

Avaliação numérica e experimental da transferência de carga na articulação da anca com e sem prótese total

Ricardo Duarte, António Ramos, Carlos Relvas, António Completo, José Simões

TEMA. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Aveiro. Portugal.

Ricardo Duarte Msc
António Ramos Ph. D
Carlos Relvas Ph. D
António Completo Ph. D
José Simões Ph. D

TEMA
Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade de Aveiro

Submetido em: 21 fevereiro 2013
Revisto em: 19 agosto 2013
Aceite em: 19 agosto 2013
Publicação eletrónica em: 23 setembro 2013

Tipo de Estudo: Diagnóstico
Investigação

Declaração de conflito de interesses:
Nada a declarar.

Correspondência:
António Ramos
Departamento de Engenharia Mecânica
Universidade de Aveiro
3810-193 Aveiro
Portugal
a.ramos@ua.pt

RESUMO

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência da cartilagem na distribuição de deformações na articulação da anca. Foram desenvolvidos modelos experimentais e numéricos (com base em ossos sintéticos) da articulação natural e com artroplastia total press-fit. Foi ainda considerada a articulação natural com e sem cartilagem.

Os constituintes da articulação da anca foram gerados computacionalmente através de um processo de digitalização 3D, e discretização numérica tetraédrica de elementos finitos, onde foram aplicados estrangimentos e condições fronteira com o intuito de aproximar os modelos ao caso real, aplicando uma força de reação de 2300N em cada um dos modelos.

A validação com ensaios experimentais foi realizada através da medição das deformações principais, permitindo verificar que os modelos numéricos replicam os modelos experimentais com uma diferença de 7% e 9% nos modelos da articulação natural e implantada, respetivamente.

A análise numérica da articulação natural, com e sem cartilagem, permitiu confirmar a importância da cartilagem na transferência de carga. A cartilagem diminui as deformações na superfície do fémur e modifica as zonas críticas na transferência de carga.

Verificou-se, através da distribuição das deformações em torno da cavidade acetabular, que estas apresentam valores inferiores no modelo implantado relativamente ao modelo natural.

Neste estudo verificámos também, através da análise dos micromovimentos entre o implante e o osso, que a região superior da cavidade acetabular é a que mais influencia a estabilidade do implante.

Palavras chave:

Artroplastia total da anca, ensaios experimentais, estabilidade do

implante, modelos de elementos finitos.

ABSTRACT

This study aims to evaluate the influence of the cartilage on the hip strain distribution. In order to compare the natural and implanted hip behavior, experimental and numerical models (based on synthetic bones) of the joint were developed.

In this study models of the natural hip with and without cartilage were developed and an implanted hip model.

The hip joint constituents were computationally developed through 3D scanning and subsequently generated a finite element tetrahedral mesh where constraints and boundary conditions were applied to approach the models to a real case. A 2300N load case was applied.

The numerical and experimental validations were performed based on the principal strains. This procedure proved that the numerical models replicate the experimental ones with a difference of 7% and 9% for the natural and experimental models respectively.

The numerical analysis of the natural hip joint, with and without cartilage, allowed assessing the major importance of the cartilage in the load transfer process. The presence of cartilage decreases the strains in the surface of the femur.

Within the implanted model we registered the lowest strain values when assessing the strain distribution around the acetabular cavity.

We also assessed based on the micromotion analysis between the interface bone-implant, that the superior region of the acetabular cavity is the region that plays the most influence concerning the implant stability and bone ingrowth mechanism.

Key words:

Experimental tests, finite element models, implant stability, total hip arthroplasty.

INTRODUÇÃO

Desde que Sir. John Charnley em 1958, baseando-se em princípios biomecânicos, abordou a temática da articulação artificial da anca, que o tema da artroplastia da anca veio a sofrer constantes alterações e avanços, sendo nos dias de hoje uma das intervenções cirúrgicas mais realizadas e bem-sucedidas em todo o mundo [1].

As forças que atuam na articulação da anca tornam-na numa das articulações mais solicitadas do corpo humano, sendo por isso natural que com o passar dos anos apresente alguns sintomas de desgaste na cartilagem, causando dor e desconforto, levando posteriormente a uma intervenção cirúrgica[2].

Após a realização da artroplastia total da

anca (ATA), o comportamento biomecânico da articulação sofre alterações devido à substituição da articulação natural por uma artificial, uma vez que, mecanicamente, a artificial apresentam características bastante diferentes do osso humano.

De forma a proporcionar um conhecimento biomecânico mais efetivo relativamente a esta temática, têm sido realizados estudos que combinam técnicas numéricas com modelos experimentais, permitindo avaliar o comportamento ao nível das tensões e deformações presentes nas estruturas ósseas[3-7]. O compromisso entre ambas as técnicas é de grande importância, sendo bastante utilizadas em

diversos estudos biomecânicos uma vez que permitem a validação experimental dos modelos numéricos, permitindo assim aferir a qualidade dos resultados numéricos obtidos^[4, 8].

É frequente em estudos biomecânicos recorrer-se à simplificação do objeto em estudo de forma a facilitar a computação. Imensos estudos utilizam uma simplificação da articulação da anca, ou seja, apenas usam o íliaco ou o fêmur separadamente^[6]. Phillips et al^[9] por exemplo, embora inclua as ações musculares presentes na articulação da anca, apenas utiliza como objeto de estudo o íliaco. Em Simões et al^[10], os autores apenas consideram uma reação na cabeça do fêmur. Este estudo foi realizado com o intuito de analisar a totalidade da articulação (fêmur, íliaco e cartilagem) por forma a aferir como o mecanismo da distribuição de carga na articulação se processa quando o modelo inclui todas as estruturas anatómicas da articulação.

É frequente considerar a cartilagem como sendo um só componente. Embora esta simplificação possa causar algumas alterações nos resultados obtidos, acreditamos que não sejam relevantes. Diversos estudos como este consideram a cartilagem como um único componente^[11]. Contudo, existem outros que consideram a articulação da anca sem cartilagem.

Desta forma, foram comparados experimental e numericamente as deformações principais com dois modelos da articulação da anca, sendo um natural e outro com implante. Foi também analisado numericamente a influência que o componente acetabular pode provocar na distribuição das deformações no osso envolvente.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram usados dois modelos da articulação da anca, um no seu estado natural (intacto) e outro com um implante total da anca.

Modelo Natural

Na construção dos modelos experimentais foram usados ossos compósitos de um fêmur (ref. 3406) e de um íliaco (ref. 3405) esquerdos, comercializados pela

empresa Sawbones Pacific Research Labs, Vashon Island, WA, U.S.A. Este tipo de material é bastante usado em ensaios experimentais, não só por serem capazes de reproduzir o comportamento mecânico do osso, mas também porque são invariáveis ao género e não se degradam tão facilmente como o osso real, garantindo também as respetivas semelhanças geométricas^[12-14]. Estas estruturas ósseas foram escolhidas por permitirem a comparação entre as duas situações (intacto e implantado).

Para simular a cartilagem foi desenhado um componente em silicone (Figura 1). Este foi desenvolvido com base na geometria da cabeça do fêmur e da cavidade acetabular. A espessura desta camada foi obtida através de um TAC, sendo posteriormente criado um molde em poliuretano e usada a técnica de RTV (Room Temperature Vacuum) para o vazamento do silicone e obtenção da cartilagem. Neste processo foi usado um silicone VT750 com o CAT 750 como catalisador misturados na proporção de 10:1 usando MCP HEK Tooling GmbH^[15-17].

Modelo Implantado

No modelo com implante foi utilizado um conjunto *press-fit* Laffit® com haste femoral de 174 mm de comprimento e cabeça de alumina de 28mm (Figura 2). Este conjunto articula sobre um componente

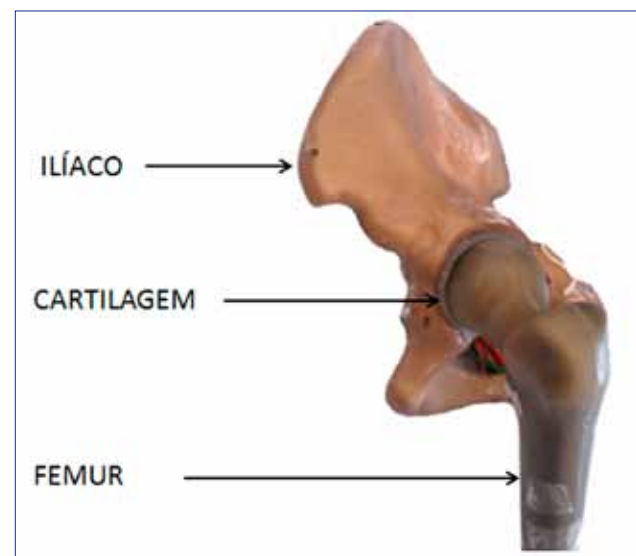


Figura 1. Modelo experimental da articulação natural da anca.

acetabular de polietileno de 60mm encaixado numa cúpula em titânio com fixação através de 3 parafusos. Estes modelos foram implantados experimentalmente por um cirurgião experiente em laboratório com instrumental adequado.

Medições experimentais

Em ambos os modelos utilizou-se como sistema de medição das deformações através de um conjunto de rosetas. Baseando-se na condutividade elétrica dos materiais, este sistema de medição é bastante utilizado em ensaios experimentais [4, 7, 18].

Assim sendo, foram utilizadas 6 rosetas, 4 com $\phi 3\text{mm}$ de referência KFG-3-120-D17-11 L3M2S e 2 com $\phi 1\text{mm}$ com a referência KFG-1-120-D17-11 L3M2S comercializadas pela Kywoa Electronic Instruments CoTM aplicadas em cada um dos modelos experimentais.

Nos modelos usados, foram colocadas 4 rosetas em torno da cavidade acetabular, nos alinhamentos anterior - posterior e superior e duas delas no pescoço do fémur. A figura 3 mostra a posição de cada sensor colocado no fémur e no íliaco.

Condições fronteira

Os modelos experimentais foram colocados na sua posição natural, respeitando a inclinação sagital e frontal do fémur, 7° e 9° respetivamente. Foi desenvolvido um sistema de fixação aplicado em cada um dos modelos que restringia o conjunto na asa do íliaco (na superfície glútea) e no ramo do ísquio.

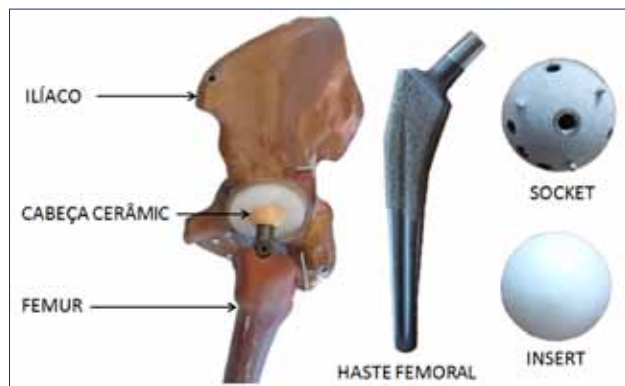


Figura 2. Modelos experimentais da articulação com implante.

A fixação permitia a rotação do fémur na sua zona mais distal, garantindo um sistema equivalente de transferência de carga (Figura 4).

Em ambos os modelos foram realizados 5 repetições de ensaios experimentais, tendo sido aplicada uma carga vertical no sentido descendente de 2300 N, que é uma carga aproximadamente equivalente ao momento de descida de escadas para um paciente com 70kg [19] e é uma das situações de carga mais críticas.

Modelo de elementos finitos

A modelação dos componentes da articulação da anca natural foi baseada nos modelos sintéticos da Sawbones® referidos anteriormente. Na articulação com implante foram modelados todos os seus componentes, a haste femoral e o componente acetabular. Para tal, foi utilizado o conjunto da articulação artificial da anca press-fit da Laffit®. Utilizou-se o software de CAD Catia V5R19 Dassault Systems e ambos os modelos foram colocados nas suas posições naturais, tendo sido respeitado o posicionamento natural do implante como na cirurgia *in vitro*.

Os materiais de cada componente da articulação

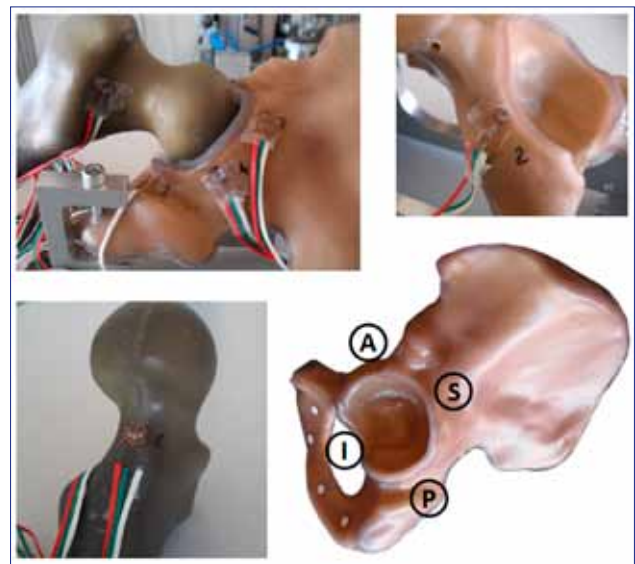


Figura 3. Posicionamento das rosetas e alinhamentos considerados (A – anterior, P – Posterior, I – Inferior, S - Superior).

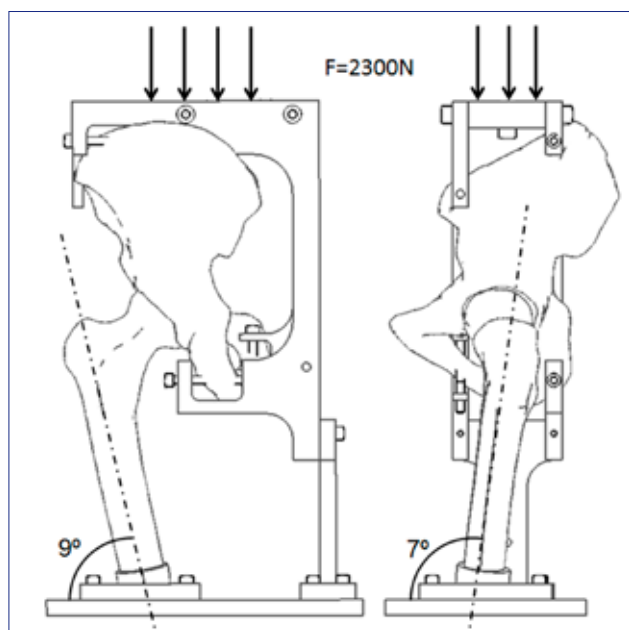


Figura 4. Posição da articulação nos ensaios experimentais da articulação.

da anca foram considerados homogêneos, isotrópicos e com comportamento linear elástico, propriedades apresentadas no quadro I e com um total de 345546 graus de liberdade em cada modelo.

No modelo intacto foi considerada a interface colada entre o osso cortical e o osso esponjoso, nos componentes do íliaco e do fémur. Na interface da cartilagem com cabeça do fémur e cavidade do íliaco foi considerada uma condição de contacto com atrito com a cabeça do fémur de 0,001^[19].

No modelo implantado com a prótese press-fit, os constituintes foram considerados colados, contudo, foi considerada uma condição de contacto

Quadro I. Propriedades dos materiais.

Designação	E (MPa)	v
Íliaco osso cortical	17000	0,29
Fémur osso cortical	17000	0,29
Íliaco osso esponjoso	400	0,29
Fémur osso esponjoso	400	0,29
Cartilagem	6,25	0,4
Socket	120000	0,30
Insert	500	0,30
Esfera cerâmica	370000	0,22

entre o componente de polietileno e o metálico do componente acetabular e entre a haste femoral e a esfera cerâmica. Foi considerado um coeficiente de atrito de 0,2 entre a esfera cerâmica e o polietileno^[20]. Em ambos os modelos de elementos finitos foram aplicadas mesmas restrições e casos de carga aplicados previamente nos modelos experimentais.

RESULTADOS

Validação do modelo numérico

Em ambos os modelos foram realizadas 5 repetições com o intuito de validar os modelos (natural e com implante). O quadro II apresenta os resultados das deformações principais dos modelos experimentais obtidos através das leituras das rosetas de extensómetros.

A regressão linear permitiu avaliar a correlação entre os resultados obtidos numéricos e os experimentais. Em ambos os modelos observou-se um valor de R² de 0,94 para o modelo natural e 0,93 para o modelo implantado. Verificou-se também os valores de 0,92 e 0,99 para os declives das retas de regressão linear do modelo natural e implantado respetivamente.

Estes resultados indicam uma boa correlação entre os modelos numéricos e experimentais, uma vez que os valores estão próximos de 1. Este facto permite estudar o comportamento biomecânico do conjunto de forma mais completa recorrendo ao modelo numérico validado.

No gráfico da figura 6 verificamos que existem alguns pontos relativamente afastados da linha de regressão linear. Esses pontos dizem respeito aos valores medidos na roseta 4 e podem resultar da

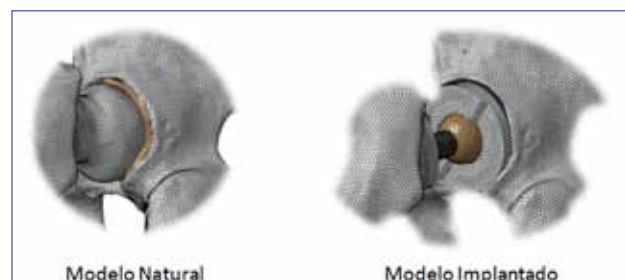


Figura 5. Modelos numéricos da articulação natural e implantada.

Quadro II. Deformações principais obtidas com as rosetas no modelo intacto.

Designação	Osso	Deformação ($\mu\epsilon$)	Média (STD)	
			Natural	Implantado
Roseta I	Ilíaco	$\epsilon 1$	176.1 (\pm 2.47)	13.7 (\pm 1.56)
		$\epsilon 3$	-584.1 (\pm 4.81)	-12.0 (\pm 1.36)
Roseta II		$\epsilon 1$	742.1 (\pm 2.03)	287.8 (\pm 7.15)
		$\epsilon 3$	-1146. (\pm 3.85)	-277.7 (\pm 2.32)
Roseta III		$\epsilon 1$	794.9 (\pm 8.94)	296.3 (\pm 3.75)
		$\epsilon 3$	-795.1 (\pm 8.89)	-352.5 (\pm 6.14)
Roseta IV	$\epsilon 1$	321.3 (\pm 10.8)	167.0 (\pm 8.35)	
	$\epsilon 3$	-81.4 (\pm 12.05)	14.0 (\pm 7.03)	
Roseta V	Fémur	$\epsilon 1$	209.8 (\pm 8.13)	135.7 (\pm 7.41)
		$\epsilon 3$	-238.4 (\pm 5.51)	-48.0 (\pm 2.76)
Roseta VI		$\epsilon 1$	39.1 (\pm 1.82)	80.4 (\pm 2.40)
		$\epsilon 3$	-2031.1(\pm 8.91)	34.8 (\pm 2.93)

geometria irregular da superfície onde a roseta foi colocada, provocando alguns desvios na leitura e consequente afastamento da linha de regressão linear (Figura 7).

Modelo intacto

No modelo intacto foi analisada a influência da cartilagem na distribuição das deformações, quer no ilíaco quer no fémur segundo as direções anterior – posterior e medial – lateral. Na figura abaixo pode-se observar a diferença entre as deformações principais mínimas na cabeça do fémur e na cavidade acetabular no seu alinhamento anterior – posterior. Como se pode ver, esta diferença é mais acentuada no centro da articulação, fruto do efeito de absorção da carga por parte da cartilagem (Figura 8).

No fémur, verificou-se um aumento das deformações de cerca de 20% quando não consideramos a cartilagem. Este aumento das

deformações pode em parte explicar a dor sentida nesta articulação por parte dos pacientes quando ocorre contacto osso-osso (Figura 9).

Verificou-se, como esperado, um aumento das deformações no fémur no modelo com cartilagem

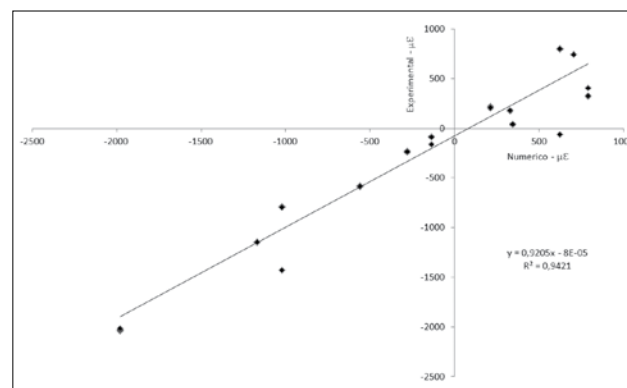


Figura 6. Correlação numérica e experimental entre modelos da articulação intacta (Eixo XX – Valores numéricos; Eixo YY – Valores experimentais).

(Figura 10). Este comportamento foi observado quer no aspeto medial quer no aspeto anterior. Tal pode resultar do facto de com cartilagem existir uma maior área para a transferência de carga do íliaco para o fémur e desta forma aumentar a sollicitação mecânica deste^[21].

Intacto V.S. Implantado

A cavidade acetabular foi dividida em 4 secções, a inferior (I), posterior (P), superior (S) e anterior (A) tal como referido anteriormente.

Comparando as deformações principais ao longo da cavidade acetabular dos dois modelos, verificamos que as deformações principais máximas diminuem cerca de 15% (Figura 11).

Neste sentido, verificou-se que onde a diminuição é mais acentuada é entre a posição P e S, registando-se diminuições na ordem dos 60%. Existe também um pico de diferença perto da posição A, onde se

registam diminuições das deformações da ordem dos 80% (Figura 11).

Em relação às deformações principais mínimas observou-se que a principal diferença ocorreu na zona anterior A, mas também entre a posição P e S.

Outra das formas de avaliar a estabilidade de um implante é através da análise dos micromovimentos entre o implante e o osso. Neste caso foi feita a avaliação dos micromovimentos nos alinhamentos anterior – posterior e inferior – superior (Figuras 12 e 13).

Verificou-se que os micromovimentos no alinhamento inferior – superior apresentam valores mais elevados na região inferior. Esta observação pode ser devido ao facto desta região conter um menor suporte por parte do osso envolvente.

No alinhamento anterior – posterior verificaram-se valores mais baixos no centro da cavidade acetabular. Neste caso, quer na região anterior quer na região

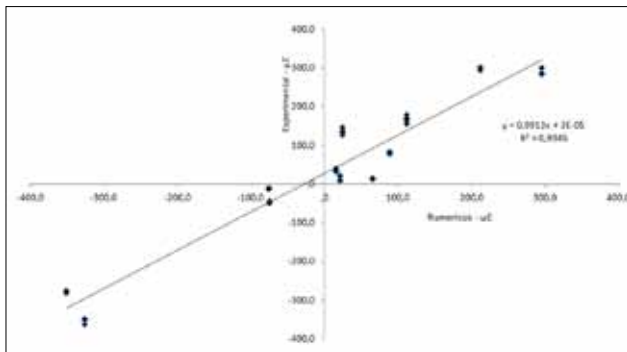


Figura 7. Correlação numérica e experimental entre modelos da articulação implantada (Eixo XX – Valores numéricos; Eixo YY – Valores experimentais).

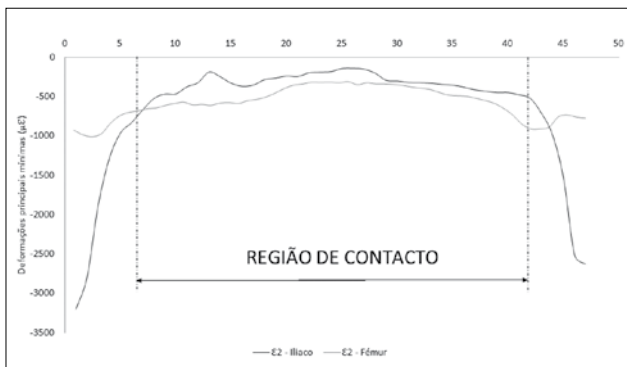


Figura 8. Distribuição das deformações principais mínimas no fémur e na cavidade acetabular segundo o plano sagital.

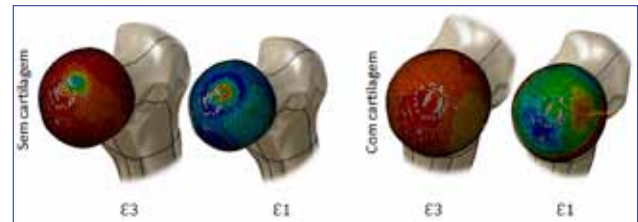


Figura 9. Distribuição das deformações principais máximas (E1) e mínimas (E3) na cabeça do fémur com e sem cartilagem.

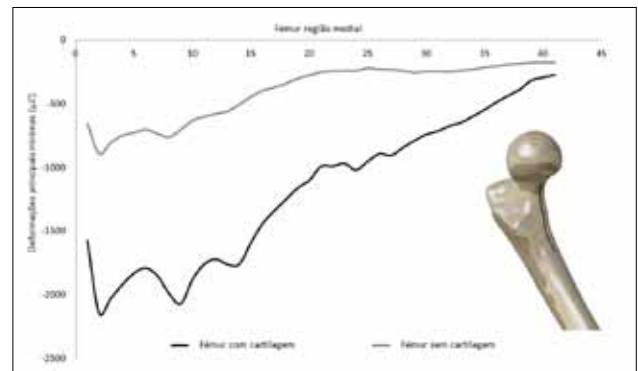


Figura 10. Distribuição das deformações principais mínimas no fémur com e sem cartilagem no seu aspeto medial.

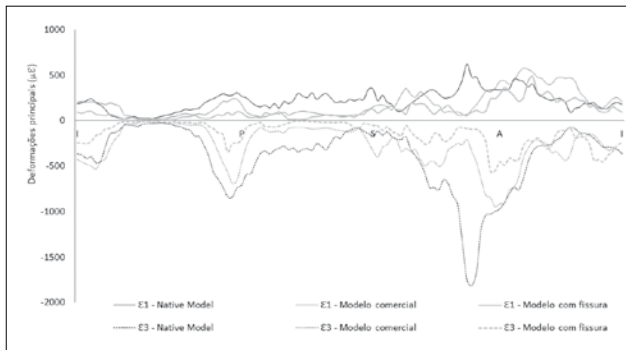


Figura 11. Distribuição das deformações principais máximas e mínimas na articulação intacta e com implante sem fissura.

posterior a amplitude de micromovimentos é bastante semelhante, registando-se assim uma discrepância para os micromovimentos observados no centro da articulação.

DISCUSSÃO

Foi possível verificar em ambos os modelos, intacto e modelo com implante, uma boa correlação entre os modelos numéricos e os modelos experimentais, sendo que em ambos os casos os valores de R² e do declive da reta são próximos de 1. Adicionalmente, e como forma de complementar estes indicadores, foi calculado o RMSE para ambos os modelos. Usando este indicador, expresso em percentagem, foi possível observar uma correlação entre modelos numéricos e experimentais com uma diferença de cerca de 5% para

o modelo intacto e de 9% para o modelo com implante. Estes valores mais uma vez, corroboram o previamente afirmado, garantindo assim uma boa correlação entre modelos numéricos e modelos experimentais, permitindo validar os modelos numéricos.

Este resultado é bastante satisfatório, uma vez que Rajesh et al^[22] também obteve uma correlação entre modelos numéricos e experimentais bastante semelhantes aos valores por nós observados.

A boa correlação entre ambos os modelos é de grande importância porque desta forma é possível utilizar os modelos numéricos para estudar o comportamento biomecânico das estruturas envolvidas, o que em alguns casos seria impossível de ser feito através de técnicas experimentais.

Verificou-se neste estudo, tal como publicado por Dastra e Huiskes, que as maiores deformações na articulação natural da anca são na região superior – anterior da cavidade acetabular^[23]. Este resultado, dada a posição anatómica da articulação confirma o expectável.

Deve ser referido o papel importante que a cartilagem desempenha na articulação. Embora neste estudo não tenha sido muito aprofundado o comportamento mecânico da cartilagem, foi possível verificar a importância da mesma na biomecânica da articulação e na sua contribuição para a distribuição das cargas. Neste estudo verificou-se que uma articulação sem cartilagem apresenta um comportamento mecânico completamente diferente

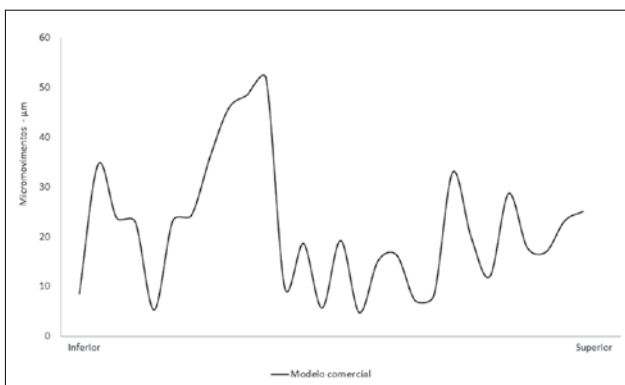


Figura 12. Distribuição dos micromovimentos no modelo implantado – alinhamento inferior - superior.

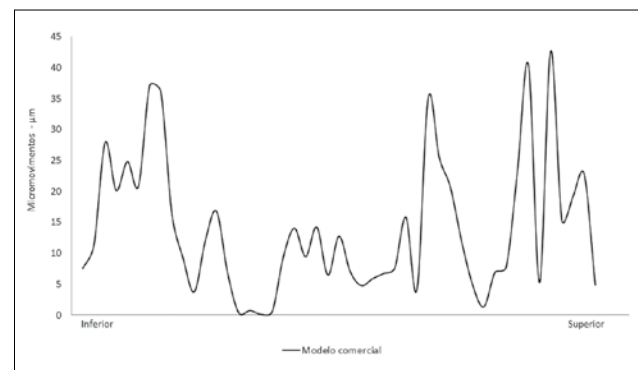


Figure 13. Distribuição dos micromovimentos no modelo implantado – alinhamento anterior-posterior.

do observado com a articulação saudável, sendo que os níveis de deformação presentes no osso são completamente alterados pela ausência desta, e que podem em parte justificar a dor sentida na articulação por parte dos pacientes.

Aquando da necessidade de colocação de implante na articulação da anca é importante garantir que este seja colocado na posição correta para assegurar a sua estabilidade primária. É de fácil compreensão que uma articulação natural (sem implante) não tem o mesmo comportamento mecânico que uma articulação com implante. Tal está de acordo com alguns estudos realizados para avaliar as deformações que ocorrem em torno da cavidade acetabular/implante^[24,25].

Com este estudo foi possível avaliar as diferenças ao nível as deformações principais entre um modelo natural e um modelo com implante.

Verificou-se que a distribuição das deformações principais apresenta valores mais baixos no modelo implantado do que no modelo natural. É principalmente na região posterior P e superior S que esta diminuição é mais evidente. Isto significa que esta região pode ser mais afetada com a colocação do implante, induzindo o efeito de stress-shielding devido à pouca solicitação do tecido ósseo. Contudo, na restante superfície, embora se registem deformações inferiores às do modelo intacto, as diferenças não são significativas^[26, 27].

Outro fator importante para garantir a estabilidade do implante é a amplitude dos micromovimentos presentes entre a superfície do implante e o osso. Os micromovimentos observados no nosso estudo centram-se abaixo dos 100 µm o que segundo Pillar et al ^[28, 29] promove o crescimento ósseo e evita o deslocamento do implante, que é um dos problemas mais observados clinicamente na revisão da artroplastia da anca.

Os valores mais elevados de micromovimentos foram registados na região anterior e superior. Comparando os resultados com outros estudos previamente realizados, quer por Spears et al ^[30] quer por Bergman et. al ^[3], verificamos que os resultados obtidos no nosso estudo são consistentes com os publicados.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste estudo podemos concluir que os modelos numéricos replicam os modelos experimentais com uma diferença de 5% e 9% para o modelo natural e com implante respetivamente. Este resultado dá-nos confiança necessária para usar os modelos numéricos na análise da problemática da artroplastia total da anca e consequentemente o comportamento mecânico do osso.

Através da análise deste estudo foi também possível verificar a importância da cartilagem na distribuição das deformações e na absorção do impacto das cargas que se exercem na articulação da anca.

Com base na distribuição das deformações principais é possível afirmar que o risco de remodelação óssea desfavorável é mais provável de ocorrer na região posterior – superior do acetábulo devido ao efeito de strain-shielding.

A região posterior do acetábulo é a mais suscetível de perda óssea por ser menos solicitada. Por outro lado, neste estudo verificou-se que a região onde existiam os valores mais elevados de micromovimentos é na região anterior - superior, o que provoca uma maior instabilidade ou o risco de laxação do implante nessa região.

Agradecimentos

Os autores agradecem o apoio dado por PTDC/EME-PME/112910/2009 e PTDC/EME-PME/112977/2009.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Etgen O., B.O., Richey F., Dardennes C., Reginster J.Y., Health related quality of life in total hip and knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *Journal of Bone Joint*, 2004. 86-A(5): p. 963-74.
2. P.Gard, F.I., W.Healy, Hip replacement: Choosing an implant. *Operative Techniques in Orthopaedics*, 2000. 10(2): p. 94-101.
3. G. Bergmann, G.D., M. Heller, F. Graichen, A. Rohlmann, J. Strauss, et al., Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 2001. 34: p. 859-871.
4. A. Ramos, A.B., M. Mesnard, P. Talaia, J.A. Simões, Numerical and experimental models of the mandible. *Experimental Mechanics*, 2011. 51: p. 1053-1059.
5. S. Majumder, A.R., S. Pal, Variations of stress in pelvic bone during normal walking, considering all active muscles. *Trends Biomater. Artif. Organs.*, 2004. 17(2): p. 48-53.
6. M. Dastra, R.H., Load Transfer Across the Pelvic Bone. *Journal of Biomechanics*, 1995. 28(6): p. 715-724.
7. E.G. Little, F.J.B., Perspectives of strain measurement techniques. *Strain measurement in Biomechanics.*, ed. K.E.T. A.W.M.A.1992, London: Chapman and Hall.
8. A. Completo, R.D., F. Fonseca, J.A. Simões, A. Ramos, C. Relvas, Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2013.
9. A.T.M. Phillips, P.P., C.R. Howie, A.S. Usmani, A.H.R.W. Simpson, Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions. *Medical Engineering & Physics*, 2007. 29: p. 739-748.
10. J.A. Simões, M.A.V., S. Blatcher, M. Taylor Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. *Medical Engineering & Physics*, 2000. 22: p. 453-459.
11. 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.
12. T. Goswami, e.a., Mechanical evaluation of fourth generation composite femur hybrid locking plate constructs. *Journal of Materials Science - Materials in Medicine*, 2011. 22(9): p. 2139-2146.
13. L. Cristofolini, M.V., A. Cappello, A. Toni, Mechanical validation of whole bone composite femur models. *Journal of Biomechanics*, 1996. 29(4): p. 525-535.
14. J. Heiney, e.a., Biomechanical comparison of three second-generation reconstruction nails in an unstable subtrochanteric femur fracture model. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H-Journal of Engineering in Medicine*, 2008. 222 (H6): p. 959-966.
15. Adam, C., Eckstein, F., Milz, S., and Putz, R., The distribution of cartilage thickness within the joints of the lower limb of elderly individuals. *J.Anat.*, 1998. 193: p. 203-214.
16. Ramos, A.M.D.M.a.J.A.S., CAD-CAM-RTV - lost-wax casting technology for medical implants. *Rapid Prototyping Journal*, 2009. 15(3): p. 211-215.
17. J.Z.Zhou, L.X., 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. *Manufacturing Science and Engineering*, 2010. 97 - 101: p. 4016-4019.
18. L. Cristofolini, M.V., Comparison of uniaxial and triaxial strain gauges for strain measurement in femur. *Experimental Mechanics*, 1997. 37: p. 350-354.
19. Unsworth A, D.D., Wright V., The frictional behaviour of human synovial joints. Part I Natural Joints. *Trans Asme*, 1975. 97: p. 369-376.
20. R.M. Hall, A.U., Friction in hip prostheses. *Biomaterials*, 1997. 18: p. 1017-1026.
21. Ramos, A., F. Fonseca, and J.A. Simoes, Simulation of physiological loading in total hip replacements. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*, 2006. 128(4): p. 579-587.
22. Rajesh Ghosh, S.G., Alexander Dickinson, Martin Browne, Experimental Validation of a Finite Element Model of the Composite Pelvis Using Digital Image Correlation, in *American Society of Biomechanics* 2011.
23. M. Dastra, R.H., L. van Erning, Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1995. 117: p. 272-277.
24. M.D. Ries, M.H., Acetabular strains produced by oversized press-fit cups. *Clin. Orthop.*, 1997. 334: p. 276.
25. M.D. Ries, M.H., J.Shea, R. Lambert, Effect of cementless acetabular cups geometry on strain distribution and press-fit stability. *Journal of Arthroplasty*, 1997. 12: p. 207.
26. Scott R. Small, M.E.B., Leah A. Howard, Didem Tunc, Christine A. Buckley, Merrill A. Ritter, Acetabular cup stiffness and implant orientation change acetabular loading patterns. *The Journal of Arthroplasty*, 2012.
27. Qing-Hang Zhang, J.-Y.W., Colin Lupton, Phillip Heaton-Adegbile, Zi-Xue Guo, Qin Liu, Jie Tong, A subject-specific pelvic bone model and its application to cemented acetabular replacements. *Journal of Biomechanics*, 2010. 43: p. 2722-2727.
28. R.M. Pillar, J.M.L., C. Maniopoulos, Observations on the effects of movements on bone ingrowth into porous surface implants. *Clin. Orthop.*, 1986. 208: p. 108-113.
29. Bialecki P, G.A., Bohatyrewicz A, Ferenc M, Luxation of the prosthesis after total hip arthroplasty. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol.*, 2006. 71(1): p. 21-24.
30. Iain R. Spears, M.P., Erich Schneider, Ekkehard Hille, Georg Bergmann, Michael M. Morlock, Interfacial conditions between a press-fit acetabular cup and bone during daily activities: implications for achieving bone in-growth. *Journal of Biomechanics*, 2000. 33: p. 1471-1477.

Texto em conformidade com as regras do novo Acordo Ortográfico da Língua Portuguesa, convertido pelo programa Lince (© 2010 - ILTEC).