

Estudo comparativo do torque de remoção dos parafusos de conexão de pilares protéticos sobre implantes com conexão de hexágono interno e Cone Morse após ensaio de ciclagem mecânica

Comparative study of removal torque screw connection prosthetic pillars over implants connection hexagon internal Morse taper after mechanical cycling tests

Thelma Regina Oliveira Fonseca Fernandes¹, Sérgio Alexanre Gehrke², Fabio Eduardo Calvo Mardegan³, Nilton De Bortoli Jr.³, Marco Aurélio Tritto³

¹Cirurgiã-dentista, São Paulo-SP, Brasil; ²Curso de Pós-Graduação da Universidade Católica do Uruguai, Montevideo, Uruguai; ³Curso de Pós-Graduação em Implantodontia da Universidade Paulista, São Paulo-SP, Brasil.

Resumo

Objetivo – Avaliar e comparar o torque de afrouxamento de munhões retos de duas peças conectados a implantes com conexão de hexágono interno (Grupo 1) e de pilares sólidos retos conectados a implantes de Cone Morse (Grupo 2), após ensaio de ciclagem mecânica. **Método** – Foram testados 10 conjuntos de cada grupo. Para a realização dos ensaios de ciclagem mecânica, os pilares de conexão Morse foram apertados com torque de 25 Ncm, e os pilares de conexão HI foram apertados com torque de 32 Ncm, com o torquímetro analógico, sendo que todos os pilares foram reapertados após 10 minutos. As amostras foram submetidas aos testes de fadiga a 360.000 ciclos, com carga axial aplicada de 80 N e frequência de 4 Hz. Após o término dos ciclos, o torque necessário para o afrouxamento dos componentes protéticos de cada grupo foi aferido, através de torquímetro analógico. **Resultados** – Os resultados demonstraram que diante das condições experimentais deste estudo houve diferença significativa nos valores de destorque entre os Grupos 1 e 2; e que a média de destorque do Grupo 1 foi de 61,98% e do Grupo 2 foi de 102,87%, sendo possível afirmar que o destorque dos implantes Cone Morse após a ciclagem é maior do que nos implantes de hexágono interno. **Conclusões** – Os resultados encontrados para as amostras do Grupo 2 mostraram que houve um aumento expressivo nos valores de destorque quando comparado aos valores iniciais de torque de apertamento, demonstrando uma melhora significativa no desempenho, após a ciclagem mecânica.

Descritores: Torque; Implantes dentários; Biomecânica; Teste de materiais

Abstract

Objective – This study aimed to evaluate and compare the loosening torque of two-piece straight abutments connected to implant connection with internal hexagon (Group 1) and connected to solid pillars straight Morse taper implants (Group 2) after mechanical cycling test. **Method** – Were tested 10 sets of each group. For the testing of mechanical cycling, the pillars were fastened Morse connection with a torque of 25 Ncm, and the pillars of HI were tight connection with a torque of 32 Ncm using an analog torque meter, and all the pillars had been tightened after 10 minutes. The samples were subjected to fatigue testing to 360,000 cycles, with an axial load of 80 N applied and frequency of 4 Hz upon completion of the cycles, the torque required for loosening of prosthetic components of each group was measured by means of analog torque meter. **Results** – Results showed that the experimental conditions before this study there were significant differences in values removal torque between Groups 1 and 2, and the average removal torque Group 1 was 61.98% and Group 2 was 102.87%, being possible to say that removal torque morse taper implant after cycling is greater than in internal hexagon implants. **Conclusion** – The results for samples from Group 2 showed that there was a significant increase in the values removal torque compared to baseline torque tightness, showing a significant improvement in performance after mechanical cycling.

Descriptors: Torque; Dental implants; Biomechanics; Materials testing

Introdução

A prótese implanto-suportada é constituída por um componente intermediário chamado de *abutment*, responsável pela união entre o implante e a peça protética. Este componente protético ou *abutment* é unido ao implante através de um parafuso de fixação, que é responsável em grande parte pela estabilidade da prótese¹.

Esses componentes conectados pelo parafuso formam uma unidade denominada junta parafusada. A força de aperto exercida sobre o parafuso da junta parafusada é denominada torque, que aplicado desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes, chamada de pré-carga e que mantém os componentes juntos²⁻³.

A conexão protética basicamente pode ser do tipo hexágono externo (HE), hexágono interno (HI), ou conexão cônica mais conhecida como Cone Morse (CM). Além destas possibilidades, associações ou tipos modificados destas conexões podem ocorrer. O tipo de retenção do pilar protético ao implante geralmente se faz através de um parafuso rosqueado internamente ao implante, ou seja, retenção mecânica, onde o afrouxamento pode ocorrer devido a vá-

rios fatores tais como excentricidade das cargas aplicadas sobre a prótese durante a mastigação⁴.

As conexões internas resultam em uma interface mais estável, porque existe íntimo contato entre as paredes do implante e o pilar, o que favorece uma distribuição de cargas protegendo o parafuso de retenção e resultando numa conexão mais estável⁵.

Estudos de acompanhamentos a longo prazo apresentaram relatos de diversas complicações protéticas associadas à instabilidade da junta parafusada entre o *abutment* e o implante, tais como afrouxamento do parafuso, fratura e outras falhas de componentes, relacionados com a falha mecânica dos parafusos⁶. Assim como, a inconsistência do torque aplicado no parafuso, tanto em próteses parafusadas como em cimentadas, poderia resultar em diminuição da pré-carga, também podendo conduzir ao afrouxamento do parafuso ou falhas nos componentes. Os autores indicaram o uso de torquímetro bem calibrado, para dar assim, consistência ao torque aplicado aos parafusos⁷.

A mastigação induz a uma combinação de forças verticais e horizontais, devendo ter, os componentes da prótese suportada por implantes, adequadas propriedades físicas e mecânicas para suportar

estas forças por períodos extensos, que podem levar à fadiga do sistema como um todo. Pesquisas laboratoriais permitem simular dinamicamente essas condições clínicas, padronizando algumas variáveis e com isso reduzindo o tempo de experimentação, utilizando, por exemplo, a ciclagem mecânica para simulação do ato mastigatório. Aproximando, deste modo, este ensaio das condições normalmente encontradas no meio bucal⁸⁻⁹.

Considerando-se a crescente utilização de próteses conectadas a implantes osseointegrados e as frequentes complicações causadas pelo afrouxamento da junta parafusada, a presente pesquisa objetivou avaliar e comparar o torque de remoção do parafuso do munhão reto sobre implantes com conexão tipo hexágono interno e do pilar reto sólido sobre implantes Cone Morse, após ensaios de fadiga como a ciclagem mecânica.

Métodos

Foram selecionados para esse estudo dois sistemas de implantes, sendo esses divididos em dois grupos: Grupo 1: sistema de conexão interna e, Grupo 2: sistema de Cone Morse, pois são os modelos atualmente mais utilizados na prática implantodôntica.

Materiais utilizados – Grupo MT: foram utilizados 10 munhões retos de duas peças 4.0 mm para prótese cimentada e 10 implantes Universal II Cônicos HI 4.0 mm (Lote 6007261, validade 18.01.2012 a 25.01.2012 – Implacil De Bortoli Material Odontológico Ltda, São Paulo, Brasil), sendo as amostras denominadas de MT1 a MT10.

Grupo CT: foram utilizados 10 pilares sólidos retos 3.5 mm Ø, 4.0 mm de altura, cinta 3.5 mm, e 10 Implantes Universal II Cônicos HI Cone Morse (Lote 6007420, validade 28.01.2010 a 08.02.2012 – Implacil De Bortoli Material Odontológico Ltda, São Paulo, Brasil), sendo as amostras denominadas de CT1 a CT10. Na Tabela 1 estão discriminadas as características de cada grupo.

Tabela 1. Composição dos grupos de corpos de prova testados

Grupo	Implante	Conexão	Dimensão/ Implante	Abutment 4.0 mm	Altura total da junta
MT	Cônico HI	HI	4.0 x 12 mm	Munhão reto h = 11.0mm	22 mm
CT	Cônico Cone Morse	Cone Morse 11°	4.0 x 12 mm	Sólido reto 11° h = 4.0mm	17 mm



Figuras 1 e 2. Conjuntos utilizados nos grupos MT e CT, respectivamente

Desenvolvimento – Os conjuntos de munhões retos de duas peças para implantes com conexão de hexágono interno foram fixados nos implantes HI (Figura 1) por meio de parafusos de titânio; e conjuntos de pilares sólidos retos para implante Cone Morse (CM) foram fixados nos implantes CM (Figura 2), realizando um aperto manual do parafuso de retenção através da chave de prótese quadrada para o munhão reto e hexagonal de 1,17 mm para o pilar sólido reto, até o contato inicial entre a base do pilar e a plataforma do implante, em meio seco.

Para a aplicação do torque de apertamento, os conjuntos de juntas parafusadas foram fixados numa morsa de bancada, de forma que se mantivessem totalmente rígidos. Posteriormente, o medidor analógico de torque foi posicionado nas chaves protéticas e acionado em sentido horário para aplicação do torque de apertamento, conforme as instruções do fabricante para cada tipo de parafuso de retenção, 32 Ncm para o parafuso quadrado do munhão reto do hexágono interno e 25 Ncm para o pilar sólido reto do Cone Morse. Para a padronização do torque de apertamento o medidor utilizado foi um torquímetro analógico Tohnichi modelo BTG60CN-S, Japan, com precisão de ± 2%.

Para limitar o efeito da sedimentação que ocorre nos parafusos e que resulta numa redução da pré-carga, os parafusos foram reapertados com o mesmo valor de torque 10 minutos após o torque inicial aplicado¹⁰.

Corpos de prova – Utilizando-se um tubo de PVC transparente confeccionou-se 20 cilindros com 17 mm de altura, 15 mm de diâmetro externo, e 12 mm de diâmetro interno, padronizados para as bases dos posicionadores da máquina de ciclagem mecânica.

Os conjuntos de *abutment*/implante foram posicionados no centro do cilindro com um paralelizador, mantendo-se o implante ao nível da resina e componente totalmente fora da resina. Utilizou-se a resina epóxi Araldite GY 279 BR e o endurecedor HY 2963 BR, na proporção de massa de 10:4,2 gramas respectivamente para o preenchimento dos cilindros e fixação dos conjuntos, tomando-se cuidado para homogeneizar a mistura e não incorporar bolhas. Após isso, aguardou-se um período de 72 horas para a polimerização final da resina, obtendo-se os corpos de prova (Figura 3).

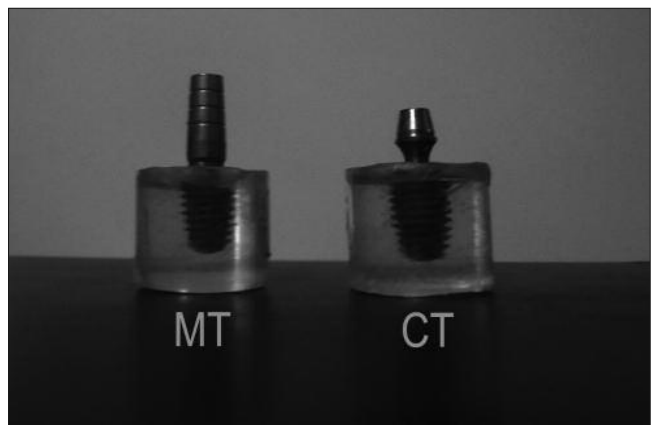


Figura 3. Imagem dos corpos de prova fixados na resina e preparados para o ensaio

Ciclagem mecânica – O ensaio de ciclagem mecânica foi realizado no Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (USP), onde uma máquina para ciclagem mecânica com submersão aquosa (marca Ética Equipamentos Científicos SA, São Paulo) foi utilizada. Esta máquina de ensaios mecânicos é composta de quatro cilindros pneumáticos alinhados conectados às pontas de poliacetal com 10 mm de diâmetro. A velocidade de impulsão dos cilindros e sua frequência são controladas por uma caixa de comando que, ao acionar o sistema, move os pistões localizados na parte interna destes cilindros, comprimindo os corpos de prova com força controlada de 80N, com uma frequência de 4 Hz.

Foram realizados 360.000 ciclos por amostra, o equivalente a aproximadamente 14 meses de função. Durante esta etapa da ciclagem mecânica, os corpos de prova ficaram imersos em água destilada na temperatura ambiente, encaixados em nichos de acordo

com características inerentes ao equipamento. O conjunto pilar/implante recebeu a carga no seu longo eixo, com uma rotação de 30° no sentido anti-horário. Finalizado o número de ciclos previstos, procedeu-se ao torque de remoção dos parafusos.

Avaliação do torque de remoção – Após a finalização de todos os ciclos das amostras, as mesmas foram novamente fixadas à morsa de bancada e com a utilização do medidor analógico de torque (Torquímetro Tohnichi) foram realizados os torques de remoção. Para mensuração do destorque, o medidor analógico de torque foi acionado em sentido anti-horário até a liberação do parafuso de retenção, permitindo a verificação do valor de torque utilizado para desrosqueamento, que foram registrados e submetidos à análise estatística.

A integridade das junções após o destorque foi avaliada com lupa de aumento (Sandinox – Biomateriais São Paulo) por um engenheiro capacitado e experiente nessa área.

Análise estatística – Para avaliar e comparar a diferença entre o torque de remoção dos parafusos dos pilares protéticos do HI e CM após a influência da ciclagem mecânica, os dados obtidos neste experimento foram submetidos ao modelo estatístico de amostras independentes com o Teste *t* de Student, estabelecendo-se o grau de significância em 1%.

Resultados

Os dados coletados nas medições dos torques de remoção das amostras do grupo MT e do grupo CT, após o término da ciclagem mecânica estão dispostos na Tabela 2 e representados em Ncm.

Tabela 2. Dados referentes ao valor do torque necessário para afrouxar os parafusos dos pilares protéticos dos implantes HI (Grupo 1) e dos implantes CM (Grupo 2) após o término da ciclagem mecânica, representados em Ncm

Grupo 1 HI	Torque de remoção	Grupo 2 CM	Torque de remoção
MT1	21	CT1	28,5
MT2	20	CT2	30,5
MT3	19	CT3	25,5
MT4	19,5	CT4	22
MT5	19	CT5	21
MT6	20,5	CT6	28,5
MT7	20,5*	CT7	*
MT8	20,5	CT8	26,5
MT9	16,5	CT9	27
MT10	22,5	CT10	21

* Durante a realização da parte experimental, no momento do destorque do corpo de prova CT 7, foi realizado o torque de apertamento ao invés do destorque, invalidando essa amostra e, assim, a amostra MT 7 também foi desprezada para equivalência estatística.

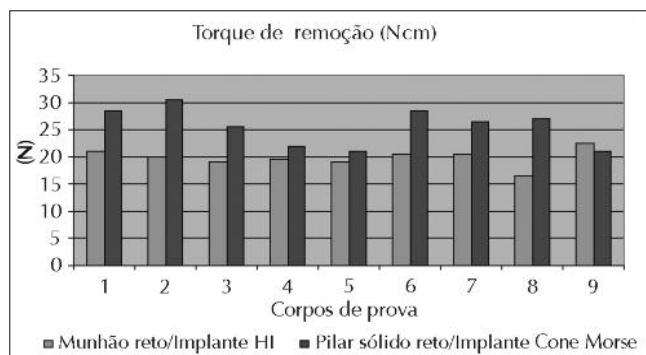


Gráfico 1. Valores de destorque (N) entre os grupos de corpo de prova MT e CT, numerados de 1 a 9

Os valores de destorque (N) foram transformados nas porcentagens em relação ao torque inicial realizado. Os valores das porcentagens obtidas encontram-se na Tabela 3.

Existem duas hipóteses para o teste realizado, ou o destorque do Grupo 1 (MT) é semelhante ao destorque do Grupo 2 (CT) ($H_0: \mu_1 = \mu_2$), ou são diferentes ($H_0: \mu_1 \neq \mu_2$).

O resultado do teste submetido ao modelo estatístico de amostras independentes com o Teste *t* de Student, estabelecendo-se o grau de significância em 1% encontra-se na Tabela 4 e representadas no Gráfico 3.

Tabela 3. Porcentagem de destorque após ciclagem mecânica

G1 (MT) %	G2 (CT) %
65,625	114
62,5	122
59,375	102
60,9375	88
59,375	84
64,0625	114
64,0625	108
51,5625	84
70,3125	108

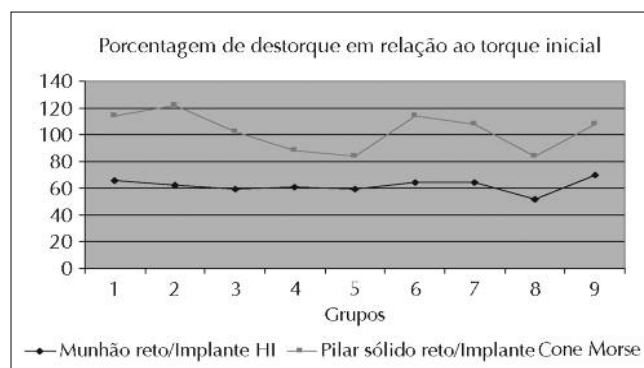


Gráfico 2. Porcentagens de destorque (%) do Grupo 1 (MT) e Grupo 2 (CT) em relação ao torque inicial de cada grupo

Tabela 4. Teste “t” de Student, com significância de 1%

	G1(MT)	G2(CT)
N	09	09
Média	61,98	102,87
variância	25,20	113,42
<i>T</i>	8,10	
graus de liberdade	8	
<i>t</i> tabelado	3,11	
P	0,0000	

O Gráfico 3 representa as amostras testadas.

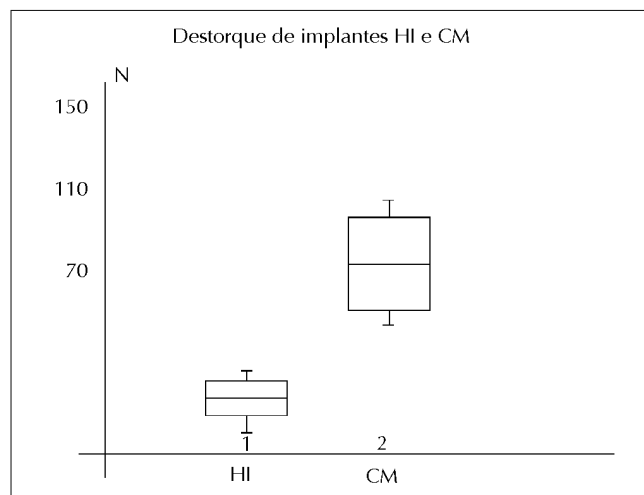


Gráfico 3. Apresentação através de caixa (Box-Plot) dos grupos analisados. Maiores valores de destorque foram observados para o Grupo 2 (Cone Morse) em relação ao Grupo 1 (HI)

Pela análise da Tabela 4 é possível verificar que o valor encontrado de $t(8)$ é maior do que o valor tabelado de $t(3,11)$. Sendo assim a hipótese de nulidade deve ser rejeitada, o que significa dizer que o valor de destorquedo do Grupo 2 (CT) é maior do que o Grupo 1 (MT).

Discussão

Foram realizados testes de aplicação de cargas dinâmicas em corpos de prova, submetendo-os à ciclagem mecânica que permite simular uma situação próxima do que ocorre clinicamente. Diferentes proposições foram propostas e descritas, tais como, situações onde as amostras foram submetidas à ciclagem mecânica com força de 20 a 130 N, frequência de 6 Hz e aplicação de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos¹¹, ou em outros estudos onde foram, aplicadas uma carga cíclica de 50 Ncm, com ciclos de 1.800.000 (correspondente a 6 anos de função), a uma frequência de 75 ciclos/minuto¹², utilizando-se uma frequência de 11 Hz, com uma carga cíclica compressiva de 120 ± 10 Ncm por 500.000 ciclos¹³, ou utilizando carga de 32 Ncm, ciclos de 5.000.000, que seriam equivalentes a aproximadamente 5 anos de mastigação, mas não citaram a frequência que utilizaram¹⁴. Entretanto, decidiu-se pela utilização de carga de 80 N, frequência de 4Hz e 345.600 ciclos como base na metodologia empregada nas avaliações¹⁵. A carga mastigatória simulada nesse estudo teve intensidade de 80 N, direção axial aos corpos de prova, frequência de 4 Hz, e um total de 360.000 ciclos para cada amostra testada.

O uso de parafusos de titânio para a junção parafusada deu-se por ser mais solicitado para uso clínico, conforme consulta feita a várias empresas de materiais para implantes, embora pesquisas realizadas sobre a produção de pré-carga, concluíram que a pré-carga com os parafusos de ouro foi superior quando comparada com os parafusos de titânio, provavelmente como consequência da resistência ao escoamento da liga de ouro, que permite um maior escoamento do que a liga de titânio¹⁶. Outros experimentos confirmaram estes resultados comprovando a eficácia do parafuso de conexão de ouro em relação ao de titânio, ao substituir estes parafusos em próteses fixas frouxas, pelos de ouro em 14 implantes unitários tanto na região anterior como na posterior e com diferentes comprimentos que não mais apresentaram problemas¹⁷. Porém, em divergência a esses estudos foi demonstrado que parafusos de ouro e pré-carga adequada nem sempre garantem a estabilidade da junta do parafuso¹⁸. Uma vez que a pré-carga diminui para um nível crítico, a carga externa rapidamente desgasta a pré-carga restante. As vibrações, micromovimentos e aberturas da interface da junta resultantes levam ao afrouxamento do parafuso e falha da junta.

Quanto aos dispositivos utilizados para o torque e destorquedo dos parafusos conectores, utilizou-se dispositivos mecânicos porque diferenças são encontradas quando o torque é aplicado por dispositivos mecânicos ou de forma manual. Estudos concluíram que o torque de apertamento realizado com chave manual mostrou variabilidade para o mesmo operador, entre os diferentes operadores e entre os sistemas de implante¹⁹. Chaves mecânicas de torque são melhores para alcançar o torque recomendado para cada sistema, diminuindo o potencial de afrouxamento do parafuso. Também neste sentido pesquisas avaliaram e compararam forças axiais compressivas e torques aplicados simultaneamente em parafusos de ouro por pessoas com diferentes graus de experiência e concluíram que há variabilidade nos valores alcançados⁷. A inconsistência do torque aplicado para o parafuso do implante pode resultar em diminuição da pré-carga, o que pode conduzir ao afrouxamento do parafuso ou falhas nos componentes. Por outro lado, autores afirmaram que os parafusos devem funcionar dentro de sua faixa elástica tanto durante a aplicação de torque para ocorrer pré-carga, como durante a mastigação²⁰. Se os parafusos deformam plasticamente a qualquer momento, a pré-carga e as forças de pinçamento serão perdidas, o que resultará na perda da fixação da restauração. Dessa forma, apesar de ser tentador aumentar o torque de aperto dos parafusos para aumentar a pré-carga, deve-se considerar o desempenho dinâmico durante a função mastigatória. Assim, se faz necessário o uso de torquímetros que estejam bem calibrados.

Neste trabalho utilizou-se um dispositivo mecânico de medição de torque, aferido com uma precisão de $\pm 2\%$.

A influência das conexões internas ou externas na manutenção da estabilidade da junção parafusada, foi analisada por diversos autores que afirmaram que as conexões protéticas de hexágono interno são superiores às de hexágono externo^{15,21}.

A junção parafusada munhão reto com o implante de hexágono interno (HI) mostrou nesse estudo, um torque necessário para a soltura dos parafusos protéticos significativamente menores quando comparado com o torque de aperto após o ensaio de carga. Utilizou-se parafusos novos em nossos estudos, que pode ser um dos fatores que influenciaram o menor desempenho no destorquedo dos parafusos conectores. Nesta condição, a fricção entre as roscas é maior gastando-se energia para aplanar as irregularidades das superfícies complementares²². Após o engrenamento dos encaixes, as asperezas da superfície são achatadas e é aplicado torque de entrada adicional ao alongamento do parafuso e à geração de pré-carga. O torque e a pré-carga são influenciados diretamente pelas forças de fricção sobre a cabeça do parafuso². Também observou-se que nas situações em que o torque é aplicado em parafusos novos, até 10% da pré-carga inicial pode ser perdida por alisar superfícies em contato (relaxamento por contato) e não para o alongamento do parafuso e consequente produção de pré-carga, o que vai diminuindo após novas fixações (aumentando a pré-carga), após ter sofrido o alisamento e alongamento necessário¹⁶. O efeito de sedimentação que ocorre entre as roscas do parafuso de fixação do pilar protético e as roscas internas do implante HI também pode ter influenciado nestes valores de destorquedo. Uma vez que a pré-carga diminui para um nível crítico e a carga externa rapidamente desgasta a pré-carga restante, as vibrações, micromovimentos e aberturas da interface da junta resultantes poderiam levar ao afrouxamento do parafuso e falha da junta¹⁸. Porém, outros autores observaram que os parafusos de fixação da junção parafusada somente afrouxam se forças externas que tentam separar as partes, ou seja, forças de separação da junta, são maiores do que as forças que as mantém juntas, dita forças de aperto²³.

Os pilares sólidos de Cone Morse, sem parafuso passante, foram selecionados para avaliar o fenômeno de aumento do torque de remoção do pilar protético em relação ao torque de aperto denominado soldadura a frio, que parece se referir apenas ao pilar sólido reto, que é considerado na literatura como o que possui uma real conexão Morse²⁴. Contudo, examinando o torque de afrouxamento dos implantes dentários Astra (Astra Tech AB, Mölndahl, Suécia) e ITI, verificou que a solda a frio não ocorreu a níveis clinicamente relevantes de aperto²⁵. Mediante comparação da resistência à fadiga de componentes, num estudo utilizando *abutments* de uma e duas peças, conectados a implante Cone Morse e submetidos a cargas cíclicas concluíram não obstante, que ambos os *abutments* possuem alta resistência a carregamentos dinâmicos podendo assim, manter-se em função durante anos sem complicações mecânicas²⁶. Após avaliações do torque de afrouxamento de *abutments* sólidos conectados a implantes de dois estágios com conexão Morse em relação ao torque inicial de apertamento de 25 Ncm, após ensaio de ciclagem mecânica, em três diferentes sistemas de implantes com conexão Morse, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os sistemas; e que a média do torque de afrouxamentos foi maior do que o torque de apertamento preconizado pelos fabricantes (25 Ncm)¹⁶.

Utilizou-se o implante Cone Morse da empresa Implacil De Bortoli que possui 11° de conicidade, que apresentou alto desempenho no destorquedo do pilar protético, indicando que as ligações cônicas entre implante e conexão aumentaram substancialmente a capacidade do sistema de resistir aos ensaios de cargas mecânicas. Pesquisadores propuseram uma ligação com afunilamento de 8 graus, referida na literatura como o Afunilamento ITI Morse, entre o implante e a conexão como uma combinação ótima de posicionamento vertical previsível e características de autofechamento²⁷. Resultados similares foram demonstrados onde as conexões cônicas aumentaram a resistência às forças de curvamento, e apresentou torque para remoção dos parafusos do *abutment*, após ciclagem mecânica, maior que o torque inicial aplicado. Isto pode ser devido

à melhora do embricamento entre o pilar sólido reto e o Cone Morse, aumentando a força necessária para remoção do parafuso, pois a coincidência induz forças friccionais entre o componente e o implante, ocorrendo uma íntima adaptação entre as superfícies sobrepostas²⁴. Esse fenômeno pode aumentar o torque de remoção (desaperto) do pilar protético em relação ao torque de aperto. Além disso, o afunilamento previne afrouxamento sob carga axial direta. Enquanto a pré-carga de tensão da rosca pode ser completamente compensada, o atrito no afunilamento garante uma ligação estável e livre de rotação entre o implante e a conexão²⁸.

A aplicação da metodologia proposta pela presente investigação, mostrou que o torque necessário para a soltura dos parafusos protéticos foi significativamente menor para o hexágono interno (HI) quando comparado com o Cone Morse após o ensaio de carga. Este significativo desempenho em relação à estabilidade da conexão interna tipo Cone Morse notado em nossos estudos, também foi confirmado pelas pesquisas de vários autores^{25,26,29,30}.

Conclusões

A partir dos resultados obtidos dos valores de destorque dos parafusos dos componentes protéticos e dos grupos munhão reto de duas peças do implante HI e pilar reto sólido do implante Cone Morse e dentro das limitações deste estudo encontrou-se que, após ciclagem mecânica:

1. Existe diferença do torque de remoção entre os grupos estudados, depois do ensaio de fadiga, observada através da análise da porcentagem de destorque.

2. Existe uma correlação consistente entre a diminuição do torque e o ensaio de fadiga aplicado, observada nos grupos munhão reto do implante HI, já que as cargas diminuíram significativamente o torque de afrouxamento.

3. As amostras com pilar sólido reto do implante conexão Morse, mostraram um aumento nos valores de destorque quando comparado aos valores iniciais de torque de apertamento, demonstrando uma melhora significativa no desempenho, após a ciclagem mecânica.

4. Na conexão Morse houve um aumento expressivo do valor de destorque após a ciclagem, em relação à conexão HI, sugerindo uma maior proteção do parafuso de fixação do componente em função da solda fria que ocorre após o torque de aperto, e menor perda de pré-carga.

Agradecimentos

Os autores agradecem à empresa Implacil De Bortoli Material Odontológico Ltda pela cessão dos materiais utilizados neste estudo e ao Laboratório de Materiais Dentários da USP pela cessão do equipamento de ensaio mecânico.

Referências

1. Mardegan FEC. Avaliação e comparação do torque de remoção do parafuso de *abutment* em meio seco, com uma saliva artificial e com um selante adesivo. [monografia de especialização]. São Bernardo do Campo: Curso de Especialização da APCD; 2006.
2. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson B. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
3. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998;42(1):71-89.
4. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont.* 2006;15(3):164-71.
5. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.
6. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* 2002;88:402-8.
7. Pesun IJP, Brosky ME, Koriath TWP, Hodges J, Devoe BJ. Operator-induced compressive axial forces during implant gold screw fastening. *J Prosthet Dent.* 2001;86:15-9.
8. Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. *Ciênc Odontol Bras.* 2004;7(2):47-54.

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

10. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tiedtge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):435-9.

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

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

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

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

15. Fortes RP, Kobayashi WC, Sendyk WR, Romão Jr W. Análise comparativa do afrouxamento de abutments conectados a implantes Cone Morse, após ciclagem mecânica. *ImplantNews.* 2008;5(6):639-45.

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

17. Ekfeldt A, Carlsson G, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):179-83.

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

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

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

21. Bergamin M, Sendick CL, Sendick WR, Nishida Y. Análise comparativa do grau de liberdade rotacional e da integridade física das conexões protéticas de diferentes implantes com hexágono interno. *ImplantNews.* 2009;6(3):251-8.

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

23. Binon PP. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;4(suppl):48-63.

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

25. Norton MR. *In vitro* evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant system. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):567-71.

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

27. Sutter F, Weber H, Sorensen J. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(5):409-31.

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

29. Levine RA, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G *et al.* Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(4):516-20.

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

Endereço para correspondência:

Sérgio Alexandre Gehrke
Rua Dr. Bozano, 571
Santa Maria-RS, CEP 97015-001
Brasil

E-mail: sergio.gehrke@hotmail.com

Recebido em 27 de fevereiro de 2011
Aceito em 9 de junho de 2011