

Influência da retificação manual na força de destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas

Influence of rectification procedure on the counter-torque force of prosthetic screws of implant-retained frameworks

Luiz Gustavo Dias DAROZ¹

Ana Carolina Masarolo MACHADO¹

Wagner Sotero FRAGOSO¹

Guilherme Elias Pessanha HENRIQUE²

Mauro Antonio de Arruda NOBILO²

Marcelo Ferraz MESQUITA²

RESUMO

Objetivo: Avaliar a força de destorque de parafusos protéticos antes e após o procedimento de retificação da base de assentamento dos parafusos protéticos às infra-estruturas.

Métodos: A partir de matriz metálica contendo três réplicas de pilares cônicos (Micro-Unit; Conexão) dispostos 10mm de centro a centro, foram confeccionadas dez estruturas múltiplas fundidas em monobloco de titânio. As estruturas múltiplas fundidas foram apertadas sobre os pilares da matriz metálica com torque de 10Ncm. A sequência de parafusamento deu-se do pilar central para os distais. A força (Ncm) necessária para o destorque foi avaliada utilizando-se torquímetro digital (TQ3000; Lutron, Taipei, Taiwan). Esse procedimento foi conduzido antes e após a retificação da base de assentamento dos parafusos protéticos, por meio do uso de ponta retificadora manual (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). Foram calculados os valores médios de destorque para cada estrutura, antes e após a retificação. Teste t para amostras pareadas foi utilizado para comparação das situações avaliadas.

Resultados: Observou-se diferença significativa entre o valor médio de força de destorque dos parafusos protéticos antes ($5,78 \pm 1,03$ Ncm) e após ($7,06 \pm 0,62$ Ncm) os procedimentos de retificação ($p < 0,01$).

Conclusão: O processo de retificação da base de assentamento aumentou significativamente os valores da força necessária para o destorque dos parafusos protéticos das estruturas múltiplas implanto-retidas fundidas.

Termos de indexação: implantes dentários; prótese dentária; titânio.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the counter-force of prosthetic screws before and after the rectification procedure of the seating base of prosthetic framework screws.

Methods: With a metal matrix containing three replicas of conical abutments (Micro-Unit; Conexão) placed at 10 mm from center to center, ten multiple cast structures were made of a titanium monoblock. The multiple cast structures were fastened onto the metal matrix abutments with a torque of 10 Ncm. The screwing sequence was performed from the central pillar towards the distal ones. The force (Ncm) necessary for counter-torque was evaluated using a digital torque meter (TQ3000; Lutron, Taipei, Taiwan). This procedure was carried out before and after rectification of the seating base of the prosthetic screws, by means of a manual rectifier tip (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brazil). The mean counter-torque values were calculated for each structure before and after rectification. The t-Test for paired samples was used to compare the evaluated situations.

Results: Significant difference was observed between the mean counter-torque force value of the prosthetic screws before (5.78 ± 1.03 Ncm) and after (7.06 ± 0.62 Ncm) the rectification procedures ($p < 0.01$).

Conclusion: The rectifying process of the seating base significantly increased the values of force required to counter-torque the prosthetic screws of cast implant-retained multiple frameworks.

Indexing terms: dental implants; dental prosthesis; titanium.

INTRODUÇÃO

Desde os primeiros estudos sobre a osseointegração, implantes dentais têm sido largamente utilizados para reabilitação de pacientes edêntulos e

parcialmente edêntulos. O reconhecimento de uma união biocompatível entre o osso e o material aloplástico do implante criou inúmeras aplicações no campo da odontologia¹⁻⁶. Apesar de a interface osso-implante ter se demonstrado confiável^{2,7-8}, complicações clínicas podem ocorrer no nível protético.

¹ Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia. Av. Saturnino de Brito, 700, ap. 202, Ed. Guairá, Praia do Canto, 29055-180, Vitória, ES, Brasil. Correspondência para / Correspondence to: LGD DAROZ (lgdaro@msn.com).

² Universidade Estadual de Campinas, Departamento de Prótese e Periodontia, Faculdade de Odontologia. Piracicaba, SP, Brasil.

As próteses sobre implantes podem ser confeccionadas de duas formas: parafusadas ou cimentadas. Os modelos parafusados são amplamente utilizados quando se faz uso de estruturas múltiplas, e têm apresentado um bem documentado histórico de sucesso⁷. Apesar disso, alguns problemas técnicos continuam a frustrar os clínicos, como o afrouxamento e/ou fratura dos parafusos protéticos. Inúmeros são os fatores que podem levar a essas ocorrências, como a falta de passividade das infra-estruturas protéticas e sobrecarga oclusal do conjunto⁹.

A falha nas uniões parafusadas é um problema significativo e que pode ser relacionado à perda de pré-carga. Pré-carga é a força compressiva no sistema quando o parafuso é torquado, e é responsável por manter a união estável dos componentes. A quantidade de compressão ou pré-carga que é criada por um dado sistema é governada por múltiplas variáveis. Estas incluem o módulo de elasticidade dos materiais utilizados no parafuso e na infra-estrutura, o coeficiente friccional entre as superfícies com contatos deslizantes, lubrificação, a quantidade de torque aplicado e sua velocidade, a temperatura do sistema e, principalmente, o assentamento do componente.

Para uma determinada quantidade de torque imposto ao sistema parafusado, a limitação da pré-carga é determinada pela resistência friccional do contato entre as roscas e cabeça do parafuso e as superfícies opostas desta união¹⁰. Assim, é aceito que certa perda de pré-carga ocorra após o torquamento do parafuso devido à ocorrência de deformações plásticas interfaciais dos componentes do sistema¹¹. Quanto mais íntima a interação das superfícies do parafuso com os componentes protéticos, maior poderá ser a retenção friccional entre estes componentes e, possivelmente, menor será a perda de pré-carga¹². Portanto, a obtenção de uma estrutura protética que mantenha um íntimo contato tanto com a superfície do pilar quanto com a superfície do parafuso que os conecta é o objetivo nas reabilitações implanto-suportadas.

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do processo de retificação manual da base de assentamento do parafuso protético sobre a força necessária para o destorque destes parafusos. A hipótese testada foi de que o procedimento de retificação poderia aumentar a força necessária para destorque dos parafusos protéticos.

MÉTODOS

Delineamento do estudo

Para simular uma situação clínica correspondente à reabilitação de uma prótese fixa implanto-retida de três elementos, foi utilizado um modelo metálico contendo três

réplicas de pilares cônicos para próteses múltiplas (Pilares Micro-Unit – 4,1mm 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 infra-estruturas fundidas. A leitura da força necessária para o destorque dos parafusos protéticos foi realizada em duas situações: I- antes do procedimento de retificação, com as estruturas ainda intactas; e R- após a retificação manual da base de assentamento do parafuso protético. Antes dos procedimentos de retificação manual, o desajuste marginal de cada estrutura foi quantificado utilizando-se a metodologia do teste do parafuso único¹¹⁻¹³.

Obtenção das estruturas protéticas

Foram confeccionadas dez estruturas implanto-retidas múltiplas em titânio comercialmente puro fundidas pela técnica do monobloco. Os padrões de fundição foram preparados sob um modelo de trabalho obtido por 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 Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) e barras cilíndricas de cera de secção transversal de 4 mm (Wax wire 4.0, Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha). Estas barras foram cortadas e posicionadas entre os cilindros protéticos e em seguida foram unidas a estes com cera liquefeita, até obtenção da conformidade desejável. 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, Pforzeim, Alemanha). Os padrões de fundição foram incluídos em revestimento a base de fosfato (Rematitan Plus, Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha), levados em forno de aquecimento (Vulcan 3.550 NDI Box Funace, Degussa, Hanau, Alemanha) e impostos ao ciclo de cocção conforme instruções do fabricante (Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha). Em seguida, os blocos de fundição foram levados a uma máquina de fundição por arco-voltaico (Rematitan, Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha), onde foram utilizadas pastilhas de 22 gramas de titânio comercialmente puro (Tritan, Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha) para obtenção das estruturas. As amostras foram desincluídas e jateadas com partículas de óxido de alumínio (100µm de granulação). Os condutos de alimentação foram, então, seccionados com disco de óxido de alumínio (Dentaaurum, Pforzeim, Alemanha), e as estruturas acabadas.

Leitura dos desajustes marginais

A técnica utilizada para a quantificação do desajuste marginal médio das estruturas metálicas seguiu o protocolo do teste do parafuso único para a avaliação da passividade de estruturas implanto-retidas¹¹⁻¹³. Na técnica, um parafuso protético de titânio (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) foi apertado mediante torque de 10 Ncm (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan) sobre o pilar distal “A” e foi avaliado o desajuste marginal nas faces vestibular e lingual do pilar central “B” e do pilar distal oposto “C”. Da mesma forma, consecutivamente, um parafuso foi torquado ao pilar “C” e a leitura procedeu-se 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 120×. As leituras nas faces vestibular e lingual de cada pilar foram repetidas consecutivamente por três vezes e a média destas repetições foi considerada o desajuste marginal médio de toda a estrutura. As leituras do desajuste marginal médio foram sempre realizadas sobre a matriz metálica original.

Procedimento de retificação (pontas retificadoras)

Para o procedimento de retificação dos cilindros fundidos, foi utilizada uma ponta retificadora específica para a base de assentamento do parafuso protético (Ponta Retificadora - 304157; Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil) (Figura 2). A utilização deste dispositivo tem a finalidade de remover irregularidades provenientes do processo de fundição¹⁰ na região da estrutura metálica que abriga a cabeça do parafuso protético após seu parafusamento (base de assentamento). As pontas retificadoras foram usadas da seguinte forma: a) todo o processo de retificação foi realizado por apenas um pesquisador; b) a ponta retificadora específica foi usada via tração manual, com auxílio de dispositivo de suporte e seguindo orientações do fabricante (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil); c) as pontas foram utilizadas sobre cada cilindro fundido até que, sob análise visual com auxílio de lupa (4×), pôde-se observar o aspecto polido de toda a superfície da base de assentamento do parafuso (Figura 2); d) uma mesma ponta retificadora foi utilizada sob, no máximo, 15 cilindros fundidos.

Leitura da força de destorque imediata

A força de destorque foi avaliada nas duas situações experimentais: I- antes da retificação; e R- após a retificação manual das estruturas. Para todos os procedimentos de

torqueamento e leitura da força de destorque foi utilizado um torquímetro eletrônico com precisão de 0,1 Ncm (Figura 3) (Torque Meter - TQ8800, Lutron, Taipei, Taiwan). O procedimento de leitura da força de destorque teve como diretrizes em todas as condições experimentais: a) o torqueamento dos parafusos protéticos de fixação da infra-estrutura seguiu a sequência B, A, C; b) foi aplicado um torque inicial de 10 Ncm a todos os parafusos na sequência determinada; c) o torquímetro digital foi usado de forma manual e o procedimento realizado por apenas um investigador treinado; d) a ordem de determinação da força de destorque dos parafusos seguiu a mesma sequência (B, A, C); e) após a determinação da força necessária para o destorque de um determinado parafuso protético, este mesmo parafuso foi novamente torquado (10 Ncm) 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 três vezes para cada pilar.

Análise estatística

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 situação experimental. Estes dados foram submetidos ao Teste *t* para medidas repetidas ($\alpha = 5\%$).

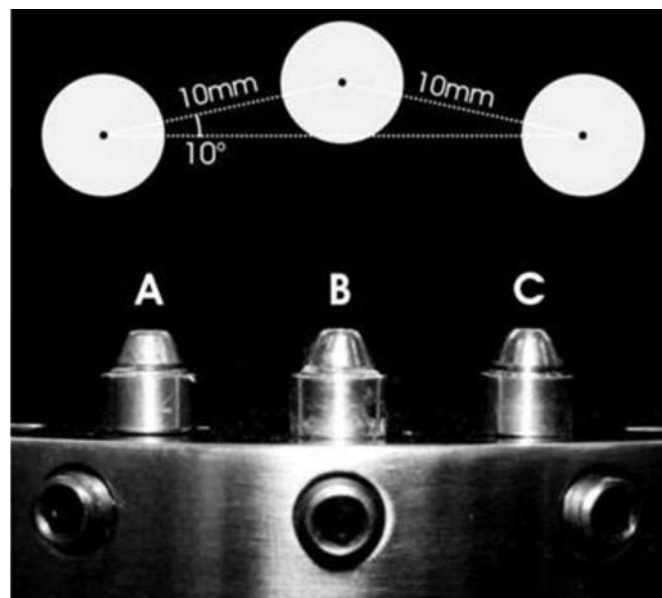


Figura 1. Modelo metálico contendo três réplicas de pilares Micro-Unit (A, B, C) dispostos a 10 mm, de centro a centro.

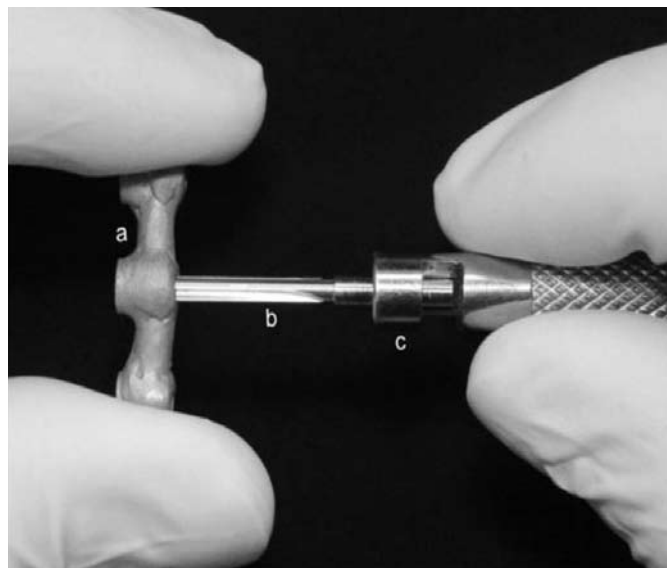


Figura 2. Retificação da base de assentamento do parafuso protético, sendo: a) estrutura metálica; b) ponta retificadora; c) cabo para apoio manual. Vista superior da base de assentamento do parafuso protético. I- Intacto (antes da retificação) e R- Retificado (após a retificação).

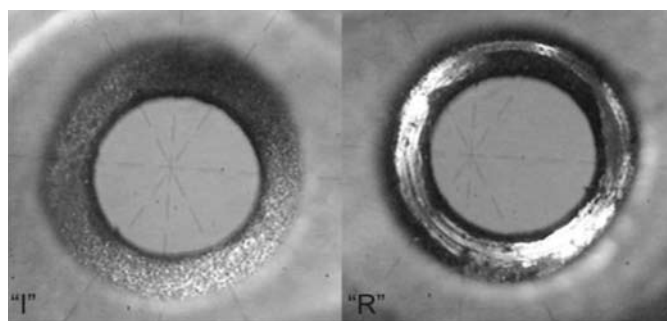


Figura 3. Torquímetro digital - Torque Meter TQ-8800, Lutron - utilizado na aferição da força de destorque.



Figura 4. Força de destorque para todas as estruturas metálicas, nas situações I e R.

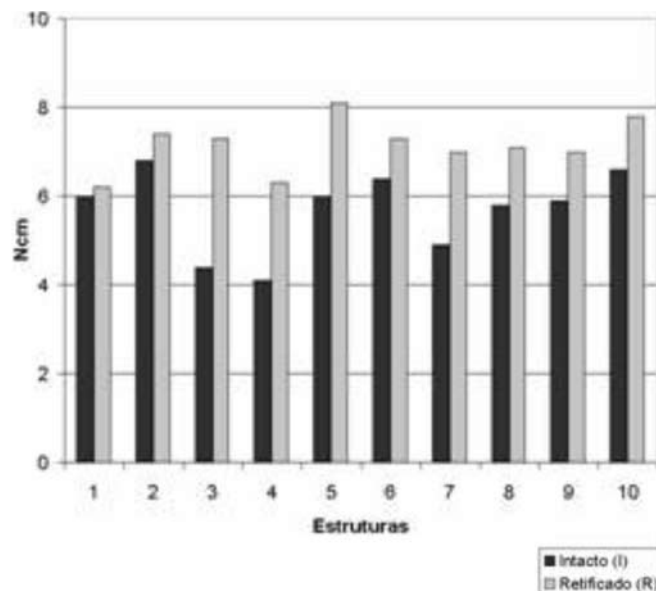


Figura 5. Médias do valor da força de destorque (Ncm) dos parafusos de retenção para as dez estruturas avaliadas. Barras negras mostram o valor médio de destorque para a situação com as estruturas intactas; barras claras mostram o valor de destorque para a situação após o processo de retificação.

RESULTADOS

O valor de desajuste marginal médio determinado segundo a metodologia do teste do parafuso único foi de $205 \pm 61,59 \mu\text{m}$. Os valores de força de destorque para todas as estruturas nas duas situações experimentais testadas são mostrados na Figura 4. O valor médio de força de destorque dos parafusos protéticos para a situação R ($7,15 \pm 0,58 \text{ Ncm}$) foi significativamente maior que para a situação I ($5,69 \pm 0,92 \text{ Ncm}$) ($p < 0,05$).

DISCUSSÃO

A partir dos resultados pode-se observar que, após a retificação das estruturas metálicas, houve um aumento significativo da força necessária para o destorque dos parafusos protéticos. Isso significa que a realização dos procedimentos de retificação pode aumentar a estabilidade da conexão parafusada.

A força compressiva que mantém os componentes de um sistema implanto-retido parafusado denomina-se pré-carga¹⁵. A magnitude da pré-carga pode ser influenciada por diversos fatores, incluindo desde o módulo de elasticidade

dos materiais do sistema até as características de desenho dos componentes protéticos e dos parafusos¹⁵⁻¹⁹. Uma perda inicial e tardia desta pré-carga é sempre esperada após o torqueamento de um parafuso¹⁵. Desta forma, quando se aplica uma força de torque de 10 Ncm a um determinado parafuso, espera-se que a força em Ncm necessária para seu destorque seja menor do que os 10 Ncm iniciais. Isso foi observado em todas as estruturas e situações experimentais deste estudo. Quando as superfícies de um sistema parafusado estão em compressão dinâmica ou estática, deformações plásticas localizadas ou mesmo um pequeno desgaste das superfícies pode ocorrer¹⁹. Isso teria o efeito de reduzir a resistência friccional entre essas superfícies e propiciar a perda da pré-carga imediatamente após o torqueamento do parafuso, ou mesmo com o passar do tempo^{16,20}. Estudos anteriores demonstraram que essa perda de pré-carga pode chegar a uma proporção de 5% a 40% da força inicialmente aplicada^{15,18} e que, além do tempo, a imposição de forças externas – como acontece no meio oral – e a repetida remoção e reaperto dos parafusos também podem influenciar negativamente a manutenção da pré-carga. Portanto, métodos que propiciem um menor índice de perda de pré-carga, tanto em caráter imediato quanto tardio, seriam importantes para a manutenção da estabilidade da conexão parafusada.

A criação e manutenção de uma forte retenção friccional entre os componentes de um sistema parafusado são fundamentais para sua estabilidade¹⁵. Segundo Andersson et al.¹⁰ existem pequenas imprecisões localizadas na região da estrutura metálica que abriga a cabeça do parafuso protético (base de assentamento do parafuso). Essas imprecisões seriam provenientes de distorções presentes nos próprios cilindros plásticos calcináveis, bem como distorções provenientes e inerentes ao próprio processo de fundição^{21,22}. Imprecisões presentes nesta interface poderiam impedir um assentamento ótimo da cabeça do parafuso protético e, por sua vez, impedir a criação de uma retenção friccional ótima. O aperto de um parafuso contra uma superfície irregular promoveria o surgimento de tensões residuais na interface cabeça do parafuso / base de assentamento. Mediante essa tensão residual, o parafuso tenderia a se mover para uma posição mais passiva quando a retenção friccional criada nessa interface fosse superada por uma carga externa excêntrica, promovendo assim a redução da pré-carga¹⁶, ou seja, as irregularidades presentes na base de assentamento do parafuso protético poderiam, além de diminuir a retenção

friccional dos componentes em contato, propiciar a criação de tensão residual no próprio parafuso, o que, em última análise, poderia contribuir para a soltura ou fratura prematura da conexão parafusada.

A realização do procedimento de retificação apresentou um efeito positivo sobre a força imediata necessária para o destorque dos parafusos protéticos. Para o procedimento de retificação, utilizou-se uma ponta retificadora especialmente desenhada para o fresamento da região da base de assentamento do parafuso protético (Ponta Retificadora - 304157; Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). Esta ponta retificadora foi desenhada com o intuito de remover mecanicamente, via tração manual, irregularidades e imprecisões presentes na região. O equipamento possuiu um custo bastante acessível e sua utilização é rápida e simples. Resumidamente, a ponta retificadora é presa a um dispositivo de retenção fornecido pelo próprio fabricante (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). Em seguida, é pressionada concomitantemente a movimentos circulares contra a base de assentamento do parafuso na estrutura metálica, de forma que suas lâminas de corte permaneçam paralelas a esta superfície. O objetivo é criar uma superfície plana e polida que possa fornecer uma área de contato ampla e regular com a cabeça do parafuso protético (Figura 2). Possivelmente o aumento observado na força necessária para o destorque dos parafusos após o procedimento de retificação das estruturas metálicas seja explicado pela criação de uma maior retenção friccional entre a cabeça do parafuso protético e sua base de assentamento na estrutura metálica.

Segundo Bickford¹⁵, se a resistência friccional nas interfaces de adaptação das estruturas do sistema parafusado for maior do que a resistência friccional na região das roscas do parafuso, a pré-carga de todo o sistema pode aumentar. Carr et al.²³ demonstraram que a pré-carga média que pode ser gerada durante o parafusamento pode atingir cerca de 97 N em cilindros de ouro fundidos unitários. Contudo, nesse mesmo estudo, quando as superfícies internas do mesmo cilindro fundido sofreram um acabamento, utilizando-se procedimentos laboratoriais comuns, de forma a ficarem mais planas e lisas, a pré-carga média pôde ser registrada em 322 N. No estudo aqui descrito as estruturas utilizadas foram múltiplas e não unitárias como as do trabalho de Carr et al.²³. Em estruturas múltiplas, a passividade do sistema pode ter uma influência negativa sobre a força de retenção

dos parafusos protéticos^{10,16}. Os dados mostraram que o desajuste marginal médio das estruturas foi de 205 µm, portanto, acima dos valores indicados na literatura como aceitáveis^{9,11,21-26}. Talvez isso explique por que os valores de força de destorque iniciais (para a situação I) foram apenas cerca de 56% do torque inicial estabelecido em 10 Ncm. Contudo, após os procedimentos de retificação manual das estruturas (situação R), os valores de força de destorque atingiram uma média de 71% do torque inicial. Isso demonstra que, mesmo para uma situação em que o nível de passividade das estruturas protéticas está abaixo do recomendado, a remoção das irregularidades superficiais na região de base de assentamento da cabeça do parafuso protético via retificação manual pode propiciar uma melhora expressiva da estabilidade da conexão parafusada. Espera-se que, para estruturas com nível de desajuste marginal dentro dos limites recomendados, este ganho de passividade possa ser ainda mais significativo.

CONCLUSÃO

Pode-se concluir que o processo de retificação da base de assentamento aumentou significativamente os valores de força necessários para o destorque dos parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas de múltiplos elementos.

Colaboradores

A.C.M. MACHADO foi responsável pela realização das etapas laboratoriais. L.G.D. DAROZ e W.S. FRAGOSO participaram da elaboração e orientação do artigo. G.E.P. HENRIQUE, M.A.A. NOBILO e M.F. MESQUITA participaram como orientadores no desenvolvimento do modelo de estudo.

REFERÊNCIAS

- Adell R, Erickson B, Lekholm U, Branemark P-I, Jemt T. A long term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of the totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(4): 347-59.
- Branemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3(2): 81-100.
- Branemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977; 16: 1-32.
- Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(6): 635-40.
- Lekholm U, Van Steenberghe D, Hermann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9: 627-35.
- Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5(3): 272-81.
- Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1(1): 11-25.
- Clelland NL, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant between as-cast and postsoldered implant frameworks for a five-implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont*. 1996; 5(3): 193-200.
- Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont*. 1999; 8(3): 171-9.
- Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug; 76(2): 187-93.
- 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(3): 270-6.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999; 81(1): 7-13.
- Zarb GA, Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *J Oral Rehabil*. 1995; 22(8): 661-71.
- Shigley JE, Mischke CR. *Standard handbook of machine Design*. New York: McGraw-Hill; 1996. p. 16-23, 39.
- Bickford JH. *An introduction to the design a behavior of bolted joints*. New York: Marcel Decker; 1981.
- Cantwell A, Hobkirk LA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(1): 124-32.

17. 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(3): 353-9.
18. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(2): 177-86.
19. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998; 42(1): 71-89.
20. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(4): 435-40.
21. Bessing C, Bergman M. The stability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J*. 1992; 16(3): 109-13.
22. Carr AB, Brunski JB, Labishak J, Bagley B. Preload comparison between as received cast-to cylinders [abstract]. *J Dent Res*. 1993; 72 (special issue): 190.
23. 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(5): 500-9.
24. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; 49(6): 843-8.
25. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1996; 75(3): 314-25.
26. 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(6): 949-56.

Recebido em: 23/10/2007

Versão final reapresentada em: 28/1/2008

Aprovado em: 15/4/2008