



Artigo original

Migração e deformações induzidas por diferentes hastes do tipo force-closed para ATQ[☆]



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

^a Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia dos Materiais, Universidade Federal de Sergipe (UFS), São Cristóvão, SE, Brasil

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

^c Universidade Luterana do Brasil (Ulbra), Canoas, RS, Brasil

^d Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica, de Minas e de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), Porto Alegre, RS, Brasil

INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 20 de agosto de 2014

Aceito em 6 de outubro de 2014

On-line em 28 de agosto de 2015

Palavras-chave:

Artroplastia de quadril

Desenho de prótese

Fenômenos mecânicos

R E S U M O

Objetivos: Diferenças sutis no projeto da haste podem resultar em diferentes respostas mecânicas da artroplastia total do quadril. Testes que meçam a migração da haste em relação ao fêmur, bem como as deformações no cimento e no fêmur, podem salientar as diferenças entre diferentes projetos de hastes.

Métodos: Neste artigo foram implantadas hastes cônicas, hastes duplamente afiladas e triplamente afiladas em fêmures compósitos e submetidas a cargas estáticas e cíclicas. As hastes diferenciaram-se principalmente em relação aos afilamentos, ao raio do calcar e à rigidez proximal. A migração das hastes e as deformações tanto no fêmur quanto no cimento foram medidas.

Resultados: Foram observadas diferenças significativas ($p < 0,05$) na rotação permanente entre as hastes duplamente e triplamente afiladas, nas deformações do nível proximal medial do fêmur entre as hastes triplamente afiladas e ambas cônicas e duplamente afiladas e nas deformações do nível proximal lateral do fêmur entre as hastes duplamente afiladas e ambas cônicas e triplamente afiladas.

Conclusão: Os ensaios mecânicos propostos foram capazes de produzir diferenças significativas no comportamento dessas hastes semelhantes. A rigidez proximal da haste e o raio do calcar influenciam a estabilidade rotacional e a transmissão de deformação da haste ao fêmur.

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

[☆] Trabalho desenvolvido no Laboratório de Metalurgia Física, Departamento de Metalurgia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica, de Minas e de Materiais, Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), 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.2014.10.003>

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

Migration and strains induced by different designs of force-closed stems for THA

A B S T R A C T

Keywords:

Hip arthroplasty
Prosthesis design
Mechanical phenomena

Objectives: Subtle differences in stem design can result in different mechanical responses of the total hip arthroplasty. Tests measuring migration of the stem relative to the femur, as well as the strains in the cement mantle and on the femur can detect different mechanical behavior between stems.

Methods: In this article, conical, double and triple tapered stems were implanted in composite femurs and subjected to static and cyclic loads. Stems differed mainly on taper angle, calcar radius and proximal stiffness. Stem migration and strains on the femur and in the cement mantle were achieved.

Results: Significant differences ($p < 0.05$) were noted in the permanent rotation between double and triple tapers, in the strains on the proximal medial femur between triple and both conical and double tapers, and in the strains on the lateral proximal femur between double tapers and both conical and triple tapers.

Conclusion: The proposed mechanical tests were able to detect significant differences in the behavior of these resembling stems. Stem proximal stiffness and the calcar radius of the stem influence its rotational stability and the strain transmission to the femur.

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

Introdução

Hastes polidas, sem colar, afiladas e cimentadas funcionam como um sistema de montagem sob pressão, comportamento conhecido como *force-closed*.¹ Hastes do tipo *force-closed*, tais como a Exeter, têm mostrado excelentes resultados em longo prazo.²

A haste migra devido à fluência do cimento e isso produz a transmissão de carga por meio do cimento para o tecido ósseo de uma forma homogênea.^{1,3} Diferentes mudanças de projeto sutis de hastes tipo *force-closed* têm sido concebidas nas últimas décadas. Exemplos de tais mudanças são a Exeter Universal duplamente afilada e a haste C triplamente afilada.⁴ Mudanças de forma da haste, tais como da seção transversal, geometria proximal, dos ângulos e planos de afilamento, podem interferir na rigidez da haste e na sua estabilidade, assim como na transmissão de carga para o cimento e para o tecido ósseo. Todos esses aspectos podem ser relacionados ao potencial de sobrevivência da artroplastia total de quadril.

Testes mecânicos foram previamente propostos para comparar a mecânica de projetos muito diferentes de hastes para artroplastia total do quadril.⁵ No entanto, são escassos estudos sobre a resposta mecânica da artroplastia devido a sutis diferenças na forma de hastes de conceituação específica, assim como as hastes do tipo *force-closed*. Estudos de simulação numérica foram feitos para prever o dano por deformação do cimento e compararem-se hastes do tipo *force-closed*.⁶ No entanto, testes mecânicos que permitam monitorar a migração da haste e as deformações impostas tanto ao cimento quanto ao fêmur podem também contribuir para o entendimento das respostas mecânicas de tal concepção de artroplastia total do quadril.

O objetivo do presente estudo foi determinar se o protocolo de testes mecânicos proposto é capaz de salientar diferenças com respeito à transmissão de carga e migração de hastes do tipo *force-closed* que têm sutis diferenças de projeto.

Materiais e métodos

Três grupos de hastes do tipo *force-closed* foram fabricados a partir de aço inoxidável ASTM F 138 e fornecidos para os estudos pelo fabricante (MDT Implantes, Rio Claro, Brasil). Os grupos diferenciaram-se em relação à forma da haste (fig. 1). As mais relevantes diferenças entre as hastes são como segue: Haste A, (Spoac®): 1°15' de conicidade da parte distal, projetada para promover a autocentralização com o canal intramedular; Haste B (Maxima®): duplamente afilada (4°30' e 1° respectivamente na lateral e no lado medial, vistos no plano frontal, 3°12' no plano lateral), seção transversal retangular com cantos arredondados; Haste C (Spoac NC®): triplamente afilada (3°, 3°30', 3°53', respectivamente nos planos frontal, lateral e transversal), seção transversal retangular com cantos arredondados. A haste A tem ombro mais estreito. A transição entre o nível proximal e o medial da haste B ocorre por meio de um menor raio de curvatura do lado medial (o raio do calcar). Esse raio das hastes A, B e C é de respectivamente 120 mm, 40 mm e 60 mm. Por isso, a haste B tem menor rigidez proximal, seguida pela haste A. Quatro hastes de cada grupo foram implantadas em 12 grandes fêmures compósitos esquerdos (3306 Pacific Research Labs.).

O tamanho apropriado de haste foi selecionado de acordo com *templates*. A cavidade intramedular foi bloqueada por meio do uso de restritor posicionado a 20 mm da ponta

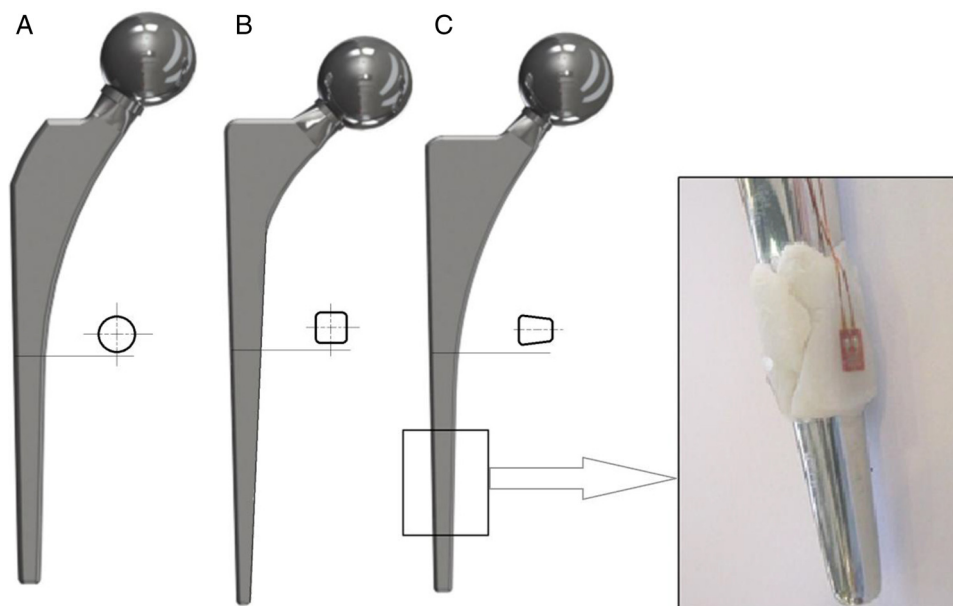


Figura 1 – Os três modelos protéticos. Da esquerda para a direita, haste cônica A, haste duplamente afilada B e haste triplamente afilada C. A seção transversal das hastes está representada. A figura salientada a direita mostra um extensômetro (strain gauge) aderido na camada de cimento na parte distal da haste. A cabeça das hastes tem diâmetro de 28 mm.

da haste antes da implantação. Cimento ósseo (Simplex P, Stryker-Howmedica-Osteonics, Allendale, NJ) foi aplicado na proporção recomendada de 2 g de pó e 1 ml de líquido. O cimento foi introduzido no canal intramedular de maneira retrógrada por seringa. As implantações foram feitas sempre pelo mesmo experiente cirurgião (LSMG).

A porção distal dos fêmures foi fixada a um dispositivo que assegurou inclinação posterior de 9° e inclinação lateral de 10°, ambas com respeito ao eixo dos fêmures (fig. 2). Após o adequado posicionamento e a adequada fixação dos côneis com parafusos, a porção distal de 50 mm foi embebida com PMMA. As amostras foram carregadas mecanicamente em máquina servo-hidráulica (MTS 810, MTS Corporation, Eden Prairie, MN, USA). Cargas estáticas foram aplicadas em três situações de teste diferentes: a) sobre a cabeça dos fêmures intactos antes da implantação; b) na cabeça da haste após implantação e c) na cabeça da haste após cargas cíclicas. Blocos de 10 cargas estáticas foram aplicados com taxa de 2300 N/min seguidos

de um minuto de sustentação na carga e um minuto para o alívio da carga. As variações de deformações e deslocamentos devido às cargas estáticas foram tomadas como a média medida nos 10 blocos estáticos. A carga cíclica senoidal com frequência de sete Hz durante um milhão de ciclos foi aplicada no intervalo de 230 e 2300 N.

Método de avaliação

As deformações na superfície externa dos fêmures foram medidas por meio de seis extensômetros de resistência elétrica (strain-gauges) axiais (Kyowa KFG 2-120-C1-11-N15-C02, Tokio, Japão) durante os três momentos de teste. Os extensômetros foram aderidos nos fêmures e também no interior do manto de cimento de forma similar à descrita em protocolo prévio.⁷ Os extensômetros foram dispostos na direção do eixo do fêmur. As posições dos extensômetros foram medidas por meio de altímetro (resolução de 0,1 mm).

As deformações no cimento foram medidas por meio de quatro extensômetros de resistência elétrica axiais durante as cargas estáticas após a implantação e durante as cargas estáticas finais, após as cargas cíclicas. Durante as cargas cíclicas as deformações no cimento também foram monitoradas para avaliar as deformações permanentes. Camadas de cimento ósseo foram aplicadas nos níveis proximal e distal de cada haste. As camadas de cimento foram lixadas até atingir espessura de 1 mm, medida com paquímetro (resolução de 0,1 mm). Os extensômetros foram aplicados na camada de cimento nos lados medial e lateral. A figura 1 mostra um extensômetro aderido sobre a camada de cimento na parte distal de uma haste antes da implantação. A tabela 1 descreve a posição de todos os extensômetros usados no estudo. A figura 3 mostra as posições

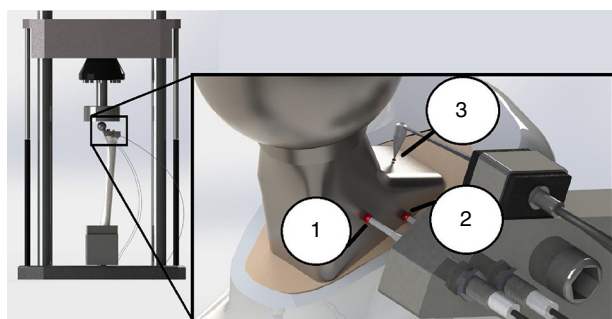


Figura 2 – Aparato de teste e os extensômetros de deslocamento para medir a rotação da haste (L1, L2) e a migração axial (L3).

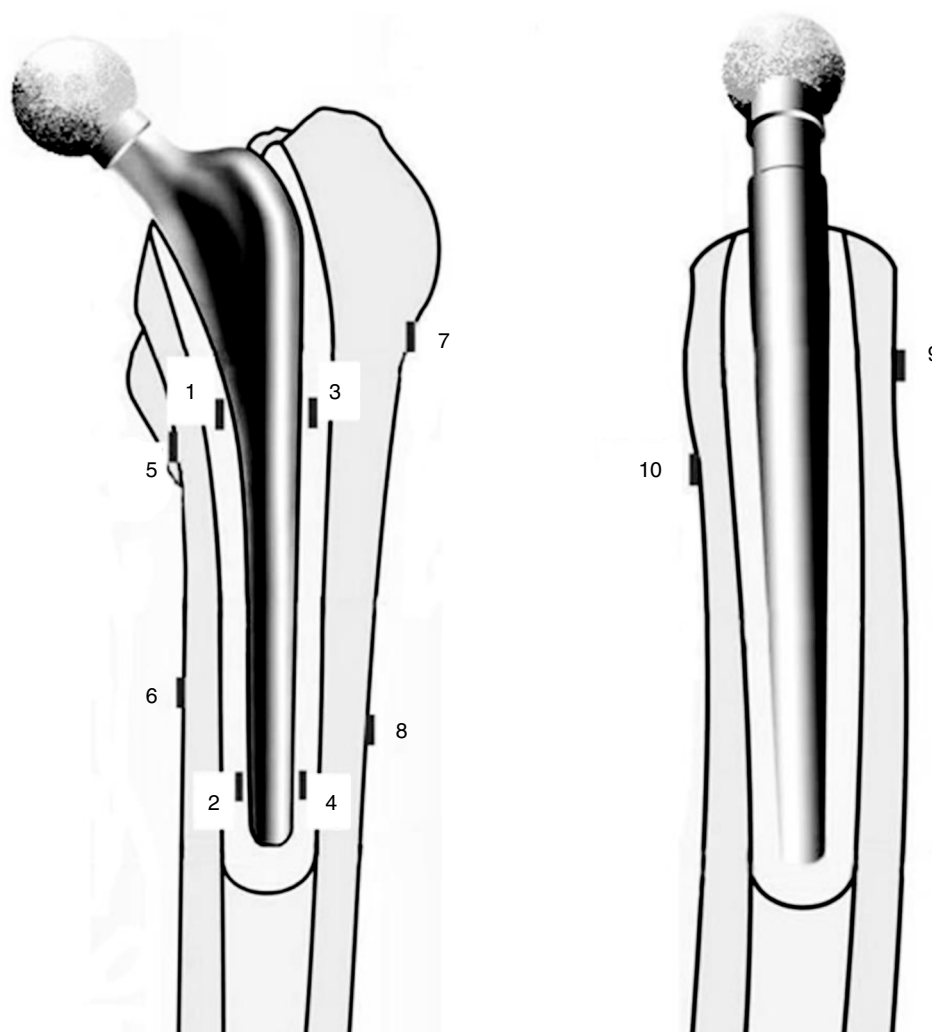


Figura 3 – Extensômetros embebidos no manto de cimento dispostos a partir da ponta da haste (1, 2, 3, 4) e extensômetros femorais dispostos a partir da extremidade do grande trocânter (5, 6, 7, 8, 9, 10).

dos extensômetros com relação tanto ao cimento quanto ao fêmur. As deformações foram medidas com um condicionador de sinal (HBM MGCplus, Darmstadt, Alemanha). Para aumentar a confiabilidade dos dados, todos os extensômetros foram calibrados com resistor elétrico de precisão.

A migração axial e rotacional das hastes com relação aos fêmures foram medidas por meio de um extensômetro de deslocamento (resolução de 0,01 mm) e dois transdutores de deslocamento variável linear (resolução 0,02 mm) para avaliar, respectivamente, a migração axial e rotacional das hastes. Os medidores de deslocamento foram suportados por um dispositivo de alumínio fixado ao grande trocânter por meio de parafusos e um manto de epoxy, para garantir grande rigidez de fixação (fig. 2). O extensômetro para medir a migração axial foi acoplado na face superior do ombro das hastes. Os transdutores para medir a rotação foram dispostos separadamente a 14 mm um do outro, ortogonalmente sobre a face frontal da parte proximal das hastes. O ângulo de rotação foi então calculado por meio das relações trigonométricas entre a diferença de deslocamentos medidos por ambos os transdutores e a distância de 14 mm. Dessa forma as medidas de rotação

tiveram uma resolução de 0,16°. As migrações foram medidas por meio de um condicionador de sinal (HBM Spider8, Darmstadt, Alemanha). As deformações permanentes das hastes foram monitoradas durante as cargas cíclicas.

Foi feita análise de variância (*one-way Anova*) para detectar diferenças significativas entre os grupos em todos os testes ($p \leq 0,05$). De acordo com Cristofolini et al.,⁵ são requeridas ao menos três amostras de cada grupo para dar diferença significativa nas variáveis medidas. No presente estudo foram usadas quatro amostras para cada grupo.

Resultados

As deformações medidas nos fêmures intactos durante o primeiro período de testes são mostradas na tabela 2. As deformações foram negativas nos aspectos medial, anterior e posterior, enquanto que as deformações no aspecto lateral foram positivas.

Com respeito às deformações no cimento, deformações negativas foram encontradas no lado medial (extensômetro

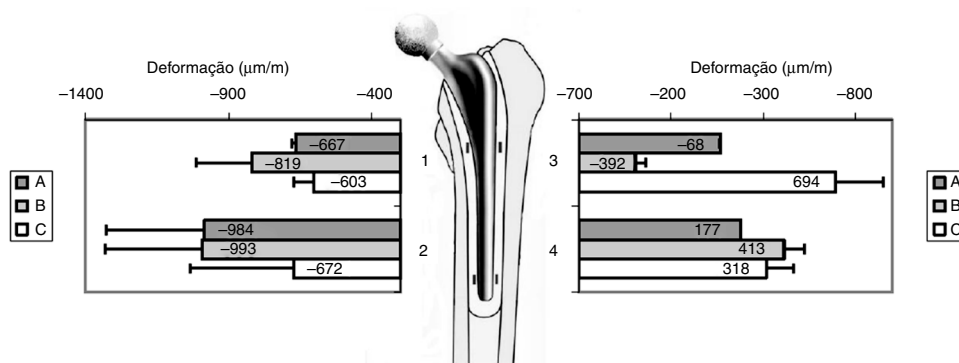


Figura 4 – Deformações medidas durante as cargas estáticas iniciais nas posições (1, 2, 3, 4) do manto de cimento.

Tabela 1 – Posições dos extensômetros de deformação (strain gauges)

Extensômetro	Posição
1	Aderido ao aspecto medial do cimento, a 130 mm da extremidade da haste
2	Aderido ao aspecto medial do cimento, a 20 mm da extremidade da haste
3	Aderido ao aspecto lateral do cimento, a 130 mm da extremidade da haste
4	Aderido ao aspecto lateral do cimento, a 20 mm da extremidade da haste
5	Aspecto medial da superfície externa do fêmur, a 63 mm da extremidade do trocanter maior
6	Aspecto medial da superfície externa do fêmur, a 98 mm da extremidade do trocanter maior
7	Aspecto lateral da superfície externa do fêmur, a 40 mm da extremidade do trocanter maior
8	Aspecto lateral da superfície externa do fêmur, a 102 mm da extremidade do trocanter maior
9	Aspecto anterior da superfície externa do fêmur, a 35 mm da extremidade do trocanter maior
10	Aspecto posterior da superfície externa do fêmur, a 65 mm da extremidade do trocanter maior

um e dois), sem diferenças significativas entre os grupos (fig. 4). Alguns extensômetros das posições três e quatro foram danificados durante a implantação e prejudicaram a análise estatística das deformações do cimento na parte lateral.

Com relação às deformações nos fêmures, após a implantação, os fêmures mostraram redução de deformação sob as cargas estáticas. Os resultados foram apresentados como deformações remanescentes, ou seja, a relação entre as deformações medidas após a implantação e aquelas medidas

previamente, para cada extensômetro nos fêmures intactos. A haste triplamente afilada C apresentou 33% de deformação remanescente no aspecto proximal medial (extensômetro cinco), com diferença significativa em relação a ambas, haste cônica A (43%) e haste duplamente afilada B (49%), como apresentado na figura 5. No aspecto proximal lateral, a haste duplamente afilada B apresentou 18% de deformação remanescente, com diferença significativa em relação a ambas as hastes cônica A (27%) e triplamente afilada C (36%).

As deformações iniciais permaneceram 42% para todas as hastes no aspecto anterior. Menor redução foi encontrada no aspecto posterior, onde a haste duplamente afilada B apresentou 98% de deformação remanescente, sem diferença significativa com respeito a ambas as hastes cônica A (71%) e triplamente afilada C (80%), como apresentado na figura 6.

Tanto os extensômetros embebidos no cimento quanto os medidores de migração apresentaram, respectivamente, deformações permanentes e migrações permanentes e se estabilizaram entre 0,2 e 0,6 milhões de ciclos. Não foram observadas significativas mudanças na amplitude cíclica durante os monitoramentos. A figura 7 mostra a variação de deformação do extensômetro dois de uma das hastes C durante as cargas cíclicas. É possível notar a deformação permanente a se estabilizar próximo de 0,6 milhão de ciclos, enquanto que a amplitude de deformação permaneceu sem mudança.

Não foram encontradas diferenças significativas na migração axial permanente das hastes. A migração distal, conhecida como *subsidence*, foi no intervalo médio de 0,06 mm para a haste triplamente afilada C e 0,12 mm para a haste duplamente afilada B (tabela 3). Foi encontrada diferença significativa na rotação permanente entre as hastes duplamente afiladas B e as hastes triplamente afiladas C, respectivamente com 1,1° e -0,22° (tabela 3). A rotação das hastes foi em geral em retroversão. Porém, a haste C apresentou rotação média em anteversão.

Tabela 2 – Deformações médias (desvio padrão) medidas nos compósitos. As posições (5-10) foram definidas na figura 3

Posição	Medial 5	Medial 6	Lateral 7	Lateral 8	Anterior 9	Posterior 10
Deformação (μm/m)	-2249 (34)	-1378 (26)	473 (16)	1387 (24)	-562 (14)	-852 (18)

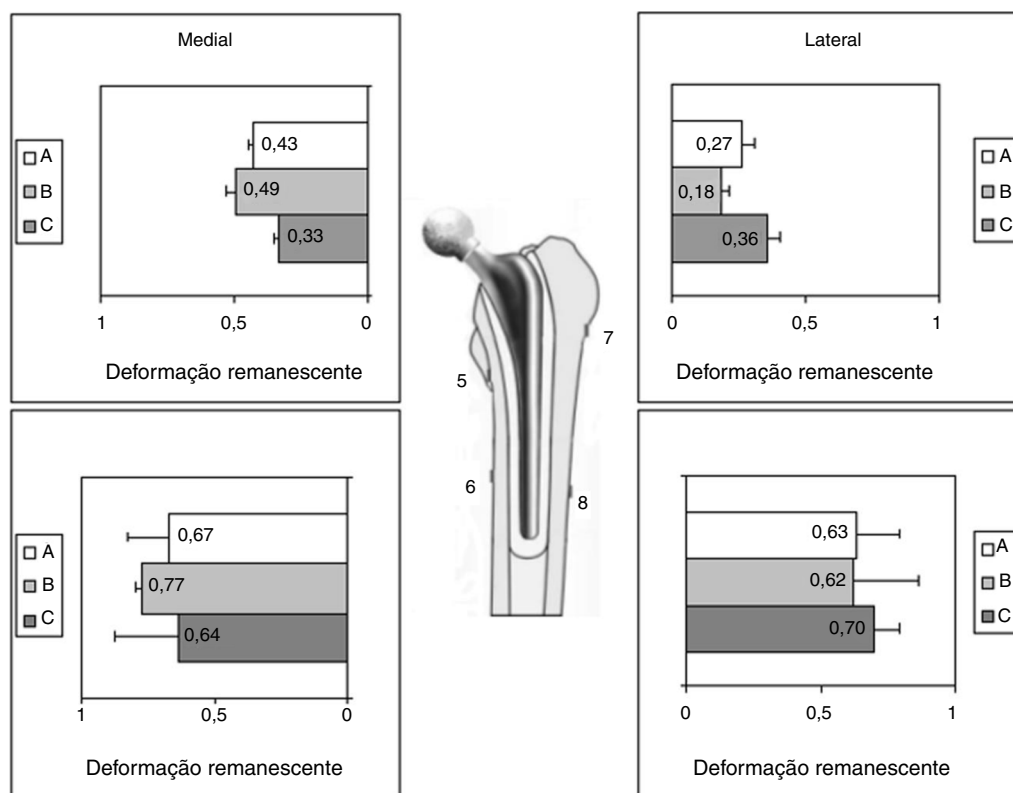


Figura 5 – Deformações remanescentes nos aspectos medial e lateral dos implantes sob cargas estáticas iniciais.

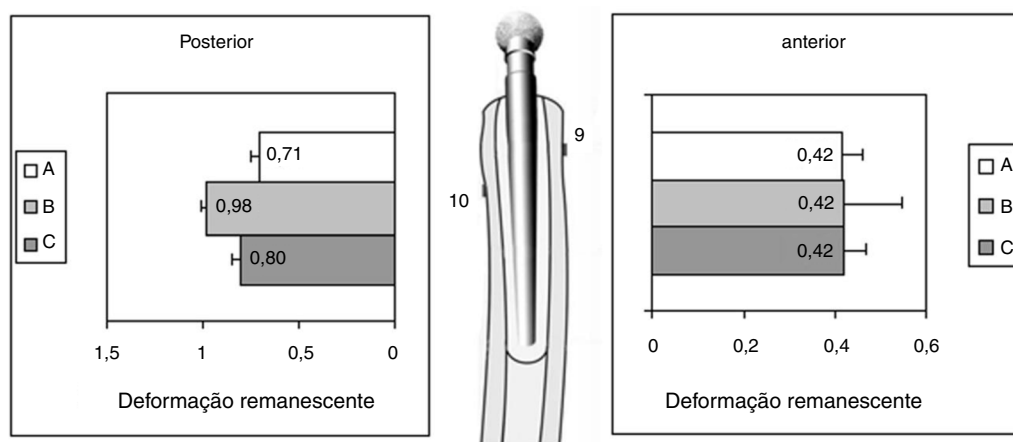


Figura 6 – Deformações remanescentes nos aspectos anterior e posterior dos implantes sob cargas estáticas iniciais.

Tabela 3 – Migrações axial e rotacional das hastes. Desvio padrão em parênteses

Migração da haste	Haste A	Haste B	Haste C
Axial (mm)	-0,08 (0,12)	-0,12 (0,19)	-0,06 (0,08)
Rotação (graus)	0,32 (0,59)	1,10 (0,73)	-0,22 (0,51)

Discussão

Diversos ensaios mecânicos foram publicados anteriormente para comparar projetos de hastes para artroplastia total de

quadril. No entanto, os estudos em geral foram dirigidos ou para a medição de deformações ou para a medição da migração da haste. Além do mais, os estudos prévios em geral foram focados na comparação de hastes com grande diferença no projeto, tais como o estudo de Cristofolini et al.,⁵ que compararam a haste (Lubinus SPII), de bons resultados clínicos, e a haste curvada de Müller, de maus resultados clínicos. No presente estudo, três modelos de haste do tipo *force-closed* que têm sutis diferenças de projeto foram comparadas. A migração das hastes, assim como as deformações no cimento e no fêmur, foi avaliada durante cargas estáticas e cíclicas. O protocolo de testes sugerido permitiu obter diferenças significativas entre as hastes.

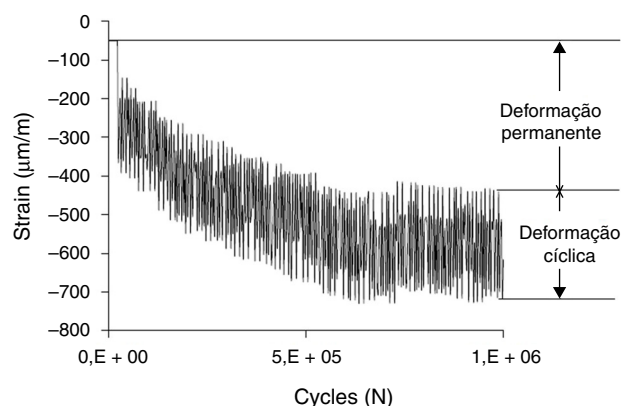


Figura 7 – Variação de deformação do extensômetro 2 de uma haste C durante as cargas cíclicas. A deformação permanente estabiliza próximo de 0,6 milhão de ciclos, enquanto que a amplitude de deformação permanece sem alteração.

As análises devem ser feitas tendo em mente o uso de fêmures compósitos, sem a presença de reações biológicas. A frequência de sete Hz aplicada nos testes cíclicos pode ser usada sem prejuízo das propriedades constitutivas do cimento⁸ e com o benefício do menor tempo despendido durante os testes, se comparada com testes cíclicos de menor frequência. Os testes foram feitos sem a presença de forças musculares. Embora um estudo⁹ mostre a importância das forças musculares aplicadas ao grande trocânter para uma mais adequada avaliação da distribuição de tensões devido à artroplastia total do quadril, o presente estudo foi efetivo em produzir diferenças significativas em ambas, migração e deformações. Embora alguns extensômetros de deformação nas posições três e quatro tenham sido danificados durante a implantação e prejudicado a análise estatística das deformações do cimento apenas na região lateral, conseguimos fazer a comparação das deformações do cimento na região medial de todas as hastes. Não foram encontradas diferenças significativas entre as três hastes com respeito às deformações do cimento. Os deslocamentos e as deformações permanentes medidos nos nossos testes cíclicos apresentaram uma taxa decrescente e estabilizaram entre 0,2 e 0,6 milhão de ciclos. A carga imposta ao cimento durante as posturas *in vivo* provoca a fluência do cimento. A taxa de fluência reduz com o tempo (ou das cargas cíclicas) e, embora permaneça por um longo período, pode se tornar insignificante em longo prazo.¹⁰ De acordo com Nelissen et al.,¹¹ a estabilização da taxa de migração de uma haste duplamente afilada ocorre em até seis meses de uso *in vivo*. Portanto, é possível comparar nosso carregamento cíclico com tal período de uso *in vivo*.

De acordo com Stolk et al.,¹² a rotação é o modo primário de migração em tais conceitos de hastes do tipo *force-closed* para artroplastia total de quadril. Uma diferença significativa na rotação permanente foi observada para a haste duplamente afilada B comparada com a haste triplamente afilada C. Embora não tenha sido observada diferença significativa para a haste cônica A comparada com as outras duas, a rotação permanente tão elevada quanto 1,8° foi observada para a haste

duplamente afilada B. Essa haste duplamente afilada é mais esbelta do que as outras duas. Ela tem menor rigidez proximal devido ao menor raio do calcar, ao mesmo tempo em que tem a maior relação dimensional entre o comprimento distal e o comprimento proximal. Esses aspectos podem aumentar o potencial de rotação da haste. A rotação da haste pode ser prejudicial em longo prazo para hastes polidas e afiladas, uma vez que a persistência da rotação ao longo do tempo pode causar pequenos espaços nas interfaces entre a haste e o cimento. Esses espaços podem ser relacionados com a osteólise e problemas de *fretting*.¹³

Concordamos que o protocolo de testes mecânicos não pode ser usado para decidir sobre o sucesso de um ou outro modelo de haste testada e, além disso, os testes só podem ser validados pelos resultados de acompanhamento clínico em longo prazo das hastes. No entanto, podemos esperar que se problemas relacionados à reabsorção óssea forem detectados nos acompanhamentos clínicos em longo prazo, tais problemas ocorrerão nas regiões de menor deformação transmitida ao fêmur. Após a implantação das hastes, a redução de deformação foi pronunciada principalmente no aspecto proximal dos fêmures, região em que a soldura asséptica é mais evidente após longo período de acompanhamento clínico para a haste Exeter,² um modelo consagrado de haste do tipo *force-closed*. Nossos resultados para redução de deformação em diferentes posições (extensômetros 5-10) mostraram redução significativa na deformação inicial para as hastes triplamente afiladas C no aspecto proximal medial (extensômetro 5). Essa foi também a região onde encontramos a menor média de deformação no cimento para essa haste triplamente afilada C. Para a haste duplamente afilada B, observamos uma redução pronunciada das deformações no aspecto proximal lateral (extensômetro 7), novamente de acordo com a tendência para a deformação do cimento dessa haste (extensômetro 3). A haste duplamente afilada B apresentou a menor deformação remanescente no aspecto proximal lateral (18%), mas a maior deformação remanescente no aspecto proximal medial (49%), enquanto que a haste triplamente afilada C apresentou o contrário, ou seja, menor deformação remanescente no aspecto proximal medial (33%) e maior no aspecto proximal lateral (36%). A haste duplamente afilada B tem o menor raio do calcar e a menor rigidez proximal. Isso provoca maior momento de flexão, aumenta a carga transmitida contra o calcar e reduz a carga no aspecto proximal lateral do fêmur.

Conclusões

Três projetos de hastes do tipo *force-closed* foram analisados quanto às deformações e migrações. O protocolo proposto para os testes foi efetivo em resultar em diferenças significativas entre as hastes. A haste de menor rigidez proximal apresentou menor estabilidade rotacional. A haste com menor raio do calcar aumentou a carga transmitida ao calcar.

Conflitos de interesses

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

Agradecimentos

Financiador de Estudos e Projetos (Finep), Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) e à MDT Implantes pelo fornecimento das hastes e dos fêmures compósitos.

REFERÊNCIAS

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. New AM, Taylor M, Wroblewski BM. Effect of hip stem taper on cement stresses. *Orthopedics.* 2005;28 Suppl 8: S857-62.
7. 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.
8. McCormack BA, Prendergast PJ. Microdamage accumulation in the cement layer of hip replacements under flexural loading. *J Biomech.* 1999;32(5):467-75.
9. Van der Ploeg B, Tarala M, Homminga J, Janssen D, Buma P, Verdonschot N. Toward a more realistic prediction of peri-prosthetic micromotions. *J Orthop Res.* 2012;30(7):1147-54.
10. Stolk J, Verdonschot N, Murphy BP, Prendergast PJ, Huiskes R. Finite element simulation of anisotropic damage accumulation and creep in acrylic bone cement. *Eng Fract Mech.* 2004;71(4-6):513-28.
11. Nelissen RG, Garling EH, Valstar ER. Influence of cement viscosity and cement mantle thickness on migration of the Exeter total hip prosthesis. *J Arthroplasty.* 2005;20(4): 521-8.
12. Stolk J, Maher SA, Verdonschot N, Prendergast PJ, Huiskes R. Can finite element models detect clinically inferior cemented hip implants? *Clin Orthop Relat Res.* 2003;409:138-50.
13. Glyn-Jones S, Gill HS, Beard DJ, McLardy-Smith P, Murray DW. Influence of stem geometry on the stability of polished tapered cemented femoral stems. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(7):921-7.