, p. 169-178, 1994.

KANO, S.C.; BINON, P.; BONFANTE, G.; CURTIS, D.A. Effect of Casting Procedures on Screw Loosening in UCLA-Type Abutments. **The Journal of Prosthodontics.**, v. 74, n. 3, p. 270-278, 2006.

KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two im-plant/abutment joint designs. **Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 88, n. 6, p. 604–610, 2002.

KIM, S.K.; KOAK, J.Y.; HEO,S.J.; TAYLOR, T.D.; RYO, S.; LEE, S.Y. Screw Loosening with Interchangeable Abutments in Internally Connected Implants After Ciclic Loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**; v. 27, n. 1, p. 42-47, 2012.

KIM, S.K.; LIM, Y.J.; KIM, M.J.; KWON, H.B.; YANG, J.H.; LEE, J.B., YIM, S.H. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. **Clinical Oral Implants Research**,v. 24, n. 8, p.834-849, 2011.

KORIOH; T.W.P. CARDOSO, A.C.; VERSILUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 82, n. 3, p. 312-316, 1999.

MAEDA, Y., SATOH, T.; SOGO, M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment

connections: a short communication. **Journal of Oral Rehabilitation.**, v. 33, n. 1, p.75–78, 2006.

MARTIN, W. C.; WOODY, R.D.; MILLER, B.H.; MILLER, A.W. Implant abutment screw rotation and preloads for our different screw materials and surfaces. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 86, n. 6, p. 24-32, 2001.

MCGLUMPHY, E.A.; MENDEL, D.A.; HOLLOWAY, J.A. Implant Screw Mechanics. Implant screw Mechanics. **Dental Clinics of North America.**, v. 42, n. 1, p. 71-89, 1998.

NAERT, I.; QUIRYNEN, M.; VAN SEENBERGHE, D.; DARIUS D. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prosthesis. Part II. Prosthodontic aspects. **Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 68, n.6 , p. 949-956, 1992.

NAKAMURA, L.H; CONTIN, I.; PICHLER, E.F. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutment” em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. **RPG.**, v. 13, n. 1, p. 96-102, 2006.

NIGRO, F.; SENDYK, C.; FRACISCHONE JR, C.E.; FRANCISCHONE, C.E. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. **Braz Dent J.**, v. 21, n. 3, p. 225-228, 2010.

NISHIOKA, R.S.; VASCONCELLOS, L.G.; NISHIOKA, G.N. Comparative Strain Gauge Analysis of External and Internal Hexagon, Morse Taper, and Influence of Straight and Offset Implant Configuration. **Implant Dentistry.**, v.20, n. 2, p. 24-32, 2011.

NORTON, M.R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clinical Oral Implants Research.**, v. 8, n. 4, p. 290–298, 1997.

PESUN IJ, BROSKEY ME, KORIOOTH TWP, HODGES J, DEVOE BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. **J Prosthet Dent.**, v. 86, n.1, p. 9-15, 2001.

RAMBHIA, S.K. et al. Defects in hexed gold prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis. **J Prosthet Dent**, v.87, n.1, p.30-9, 2002.

SAKAGUCHI, R.; BORGENSEN, S.E. Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Screws. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, v. 10, n. 3, p. 295-302, 1995.

SALIBA, F.M.; CARDOSO, M.; TORRES, M.F.; TEXEIRA, A.C.; LOURENÇO, E.J.V.; TELLES, D.M. A rationale method for evaluating unscrewing torque values of prosthetic screws in dental implants. **J Appl Oral Sci.**, v. 19, n. 1, p. 63- 67, 2011.

SCHOLANDER, S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Branemark implants. **The International Journal of Prosthodontics.**, v. 12, n. 6 , p. 483-91, 1999.

SELLA, G. **Influencia do tempo de aplicação do torque em parafusos de intermediários protéticos: estudo in vitro.** Dissertação de Mestrado- Departamento de Implantodontia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina (2010).

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported

protheses. **Journal of Oral Implantology.**, v. 28, n. 2, p. 67-73, 2002.

SPAZZIN, A.O. **Torque de afrouxamento dos parafusos protéticos em próteses implantossuportadas com diferentes níveis de desajuste.** Tese (Mestrado em Clínica Odontológica)-Departamento de Prótese Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas. 2009.

STÜKER, R.A.; TEXEIRA, E.R.; BECK, J.C.; COSTA, N. Preload and Torque Removal Evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. **Journal of Applied Oral Science**, v. 16, n. 1, p. 55-58, 2008.

TAN, K.B.; NICHOLLS, J.I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.**, 2001; 16(3):367-77.

TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R.; VOGIATZI, T. Implant prothodontics: current perspective and future directions. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, 2000; 15(1): 66-75.

TSUGE, T.; HAGIWARA, Y. Influence of lateral oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dental Materials.**, v. 38, n. 4, p. 373-381, 2009.

TZENAKIS, G.; NAGY, W.W.; FOURNELLE, R.A.; DHURU, V.B. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry.**, v. 88, n. 2, p. 183-191, 2002.

VASCONCELLOS, D. K. **Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implantossuportadas, observado pela extensometria.** Tese (Doutorado em Odontologia) – Departamento de Odontologia

restauradora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.2005.

WEISS, E.; ROZAK, D.; GROSS, M. Effect of repeated closures on opening torque values in sven abutment implants system. **J Prosthet Dent.**, v. 84, p. 194-199, 2000.

WINKLER, S.; RING,K.; RING, J.D.; BOBERICK, K.G. Implant Screw Mechanics and the Settling Effect: An Overview. **Journal of Oral Implantology.**, v. 39, n. 5, p. 242- 245, 2003.

APÊNDICE 1**TABELA 1:** Resultados obtidos dos torques do Grupo 1- Técnica Convencional, com os corpos de prova enumerado do No.1-10.

Implante	Repetições								
	N.cm								
	1	2	3	4	5	6	7	8	X
1	30	30	30	30	29,55	30	30	30	29,94
2	30	30	30	30	28,86	30	30	30	29,86
3	30	30	30	30	29,26	30	30	30	29,91
4	30	30	30	30	29,41	30	30	30	29,93
5	30	30	30	30	29,31	30	30	30	29,91
6	30	30	30	30	30	30	30	30	29,76
7	30	30	30	30	30	30	30	29,21	29,90
8	30	30	30	30	30	30	30	29,21	29,90
9	30	30	30	30	30	30	30	29,45	29,93
10	30	30	30	30	30	30	30	29,23	29,90

