



Artigo original

Efeito da remoção e reinserção de hastes tipo *force-closed* nas deformações da artroplastia total de quadril[☆]



Sandro Griza^{a,*}, Luiz Sérgio Marcelino Gomes^b, André Cervieri^c
e Telmo Roberto Strohaecker^d

^a Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, SE, Brasil

^b Serviço de Cirurgia e Reabilitação Ortopédica e Traumatológica, Batatais, SP, Brasil

^c Universidade Luterana do Brasil, Canoas, RS, Brasil

^d Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil

INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 2 de dezembro de 2014

Aceito em 30 de março de 2015

On-line em 9 de outubro de 2015

Palavras-chave:

Artroplastia de quadril

Desenho de prótese

Fenômenos mecânicos

R E S U M O

Objetivos: Estudo da remoção de haste do tipo *force-closed* e a sua reinserção posterior para aumentar a exposição do acetábulo durante a revisão. Não é conhecido o quanto esse procedimento modifica a interface haste/cimento.

Métodos: Três modelos de hastes afiladas foram implantadas em fêmures compósitos. Extensômetros de deformação foram embebidos no aspecto medial do manto de cimento e em diversas posições sobre a superfície externa dos fêmures. As deformações foram medidas durante cargas estáticas, as quais foram aplicadas em dois diferentes momentos: após a implantação e após um milhão de ciclos de carga, seguido pela remoção e reinserção. O teste t foi feito. As diferenças entre as deformações foram confrontadas com $p \leq 0,05$ entre os dois momentos de carga estática e entre os três projetos de hastes.

Resultados: Não foram encontradas diferenças significativas nas deformações após os dois momentos de carga para os três modelos. Não foram encontradas diferenças significativas nas deformações iniciais dos três modelos para a maioria dos extensômetros aderidos aos fêmures.

Conclusões: A reinserção de haste do tipo *force-closed* não altera a transmissão de carga da haste para o cimento e para a superfície do fêmur, mesmo após um milhão de ciclos.

© 2015 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Todos os direitos reservados.

[☆] Trabalho desenvolvido no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica, de Minas e de Materiais, Laboratório de Metalurgia Física, Departamento de Metalurgia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS, Brasil.

* Autor para correspondência.

E-mails: griza@ufs.br, sandro.griza@gmail.com (S. Griza).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2015.03.008>

0102-3616/© 2015 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Todos os direitos reservados.

Effect of removal and reinsertion of force-closed stems on deformation of total hip arthroplasty

A B S T R A C T

Keywords:

Arthroplasty, hip
Prosthesis design
Mechanical phenomena

Objectives: This study investigated removal of a force-closed stem, done in order to improve acetabular exposure during revision, with reinsertion afterwards. It is unknown how much this procedure modifies the stem/cement interface.

Methods: Three tapered stem models were implanted into composite femurs. Strain gauges were embedded in the medial aspect of the cement mantle and in several positions on the outer surface of the femurs. The deformation was measured during static loading, which was applied at two different times: after implantation and after one million loading cycles, followed by stem removal and reinsertion. The t test was performed. The differences in deformation were compared (at $p \leq 0.05$) between the two static loading times and among the three stem designs.

Results: No significant differences in deformation were found after the two loading times for the three models. No significant differences in the initial deformations of the three models were found for most of the gauges attached to the femurs.

Conclusions: Reinsertion of the force-closed stem does not alter the load transmission from the stem to the cement and to the surface of the femur, even after one million loading cycles.

© 2015 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora Ltda. All rights reserved.

Introdução

Hastes sem colar, polidas, afiladas e cimentadas são amplamente aplicadas em artroplastia total do quadril. Essas hastes funcionam como uma montagem por interferência cônica, comportamento conhecido como *force-closed*.¹ Teoricamente, uma vez que não há ligação química forte entre a haste metálica e o cimento polimérico, é possível remover a haste do cimento e obter a mesma interação interfacial após a sua reinsertão.

No caso de revisões do acetábulo, a remoção da haste é interessante, pois aumenta a exposição do acetábulo e reduz o tempo de cirurgia. Nabors et al.² fizeram acompanhamento clínico por 10 anos de 42 casos de revisões de acetábulo, nos quais hastes tipo *force-closed* foram removidas e reinsertadas. Nabors et al.² e Bell et al.³ também avaliaram a estabilidade rotacional das hastes por meio de testes mecânicos e não encontraram evidente perda de estabilidade da haste devido à reinsertão. No entanto, mudanças na interface entre haste e cimento podem ocorrer após a reinsertão da haste.⁴ Os pequenos espaços interfaciais que podem surgir a partir da relaxação de tensões residuais do cimento poderiam não produzir mudança significativa na estabilidade rotacional em curto prazo da haste. Porém, os espaços poderiam produzir mudanças na transmissão de carga da haste para o cimento. Norman et al.⁵ descobriram que alterações de interação da interface entre haste e cimento tiveram uma profunda influência na alteração das deformações transferidas para o cimento e para o fêmur. Medições por meio da técnica de extensometria de resistência elétrica (*strain gauges*) poderiam ser usadas para detectar tais alterações nessas deformações.

O presente estudo objetiva verificar se há alterações nas deformações tanto no cimento quanto no fêmur após a remoção e reinsertão da haste. Se as deformações da artroplastia primária não diferirem significativamente das deformações após a reimplantação, então isso é uma forte indicação de que a interface entre haste e cimento é preservada e que a remoção e reinsertão é um procedimento seguro do ponto de vista mecânico.

Materiais e métodos

Hastes do tipo *force-closed* comercialmente disponíveis foram fabricadas em aço inoxidável ASTM F138 e fornecidas pelo fabricante (MDT Implant, Rio Claro, SP, Brasil). As hastes diferem-se quanto à geometria transversal e quanto aos ângulos e planos de afilamento (fig. 1). As diferenças geométricas relevantes entre as hastes são as seguintes: Grupo A (Spoac®): 12.25 mm de espessura proximal, 1°15' de afilamento, geometria transversal circular; Grupo B (Maxima®): 12 mm de espessura proximal, duplo afilamento (4°30' e 1° nas faces lateral e medial, respectivamente, 3°12' no plano lateral), seção transversal retangular com cantos arredondados; Grupo C (Spoac NC®): 13 mm de espessura proximal, triplo afilamento (3°, 3°30', 3°53', respectivamente, no plano frontal, lateral e transversal), seção transversal retangular com cantos arredondados. Duas hastes de cada grupo foram implantadas em fêmures sintéticos grandes (3306 Pacific Research Labs).

Implantação

O tamanho de haste apropriado foi selecionado de acordo com *templates* e a cavidade medular foi obstruída por meio

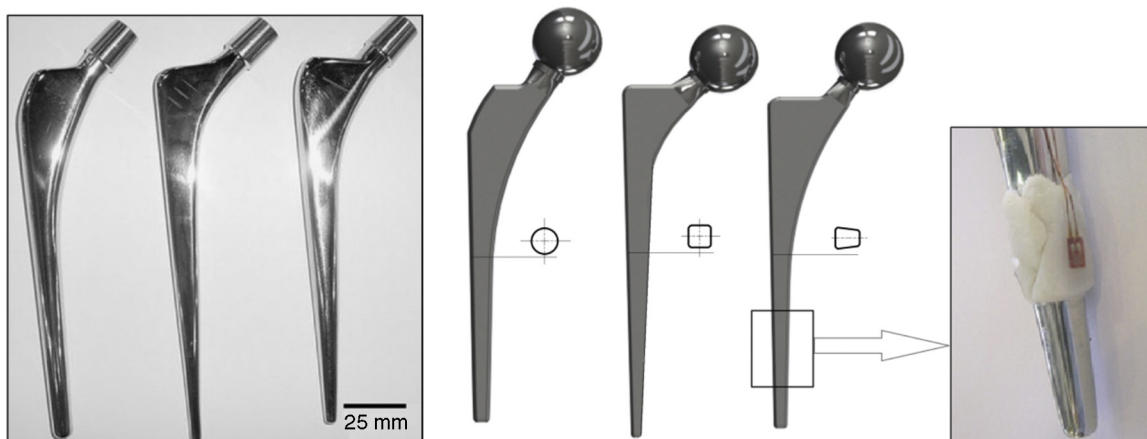


Figura 1 – Os três modelos de hastes. Da esquerda para a direita, haste cônica (Grupo A), haste duplamente afilada (Grupo B) e haste triplamente afilada (Grupo C). A figura central mostra a seção transversal das hastes. A figura a direita mostra um extensômetro (*strain gauge*) aderido à camada de cimento próximo à ponta de uma haste.

de restritor de polietileno. O cimento ósseo (Simplex P, Styker-Howmedica-Osteonics) foi introduzido na cavidade medular de maneira retrógrada por seringa. A implantação foi feita por experiente cirurgião (LSMG).

Medições de deformações

Extensômetros de resistência elétrica (*strain gauges*) foram aderidos tanto nos fêmures quanto no cimento, em posições específicas dos corpos de prova para permitir grandes diferenças na leitura das deformações quando ocorrer alguma alteração na interface entre a haste e o cimento.⁵

As deformações na superfície externa de cada um dos fêmures foram medidas por meio de sete extensômetros axiais (KYOWA KFG-2-120-C1-11) dispostos no eixo de simetria dos fêmures. As deformações de cada um dos mantos de cimento foram medidas por meio de dois extensômetros axiais (Kyowa KFG02120C111-N15-C02). Os extensômetros foram aderidos aos mantos de cimento e aos fêmures de acordo com protocolos similares.⁶ Camadas de cimento foram aplicadas na altura proximal e distal de cada haste antes de sua implantação, de forma a permitir a adesão dos extensômetros. As camadas de cimento foram lixadas até atingir 1 mm de espessura. Os extensômetros foram aplicados nas camadas no aspecto medial das hastes. Um desses extensômetros aderido na altura distal de uma haste antes da implantação é apresentado na [figura 1](#). Então, os extensômetros foram todos embebidos no manto de cimento durante a implantação e eles permaneceram no interior do manto após a remoção das hastes. As posições dos extensômetros são apresentadas na [figura 2](#).

As deformações foram medidas por meio de uma placa de aquisição (HBM MGCplus). Todos os extensômetros foram calibrados por meio de resistores elétricos de precisão (Vishay Micro-measurements).

Carga

Os côndilos distais dos fêmures foram fixados em um dispositivo de sustentação para garantir inclinação posterior de

9° e inclinação lateral de 10°. Os côndilos foram embebidos por resina PMMA, após sua adequada fixação com parafusos. Os corpos de prova foram carregados em uma máquina de testes servohidráulica (MTS 810, MTS Corporation, USA). Cargas estáticas foram aplicadas na cabeça das hastes após a implantação e após a reimplantação. Dez (10) blocos de cargas estáticas foram aplicados com o uso da taxa de 2300 N/min até atingir os 2300 N, seguido-se por um minuto de sustentação da carga e mais um minuto de alívio da carga. Cada valor de deformação foi representado pela diferença de valores máximo e mínimo produzido devido aos blocos de cargas estáticas. A deformação média devido aos dez blocos de carga foi tomada para análise. Cargas cíclicas senoidais limitadas entre picos mínimos de 230 N e picos máximos de 2300 N foram aplicadas após as cargas estáticas iniciais. Foi usada frequência de carga de 7 Hz até o máximo de 1 milhão de ciclos.

Remoção e reinserção

O procedimento de remoção e reinserção das hastes foi conduzido após a aplicação das cargas cíclicas. A remoção das hastes foi feita por meio de uma ferramenta extratora apropriada. Após passadas três horas da remoção, as hastes foram cuidadosamente reinseridas na cavidade do manto de cimento e submetidas ao momento final de cargas estáticas. O procedimento de remoção e reinserção foi conduzido pelo mesmo cirurgião que fez a implantação primária.

As deformações foram medidas durante a aplicação das cargas estáticas após a implantação primária e após a reinserção das hastes. A diferença de deformações foi confrontada por meio do teste T, com nível de significância $p \leq 0,05$ entre os dois momentos de carga e entre as deformações iniciais medidas nos três modelos de hastes.

Resultados

Quatro extensômetros embebidos foram danificados durante a implantação primária. Os danos ocorreram nos dois extensômetros de um corpo de prova do Grupo B, em um extensômetro

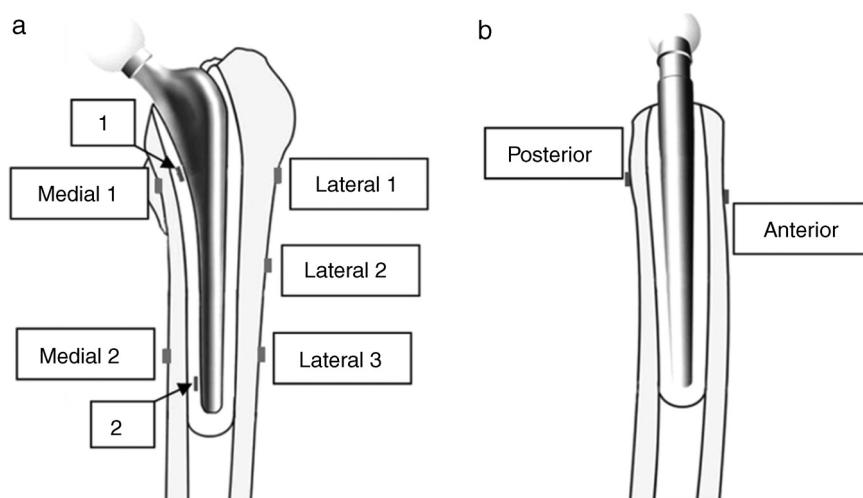


Figura 2 – Os extensômetros são representados por pequenas caixas cinza. Os extensômetros embebidos nas posições 1 e 2 foram dispostos, respectivamente, a 130 mm e 20 mm a partir da ponta da haste, no aspecto medial (a). Os extensômetros dos fêmures foram dispostos a partir da extremidade do grande trocânter: (a) medial: 63 mm e 98 mm; lateral: 40 mm e 102 mm; e (b) anterior: 35 mm; posterior: 65 mm.

na posição 2 do Grupo A e em um extensômetro na posição 1 do Grupo C. Apesar disso, a comparação pôde ser feita entre as posições 1 e 2, respectivamente, dos Grupos A e C. Não foram encontradas diferenças significativas quando comparadas as deformações medidas no cimento e no fêmur para os dois momentos de carga (tabela 1). A figura 3 mostra as deformações medidas para os extensômetros embebidos, assim como aquelas medidas nas superfícies medial e lateral

dos fêmures. A comparação entre as deformações antes e após a reimplantação pode ser observada na figura.

A comparação entre os três modelos de hastes com respeito às deformações iniciais de cada posição medida nos fêmures foi também feita. Na tabela 1, é possível observar que as deformações tenderam a decrescer após a reinserção das hastes cônicas A, assim como decresceram as deformações nas direções medial e lateral das hastes triplamente afiladas

Tabela 1 – Deformações ($\mu\text{m}/\text{m}$) medidas durante as cargas estáticas iniciais e durante as cargas estáticas após a reinserção para as nove posições medidas dos três grupos de hastes estudadas. O desvio padrão está apresentado entre parênteses. Diferenças estatísticas entre deformações iniciais e deformações após a reinserção em cada uma das nove posições foram assumidas quando $p \leq 0.05$

Comparações	Medial 1	Medial 2	Lateral 1	Lateral 2	Lateral 3	Anterior	Posterior	1	2
Haste A, cargas iniciais	-1758 (28)	-2117 (248)	339 (147)	1012 (131)	1490 (233)	-727 (73)	-905 (34)	-667 (14)	-
Haste A, cargas após reimplantação	-1627 (10)	-1894 (78)	176 (114)	829 (152)	1267 (67)	-561 (56)	-789 (63)	-564 (181)	-
Valor de p	0,13	0,31	0,54	0,53	0,48	0,32	0,10	0,56	-
Haste B, cargas iniciais	-1997 (64)	-2348 (86)	313 (68)	1144 (158)	1626 (161)	-683 (28)	-1087 (142)	-	-
Haste B, cargas após reimplantação	-2012 (25)	-2476 (208)	331 (49)	1113 (133)	1607 (155)	-740 (96)	-1228 (48)	-	-
Valor de p	0,69	0,39	0,39	0,34	0,13	0,47	0,28	-	-
Haste C, cargas iniciais	-2030 (48)	-1913 (103)	435 (136)	941 (157)	1424 (210)	-664 (36)	-814 (142)	-	-682 (374)
Haste C, cargas após reimplantação	-1951 (418)	-1793 (158)	171 (179)	765 (61)	1368 (369)	-754 (291)	-803 (18)	-	-698 (466)
Valor de p	0,81	0,20	0,07	0,46	0,91	0,70	0,91	-	0,82
Valor de p entre hastes A e B	0,17	0,17	0,89	0,66	0,71	0,64	0,38	-	-
Valor de p entre hastes A e C	0,12	0,56	0,05	0,16	0,16	0,56	0,60	-	-
Valor de p entre hastes B e C	0,18	0,02	0,55	0,54	0,58	0,29	0,003	-	-

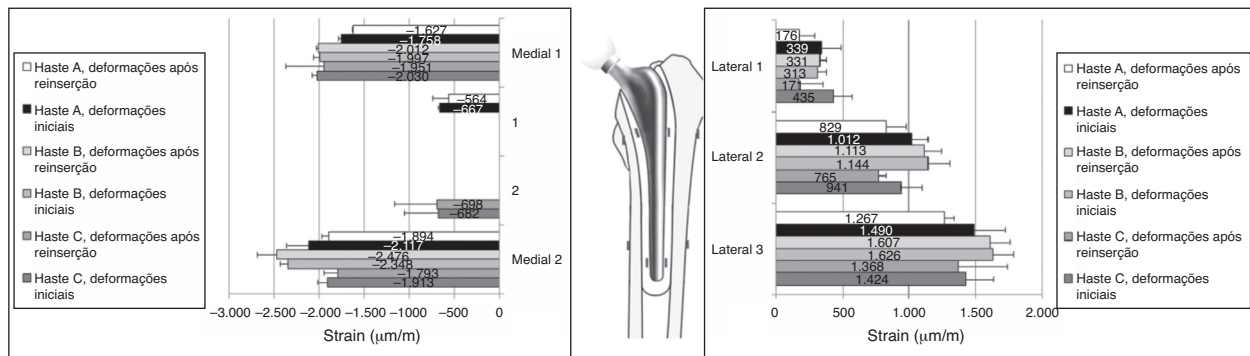


Figura 3 – As deformações medidas pelos extensômetros embebidos e pelos extensômetros dispostos nos aspectos medial e lateral dos fêmures.

C. Por outro lado, é possível observar que nas hastes duplamente afiladas B as deformações tenderam a aumentar após a reinserção em muitas das posições medidas, exceto na direção lateral. No entanto, diferenças significativas entre as hastes B e C foram observadas apenas na posição medial 2 e na posição posterior (tabela 1 e fig. 4). Todas as demais comparações das três hastes não apresentaram diferenças significativas. A figura 3 também mostra as maiores deformações próximas da ponta das hastes (posições medial 2 e lateral 3) para os três modelos de hastes.

Uma vez que apenas dois medidores mostraram diferenças significativas entre as hastes B e C, fizemos uma análise de regressão linear, considerando que os três modelos de hastes pertençam a um único grupo. A regressão também apresentou forte correlação, com coeficiente de linearidade de 0,91 e inclinação da reta de 1,03 para as deformações medidas pelos extensômetros embebidos, além de coeficiente de 0,98 e inclinação de 0,96 para as deformações na superfície dos fêmures (fig. 5).

Discussão

No presente estudo foi investigado o potencial de alterações nas deformações transferidas pela haste para o manto de cimento e para o fêmur, devido à remoção e reinserção da haste. Embora essa prática venha sendo usada em diversas situações a fim de facilitar a exposição do acetábulo nas

cirurgias de revisão, e não tenha apresentado consequências clínicas adversas, é necessário confirmar que a prática não interfere na artroplastia do ponto de vista mecânico, a fim de evitar problemas que podem surgir em longo prazo. Três modelos consagrados de hastes do tipo *force-closed* foram testados para verificar se o mesmo comportamento mecânico ocorre nos três modelos. As hastes têm apenas sutis diferenças de projeto. Hastes do tipo *force-closed*, tais como a Exeter, têm mostrado excelentes resultados em longo prazo.⁷ Nesses modelos, a haste migra devido à fluência do cimento e isso permite a transmissão de carga por meio do cimento até o fêmur de uma forma mais homogênea.^{8,9} Sutis modificações de projeto de hastes do tipo *force-closed* têm sido concebidas nas últimas décadas. Exemplos de tais alterações são as que culminaram na concepção da Exeter Universal duplamente afilada e na C-stems triplamente afilada.¹⁰ A haste duplamente afilada foi concebida para tomar vantagens da fluência do cimento. A haste triplamente afilada foi concebida pela mesma razão, mas com a vantagem de aumentar a carga transferida ao calcar. Alterações na forma das hastes, tais como na sua seção transversal, na geometria proximal, nos ângulos e planos de afilamento, podem interferir na rigidez e na estabilidade da haste, assim como também na carga transmitida a partir da haste para o cimento e finalmente para o tecido ósseo.

As técnicas usadas em nosso estudo têm sido amplamente usadas em testes que buscam prever diferenças na mecânica da artroplastia.^{6,11,12} Além do mais, alterações na interface

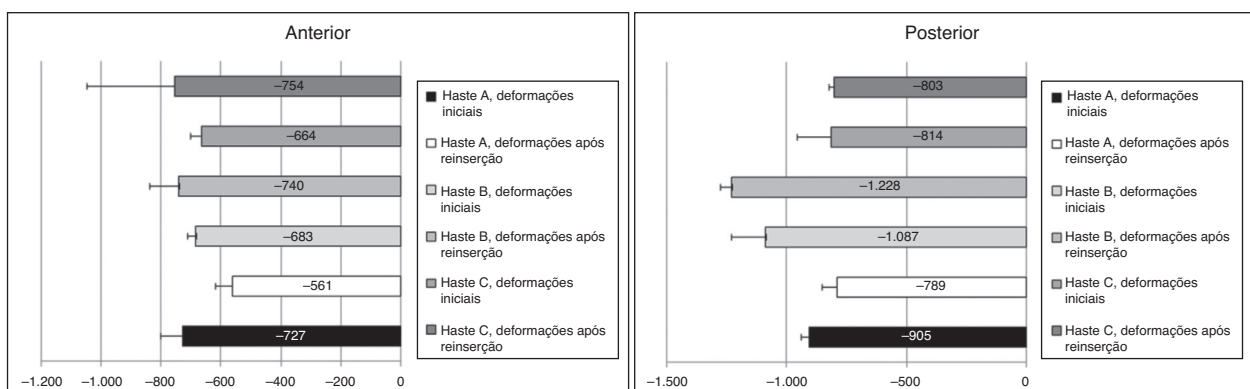


Figura 4 – As deformações medidas nos aspectos anterior e posterior dos fêmures.

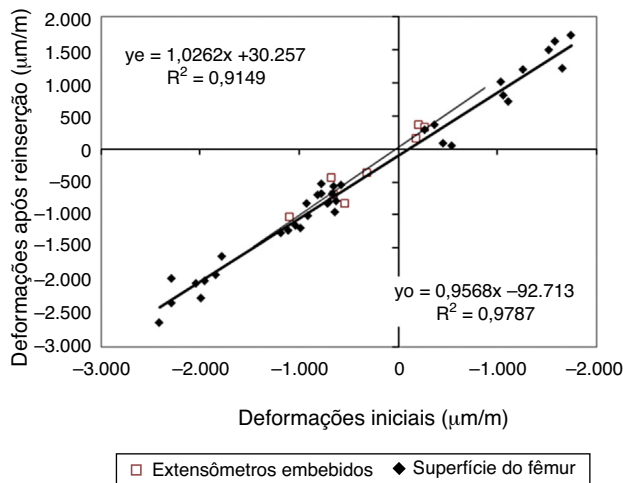


Figura 5 – Regressão linear comparando deformações devidas às cargas estáticas iniciais e deformações devidas às cargas estáticas após a reimplantação para os três grupos de hastes. O símbolo “ye” se refere aos extensômetros embebidos, enquanto que o símbolo “yo” se refere aos extensômetros dispostos na superfície externa dos fêmures.

entre haste e cimento poderiam facilmente ser detectadas por meio do uso de extensômetros.⁵ A quantidade de um milhão de ciclos de carga foi escolhida para incentivar a fluência do cimento e a migração da haste, na tentativa de simular o que ocorre *in vivo*.

Alguns extensômetros embebidos no cimento foram perdidos durante o estudo. Porém, a comparação pôde ser feita entre as posições 1 e 2 com respeito às hastes A e C, respectivamente. As comparações entre as deformações devidas às cargas iniciais e aquelas após a reimplantação para os extensômetros embebidos e para aqueles dispostos na superfície dos fêmures não mostraram diferenças significativas.

As comparações de cada posição nos fêmures entre os três modelos de hastes, com respeito às deformações devidas às cargas iniciais, indicaram diferenças significativas entre as hastes B e C na posição medial 2 e no aspecto posterior. Essas diferenças podem estar relacionadas às sutis diferenças de projeto das hastes. Embora os três modelos de hastes apresentem diferenças geométricas, isso não tem produzido diferenças significativas nos seus desempenhos clínicos.^{1,9} As diferenças de projeto não promoveram diferenças na maioria das deformações medidas. Além do mais, se considerarmos todas as 21 comparações de deformações feitas entre os três modelos, apenas duas posições apresentando diferenças significativas é muito pouco. Por isso a análise por regressão linear pôde ser feita agrupando os três modelos em um único grupo de hastes do tipo *force-closed*. A análise de regressão mostrou forte correlação entre as deformações medidas antes e depois da reimplantação.

Algumas limitações do presente estudo devem ser destacadas. Fêmures sintéticos são diferentes de fêmures naturais. Entretanto, diversos estudos têm mostrado que as propriedades mecânicas dos sintéticos são similares às dos fêmures naturais. Além disso, fêmures sintéticos reduzem a variação

dos resultados, pois são fabricados a partir de um modelo padronizado.

A maior limitação do presente estudo foi que apenas dois corpos de prova foram testados para cada grupo de hastes. Porém, como não foram encontradas diferenças significativas na comparação das deformações antes e depois da reimplantação em todas as posições dos extensômetros para esses dois corpos de prova, e como a análise por regressão linear apresentou forte correlação, decidimos concluir os experimentos com apenas dois corpos de prova por grupo. Na análise por regressão linear, os três modelos passaram a pertencer a um único grupo e o número de corpos de prova para essa análise passou a ser igual a 6. Alterações na interface entre a haste e o cimento seriam verificadas por meio da dispersão da regressão linear e/ou pelo distanciamento da inclinação unitária das retas e pela interceptação da linha no eixo das coordenadas. Uma inclinação e R^2 próximos de 1 (variações menores do que 10%) e um pequeno valor de interceptação (valor inferior a duas ordens de grandeza das deformações medidas) indicam boa concordância entre os dois momentos de testes estáticos.⁶

Outra importante limitação é que na prática clínica partículas e fluidos podem entrar na cavidade do cimento e/ou na haste antes da reimplantação da haste e isso não foi investigado neste estudo. Portanto, os resultados são aplicáveis apenas em casos em que tanto a cavidade quanto a haste possam ser protegidas dessas partículas e desses fluidos antes da reimplantação.

Os resultados do estudo são uma boa indicação da permanência da interface entre haste e cimento, assim como também da interface entre cimento e fêmur após a reimplantação. Alguns estudos indicam que alterações nas interfaces referidas promovem grandes diferenças nas deformações tanto do fêmur quanto do cimento.⁵ Crowninshield e Tolbert¹³ fizeram um estudo de interfaces haste/cimento tanto coladas quanto não coladas. Eles usaram uma fina camada de resina epoxy para promover um colamento confiável da haste no cimento. Alterações na relação interfacial refletiram em mudanças tão altas quanto 100% nas deformações medidas no cimento. Estudos mostram que as hastes do tipo *force-closed* migram devido à fluência do cimento, embora isso não represente um indicativo de soltura da haste. Ao contrário, a fluência do cimento pode assegurar um bom contato interfacial entre a haste e o cimento. Tal comportamento promove a transferência de carga por meio do cimento até o fêmur de uma forma mais homogênea e isso teoricamente preserva a qualidade do fêmur por longo período.^{1,9,14-16} Não há ligações químicas fortes entre a haste metálica e o cimento polimérico. Portanto, como mostra nosso estudo, é possível remover a haste e então obter a mesma interação interfacial após a reimplantação.

O estudo evidenciou as maiores deformações próximas do nível distal (posições medial 2 e lateral 3) para todos os três modelos. As deformações no cimento mostraram valores superiores a 1000 µm/m. Esses resultados são comparáveis a diversos outros estudos referenciados neste artigo.

Conclusões

Levando em conta as condições experimentais propostas no presente estudo, a reimplantação da mesma haste do tipo

force-closed não altera a transmissão de deformação na interface entre haste e cimento e, consequentemente, na superfície do fêmur. A remoção e reinserção da haste no manto de cimento não altera significativamente a mecânica da artroplastia, mesmo após um milhão de ciclos.

Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

Os autores agradecem às agências de financiamento Capes, CNPq e Finep.

REFERÊNCIAS

- Shen G. Femoral stem fixation. An engineering interpretation of the long-term outcome of Charnley and Exeter stems. *J Bone Joint Surg Br.* 1998;80(5):754-6.
- Nabors ED, Liebelt R, Mattingly DA, Bierbaum BE. Removal and reinsertion of cemented femoral components during acetabular revision. *J Arthroplasty.* 1996;11(2):146-52.
- Bell CG, Weinrauch P, Percy M, Crawford R. In vitro analysis of exeter stem torsional stability. *J Arthroplasty.* 2007;22(7):1024-30.
- Griza S, Ueki MM, Souza DH, Cervieri A, Strohaecker TR. Thermally induced strains and total shrinkage of the polymethyl-methacrylate cement in simplified models of total hip arthroplasty. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;18:29-36.
- Norman TL, Thyagarajan G, Saligrama VC, Gruen TA, Blaha JD. Stem surface roughness alters creep induced subsidence and "taper-lock" in a cemented femoral hip prosthesis. *J Biomech.* 2001;34(10):1325-33.
- Stolk J, Verdonschot N, Cristofolini L, Toni A, Huiskes R. Finite element and experimental models of cemented hip joint reconstructions can produce similar bone and cement strains in pre-clinical tests. *J Biomech.* 2002;35(4):499-510.
- Ling RS, Charity J, Lee AJ, Whitehouse SL, Timperley AJ, Gie GA. The long-term results of the original Exeter polished cemented femoral component: a follow-up report. *J Arthroplasty.* 2009;24(4):511-7.
- Norman TL, Shultz T, Noble G, Gruen TA, Blaha JD. Bone creep and short and long term subsidence after cemented stem total hip arthroplasty (THA). *J Biomech.* 2013;46(5):949-55.
- Ek ET, Choong PF. Comparison between triple-tapered and double-tapered cemented femoral stems in total hip arthroplasty: a prospective study comparing the C-Stem versus the Exeter Universal early results after 5 years of clinical experience. *J Arthroplasty.* 2005;20(1):94-100.
- Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Triple taper polished cemented stem in total hip arthroplasty: rationale for the design, surgical technique, and 7 years of clinical experience. *J Arthroplasty.* 2001;16 8 Suppl 1:37-41.
- Cristofolini L, Teutonico AS, Monti L, Cappello A, Toni A. Comparative in vitro study on the long term performance of cemented hip stems: validation of a protocol to discriminate between good and bad designs. *J Biomech.* 2003;36(11):1603-15.
- New AM, Taylor M, Wroblewski BM. Effect of hip stem taper on cement stresses. *Orthopedics.* 2005;28 Suppl 8: s857-62.
- Crowninshield RD, Tolbert JR. Cement strain measurement surrounding loose and well-fixed femoral component stems. *J Biomed Mater Res.* 1983;17(5):819-28.
- Verdonschot N, Huiskes R. The effects of cement-stem debonding in THA on the long-term failure probability of cement. *J Biomech.* 1997;30(8):795-802.
- Huiskes R, Boeklagen R. Mathematical shape optimization of hip prosthesis design. *J Biomech.* 1989;22(8-9): 793-804.
- Verdonschot N, Huiskes R. Subsidence of THA stems due to acrylic cement creep is extremely sensitive to interface friction. *J Biomech.* 1996;29(12):1569-75.