

Influência do desajuste marginal na força de destorque de parafusos protéticos

*Leandro CARDOSO^a, Luiz Gustavo Dias DAROZ^b, Wagner Sotero FRAGOSO^b,
Rafael Leonardo Xediek CONSANI^c, Marcelo Ferraz MESQUITA^c,
Guilherme Elias Pessanha HENRIQUES^c*

^a*Mestrando em Clínica Odontológica, Faculdade de Odontologia, UNICAMP,
13414-903 Piracicaba - SP, Brasil*

^b*Doutorando em Clínica Odontológica, Faculdade de Odontologia, UNICAMP,
13414-903 Piracicaba - SP, Brasil*

^c*Departamento de Prótese e Periodontia, Faculdade de Odontologia, UNICAMP,
13414-903 Piracicaba – SP, Brasil*

Cardoso L, Daroz LGD, Fragoso WS, Consani RLX, Mesquita MF, Henriques GEP. Influence of marginal misfit on the loosening torque of prosthetic screws. Rev Odontol UNESP. 2007; 36(4): 371-377.

Resumo: A manutenção da estabilidade da conexão parafusada é fundamental para sucesso a longo prazo das reabilitações implanto-retidas. Contudo, em estruturas protéticas envolvendo múltiplos implantes, a presença de desajustes marginais pode afetar negativamente esta estabilidade. O objetivo deste estudo foi avaliar a força imediata necessária para o destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas com diferentes níveis de desajuste marginal. A partir de matriz metálica contendo 3 réplicas de pilares cônicos dispostos 10 mm de centro a centro, foram confeccionadas 10 estruturas fundidas em monobloco utilizando-se titânio comercialmente puro. Para cada estrutura, foi quantificada a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos utilizando-se torquímetro digital de precisão. Ainda, através do teste do parafuso único e visualização direta em microscópio de medição (120x), foi calculado o valor médio de desajuste marginal. A força de destorque imediata e os desajustes marginais foram verificados em duas situações experimentais distintas: Situação (MM) – com as peças parafusadas diretamente sobre a matriz metálica; e Situação (MI) – com as peças parafusadas sobre um modelo *index* simulando desajuste mínimo. O valor médio de desajuste marginal para a situação MM foi de 188 µm (DP ± 61,5) e para a MI, de 66 µm (DP±18,5). A média de força de destorque dos parafusos protéticos para a situação MM (5,81 ± 0,77 N.cm) foi significativamente inferior à situação MI (7,42 ± 0,93 N.cm) (p < 0,05). O maior nível do desajuste marginal reduziu significativamente a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos.

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

Abstract: The maintenance of the screw-joint stability is crucial for the long-term success in implant-supported rehabilitations. However, in multi-unit implant frameworks, the occurrence of marginal misfits could affect negatively this stability. The purpose of this study was to evaluate the loosening torque of prosthetic screws in implant-retained frameworks with different levels of marginal misfit. A metallic master cast containing 3 conical abutment analogs disposed 10 mm center to center was used to manufacture 10 one-piece casting frameworks made from cast titanium. Using a digital torque meter, it was quantified the immediate loosening torque necessary to loose the prosthetic screws for each framework. Also, using the one-screw test protocol associated with direct visualization by means of a light microscope (x120), the marginal misfit for each structure was calculated. Both immediate loosening torque and marginal misfit were evaluated under two different conditions: (MM) with the frameworks tightened over the metallic master

cast; and (MI) with the frameworks tightened over an index cast that simulated a minimum misfit condition. The mean marginal misfit value for situation (MM) was 188 μm (DP \pm 61.5) and for (MI) 66 μm (DP \pm 18.5). The immediate loosening torque value necessary to loose the prosthetic screws was significantly lower for the situation MM (5.78 \pm 1.03 N.cm) than the situation MI (7.06 \pm 0,62 N.cm) ($P < 0.01$). For higher marginal misfit values, a lower loosening torque force is necessary to loose the prosthetic screws in implant-retained frameworks.

Keywords: *Dental implants; dental prosthesis; torque; passivity.*

Introdução

A força de natureza compressiva que é gerada durante o torqueamento de um parafuso é referida como pré-carga¹. A quantidade de força compressiva, ou pré-carga, que é criada em uma dada conexão parafusada é governada por múltiplos fatores. Estes fatores podem incluir o módulo de elasticidade dos materiais usados para fabricação dos parafusos; o desenho dos parafusos e das partes envolvidas na conexão; o coeficiente de fricção entre as superfícies que estarão em contato dinâmico e estático; a existência de um agente lubrificante entre as partes parafusadas; a quantidade e velocidade com que a força de torque é aplicada; e a temperatura do sistema¹.

Nas reabilitações protéticas implanto-suportadas, a pré-carga gerada durante o torqueamento dos parafusos de fixação dos pilares e/ou dos parafusos protéticos, deve ser capaz de resistir aos esforços funcionais impostos ao sistema durante o uso clínico das próteses². Para garantir que as conexões parafusadas permaneçam estáveis durante a função, uma quantidade ótima de torque deve ser imposta ao parafuso³. A quantidade de torque que deve ser dada ao parafuso depende principalmente do desenho do parafuso e do material usado para a sua fabricação¹, sendo pré-estabelecida pelo fabricante de cada sistema.

Em qualquer sistema parafusado, é aceito que certa perda de pré-carga ocorra após o torqueamento do parafuso⁴. Esta perda inicial da pré-carga é fenômeno comum e esperado nas conexões parafusadas e acontece devido, principalmente, a deformações plásticas interfaciais dos componentes do sistema⁴. Quando os parafusos são solicitados dentro de seus limites elásticos, esta perda inicial de pré-carga pode ser previamente calculada⁵; de forma que a quantidade de torque indicada pelo fabricante do sistema deve levar em consideração este fenômeno. Entretanto, durante o uso clínico de uma prótese implanto-retida, qualquer fator que contribua para a introdução de tensões no sistema pode afetar a manutenção da pré-carga e contribuir para a perda de estabilidade da conexão parafusada^{1-3,5}.

Em estruturas implanto-retidas de múltiplos elementos, um fator importante que pode influenciar na quantidade de tensões imposta ao sistema é a característica de adaptação da infra-estrutura protética aos pilares intermediários, referida

como passividade⁶⁻⁹. Considera-se que, na ausência de uma adaptação passiva da estrutura protética, é possível a ocorrência de complicações mecânicas ou mesmo biológicas^{6,10-14}. A incidência de problemas, como o afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos, tem sido consistentemente relacionada com deficiência de passividade das estruturas protéticas^{10,11,15}, fato que salienta a importância da adaptação passiva para a estabilidade das conexões parafusadas. As tecnologias atualmente disponíveis para obtenção de próteses implanto-retidas ainda não permitem a obtenção de estruturas protéticas com total passividade^{16,17}, o que significa que a preocupação do profissional para o controle das tensões nos sistemas implanto-suportados deve ser constante. Neste âmbito, a literatura ainda carece de um claro entendimento de como esta deficiência de passividade intrínseca das reabilitações implanto-retidas pode influenciar na estabilidade das conexões parafusadas.

O objetivo deste estudo foi avaliar a força imediata necessária para o destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas com níveis diferentes de desajuste marginal. A hipótese testada foi de que um maior desajuste marginal promoveria redução da força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos.

Material e método

Delineamento geral do estudo

Para simulação de uma situação clínica correspondente à reabilitação de uma prótese fixa implanto-retida de 3 elementos, foi utilizado um modelo metálico contendo 3 réplicas de pilares cônicos para próteses múltiplas (Pilares Micro-Unit – 4,1 mm de diâmetro, Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), dispostos 10 mm de centro a centro (Pilares A, B e C) (Figura 1). Este modelo metálico foi utilizado para confecção de 10 estruturas em titânio comercialmente puro. Para cada uma das estruturas fundidas, foi calculado o desajuste marginal médio utilizando-se a metodologia do teste do parafuso único^{15,18,19}. Ainda, foi realizada a leitura da força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos. A avaliação dos desajustes marginais e da força imediata de destorque foi realizada

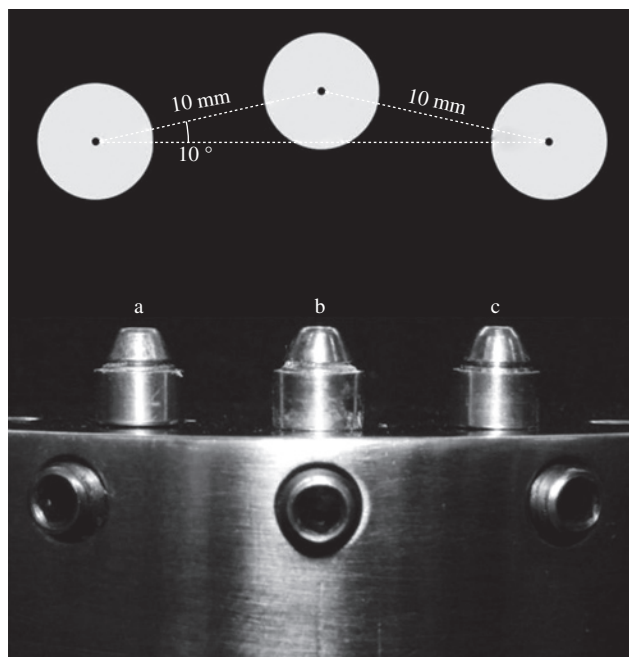


Figura 1. Modelo metálico contendo 3 réplicas de pilares cônicos (A, B e C) espaçados 10 mm de centro a centro.

em duas situações distintas: Situação (MM) – situação de maior desajuste, com as estruturas parafusadas (10 N.cm) diretamente sobre o modelo metálico original; Situação (MI) – situação de simulação de menor desajuste, com as estruturas parafusadas (10 N.cm) sobre um modelo em gesso obtido utilizando-se as próprias estruturas como um *index*. Valores médios de força imediata de destorque e desajuste marginal foram calculados e comparados.

Obtenção das estruturas protéticas

Foram confeccionadas 10 estruturas implanto-retidas múltiplas em titânio comercialmente puro fundidas em monobloco. Os padrões de fundição foram preparados sob um modelo de trabalho obtido através de técnicas convencionais de moldagem de transferência de implantes¹⁴. Foi obtido um modelo para cada estrutura. Para confecção dos padrões de fundição, foram empregados cilindros plásticos calcináveis (Conexão) e barras cilíndricas de cera de seção transversal de 4 mm (Wax wire 4.0, Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha). Estas barras foram cortadas e colocadas entre os cilindros protéticos, sendo, em seguida, unidas a estes com cera liquefeita até obtenção da conformidade anatômica desejável (Figura 2a). A utilização de bastões de cera pré-fabricados visou padronizar a conformação anatômica e volumétrica das peças. Os condutos de alimentação também foram fabricados com cilindros semelhantes (Wax wire 4.0 e 5.0, Dentaaurum). Os padrões de fundição foram incluídos (Rematitan Plus, Dentaaurum), levados em forno de aquecimento (Vulcan 3.550 NDI Box Funace, Degussa, Hanau,

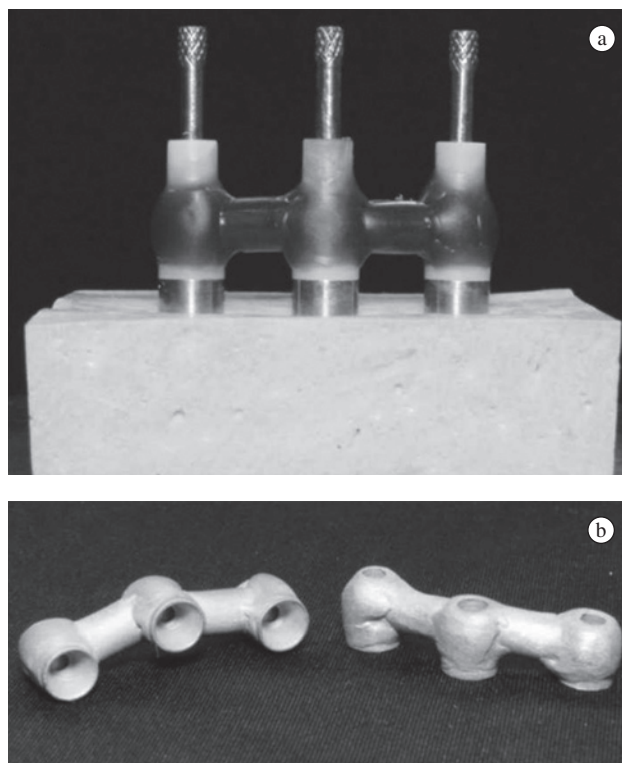


Figura 2. a) Padrão de fundição esculpido posicionado sobre o modelo de trabalho obtido em gesso especial; e b) aspecto final após o acabamento das estruturas fundidas em titânio c.p.

Alamanha) e passaram pelo ciclo de cocção conforme instruções do fabricante. Em seguida, os blocos foram levados a uma máquina de fundição por arco-voltaico (Rematitan, Dentaaurum), onde foram utilizadas pastilhas de 22 g de titânio comercialmente puro (Tritan, Dentaaurum) para obtenção das estruturas. As amostras foram desincluídas e jateadas com partículas de óxido de alumínio (150 μ m de granulagem). Os condutos de alimentação foram então seccionados com disco de óxido de alumínio (Dentaaurum) e as estruturas acabadas (Figura 2b).

Obtenção do modelo de simulação de menor desajuste

Para a simulação de uma situação na qual o desajuste marginal da estrutura protética aos pilares está dentro de limites considerados clinicamente aceitáveis²⁰, produziram-se modelos em gesso especial a partir de um *index* que consistia da própria estrutura protética já fundida. Para tal, análogos de pilares cônicos (Conexão) foram parafusados à infra-estrutura finalizada (Figura 3a). Estes conjuntos foram então incluídos em 30 g de gesso especial cada (Fuji Rock EP; GC Europe, Leuven, Bélgica) (Figura 3b). Foi utilizado um delineador convencional para auxiliar nos procedimentos de inclusão de forma a padronizar o posicionamento dos análogos no bloco de gesso (Figuras 3b e 3c).

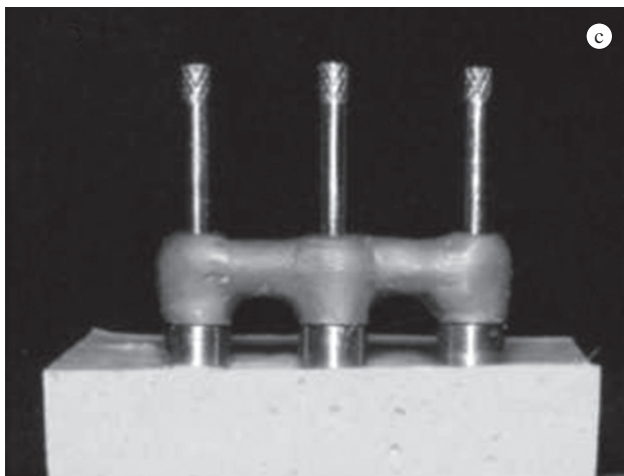
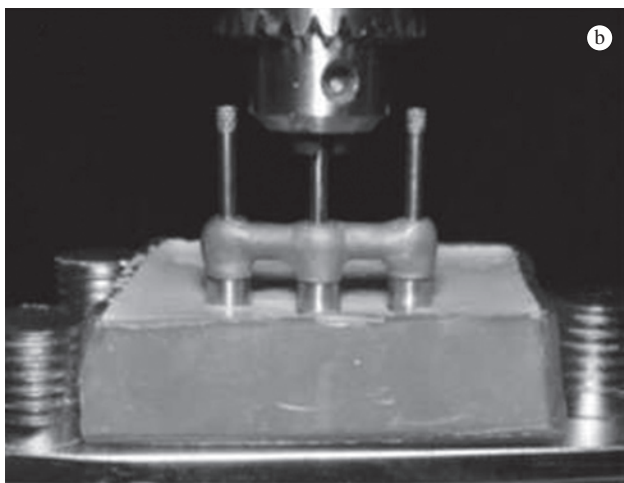


Figura 3. a) Análogos de pilares cônicos parafusados à infra-estrutura finalizada; b) Conjunto estrutura/análogos posicionados em delineador para a inclusão; e c) Modelo simulando mínimo desajuste com a respectiva estrutura posicionada.

Leitura dos desajustes marginais

Para a avaliação da passividade das estruturas metálicas implanto-retidas, foi determinado o desajuste marginal médio de cada estrutura. A técnica utilizada para a quantificação do desajuste marginal médio seguiu o protocolo do teste do parafuso único para a avaliação da passividade de estruturas implanto-retidas^{15,18,19}. Na técnica, um parafuso protético de titânio (Conexão) foi apertado mediante torque de 10 N.cm (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan) no pilar distal A, sendo avaliado o desajuste marginal nas faces vestibular e lingual do pilar central B e do pilar distal oposto C. Consecutivamente, o parafuso no pilar A foi solto e um outro parafuso torquado ao pilar C, procedendo-se à leitura nos pilares A e B.

O desajuste foi definido como a distância vertical em micrômetros a partir da borda de adaptação da estrutura metálica até a borda do pilar. Para mensuração, foi utilizado microscópio óptico comparador (VMM-150; Walter Uhl, Asslar, Alemanha) sob aumento de 120x. As leituras nas faces vestibular e lingual de cada pilar foram repetidas consecutivamente por três vezes, sendo a média destas repetições considerada o desajuste marginal médio de toda a estrutura.

Leitura da força de destorque imediata

Para todos os procedimentos de torquamento ou leitura da força de destorque, foi utilizado um torquímetro digital com precisão de 0,1 N.cm (Figura 4) (Torque Meter - TQ8800, Lutron). O procedimento de leitura da força de destorque seguiu as seguintes diretrizes em todas as condições experimentais:

- a) o torquamento dos parafusos protéticos de fixação da infra-estrutura seguiu a seqüência (B, A, C);
- b) foi aplicado um torque inicial 10 N.cm a todos os parafusos na seqüência determinada;
- c) o torquímetro digital foi usado de forma manual e o



Figura 4. Torquímetro digital com precisão.

- procedimento realizado por apenas um investigador treinado;
- d) a ordem de determinação da força de destorque dos parafusos seguiu a mesma seqüência (B, A, C);
- e) após a determinação da força necessária para o destorque de um determinado parafuso protético, este mesmo parafuso foi novamente torqueado (10 N.cm) ao pilar para que fosse possível avaliar a força de destorque nos demais, ou seja, a avaliação da força de destorque de um dado parafuso deu-se com todos os outros parafusos em posição;
- f) o intervalo entre o torqueamento do parafuso e a avaliação da força necessária para seu destorque foi de 10 minutos, portanto, considerada imediata;
- g) o processo foi repetido 3 vezes para cada pilar.

Análise estatística

A partir dos valores observados de desajuste marginal em cada uma das regiões de interface entre a estrutura protética e os pilares de conexão, obteve-se o valor médio de desajuste marginal de cada estrutura. A partir destes dados, foi obtido o valor médio de desajuste marginal para cada grupo. Da mesma forma, a partir dos valores de força de destorque dos três parafusos protéticos de uma estrutura, obteve-se o valor médio de força de destorque para cada estrutura metálica e, a partir deste, calculou-se o valor médio de força de destorque para cada grupo experimental. Estes dados foram submetidos ao teste *t* de *Student* para amostras pareadas com nível de significância selecionado em $p < 0,05$.

Resultado

O valor médio de desajuste marginal para situação MM foi de 188 μm (DP \pm 61,5) e para MI, de 66 μm (DP \pm 18,5). O valor médio de força de destorque necessária para a soltura dos parafusos protéticos na situação MM foi de 5,81 (DP \pm 0,77 N.cm) e na situação MI foi de 7,42 (DP \pm 0,93 N.cm) ($p < 0,05$) (Tabela 1).

Tabela 1. Médias e desvio padrão de desajuste marginal e força imediata necessária para destorque dos parafusos protéticos nas situações experimentais MM e MI

	Desajuste marginal (μm)	Força de destorque (N.cm)
Situação Experimental MM	188,75 \pm 61,6	5,81 \pm 0,77 ^(B)
Situação Experimental MI	66 \pm 18,53	7,42 \pm 0,93 ^(A)

Médias seguidas de letras distintas indicam diferença significativa. Teste *t* para amostras pareadas ($p < 0,05$).

Discussão

Os resultados da presente investigação mostraram que a força imediata necessária para a soltura do parafuso protético foi significativamente menor no grupo com maior desajuste (Situação MM, desajuste médio de 188 μm) comparado com o grupo com menor desajuste (Situação MI, desajuste médio de 60 μm) ($P < 0,05$). Assim, a hipótese de que um maior desajuste marginal promoveria redução da força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos foi confirmada.

O torqueamento de um parafuso implica no desenvolvimento de uma força de natureza compressiva, denominada pré-carga, que será responsável pela manutenção da estabilidade entre as partes parafusadas⁴. A determinação da pré-carga que é estabelecida em um sistema parafusado implanto-retido pode ser estimada através da medição da elongação do parafuso após o torqueamento⁵, através do uso de extensômetros de superfície colados nos pilares intermediários²¹, ou mesmo através da metodologia de elementos finitos⁸. Na presente investigação, a avaliação da força imediata de destorque dos parafusos protéticos foi utilizada como ferramenta para a avaliação da estabilidade da conexão parafusada. A determinação da força necessária para o destorque de um determinado parafuso, após a aplicação de um torque conhecido, é um método indireto que nos possibilita inferir a quantidade de pré-carga que foi conduzida ao sistema e, conseqüentemente, sua estabilidade⁵.

Como mencionado, uma perda inicial e tardia da pré-carga é sempre esperada após o torqueamento de um parafuso em decorrência de deformações plásticas interfaciais dos componentes do sistema⁴. Desta forma, quando se aplica uma força de torque conhecida a um determinado parafuso – por exemplo, 10 N.cm – espera-se que a força necessária para seu destorque seja menor do que os 10 N.cm iniciais. Quando a conexão parafusada está em um estado passivo⁴, pois, após o torqueamento, a única tensão registrada no sistema é a pré-carga, é possível prever a quantidade de sua perda. Em implantodontia, este estado passivo pode ser observado nas ocasiões em que pilares pré-fabricados unitários são usados. Estudos anteriores determinaram que para estes casos, uma perda de 20 a 30% do torque inicial (35 N.cm para parafusos de ouro e 20 N.cm para parafusos de titânio) pode ser esperada⁵. Na presente investigação, foi observada uma força de destorque média de 7,42 N.cm para a Situação MI, o que corresponde a uma perda de aproximadamente 25% do torque inicial, portanto dentro dos limites estabelecidos na literatura. Já para a Situação MM, foi observada uma força de destorque média de 5,81 N.cm, o que corresponde a uma perda de aproximadamente 42% do torque inicial, portanto acima dos limites estabelecidos considerados normais⁵.

Provavelmente, o motivo principal para o registro de uma menor força necessária para o destorque nas situações com maior desajuste marginal (Situação MM) seja a própria mecânica de geração de tensões residuais nos sistemas implanto-retidos^{21,22}. Quando do torqueamento dos parafusos de retenção em um sistema implanto-retido, o quadro ideal seria que sobre o sistema apenas incidissem as tensões de compressão que tendem a manter os componentes unidos, ou seja, a pré-carga⁴. Isso porque, pela natureza anquilótica da interface osseointegrada^{6,21,22}, qualquer tensão (estática ou dinâmica) incidida sobre o sistema será transmitida a todas as partes constituintes deste, incluindo os parafusos de retenção e mesmo os tecidos ósseos de suporte. Assim, quando uma prótese deficientemente adaptada é rigidamente conectada a implantes osseointegrados, será gerada no sistema implanto-retido uma dada quantidade de tensões residuais estáticas²³. Isto implica que, em uma estrutura protética com deficiência de passividade, além de pré-carga, os parafusos poderão ser sujeitos a tensões adicionais de tração ou mesmo cisalhamento, dependendo da quantidade e do tipo de desajuste marginal^{6,23}.

Se esta sobrecarga gerada no sistema pela ausência de passividade for muito alta, pode superar o limite máximo de resistência do parafuso, o que ocasionará sua fratura. Com um nível de sobrecarga ligeiramente abaixo do ponto de fratura do parafuso, ele sofrerá uma deformação plástica, o que resultará em perda acentuada da pré-carga e conseqüente perda da estabilidade da conexão parafusada³. Contudo, se a tensão do sistema for mantida dentro dos limites elásticos do parafuso, a conexão parafusada será capaz de resistir à separação até o momento em que forças externas ultrapassarem esta pré-carga³. No presente estudo, não houve fratura do parafuso ou uma queda acentuada na força de destorque, o que pode indicar que mesmo com os níveis mais elevados de desajuste, os parafusos foram solicitados dentro dos seus limites elásticos. Mesmo assim, a sobrecarga incidente sobre os parafusos nas situações com maior desajuste marginal foi capaz de reduzir para níveis considerados baixos a quantidade de força necessária para destorque.

Na literatura, a ocorrência de falhas mecânicas nas reabilitações implanto-retidas tem sido consistentemente relacionada com a deficiência de passividade das estruturas protéticas^{15,24}. As falhas mecânicas mais comuns estão relacionadas com problemas nos parafusos de retenção da estrutura protética, e podem incluir o simples afrouxamento destes parafusos ou mesmo sua fratura por fadiga^{7,25,26}. É aceito que o nível de desajuste marginal máximo para uma prótese fixa implanto-retida de múltiplos elementos seja de 150 μm ¹⁵. Este nível máximo foi estabelecido de forma empírica através de estudos clínicos longitudinais, observando que, em próteses nas quais os níveis de desajustes eram superiores e este valor (150 μm), a incidência de complicações mecânicas era maior^{7,25,26}. Assim, podemos

inferir que no presente estudo a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos foi avaliada em situações com nível de desajuste acima do recomendado na literatura (Situação MM) e em situações com nível de desajuste dentro dos limites recomendados (Situação MI). Os dados mostraram que para a situação MI, a queda na força de destorque estava dentro de limites aceitáveis (aproximadamente 25% da força de torque inicial)⁵. Isto demonstra que o nível de desajuste marginal encontrado na situação MI (média de 66 μm) pode ser aceito como razoável. Já para a situação MM, a queda na força de destorque foi considerada acima do esperado como normal (aproximadamente 42% da força de torque inicial)⁵. Isto demonstra que este nível de desajuste marginal (média de 188 μm) pode apresentar um efeito negativo significativo sobre a força necessária para o destorque dos parafusos protéticos. Assim, os resultados mostraram que em estruturas protéticas apresentando este nível elevado de desajuste marginal, pode ser esperada uma maior incidência de problemas mecânicos relacionados com a estabilidade da conexão parafusada.

É importante observar que as avaliações da força de destorque realizadas no presente estudo foram em caráter imediato, ou seja, minutos após o parafusamento das estruturas aos pilares. Estudos anteriores mostraram que a maior parte da redução esperada da pré-carga ocorre nos minutos iniciais após o torqueamento de um parafuso, contudo, com o passar do tempo pode haver ainda uma perda adicional da pré-carga¹. Assim, possivelmente o efeito negativo de um elevado nível de desajuste marginal sobre a estabilidade da conexão parafusada possa ser acentuado após um período de tempo mais longo. Além disso, em estudo anterior¹, e mesmo no presente estudo, as forças cíclicas impostas pela mastigação durante o uso da prótese não foram incluídas no sistema durante as avaliações. Assim, possivelmente o efeito negativo da deficiência de passividade pode ser ainda mais consistente em uma situação clínica, na qual, além das tensões estáticas internas do sistema, este ainda será submetido às intempéries do meio bucal. Da mesma maneira, complicações biológicas, como reações adversas dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até pela falência da osseointegração^{6,10,12,13}, podem advir de desajustes marginais acentuados. Tudo isso, aponta para o fato de que o profissional deve estar ciente da importância da manutenção do desajuste marginal das estruturas implanto-retidas dentro de limites mínimos.

Conclusão

Dentro das limitações deste estudo, pode-se afirmar que a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos, em peças implanto-retidas de três elementos fundidas em titânio c.p., pode ser significativamente diminuída nas situações de maior nível de desadaptação marginal em

comparação com situações em que a desadaptação marginal está dentro de valores clinicamente aceitáveis.

Referências

1. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:124-32.
2. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:353-9.
3. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:26-33.
4. Bickford JH. *An Introduction to the design and behaviour of bolted joints.* New York: Marcel Dekker; 1981.
5. 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.
6. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983;49:843-8.
7. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:19-31.
8. Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. *J Prosthet Dent.* 2002;11:30-40.
9. Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent.* 2004;91:595-8.
10. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981;10:387-416.
11. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: prosthetic aspects. *J Prosthet Dent.* 1992;68:949-56.
12. Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WH. Clinical parameters of evaluation during implant maintenance. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:220-7.
13. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:90-4.
14. Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil.* 1995;22:661-71.
15. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6:270-6.
16. Taylor TD. Research directions in implant prosthodontics. *Int J Prosthodont.* 2000;13:270-1.
17. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10:85-92.
18. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent.* 1996;76:187-93.
19. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81:7-13.
20. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7:40-4.
21. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.* 1996;76:500-9.
22. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:620-5.
23. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(Suppl 1):156-8.
24. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5:347-59.
25. Johansson G, Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implant-supported fixed prostheses. *Int J Prosthodont.* 1990;3:89-92.
26. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:405-11.

