

# VALIDAÇÃO NUMÉRICA E EXPERIMENTAL DE MODELO TOTAL DA ARTICULAÇÃO DA ANCA COM PRÓTESE PRESS-FIT

R. J. Duarte, A. Ramos, C. Relvas, A. Completo, J. A. Simões\*

TEMA - Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro, Aveiro – Portugal, [a31762@ua.pt](mailto:a31762@ua.pt)

\*ESAD, Escola Superior de Artes e Design, Porto

## ABSTRACT

*The hip arthroplasty presents a high success rate, nevertheless, in long term there are some failure associated. The highest reason of failure is related with aseptic loosening, however, the load transfer is also a critical factor which influences the remodelling of the bone structures. The purpose of this study was to validate the biomechanical behaviour of the total hip joint replacement. The models of the hip joint in this study were composed by the iliac and the femur, where subsequently were placed a commercial press-fit prosthesis. Was assessed the biomechanical behaviour of the implanted hip joint through the use a numerical and experimental model in order to compare the strain distribution around the acetabulum in the both different load cases. The main goal of this work was possible to validate the numerical models of the hip joint with  $r^2$  0.93 for 600N in correlation between numerical and experimental models. The numerical models allow analysing the behaviour of hip replacement inside of bone structures.*

## RESUMO

*A artroplastia da anca apresenta elevado sucesso, contudo ainda ocorrem falhas a longo prazo. O maior risco de falha está associado á perda asséptica, contudo a transferência de carga é um fator crítico para a remodelação da estrutura óssea. O objetivo deste trabalho prende-se com a validação numérica dos aspectos biomecânicos relativos à artroplastia total da anca. Os modelos no estudo consideraram a articulação da anca com íliaco e fémur, onde posteriormente foi implantada uma prótese comercial press-fit desta articulação. Foi avaliado o comportamento biomecânico da prótese da anca usando um modelo numérico e um modelo experimental de forma a comparar a distribuição das deformações em torno do acetábulo em dois casos de carga diferentes. Este trabalho permitiu validar os modelos numéricos da articulação da anca com artroplastia total com uma correlação entre modelo experimental e numérico de  $r^2$  0.93 para carga de 600N. O modelo numérico permitiu avaliar o comportamento da artroplastia no interior da estrutura óssea.*

## 1. INTRODUÇÃO

A articulação da anca é um das articulações mais solicitadas do corpo humano e uma das mais intervencionadas

em termos de dispositivos médicos a curto e longo prazo nos diferentes registos ortopédicos. Com o envelhecimento da população na europa e nos países desenvolvidos, associado à alteração de

hábitos alimentares, mudanças de estilos de vida mais sedentários que implicam perdas de funcionalidade e em último caso originam a disfunção da articulação. As causas mais comuns para a artroplastia da anca primária são a artrite reumatoide e a fratura da cabeça do fémur entre outras, reportadas em registos ortopédicos (Registo Português de Artroplastia, 2012; R. Hambli et. al., 2012; J.M.Murnaghan and A.J.Hamer, 2010). Estas causas associadas a doenças degenerativas promovem o desgaste da articulação a longo prazo implicando dor ao paciente durante as diversas tarefas do dia-a-dia, impedindo-o de as executar e de ter uma vida normal (Gard et. al., 2000).

Os problemas na articulação da anca afetam uma larga franja da população mundial, sendo ainda estimado que cerca de 15% da população acima dos 65 anos poderá desenvolver este tipo de complicações (Kunze et. al., 2012). Contudo os problemas na articulação da anca não se focam apenas em pacientes idosos, ocorrendo mais frequentemente em faixas etárias entre os 40 e 45 anos (Nordish National Joint Registry, 2012).

No entanto tem-se verificado que este problema tem vindo a ocorrer também em faixas etárias menores o que leva a repensar as soluções existentes para esta articulação a longo prazo.

A estrutura óssea desta articulação é fundamentalmente composta pelo fémur, íliaco e cartilagem. A cartilagem é um tecido que reveste as extremidades dos ossos, providenciando desta forma uma mobilidade entre os componentes da articulação suave, sem que exista dor por parte do paciente. Têm por função estabelecer e amortecer o contacto entre estruturas rígidas (fémur e íliaco).

Quando a cartilagem na articulação se encontra danificada, os movimentos naturais dos membros acabam por provocar dor, devido ao atrito e contacto entre estruturas ósseas. Em casos extremos pode ocorrer restrição completa da articulação, impedindo desta forma que os pacientes possam ter uma vida e mobilidade articular normal.

A solução última disponível no mercado para este problema é a artroplastia total da anca (ATA), que consiste no corte da cabeça do fémur e substituição total dos componentes articulares danificados por materiais protésicos, permitindo assim repor a mobilidade da anca (S. Tamura et. al., 2012; C.R. Henak et. al., 2013; D. Kumar et. al., 2013).

Este procedimento é nos dias de hoje considerado como uma solução com elevada taxa de sucesso a curto e longo prazo, sendo também um dos procedimentos cirúrgicos mais realizado em todo o mundo (Wroblewski, 2002). No âmbito da aplicação na articulação da anca existem duas grandes vertentes na prótese total, prótese com fixação press-fit e prótese cimentada, com diferentes aspetos a considerar no seu funcionamento. Não existindo contudo uma clara tendência para aplicação de um ou de outro tipo, dependendo do registo de cada país e da experiência do cirurgião (A. Troelsen et. al. 2013; National Joint Registry, 2012; Registo Português de Artroplastias, 2012).

Também do ponto de vista geométrico, a articulação da anca é considerada uma das estruturas com maiores dimensões e cargas aplicadas, formada por uma esfera quase perfeita na cabeça do fémur e uma calote no íliaco, o que a torna uma articulação bastante estável.

Vários estudos têm por base modelos experimentais e computacionais para estudar o comportamento da articulação da anca. (A. Ramos e J. A. Simões., 2006; A. Completo et. al. 2013; L. Grassi et. al., 2013). Os modelos numéricos, mas mais propriamente os modelos de elementos finitos surgiram como uma solução para os estudos biomecânicos desta articulação, permitindo desta forma estudar os diferentes aspetos biomecânicos da articulação que dificilmente poderiam ser analisados através de ensaios experimentais. No entanto é necessário ser rigoroso neste aspeto de forma a aproximar os modelos numéricos o mais possível dos modelos experimentais. Diversos estudos experimentais e numéricos publicados, não

utilizam a cartilagem para validação ou comparação entre a articulação natural e implantada, analisando apenas o comportamento da articulação antes e após a artroplastia cimentada (Andrew et. al., 2005, Andrew et. al., 2010).

O presente estudo analisa a artroplastia da anca não cimentada através da combinação de ensaios experimentais e análise numérica. Pretende-se numa primeira fase validar um modelo numérico da artroplastia total da anca com prótese press-fit através da análise das deformações principais em torno da cavidade acetabular e do pescoço do fêmur, sendo posteriormente uma base para o estudo numérico da transferência de carga com alterações na colocação da prótese.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Os modelos aplicados neste estudo são baseados em estruturas ósseas sintéticas e dispositivos médicos comerciais, ou seja disponíveis no mercado e selecionados para o tamanho desta articulação.

### 2.1 - Modelos experimentais

O modelo experimental utilizada a estrutura do fêmur e do íliaco são compostas por fibra de vidro curta e resina de epóxi para representação do comportamento do osso cortical. No seu interior para representar o comportamento do osso esponjoso é utilizada uma espuma de poliuretano, que segundo diversos autores, replica as propriedades e comportamentos mecânicos do osso esponjoso (T. Goswami et. al., 2011; L.Cristofolini et. al. 1996).

São utilizadas estruturas ósseas de quarta geração da articulação da anca do lado esquerdo (íliaco – 3405 e fêmur – 3406) disponíveis comercialmente através de Sawbones Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, U.S.A.

Os dispositivos utilizados foram escolhidos de acordo com o tamanho da articulação por um cirurgião especialista. Foi utilizada um componente acetabular Laffit® com Ø60mm e uma prótese femoral press-fit da Laffit® com tamanho 10.

Para promover a articulação entre as duas partes foi utilizada uma cabeça cerâmica de alumina com dimensão de 28mm, permitindo desta forma a articulação entre o fêmur e o acetabulo. Estes implantes foram colocados nos ossos sintéticos do fêmur e do íliaco respeitando o procedimento real de colocação dos componentes (figura 1), por forma a garantir o correto posicionamento dos mesmos, pelo cirurgião especialista.



Fig 1: Colocação experimental de prótese da anca

Utilizando como referencia estudos anteriores desta articulação como Cristofolini et. al., (L. Cristofolini, 1997) Ramos et. al., (A. Ramos et. al., 2013) Completo et. al. (A. Completo et. al. 2013), foram utilizadas rosetas de extensometria como sistema de medição experimental de forma a possibilitar a análise do comportamento biomecânico das estruturas envolvidas. Assim sendo, foram colocadas seis rosetas, duas de 1mm e quatro de 3mm, KFG-3-120-D17-11L3M2S/ KFG-1-120-D17-11L3M2S (Kyowa Electronic Instruments Co.) respetivamente no íliaco e no fêmur proximal.

Foram coladas duas no pescoço do fêmur (uma na linha proximal entre a crista intertrancarica e a reflexão capsular) e quatro em torno da cavidade acetabular (duas no alinhamento anterior-posterior e duas na parte superior da cavidade acetabular) representada no modelo CAD da figura 2.

Após a colocação do sistema de medição foi verificada a sua resistência interna de forma a garantir que não existiu qualquer danificação do material. O sistema de extensometria foi ligado a um sistema de aquisição de dados PXI-1050 com sistema da National Instruments (LabView).

Foram analisadas as deformações principais máximas e mínimas nos modelos experimentais. O cálculo foi realizado com base nos resultados experimentais nas posições previamente definidas e calculadas através das equações (I e II).

Equação I:

$$\varepsilon_{\max.} = \frac{1}{2} \left[ \varepsilon_a + \varepsilon_c + \sqrt{2 \left[ (\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_b - \varepsilon_c)^2 \right]} \right]$$

Equação II:

$$\varepsilon_{\min.} = \frac{1}{2} \left[ \varepsilon_a + \varepsilon_c - \sqrt{2 \left[ (\varepsilon_a - \varepsilon_b)^2 + (\varepsilon_b - \varepsilon_c)^2 \right]} \right]$$

## 2.2- Modelos numéricos

Os modelos geométricos da articulação da anca foram reconstruídos através de um processo de digitalização 3D para cada um dos componentes e posteriormente montados usando o software CATIA V5 Dassault Systems.

A geometria interior de cada estrutura óssea foi definida através do seccionamento dos ossos compósitos em diversas regiões de forma a poder avaliar a espessura de osso cortical e reproduzi-la nos modelos computacionais.

A figura 2 representa uma vista 3D das estruturas ósseas envolvidas neste estudo e também do implante utilizado na artroplastia total da anca.

Os componentes, acetabular e femoral (cúpula, componente de polietileno e haste), utilizados nos ensaios experimentais foram desenvolvidos de forma a criar um modelo numérico que replicasse cada um dos componentes.

No estudo numérico foi assumido que todos os materiais utilizados são homogêneos, isotrópicos e lineares elásticos, respeitando as propriedades dos materiais fornecidas pelo fabricante e que estão descritas na tabela 1.

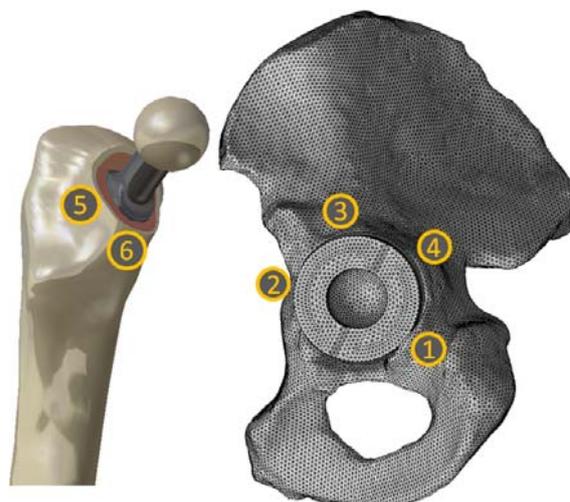


**Fig 2:** Vista 3D das estruturas ósseas e dos componentes da prótese da anca.

**Tabela 1:** Propriedades dos materiais

Componentes	E (GPa)	$\nu$	Nº de elementos (Íliaco/Fémur)
Osso cortical	17.0	0.29	38675/22716
Osso esponjoso	0.4	0.29	35363/13892
Cúpula	120.0	0.3	6176
Comp.Polietileno	0.5	0.3	5964
Haste femoral	120.0	0.3	5374
Cabeça cerâmica	370.0	0.22	1714

Através do módulo de simulação do software CATIA V5R19 foi gerada uma malha tetraédrica de quarto nós e aplicada a cada um dos componentes da articulação apresentando os elementos descritos na tabela. A figura 3 apresenta a representação da malha tetraédrica nos componentes do íliaco bem como a posição das rosetas em cada componente.



**Fig 3:** Posição das rosetas nas estruturas ósseas

Foi considerado que o osso esponjoso e o osso cortical do fêmur e do íliaco estavam coladas enquanto, na interface osso-haste femoral e osso-cúpula existe um coeficiente de atrito  $\mu=0.3$  para simular a ligação press-fit entre a haste e o osso. Na interface, entre o componente de polietileno e a cabeça cerâmica foi considerado um coeficiente de atrito  $\mu=0.2$ .

As condições de fronteira aplicadas no modelo numérico foram criadas tendo por base as condições fronteira do modelo experimental. Assim sendo, foi permitido o movimento do íliaco apenas na direção vertical, tendo este sido fixado à máquina de compressão em apenas quatro pontos, e através da utilização de uma calote esférica na parte distal do fêmur foi possível restringir as suas translações nas três direções, permitindo apenas os respetivos movimentos de rotação.

As deformações principais foram quantificadas na mesma posição das rosetas.

### 2.3- Ensaios experimentais

Ambos os modelos, experimental e numéricos, foram posicionados respeitando as posições anatómicas das estruturas ósseas. Assim o fêmur foi colocado com a inclinação de  $7^\circ$  no plano sagital e  $9^\circ$  no plano frontal (Aamer Malik et. al., 2010). A figura 4 representa a posição nos dois aspetos no modelo experimental.

De forma a garantir este posicionamento no modelo experimental foi necessário criar um sistema mecânico que promovesse esse mesmo constrangimento. Assim sendo, o íliaco foi fixo em quatro pontos, na tuberosidade iscial e na asa do ilium.

Por sua vez, o fêmur foi restrito na sua zona distal, permitindo apenas rotações nos três eixos através do uso de uma calote esférica.

Desta forma, apenas se permitiu o movimento vertical do íliaco (figura 4).

Com este sistema de fixação, o modelo experimental foi acoplado na máquina de compressão pneumática utilizada em outros estudos (R.Duarte et al. 2013, Completo et. al. 2013). Nos modelos experimentais foi

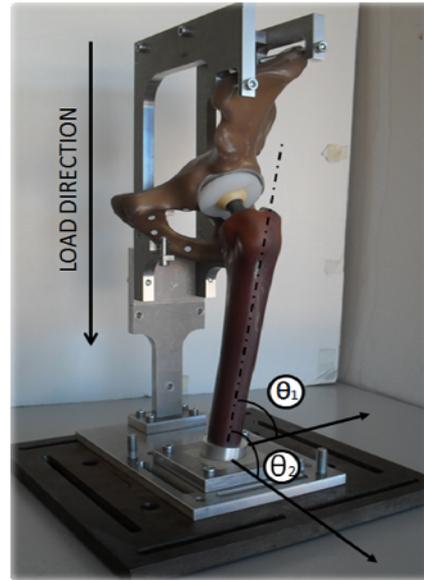


Fig 4: Posição das estruturas ósseas nos ensaios experimentais.

aplicada uma carga vertical de 100N e depois de 600N. Foram realizadas 5 repetições para cada um dos casos de carga para representatividade dos ensaios.

## 3. RESULTADOS

Os ensaios experimentais permitiram validar o modelo numérico da articulação.

### 3.1. Validação modelos

As deformações principais obtidas através dos testes experimentais da análise numérica indicaram correlação entre modelos numéricos e experimentais para cada um dos casos de carga como podemos ver pelo valor de  $R^2$  ( $R^2_{100N} \approx 0.88$  e  $R^2_{600N} \approx 0.93$ ) e que estão representados nas figuras 5 e 6.

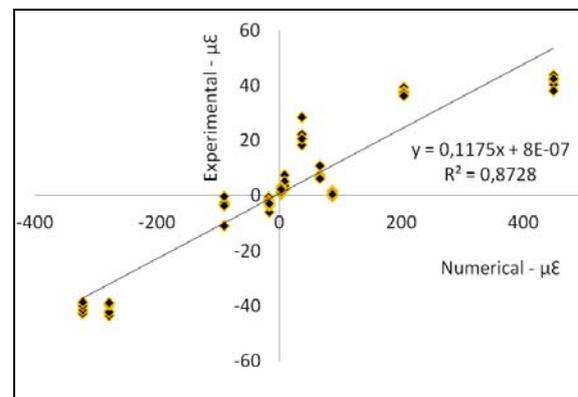


Fig 5: Correlação para caso de carga de 100N

Observando o declive da reta no caso de carga 100N podemos observar que a magnitude das deformações obtidas nos testes experimentais é semelhante à registada nos modelos numéricos. Apresentando ainda *offset* relativamente à origem mas inferior a  $1\mu\epsilon$ .

Ao aplicar uma carga de 600N observou-se que a correlação entre modelos numéricos e experimentais registou um aumento, indicando que a correlação entre ambos melhorou comparativamente com o caso de carga onde foram aplicados 100N. Este facto deve-se à pequena magnitude de deformações em alguns locais ocorridas com carga de 100N, sendo de magnitude muito inferior ao caso in vivo.

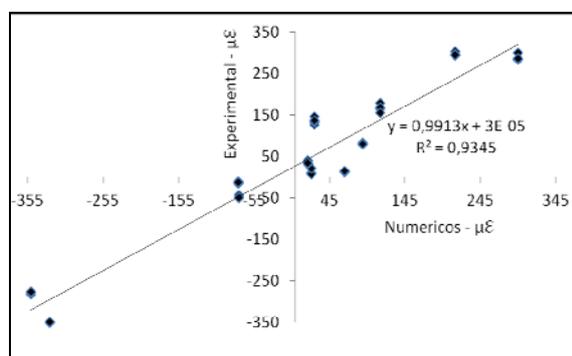


Fig 6: Correlação para caso de carga de 600N

Foi também possível observar que os valores experimentais são em regra superiores aos valores registados através dos modelos numéricos.

Neste trabalho foram aplicados apenas dois casos de carga, uma vez que também se pretendia verificar a influência que a carga teria na validação do modelo. Neste sentido a carga de 600N diz respeito à posição vertical de um paciente de 60kg mais próximo da realidade do paciente.

### 3.1. Distribuição de carga nas estruturas ósseas (modelo numérico)

Após validação dos modelos numéricos, estes permitem uma análise global do comportamento da articulação da anca. Através dos modelos numéricos foi possível verificar nos componentes da articulação da anca os pontos críticos em termos de defor-

mações principais máximas e mínimas (figura 7, 8 e 9) para a situação de carga de 600N.

Na estrutura do íliaco na figura 7 e 8, é possível verificar que as regiões críticas em termos de deformações principais máximas estão localizadas na zona anterior superior do íliaco. Os valores das deformações principais máximas atingem os  $1500\mu\epsilon$ , sendo valores inferiores ao caso in vivo, mas explicado pela magnitude da carga.

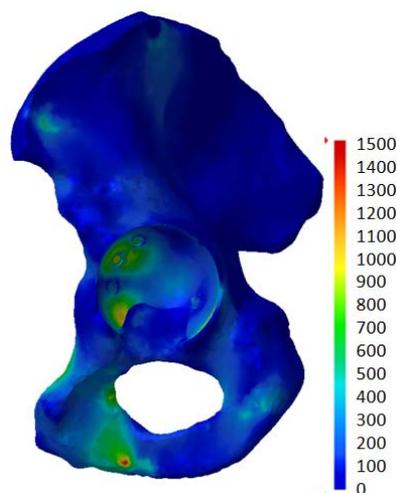


Fig 7: Deformações principais máximas no íliaco.

Verificou-se também alguns picos de deformação nos locais onde foram colocados as restrições referentes à utilização dos parafusos, não sendo por isso considerados relevantes neste estudo. Ao nível das deformações principais mínimas verificamos que o comportamento é idêntico ao das deformações principais máximas, registando-se as maiores deformações na região anterior-superior do íliaco.

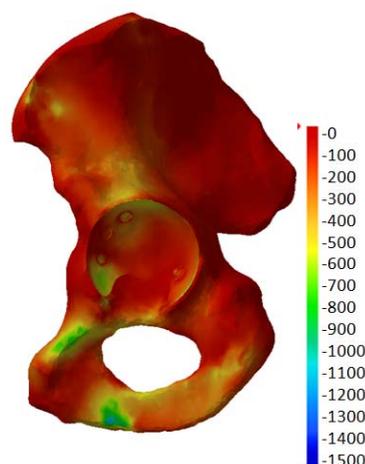


Fig 8: Deformações principais mínimas no íliaco.

No fêmur observou-se que a concentração de deformações encontra-se centrada essencialmente na região medial do fêmur proximal. Os valores observados no fêmur são de magnitudes superiores ao do Íliaco, atingindo os 5000  $\mu\epsilon$ , sendo valores consideráveis para a estabilidade da interface.

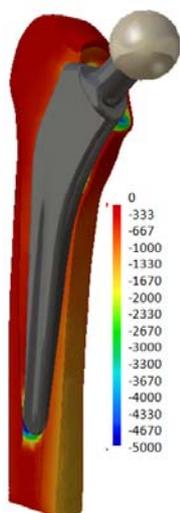


Fig 9: Deformações principais mínimas no fêmur.

Na região distal do fêmur, devido ao final da haste femoral, verificamos uma maior concentração das deformações principais mínimas.

#### 4. DISCUSSÃO

A correlação entre ensaios experimentais e modelos numéricos foi alcançada com sucesso em ambos os casos de carga. A correlação entre ambos registou um aumento de cerca de 7% quando a carga foi aumentada de 100N para 600N.

Este fator pode dever-se ao facto de que quando foi aplicado apenas 100N a influência do erro na medição foi superior do que quando aplicamos os 600N. Ou seja, quando aplicamos 100N, o ruído presente no sistema de medição apresenta maior influência do que no caso em que foi aplicado os 600N. Estamos confiantes que se a carga aplicada sobre a estrutura fosse da magnitude de 2 a 3 vezes o peso do corpo a correlação seria melhorada.

A validação realizada neste trabalho vai permitir adquirir um maior grau de

confiança para a utilização dos modelos numéricos em estudos onde seja impossível serem realizados ensaios experimentais.

Verificou-se que as regiões do íliaco que apresentam maiores deformações estão localizadas na sua região anterior superior. Este facto é também relatado por Dastra e Huiskes (Dastra e Huiskes, 1995) no seu estudo para avaliar a transferência de carga na pélvis.

As deformações observadas no fêmur vieram de encontro ao esperado, tendo-se obtido as maiores deformações na região proximal do fêmur, no seu lado medial.

Assim sendo, futuramente, baseando-nos nestes resultados do estudo, irá permitir avaliar numericamente o comportamento mecânico da articulação da anca de forma a contribuir para um maior conhecimento desta articulação.

#### 5. CONCLUSÕES

O trabalho permitiu validar os modelos numéricos desenvolvidos para estudo da articulação total, permitindo-nos estudar o comportamento mecânico da estrutura em zonas onde não permite a medição experimental.

Concluimos também que o caso de carga aplicado é importante e que pode ter alguma influência na correlação dos resultados numéricos com os experimentais.

Assim sendo, verificamos que a região anterior-superior do íliaco é a mais solicitada bem como a região proximal medial do fêmur.

#### 6. AGRADECIMENTOS

Os autores deste trabalho agradecem à Dr.<sup>a</sup> Arminda Malheiro do serviço de ortopedia do Hospital Infante Dom Pedro do Centro Hospitalar do Baixo Vouga pela colaboração na colocação do implante e aos projetos abaixo citados pelo financiamento:

PTDC/EME-PME/112910/2009 e

PTDC/EME-PME/112977/209

## 7. REFERÊNCIAS

- Registo Português de Artroplastias. Edição 11, Available at <http://www.spot.pt/>. Accessed in December 2013
- Ridha Hambli, Awad Bettamer, Samir Allaoui. Finite element prediction of proximal femur fracture pattern based on orthotropic behavior law coupled to quasi-brittle damage. *Medical Engineering and Physics*, 2012, 34:202-210
- J.Mark Murnaghan, Andrew J. Hamer. Hip and knee replacement. 2010, 28(10):508-513
- P.J.Gard, Fracs R. Iorio, W.L.Healy. Hip replacement: Choosing an implant. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 2000, 10(2): 94-101
- Mario Kunze, Andreas Schaller, Hanno Steinke, Roger Scholz, Christian Voigt. Combined multi-body and finite element investigation of the effect of the seat height on acetabular implant stability during the activity of getting up. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2012, 105(2): 175-182
- S.Tamura, T. Nishii, T. Shiomi, Y.Yamazaki, K. Murase, H. Yoshikawa, N. Sugano. Three-dimensional patterns of early acetabular cartilage damage in hip dysplasia; a high resolutional CT arthrography study. 2012, 20(7): 646-652
- C.R.Henak, E.D. Carruth, A.E. Anderson, M.D. Harris, B.J. Ellis, C.L. Peters, J.A. Weiss. Finite element predictions of cartilage contact mechanics in hips with retroverted acetabula. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2013, 21(10): 1522-1529
- D. Kumar, C.R. Wyatt, S. Lee, L. Nardo, T.M. Link, S. Majumdar, R.B. Souza. Association of cartilage defects, and other MRI findings with pain and function in individuals with mild-moderate radiographic hip osteoarthritis and controls. *Osteoarthritis and Cartilage*, 2013, 21(11): 1685-1692
- B.M. Wroblewski. Professor Sir. John Charnley (1911-1982). *Br. Soc. Rheumatol. – Oxf. Journal*. 2002, 41: 824-825
- Anders Troelsen, Erik Malchau, Nanna Sillesen, Henrik Malchau. A review of current fixation use and registry outcomes in total hip arthroplasty: the uncemented paradox. 2013, 471: 2052-2059
- National Joint Registry for England and Wales. Publications, Available at: [www.njrcentre.org.uk/](http://www.njrcentre.org.uk/). Accessed in December 2013
- A. Ramos, J.A. Simões. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Medical Engineering and Physics*, 2006, 28: 916-924
- Tarun Goswami, Vinit Patel, David J. Dalstrom, Michael J. Prayson. Mechanical evaluation of fourth-generation composite femur hybrid locking plate constructs. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 2011, 22 (9): 2139-2146
- Luca Cristofolini, Marco Viceconti, Angelo Cappello, Aldo Toni. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29(4): 525-535
- Luca Cristofolini, Marco Viceconti. Comparison of uni-axial and tri-axial strain gauges for strain measurement in femur. *Experimental Mechanics*, 1997, 37: 350-354
- A.Ramos, R.J. Duarte, C.Relvas, A.Completo, J.A.Simões. The influence of acetabular bone cracks in the press-fit hip replacement: Numerical and experimental analysis. *Clinical Biomechanics*, 2013, 28(6): 635-641
- Andrew E. Anderson, C.L.P., Benjamin D. Tuttle, Jeffrey A. Weiss, *Subject - specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2005. 127: p. 364-373.
- Andrew E. Anderson, B.J.E., Steve A. Maas, Jeffrey A. Weiss, *Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip*. *Journal of Biomechanics*, 2010. 43(7): p. 1351-1357.
- A.Completo, R.Duarte, F.Fonseca, J.A.Simões, A.Ramos, C.Relvas. Biomechanical evaluation of diferente reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An *in-vitro* and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2013, 28(3): 291-298
- L.Grassi, S.P.Vaananen, S.A.Yavari, H.Weinans, J.S.Jurvelin, A.A.Zadpoor, H.Isaksson. Experimental validation of finite element model for proximal composite

femur using optical measurements. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 21: 86-94

Aamer Malik, Zhinian Wan, Branislav Jaramaz, Gary Bowman, Lawrence D. Dorr. A validation model for measurement of acetabular component position. *The Journal of Arthroplasty*, 2010, 25(5): 812-819

R.Duarte, A.Ramos, C.Relvas, A.Completeo, J.Simões. Avaliação numérica e experimental da transferência de carga na articulação da anca com e sem prótese total. *Rev. Port. Ortop. Traum.*, 2013, 21(3): 249-258

Dastra, M., Huiskes,R., *Load transfer across the pelvic bone* *Journal of Biomechanics*, 1995. 28: p. 715-724.