SOCIEDADE PORTUGUESA DE
ORTOPEDIA E TRAUMATOLOGIA

Rev Port Ortop Traum 22(2): 5-18, 2014

INVESTIGAÇÃO

ESTUDO COMPARATIVO DA DISTRIBUIÇÃO DE CARGA ARTICULAÇÃO ANCA INTACTA E COM PRÓTESE TOTAL PRESS-FIT E RESURFACING

Ricardo Duarte, António Ramos

Grupo de Investigação em Biomecânica. TEMA - Departamento de Engenharia Mecânica. Universidade de Aveiro. Portugal

Ricardo Duarte
Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

António Ramos
Bolseiro de Investigação no Grupo de Biomecânica

Submetido em 21 maio 2014
Revisto em 20 agosto 2014
Aceite em 3 setembro 2014
Publicação eletrónica a
Tipo de Estudo: Terapêutico
Nível de Evidência: IV

Declaração de conflito de interesses
Nada a declarar.

Correspondência
António Ramos
Universidade de Aveiro
Departamento de Engenharia Mecânica
Campus Universitário de Santiago
3810-97 Aveiro
Portugal
a.ramos@ua.pt

RESUMO

O estudo tem como objetivo a análise de comportamento de duas soluções de prótese total existentes para a articulação da anca a quando da existência de boa qualidade de osso. Foram desenvolvidos três modelos experimentais e computacionais, baseados em modelos sintéticos das estruturas ósseas. Um modelo considerando a articulação da anca intacta e dois com prótese total da anca. As soluções estudadas de prótese total envolveram uma prótese total press-fit e uma prótese de resurfacing.

Foram desenvolvidos os modelos computacionais através do processo de digitalização 3D após implantação das soluções in vitro. Nos modelos computacionais foram aplicadas as respetivas condições experimentais dos modelos in vitro por forma a simular o caso real, considerando uma carga total na reação de 170Kg na articulação.

Os resultados permitiram verificar uma aproximação do comportamento mecânico da articulação com prótese de Birmingham® de resurfacing e articulação intacta. Contudo, observaram-se zonas com probabilidade de possível falha do osso por fadiga com elevadas deformações. O aspeto medial do fémur apresenta-se como o mais crítico apresentado as mais elevadas deformações. As duas soluções de artroplastia estudadas apresentam distribuição semelhante na estrutura Ilíaca, verificando-se que ambas as soluções apresentam diminuição da deformação o que promove a perda óssea na zona acetabular. Os resultados revelam que ambas as soluções modificam a distribuição de carga na estrutura óssea, contudo a solução resurfacing apresenta comportamento mais próximo da articulação intacta. Os resultados da deformação revelam alteração da distribuição de carga e da reação nos modelos com prótese, apresentando distribuição distal diferenciadora.

Palavras chave: *Articulação da anca, Prótese total anca, prótese press-fit, prótese resurfacing*

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

ABSTRACT

The study aims to analyze the behavior of two different total hip replacement solutions when there is good bone quality. Three experimental and computational models based on synthetic hip joint models were developed. The models consider the intact joint and two others with total hip replacement. The solutions studied involve a total press-fit and a resurfacing prosthesis.
Each model of the hip joint was developed computationally through the process of 3D scanning after implementation solutions. The computational models were generated based on 3D models and applied the respective experimental conditions for each of the models, as the same experimental conditions, considering a load in the reaction of 170Kg applied on the Iliac.
Results indicate an approximation of the mechanical behavior of the intact hip joint prosthesis with Birmingham ® resurfacing. However there were areas where it is possible a fatigue failure at high deformations. The medial aspect of the femur presented as the most critical with high deformations. Total arthoplasty solutions studied showed similar distribution in iliac bone; however both decrease the deformation which promotes bone loss in the acetabulum region.
The results show that both solutions modify the load distribution in the bone structure, however, the resurfacing solution has the closest behavior of the intact joint. The results reveal that the deformation changes the load distribution and reaction models with prosthesis, due to different distal distribution.

Key words: *Hip joint, Total hip joint Prosthesis, press-fit implant, resurfacing implant*

INTRODUÇÃO

A artroplastia total da anca é uma das técnicas de substituição funcional de uma articulação do corpo humano com maior sucesso, a médio e longo prazo nos diferentes registos ortopédicos[1]. A solução mais comum da artroplastia total da anca baseia-se no corte da cabeça do fémur e introdução de uma haste e um acetábulo na componente ilíaca. O método de fixação da haste no fémur tem sido largamente estudado, existindo apologistas pela fixação press-fit em pacientes jovens com boa qualidade de osso e cimentado nos casos mais complicados e com qualidade óssea inferior. Mas a escolha do método de fixação depende de outros fatores.

Contudo os últimos registos ortopédicos têm demonstrado o aumento de patologias da articulação da anca com maior incidência em pacientes jovens na faixa etária entre os 45 e os 59 anos[2], com atividade física e com boa qualidade de osso. Nestes casos existe a possibilidade de aplicação de uma prótese press-fit, ou uma solução menos invasiva a prótese de *resurfacing*.

A prótese de *resurfacing* da articulação da anca é uma alternativa cirúrgica à tradicional artroplastia total da anca em patologias associadas a dor: osteoartrose, artrites, displasia e necrose avascular, em especial quando o paciente possui boa qualidade de osso e jovem. Os registos ortopédicos têm revelado nos últimos anos um aumento considerável do seu uso em pacientes jovens[3-5]. Esta técnica cirúrgica diferencia-se da artroplastia convencional da anca especialmente no componente femoral, a não utilização de haste no interior do fémur e não procedendo ao corte da cabeça do fémur, permitindo assim a manutenção de maior quantidade de osso.

A principal vantagem deste procedimento em relação à artroplastia convencional total da anca prende-se com o fato de permitir uma mais fácil artroplastia de substituição, em cirurgia de revisão. A outra vantagem prende-se com o facto de com este método existir uma redução na probabilidade de descolamento do implante ou loosening. Estes mecanismos de falha estão associados a pacientes jovens devido à sua atividade física diária[5-7].

No entanto existem desvantagens associadas à aplicação da prótese *resurfacing*. Registos ortopédicos indicam que com o uso da prótese *resurfacing* na artroplastia da anca, aumenta o risco de fratura do colo do fémur e o desgaste do material da prótese aumenta[7]. Embora estudos anteriores indiquem que esta metodologia deva ser aplicada em pacientes jovens, as diferenças entre a solução de *resurfacing* e artroplastia total da anca não estão bem esclarecidas[8-12].

A prótese total press-fit da articulação da anca tem vindo a revelar crescente aplicação nos registos ortopédicos[1], justificada pelo aumento da taxa de sucesso em alguns países nas últimas décadas, contudo inferiores às cimentadas. Esta solução tem vindo a ser aplicada em pacientes jovens e com boa qualidade de osso. Um fator de elevada importância nesta solução é o revestimento da superfície, que vai facilitar a integração óssea na interface.

De forma a contribuir para um conhecimento mais efetivo sobre as diferenças entre estas duas opções para prótese da anca, o principal objetivo deste trabalho prende-se em avaliar as diferenças de comportamento das estruturas ósseas com e sem prótese. O estudo pretende analisar comparativamente as duas soluções por forma a dar indicações de como melhorar o seu comportamento.

MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo teve por base 3 modelos experimentais desenvolvidos previamente. Um modelo da articulação da anca intacta com os diferentes componentes (fémur, Ilíaco e cartilagem), o segundo modelo com prótese total press-fit e o terceiro modelo com prótese *resurfacing*.

Os modelos experimentais foram baseados em ossos compósitos do fémur (ref. 3406) e do ilíaco (ref. 3405) Sawbones Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, U.S.A, modelos validados previamente[13] e que representam o comportamento de estruturas ósseas cadavéricas. O modelo da cartilagem foi desenvolvido por técnica de RTV (Room Temperature Vaccum) uma camada de silicone com a forma da cabeça do fémur e da cavidade acetabular de forma a simular a função da cartilagem existente na articulação intacta e descrita previamente em diversos estudos[14-17].

O modelo com prótese total press-fit, foi utilizado uma haste femoral press-fit Laffit® Selft locking, de 174mm de comprimento e com uma cabeça

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

de alumina de 28mm de diâmetro. Este conjunto articula num componente acetabular de par cerâmica- polietileno, que por sua vez encaixa numa cúpula de titânio na cavidade do ilíaco de 60mm de diâmetro exterior.
No terceiro modelo foi implantado com uma prótese de *resurfacing* modelo Birmingham® de 48mm de diâmetro, na cabeça do fémur e uma cúpula metálica de 58mm de diâmetro na cavidade acetabular com a referência de 179.256B. Os 3 modelos representados na figura 1 serviram de base para o desenvolvimento dos modelos numéricos.

1700N no sentido vertical descendente.
A modelação dos componentes da articulação da anca intacta foi baseada nos modelos experimentais utilizados mantendo a posição relativa dos componentes (figura 1). Os modelos implantados experimentais, com prótese press-fit e com *resurfacing*, foram digitalizados[19] (componente femoral e acetabular), utilizou-se o software de modelação CAD, Catia V5R19, Dassault Systemès, respeitando o posicionamento real de cada um dos implantes na estrutura óssea. Na simulação computacional de cada componente foi definido

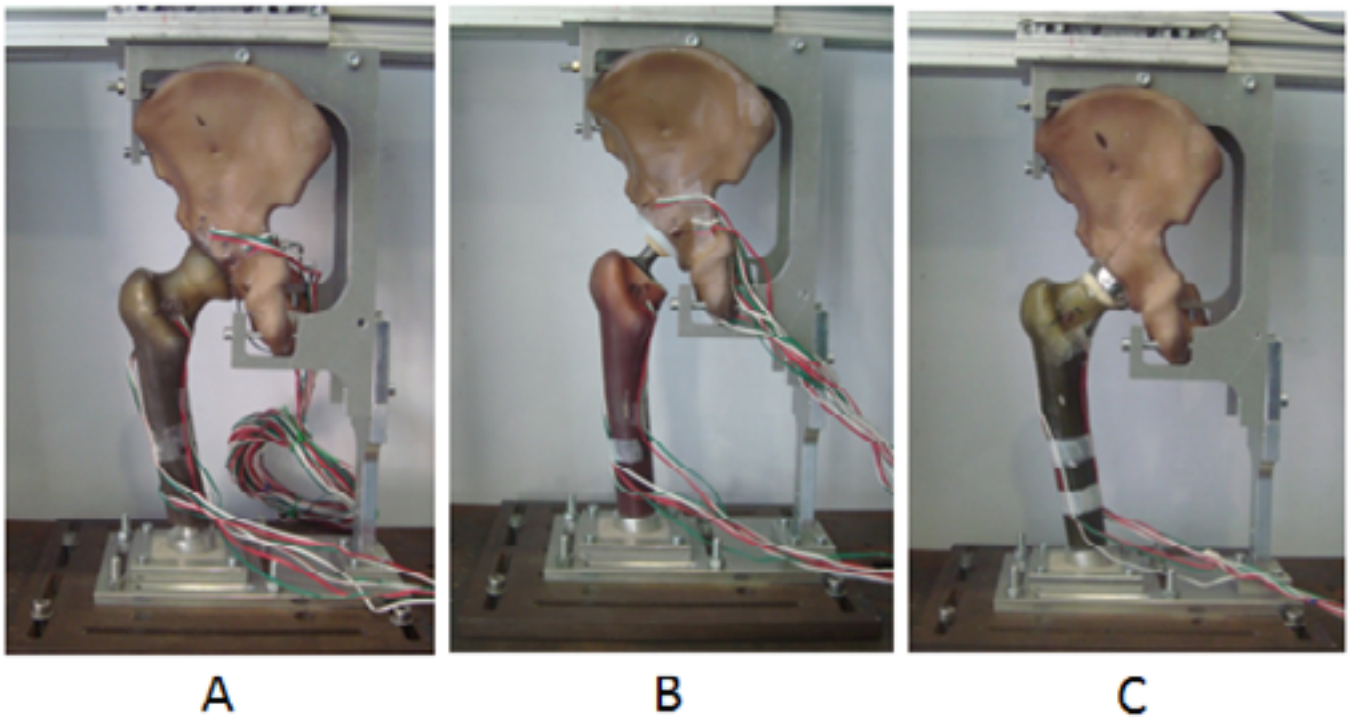


Figura 1. Modelos experimentais com as 3 situações comparativas: A) modelo intacto, B) modelo com prótese press-fit, C) modelo com prótese de resurfacing.

O correto posicionamento de cada um dos implantes nos modelos experimentais foi garantido pela implantação in vitro, assim foram implantados por um cirurgião recorrendo-se do instrumental adequado para cada um dos casos. Foi desenvolvido um sistema de fixação para simular o posicionamento da articulação, fixando-os na asa do ilíaco e no ramo ísquio de forma a garantir a posição natural da articulação, com 7º e 9º nos planos sagital e frontal respetivamente, utilizado previamente[14, 15]. Em cada um dos modelos foi aplicada a mesma carga de

como material homogéneo, isotrópico e com comportamento linear elástico por aproximação em estudo comparativo (tabela 1) e utilizado em estudos prévios[14]. Cada estrutura foi composta em elementos tetraédricos lineares como ilustra a figura 2.
Em todos os modelos foi considerado que a interface entre osso cortical e osso esponjoso do ilíaco e do fémur se encontravam coladas. Entre a cartilagem e a cabeça do fémur foi considerado um coeficiente de atrito de 0,001[15, 16]. Entre o componente de polietileno

Designação	E (GPa)	v
Osso cortical	17	0,29
Osso esponjoso	0.4	0,29
Cartilagem	0.00625	0,4
Socket (implante press-fitt)	120	0,3
Insert	0.5	0,3
Esfera cerâmica	370	0,22
Socket (implante resurfacing)	210	0,3
Cabeça de resurfacing	210	0,3

Tabela 1: Propriedades dos materiais

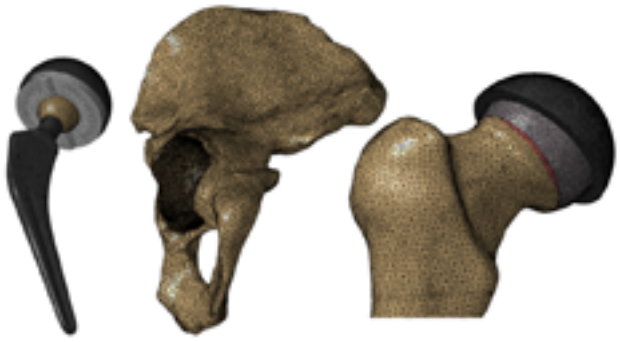


Figura 2. Modelos de elementos finitos dos diversos componentes utilizados nos diferentes modelos.

e a esfera cerâmica foi utilizada uma prótese press-fit com coeficiente de atrito de 0,2[20]. No modelo de *resurfacing* foi considerado um coeficiente de atrito entre a cabeça de *resurfacing* do fémur e a cúpula metálica da cavidade acetabular de 0,3[20-22].
Foram aplicadas as mesmas restrições e casos de carga aplicados nos modelos experimentais, ou seja, uma restrição do ilíaco na asa do ilíaco e no ramo ísquio permitindo apenas translações verticais ascendentes e descendentes. Foi definida uma restrição na parte distal do fémur que permite apenas as rotações deste componente semelhante ao caso experimental.

RESULTADOS

Foram realizadas cinco repetições de aplicação de carga nos diferentes ensaios experimentais, para validação experimental dos modelos numéricos. Verificou-se que ambos os modelos apresentam um grau de correlação próximo de 1 (máximo de 1.12), verificando-se um valor de R2 de 0,92 para o modelo intacto, de 0,95 para o modelo com prótese press-fit e de 0,90 para o modelo com prótese de *resurfacing*. Estes resultados revelam correlação entre modelos numéricos e experimentais, permitindo assim estudar o comportamento biomecânico das estruturas ósseas envolvidas, de forma mais aprofundada através dos modelos numéricos.

Componente Femoral

A análise dos resultados comparativos foi realizada no fémur considerando os quatro aspetos, anterior, posterior, medial e lateral ao longo da sua linha média em termos de deformações principais (máxima e mínima) na superfície exterior do fémur. Verificou-se que o aspeto anterior do fémur intacto é o que apresenta menores deformações, apresentando valores de 1000 με e -800 με na zona proximal, ao nível das deformações principais máximas e mínimas respetivamente.
Os modelos implantados apresentam diminuição das deformações proximal e distal neste aspeto. O modelo com prótese press-fit apresenta uma diminuição de 9 vezes relativamente ao modelo intacto indicando efeito de bloqueio de carga conhecido como efeito de strain-sheilding. O modelo com prótese *resurfacing* apresenta o mesmo efeito com diminuição da deformação proximal em 100%. Na região distal a diferença dos modelos implantados são menores, observando-se diferenças de 70% entre modelos intacto e implantados. A salientar a prótese *resurfacing* apresenta um aumento da distribuição de deformação na linha intertrocantérica, com valores 2 vezes superiores ao modelo fémur intacto
No aspeto lateral os modelos de fémur implantados (figura 3), revelam uma diminuição das deformações principais máximas de cerca de 93% no modelo com prótese press-fit e 43% na prótese de *resurfacing* na zona do grande trocânter do fémur. Observou-se comportamento distinto após essa região, na zona da diáfise, um aumento de 150% e 90% nos modelos com prótese press-fit e com prótese de *resurfacing* respetivamente.
No que se refere a deformações principais mínimas, embora existam algumas diferenças entre os três modelos, essas diferenças não são significativas. O modelo com prótese de *resurfacing* é o que mais se aproxima do comportamento nativo do osso em termos de deformações principais máximas e

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

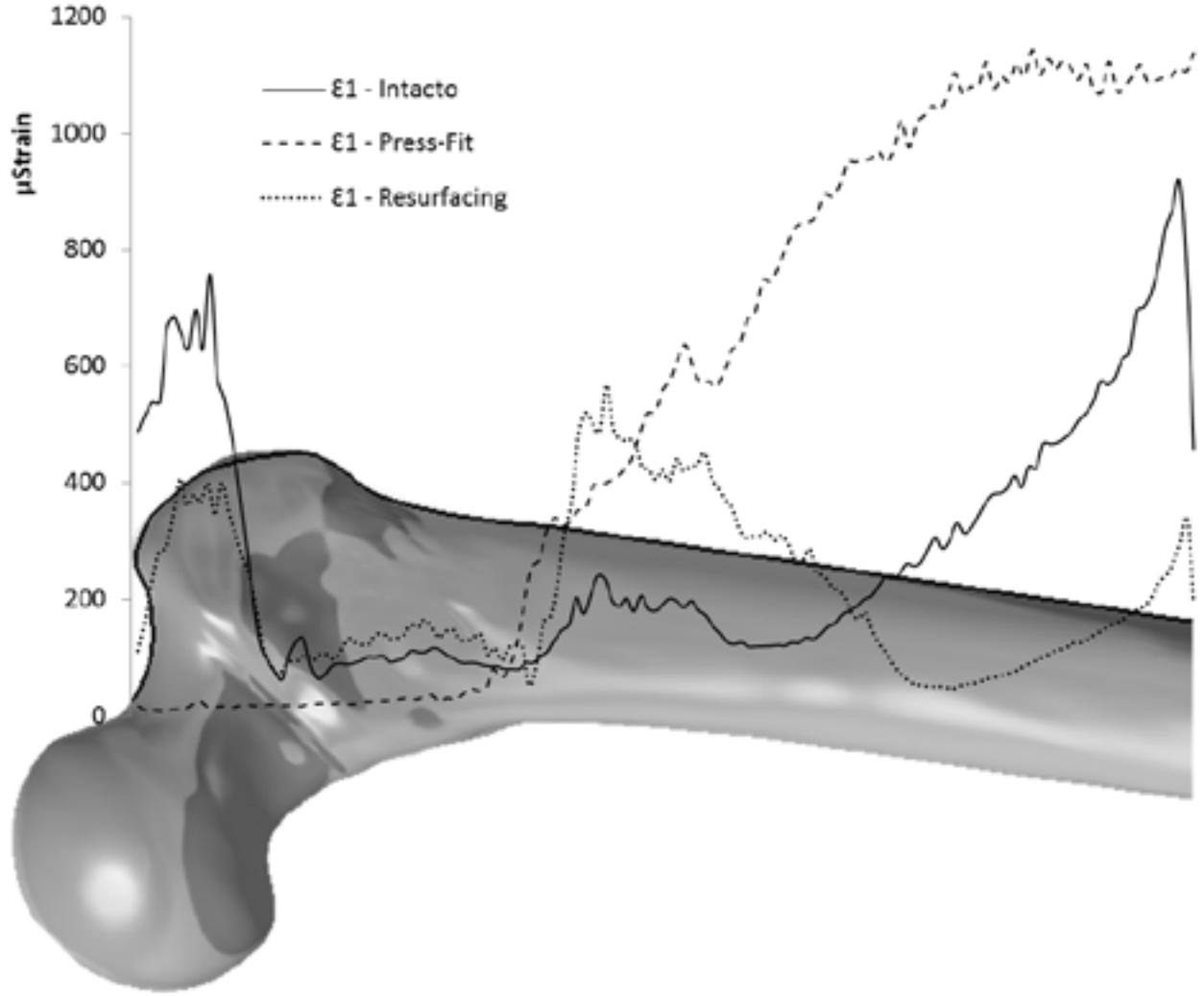


Figura 3. Deformações principais máximas ao longo do aspeto lateral no fémur.

mínimas.

O aspeto medial do fémur intacto é o mais solicitado, apresentado 3000 με e -2500 με para as deformações principais máximas e mínimas respetivamente (figura 4). As deformações principais mínimas apresentam diminuição na região do colo do fémur, nos dois modelos implantados. Estes resultados sugerem alguma perda óssea a longo prazo, mas mais focado no modelo com prótese press-fit. Na região distal observou-se um aumento das deformações de 66% para o modelo com prótese press-fit, e uma diminuição de 37% e de *resurfacing*, justificado pela alteração do sistema de cargas.

No aspeto posterior não se verificaram alterações significativas na distribuição de deformações ao nível das deformações máximas. As deformações principais mínimas revelam comportamento semelhante entre modelos implantados, com menores níveis de deformação.

A análise do comportamento no interior do fémur revelou, que a região mais afetada é o aspeto medial em cada um dos modelos. Comparando o modelo intacto e o com prótese de *resurfacing* no plano frontal, verifica-se um aumento significativo das deformações na região do colo do fémur (figura 5).

A comparação com modelo de prótese press-fit verificou-se que os níveis mais elevados de deformação acompanham a geometria da haste press-fit. O modelo intacto apresenta um valor máximo de deformação de 2300 με na região do colo do fémur, enquanto o modelo com prótese press-fit apresenta um valor de 8700 με no final da haste. Na região próxima ao local onde ser verificou o máximo no modelo intacto, encontramos a zona crítica do

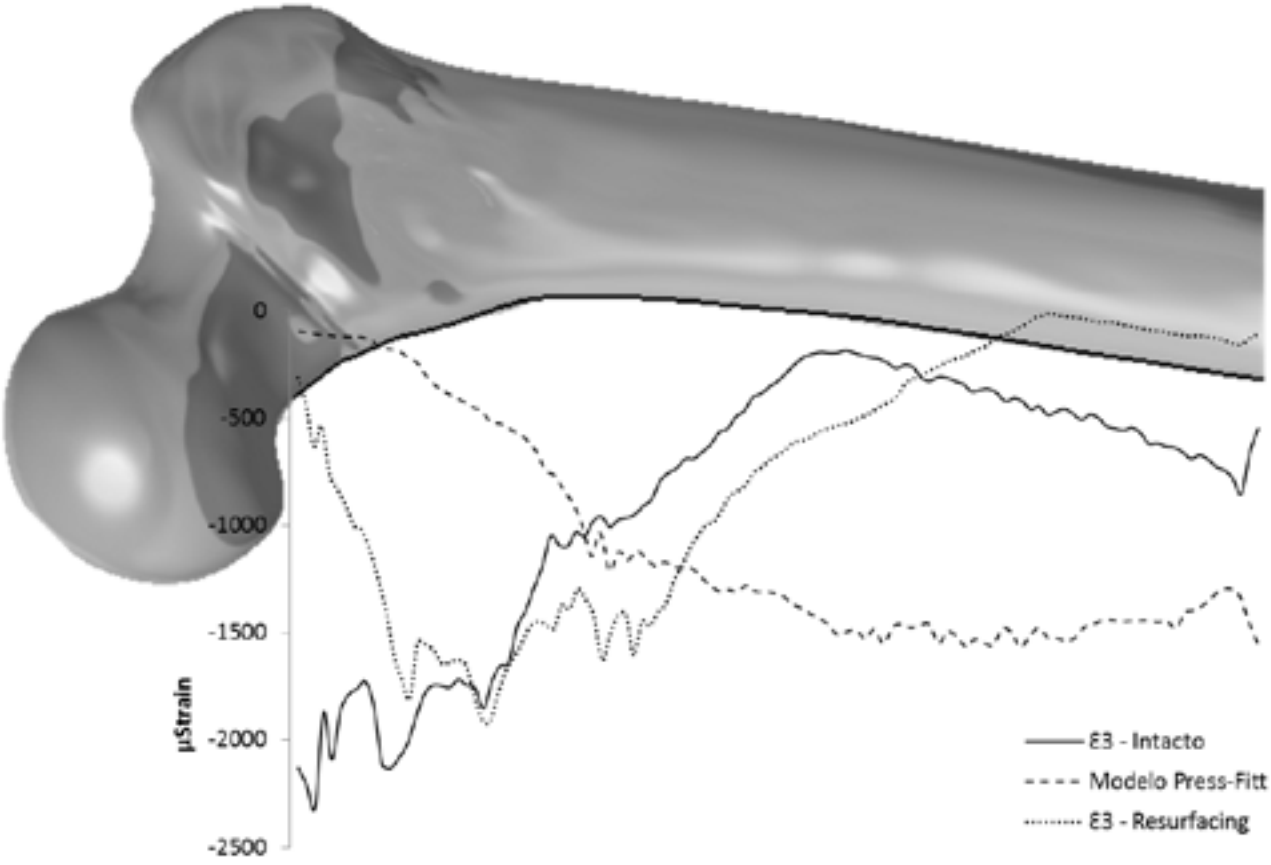


Figura 4. Deformações principais mínimas no fémur ao longo do aspeto medial.

modelo com prótese press-fit, onde apresenta um máximo de 4300 με, 50% superior ao modelo intacto. O modelo com prótese de *resurfacing* apresenta um valor máximo de deformação junto do final da haste, no entanto na região crítica do modelo intacto, o modelo com prótese de *resurfacing* apresenta um valor de 4000 με, cerca de 2 vezes o modelo intacto do fémur.

As deformações principais mínimas representadas na figura 6, observa-se que o modelo com prótese de *resurfacing* é o que apresenta valores mais elevados, existindo um concentrar de deformações no colo do fémur, e observa-se que as maiores deformações seguem a geometria da prótese press-fit. O valor de deformação observado na zona crítica, colo do fémur correspondeu -8000 με na região medial no fémur intacto, enquanto no modelo com prótese press-fit observou-se apenas -4500 με, logo efeito de bloqueio de deformações ou de cargas. No modelo com prótese de *resurfacing* observou-se que as deformações principais mínimas apresentam um valor máximo de -15000 με junto ao final da haste de *resurfacing*. Verificou-se na região onde o modelo intacto apresentou o seu máximo (região inferior ao colo fémur), este apresentava um valor de -2500 με, representando uma diminuição de 68%.

Componente acetabular

Na região de contorno do componente acetabular as deformações principais dos modelos implantados acompanham o comportamento das deformações registadas no modelo intacto (figura 7). No entanto, observou-se diminuição entre os modelos intacto e com implante em duas regiões específicas, 90% na região anterior e de 85% na região posterior. E possível observar, a diminuição global das deformações no ilíaco a quando da aplicação do componente acetabular, o que poderá implicar perda de massa óssea.

Relativamente á restante estrutura óssea do Ilíaco, observou-se através dos padrões de deformação presentes em cada um dos modelos que o modelo

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

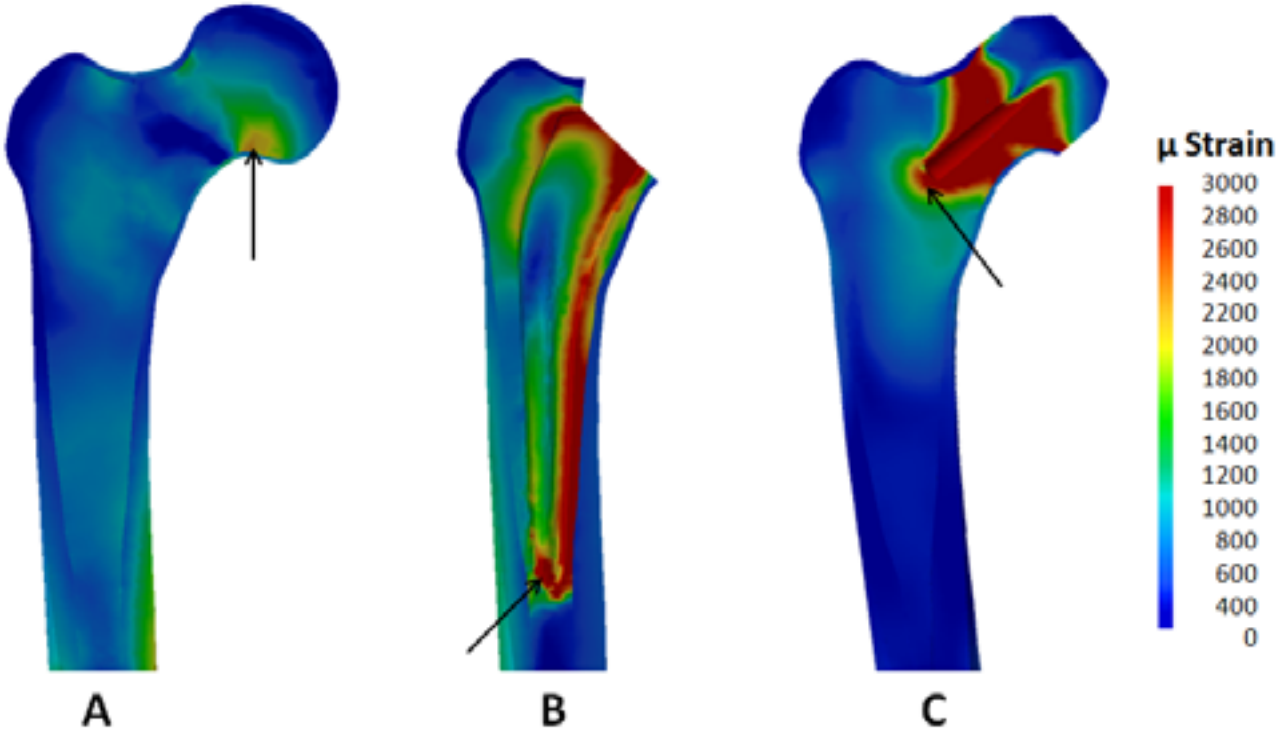


Figura 5. Deformações principais máximas em cada um dos modelos numéricos, modelo intacto; modelo press-fit; modelo resurfacing.

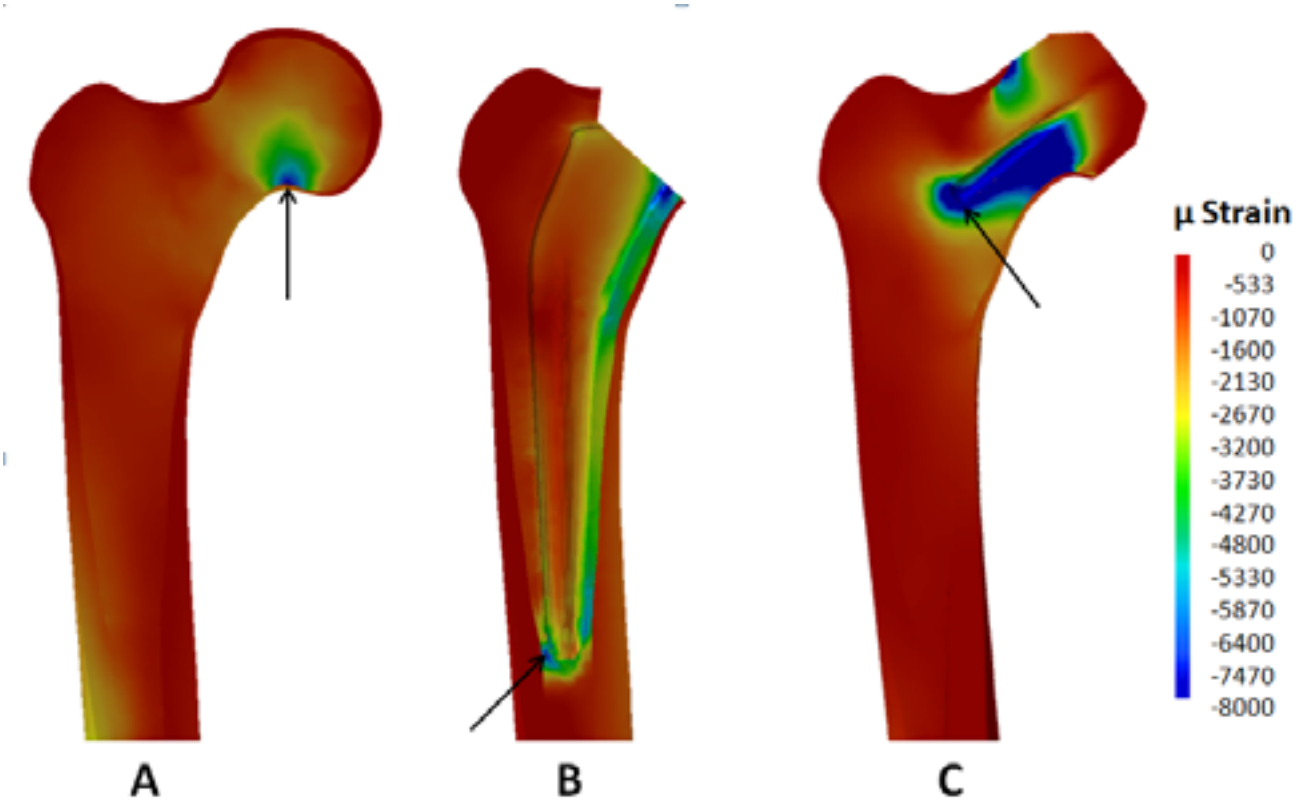


Figura 6. Deformações principais mínimas em cada um dos modelos numéricos, modelo intacto; modelo press-fit; modelo resurfacing.

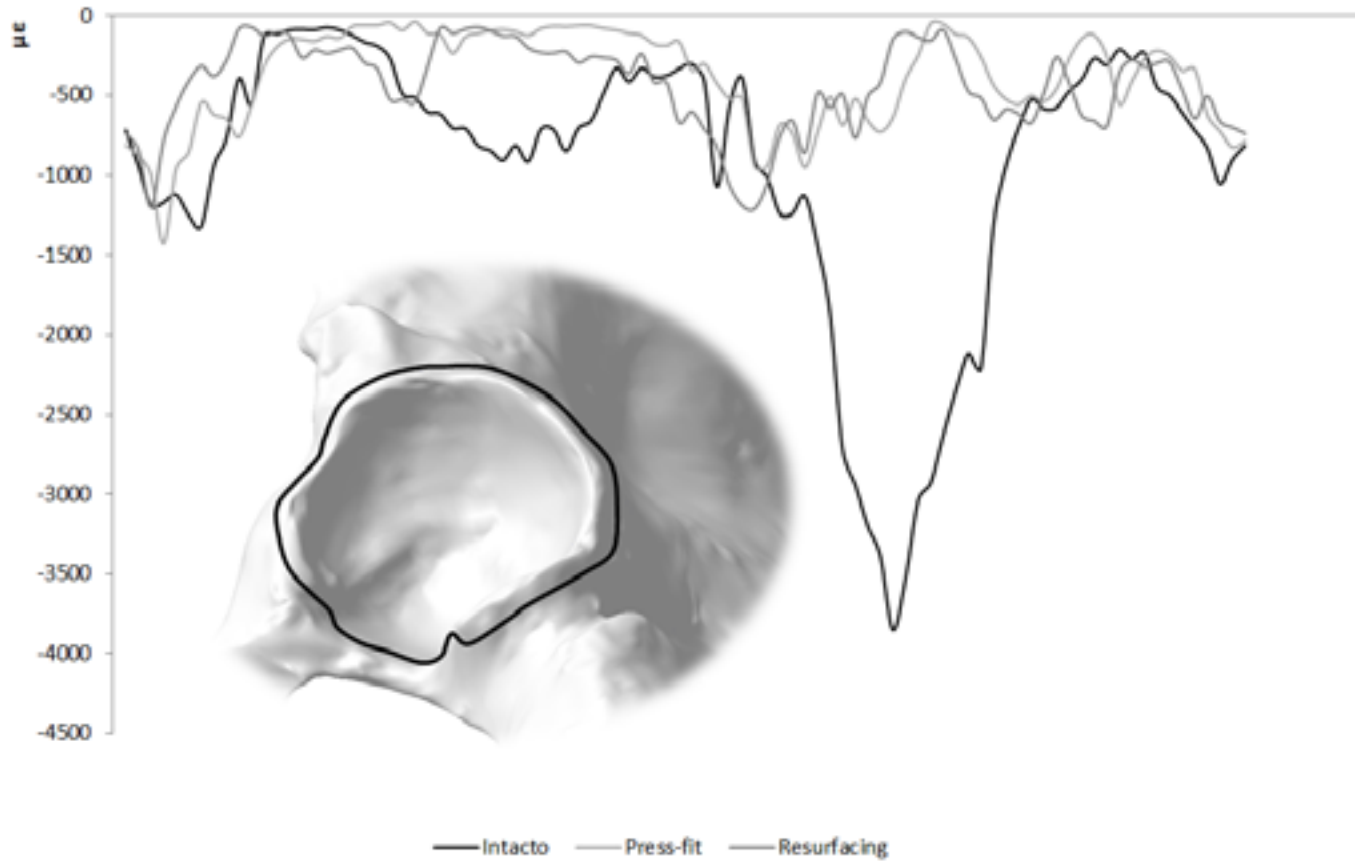


Figura 7. Deformações principais mínimas em torno da cavidade acetabular

intacto foi o que apresentou valores mais elevados de deformações (figura 8). No entanto, relativamente aos modelos com implante, as diferenças entre ambos não apresenta elevada importância. A diferença entre modelos com prótese e intacto centra-se na região de contorno do ilíaco ou limbo acetabular e na zona do corpo do púbis onde se observa diminuição da deformação.

DISCUSSÃO

Foi possível verificar a correlação entre modelo numérico e modelo experimental, o que permitiu uma análise aprofundada da transferência de carga entre modelos. O método de elementos finitos é um método bem estabelecido, na determinação de tensões e deformações em estruturas mais complexas. Permite prever os potenciais riscos de fratura dessas estruturas e por isso, largamente aplicados em estudos biomecânicos de forma a prever o comportamento mecânico de estruturas biológicas[3, 27, 28].

Os resultados revelaram ao longo do aspeto medial, existe uma maior distribuição das cargas aplicadas na articulação da anca. Comparando o comportamento de cada um dos modelos, observa-se ao longo dos aspetos considerados que o modelo com prótese de *resurfacing* é o que mais se aproxima do comportamento do modelo intacto, apresentando resultados próximos dos apresentados por Little et al[3].

Os resultados ao longo do aspeto lateral revelaram uma diminuição das deformações nos modelos com implante, estes poderão causar perda óssea na região proximal do fémur com efeito de bloqueio de cargas (strain-sheilding). No modelo com prótese press-fit, observou-se um aumento das deformações na zona distal, comparando com o modelo intacto, mas não existe o risco de hipertrofia pois os valores máximos de 1100 με. Com a prótese press-fit não transfere carga na zona proximal, transferindo esta para a zona distal do fémur o que levará perda óssea

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

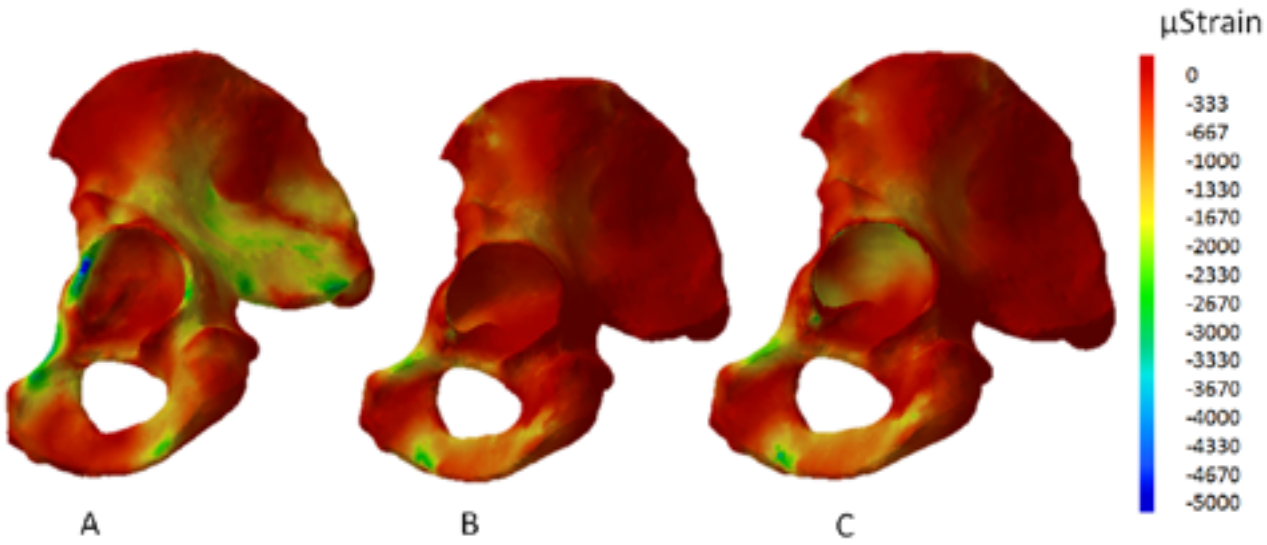


Figura 8. Deformações principais mínimas nas estruturas acetabulares. A) Modelo intacto; B) Modelo press-fit; C) Modelo resurfacing

no aspeto lateral.

Verificou-se que existe um aumento significativo das deformações principais no fémur com prótese press-fit no aspeto medial e lateral e diminuição nos restantes aspetos, podendo alterar a rigidez da estrutura óssea em comparação com fémur intacto. A colocação de qualquer solução estudada altera a distribuição das deformações principais no osso. Essa alteração deve-se às hastes existentes em cada um dos implantes.

No modelo com prótese press-fit e *resurfacing* verificou-se que o máximo de deformação ocorre na ponta da haste, podendo desta forma provocar falha por fadiga nessa região. Este comportamento observado é algo espectável, uma vez que a geometria da haste promove um acumular de deformações na sua ponta e dai esse incremento de deformações nessa região, indo de acordo com resultados de estudos prévios[29].

Após colocação da prótese press-fit existiu uma diminuição de 60% das deformações na região onde se tinha observado o máximo no modelo intacto (colo do fémur), fenómeno semelhante ocorreu no modelo com prótese de *resurfacing*. Este fator indica que as soluções descentralizam o problema daquela região específica do fémur, para o colocar junto do final da haste em cada um dos respetivos casos. No entanto, verificou-se que no modelo onde foi utilizado a prótese *resurfacing* o problema do acumular de deformações no colo do fémur agrava-se (zona próxima do intacto), sendo que este fator poderá originar falha por fadiga nesta região. Este resultado vai de encontro ao afirmado por Mont[7], que afirma que a colocação de uma prótese de *resurfacing*, mantém presente o risco de fratura na região do colo do fémur. Ao comparar o modelo fémur intacto na região onde se observou o máximo no modelo com press-fit verificamos que existiu um aumento das deformações nessa região em ambas as soluções. Os resultados sugerem a colocação da prótese em posição mais varus por forma a diminuir o risco de fratura do colo femoral e diminuindo as cargas na articulação[15].

Relativamente ao comportamento distal dos modelos, podemos observar diferenças significativas na distribuição distal do fémur. Esta variação sugere a ocorrência de alteração no sistema de cargas da articulação que poderá originar as alterações nas deformações. A prótese total press-fit aumenta a distribuição distal no aspeto medial e lateral, logo provoca maiores forças na reação da articulação.

Relativamente ao componente acetabular, observou-se globalmente diminuição do estado de carga na estrutura óssea. O Ilíaco apresenta na situação de intacto maior solicitação na zona do acetábulo, em especial na zona do limbo acetabular e na zona do corpo do púbis. As reduções são justificadas pelo bloqueio de transferência de carga originado pelo acetábulo metálico, implicando a longo prazo alguma perda de massa óssea nesta regiões. A restante

estrutura apresenta comportamento semelhante, contudo não é possível aferir este comportamento, pois situa-se na zona de aplicação da carga.

CONCLUSÃO

A comparação entre o modelo intacto, modelo com prótese total press-fit e modelo de *resurfacing* permitiu verificar que o modelo de substituição total da anca que mais se aproxima do comportamento osso intacto é o modelo com prótese de *resurfacing*. No entanto verificou-se que existem zonas em que existe o risco de falha por fadiga é uma realidade e um problema a ter em conta em especial na zona medial do colo do fémur no caso da prótese *resurfacing*.

O modelo com prótese press-fit apresenta efeito de bloqueio de cargas na zona proximal, transferindo carga apenas no plano frontal, logo diminuindo as deformações no aspeto anterior e posterior.

No componente acetabular observou-se a diminuição da deformação em ambas as soluções, o que implicará a diminuição da massa óssea por efeito de bloqueio de transferência de cargas.

Agradecimentos:

Os autores agradecem o apoio dado por PTDC/EME-PME/112910/2009 e PTDC/EME-PME/112977/2009. Agradecer á empresa Artur Salgado, em nome do Sr. Doutor João Salgado pelo facultar do material cirúrgico e realização de cirurgias.

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Hallan, G., et al., Medium- and long-term performance of 11,516 uncemented primary femoral stems from the Norwegian arthroplasty register. Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume,. 89B(12): p. 1574-1580, 2007.

2. Gothesen, O., B. Espehaug, L. Havelin, G. Petursson, S. Lygre, P. Ellison, G. Hallan and O. Furnes. "Survival rates and causes of revision in cemented primary total knee replacement A REPORT FROM THE NORWEGIAN ARTHROPLASTY REGISTER 1994-2009." Bone & Joint Journal 95B(5): 636-642, 2013.

3. J. P. Little, F. Taddei, M. Viceconti, D. W. Murray, and H. S. Gill, "Changes in femur stress after hip resurfacing arthroplasty: Response to physiological loads". Clin Biomech (Bristol, Avon). vol. 22, pp. 440–448, 2007.

4. H. C. Amstutz and M. J. Le Duff, "Eleven years of experience with metal-on-metal hybrid hip resurfacing: a review of 1000 conserve plus.," The Journal of arthroplasty, vol. 23, no. 6 Suppl 1, pp. 36–43, 2008.

5. R. P. Woon, A. J. Johnson, and H. C. Amstutz, "The results of metal-on-metal hip resurfacing in patients under 30 years of age.," The Journal of arthroplasty, vol. 28, no. 6, pp. 1010–4, 2013.

6. J. J. Callaghan, E. E. Forest, S. M. Sporer, D. D. Goetz, and R. C. Johnston, "Total hip arthroplasty in the young adult.," Clin. Orthop. Relat. Res., vol. 344, pp. 257–62, 1997.

7. M. A. Mont, "Hip resurfacing arthroplasty," J Am Acad Orthop Surg., vol. 14, no. 8, pp. 454–463, 2006.

8. I. R. Spears, M. Pfleiderer, E. Schneider, E. Hille, G. Bergmann, and M. M. Morlock, "Interfacial conditions between a press-fit acetabular cup and bone during daily activities: implications for achieving bone in-growth.," Journal of biomechanics, vol. 33, no. 11, pp. 1471–7, 2000.

9. M. D. Ries, M. Harbaugh, J. Shea, and R. Lambert, "Effect of cementless acetabular cup geometry on strain distribution and press-fit stability.," The Journal of arthroplasty, vol. 12, no. 2, pp. 207–12, 1997.

10. A. Ramos, R. J. Duarte, C. Relvas, a Completo, and J. a Simões, "The influence of acetabular bone cracks in the press-fit hip replacement: Numerical and experimental analysis.," Clinical biomechanics (Bristol, Avon), vol. 28, no. 6, pp. 635–41, 2013.

11. Y. Watanabe, N. Shiba, S. Matsuo, F. Higuchi, Y. Tagawa, and a Inoue, "Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty: finite element analysis of the femoral component.," The Journal of arthroplasty, vol. 15, no. 4, pp. 505–11, 2000.

12. E. T. Davis, M. Olsen, R. Zdero, G. M. Smith, J. P. Waddell, and E. H. Schemitsch, "Predictors of femoral neck fracture following hip resurfacing: a cadaveric study.," The Journal of arthroplasty, vol. 28, no. 1, pp. 110–6, 2013.

13. Cristofolini, L., M. Viceconti, A. Cappello and A. Toni. "Mechanical validation of whole bone composite femur models." Journal of Biomechanics 29(4): 525-535, 1996.

14. R. Duarte, C. Relvas, C. Aleixo, and B. Nunes, "Avaliação numérica e experimental da transferência de carga na articulação da anca com e sem prótese total.," Revista portuguesa de ortopedia e traumatologia, vol. 21, no. 3, pp. 249–258, 2013.

15. Ramos, A., F. Fonseca and J. Simoes (2006). "Simulation of physiological loading in total hip replacements." Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme 128(4): 579-587.

16. A. Ramos and J. a. Simões, "CAD-CAM RTV lost wax casting technology for medical implants." Rapid Prototyping Journal, vol. 15, no. 3, pp. 211–215, 2009.

17. J. Z. Zhou, L. Xiao, S. Huang, J. H. Zhu, Z. M. Xu, J. Huang, and Y. C. Dai, "Rapid Fabrication of Micro-Gear via Vacuum Casting Technique of Silicone Rubber Mould," Advanced Materials Research, vol. 97, no. 101, pp. 4016–4019, 2010.

18. a. Unsworth, D. D. Goetz, and V. Wright, "The frictional behaviour of human synovial joint. Part I Natural Joints," Trans ASME, vol. 97, pp. 369–376, 1975.

19. Relvas, C., A. Ramos, A. Completo and J. A. Simoes. "A systematic approach for an accuracy level using rapid prototyping technologies." Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part B-Journal of Engineering Manufacture 226(A12): 2023-2034, 2012.

20. R. M. Hall and A. Unsworth, "REvlEw Friction in hip prostheses". Biomaterials. vol. 18, no. 15, pp. 1017–1026, 1997.

21. P. Roberts, P. Grigoris, H. Bosch, and N. Talwaker, "(III) Resurfacing arthroplasty of the hip," Current Orthopaedics, vol. 19, no. 4, pp. 263–279, 2005.

22. N. E. Bishop, F. Waldow, and M. M. Morlock, "Friction moments of large metal-on-metal hip joint bearings and other modern designs", Medical engineering & physics,

vol. 30, no. 8, pp. 1057–64, 2008.

23. A. E. Anderson, C. L. Peters, B. D. Tuttle, and J. A. Weiss, "Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies". J Biomech Eng. 2005. 127(3): 364-73

24. L. Grassi, S. P. Väänänen, S. Amin Yavari, H. Weinans, J. S. Jurvelin, A. a. Zadpoor, and H. Isaksson, "Experimental Validation Of Finite Element Model For Proximal Composite Femur Using Optical Measurements," Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, vol. 21, pp. 86–94, 2013.

25. F. Taddei, L. Cristofolini, S. Martelli, H. S. Gill, and M. Viceconti, "Subject-specific finite element models of long bones: an in vitro evaluation of the overall accuracy" Journal of biomechanics, vol. 39, pp. 2457–2467, 2006.

26. V. Shim, J. Böhme, P. Vaitl, S. Klima, C. Josten, and I. Anderson, "Finite element analysis of acetabular fractures--development and validation with a synthetic pelvis.," Journal of biomechanics, vol. 43, no. 8, pp. 1635–9, 2010.

27. K. Birnbaum and T. Pandorf, "Finite element model of the proximal femur under consideration of the hip centralizing forces of the iliotibial tract" Clinical biomechanics (Bristol, Avon), vol. 26, no. 1, pp. 58–64, 2011.

28. A. Ramos and J. A Simões, "Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur.," Medical engineering & physics, vol. 28, no. 9, pp. 916–24, 2006.

29. A. Ramos, A. Completo, C. Relvas, and J. a. Simões, "Design process of a novel cemented hip femoral stem concept," Materials & Design, vol. 33, pp. 313–321, 2012.

© Sociedade Portuguesa de Ortopedia e Traumatologia