

3º Congresso Nacional de Biomecânica

Sociedade Portuguesa de Biomecânica



Instituto Politécnico de Bragança
11-12 Fevereiro de 2009

Editores
Mário A. P. Vaz
Paulo A. G. Piloto
José C. Reis Campos

Uma produção

do **impensável**

PROJECTO DE ATITUDES CULTURAIS, LDA

geral@doimpensavel.pt
www.doimpensavel.pt

Av. Carlos Bacelar, 968
salas 3A e 4A
apartado 562
4764-901 V. N. de Famalicão

252371724
252375164

Título: *Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica 2009*

Organização: *Mário A. P. Vaz, Paulo A. G. Piloto, J.C. Reis Campos*

Design: *Feup GAUTI*

Paginação: *Nuno Viriato Ramos, Jaime M. Monteiro*

Copyright © FEUP Press, 2009

Do Impensável - Projecto de Atitudes Culturais, Lda, 2009

Produção Gráfica: *Papelmunde, SMG, Lda - V. N. de Famalicão*

Depósito Legal: *288523/09*

ISBN: *978-989-96100-0-2*

Todos os direitos reservados. Nenhuma parte desta publicação pode ser reproduzida ou transmitida de qualquer forma ou por qualquer meio, seja electrónico ou mecânico, incluindo fotocópia, gravação ou outros, sem prévia autorização por escrito da editora.

COMISSÃO CIENTÍFICA

António Silva, Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

António Torres Marques, DEMEGI, Universidade do Porto

Eduardo Borges Pires, DECivil, Instituto Superior Técnico

Fernando Fonseca, FM, Universidade de Coimbra

Fernando Simões, DECivil, Instituto Superior Técnico

Filomena Carmide, FMH, Universidade Técnica de Lisboa

Hélder Rodrigues, DEM, Instituto Superior Técnico

Jacinto Monteiro, FML, Universidade de Lisboa

Jan Cabri, FMH, Universidade Técnica de Lisboa

João Abrantes, Universidade Técnica de Lisboa

João Folgado, DEM, Instituto Superior Técnico

João Levy Melancia, FML, Universidade de Lisboa

João Martins, DECivil, Instituto Superior Técnico

João Paulo Vilas-Boas, FCDEF, Universidade do Porto

Jorge Ambrósio, DEM, Instituto Superior Técnico

José Caeiro Potes, DSAV, Universidade de Évora

José Carlos Pereira, DEM, Instituto Superior Técnico

José Reis Campos, FMD, Universidade do Porto

José Dias Rodrigues, DEMEGI, Universidade do Porto

Luis Trabucho de Campos, FC, Universidade de Lisboa

Mário Secca, FCT, Universidade Nova de Lisboa

Miguel Tavares Silva, DEM, Instituto Superior Técnico

Nuno Rilo, DEM, Universidade de Coimbra

Renato Natal Jorge, DEMEGI, Universidade do Porto

Rui Miranda Guedes, DEMEGI, Universidade do Porto

COMISSÃO DE HONRA

Presidente do IPB

Presidente da ESE

Presidente da ESTIG

Presidente da Câmara Municipal de Bragança

Governador Civil de Bragança

RIGIDEZ NO TORNOZELO E PRESSÃO PLANTAR AUMENTADA EM DIABÉTICOS NEUROPATAS: IMPLICAÇÕES PARA A PRESCRIÇÃO DE ACTIVIDADE FÍSICA	111
DETERMINAÇÃO DA ACTIVIDADE MIOELÉCTRICA DOS MÚSCULOS AGONISTAS E ANTAGONISTAS ENVOLVIDOS NA VIRAGEM DE ROLAMENTO VENTRAL EM NATAÇÃO. 117	
A IMPORTÂNCIA DA BIOMECÂNICA ARTICULAR NA REABILITAÇÃO ORAL COM PRÓTESE TOTAL.....	121
ANÁLISE BIOMECÂNICA DA RECUPERAÇÃO FUNCIONAL NA REPARAÇÃO DE LESÕES DO NERVO PERIFÉRICO NUM MODELO ANIMAL.....	123
PREVALÊNCIA DAS ALTERAÇÕES DA PERCEPÇÃO À PRESSÃO NO PACIENTE DIABÉTICO TIPO 2 QUE RECORRE AO SERVIÇO DE PODOLOGIA DO HOSPITAL N.º S.ª DA CONCEIÇÃO DE VALONGO	131
PREVALÊNCIA DO PÉ PLANO INFANTIL DOS 4 AOS 13 ANOS EM DOIS COLÉGIOS DA ZONA METROPOLITANA DO PORTO.....	139
AVALIAÇÃO DOS DESLOCAMENTOS TRANSMITIDOS PELOS APARELHOS ORTODÔNTICOS E ORTOPÉDICOS, UTILIZADOS NO TRATAMENTO DA MORDIDA CRUZADA POSTERIOR ORIGINADA POR UMA ATRESIA MAXILAR.....	145
ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DE UMA PRÓTESE TRANSTIBIAL.....	151
A INFLUÊNCIA DA DENSIDADE ÓSSEA NA SIMULAÇÃO DE UM FÉMUR HUMANO	155
ANÁLISE DE MARCHA DE INDIVÍDUOS AMPUTADOS COMPARATIVAMENTE À MARCHA NORMAL UTILIZANDO DINÂMICA INVERSA TRIDIMENSIONAL.....	161
2 BIOMECÂNICA DO SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO.....	163
MODELAGEM DO CONTROLE POSTURAL HUMANO DURANTE POSTURA ERETA.....	165
MÉTODOS BIOMECÂNICOS DE ANÁLISE DA ESTABILIDADE ARTICULAR.....	173
RIGIDEZ MUSCULAR ACTIVA EM MULHERES PÓS-MENOPAUSICAS	177
DESENVOLVIMENTO DE UM MODELO 3D DA MÃO HUMANA	183
ARTICULATED AND DEFORMABLE MOTION ANALYSIS FROM MOTION CAPTURE DATA	189
ALTERAÇÕES DINÂMICAS DO SISTEMA MUSCULO-ESQUELÉTICO ASSOCIADAS À FADIGA (ESTUDO PRELIMINAR).....	195
3 BIOMECÂNICA DOS TECIDOS	201
ESTUDO BIOMECÂNICO SOBRE O EFEITO DAS PROPRIEDADES ORTOTRÓPICAS NA ANÁLISE DINÂMICA DO OUVIDO MÉDIO	203
ESTUDO COMPUTACIONAL DA MIRINGOSCLEROSE	209
INFLUÊNCIA DE UMA APRESENTAÇÃO OCCIPITO-POSTERIOR NO COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DO PAVIMENTO PÉLVICO	213
IMAGENS MÉDICAS DE FÉMUR UTILIZADAS NO ESTUDO DO TECIDO ÓSSEO SOB INFLUÊNCIA DA ACTIVIDADE MUSCULAR E QUOTIDIANA.....	217
CARACTERIZAÇÃO DO CAMPO DE DESLOCAMENTOS EM TECIDOS HIPER-ELÁSTICOS ...	223
INFLUÊNCIA DA MALHA DE ELEMENTOS FINITOS NO PROCESSO DE REMODELAÇÃO ÓSSEA	227

A INFLUÊNCIA DA DENSIDADE ÓSSEA NA SIMULAÇÃO DE UM FÉMUR HUMANO

M.J. Lima*, E.M.M. Fonseca#, M.C.M. Teixeira+, L.M.S. Barreira#

*- Instituto Politécnico de Bragança, Escola Sup. Tecnologia, Engenharia Biomédica; maria.bastos.lima@hotmail.pt

#- Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Tecnologia, efonseca@ipb.pt, lbarreira@ipb.pt

+ - Instituto Politécnico de Bragança, Escola Superior de Saúde; crisrina.teixeira@ipb.pt

PALAVRAS CHAVE: densidade óssea, fémur, elementos finitos, unidade Hounsfield

RESUMO: *A redução da massa óssea e a deterioração da micro-arquitetura do tecido leva a uma maior fragilidade do osso e ao conseqüente aumento do risco de fractura. Por este facto, considera-se relevante a quantificação da densidade de massa óssea e a verificação da sua influência na resistência do osso. A densidade aparente é definida como a densidade óssea sem influência de fluido, sendo a densidade efectiva a que inclui a massa da medula, essencialmente fluida. Essa medição é efectuada através da utilização de uma escala de valores cinza sobre a imagem médica em estudo. Inicialmente são determinados os valores de cálculo em unidades de densidade Hounsfield, sendo esta escala posteriormente convertida em medida da densidade óssea. Com base nesse registo, utilizar-se-á uma relação exponencial que permita calcular a dependência das propriedades biomecânicas do osso cortical e do osso trabecular da estrutura. Com este trabalho pretende-se verificar as zonas mais susceptíveis de fractura, no colo do fémur de um paciente de 70 anos, utilizando o método de elementos finitos através do programa ANSYS®, para a obtenção das distribuições das tensões e deformações, nas diferentes situações de densidade óssea calculada.*

1 INTRODUÇÃO

O método de elementos finitos tem sido utilizado em estudos da biomecânica através da simulação de várias partes anatómicas.

Vários autores têm vindo a dedicar-se a trabalhos de investigação nesta área, através de simulações numéricas do fémur humano utilizando modelos sólidos [1, 2], por exemplo. Também na área experimental têm sido publicados resultados [3, 4] permitindo assim aferir as técnicas numéricas. Para as diferentes simulações numéricas são utilizados modelos constitutivos isotrópicos e ortotrópicos, na constituição das propriedades mecânicas dos tecidos ósseos [1, 5].

As propriedades biomecânicas dependem de aspectos estruturais do osso nomeadamente a sua geometria óssea, mas também de propriedades intrínsecas do material, entre as

quais, a densidade óssea. Particularmente, a densidade óssea mantém uma forte relação inversa com o risco de fractura do osso [6].

O objectivo deste trabalho é produzir um modelo numérico de um fémur, constituído por diferentes camadas do tecido ósseo cortical e trabecular, através da medição da densidade óssea efectiva da imagem médica em estudo. O estudo será desenvolvido com base no tratamento prévio de uma imagem médica, obtida de um fémur do sexo masculino com idade de 70 anos. São utilizadas técnicas de pré-processamento e tratamento de imagem. O modelo do fémur é convertido em formato CAD 3D sendo posteriormente utilizado numa simulação numérica biomecânica. Pretende-se assim, apresentar uma metodologia de interesse científico que permita avaliar os diferentes resultados que se obtêm em função

da variação da densidade óssea de uma estrutura anatómica.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

A determinação das propriedades ósseas requer uma análise cuidada, uma vez que é função dos valores obtidos através da imagem médica em estudo, [7]. Os valores na escala cinza de uma tomografia computadorizada (TC) indicam a quantidade de radiação absorvida por cada uma das partes do corpo em análise. Os tecidos mais densos absorvem mais radiação, em forma de raio-X, que os menos densos. Esta variação de cores e densidades produzem a imagem médica final.

Os ossos são estruturas com elevada densidade radiológica, apresentando cor clara sendo considerados hipertenuantes. O ar tem baixa densidade pelo que se apresenta escuro e se considera hipotenuante.

A cada pixel de uma imagem médica, corresponde um valor médio da absorção de tecidos nessa zona, definido em unidades Hounsfield (HU), na forma [7]:

$$HU = 1000 \frac{\mu_{\text{tecido}} - \mu_{\text{água}}}{\mu_{\text{água}} - \mu_{\text{ar}}} \quad (1)$$

onde μ representa o coeficiente de atenuação linear do tecido, da água e do ar (tipicamente igual a 0).

Existem alguns valores de medida Hounsfield publicados, como referência do valor do tecido em relação à água, conforme exemplificado na tabela 1, através de leituras efectuadas em ficheiros de imagem médica do tipo DICOM, [8].

Tabela 1: Valores típicos do HU

Substância	HU
Implantes	>1000
Osso	400 a 1000
Matéria branca	46
Matéria cinza	43
Sangue	40
Músculo	10 a 40
Água	0
Gordura	-100 a -50
Ar	-1000

Considerando a imagem médica em estudo, foi efectuado um cálculo dos valores médios HU em diferentes zonas do fémur. Assim, e atendendo às diferentes cores dos tecidos ósseos, registaram-se os seguintes valores apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Gama de valores médios HU

Parte do Fémur (M)	Osso Cortical	Osso Trabecular
Cabeça (Zs)	563-499	45-265
Colo (Zi1)	614-878	
Corpo (Zi2)	1186-963	

A gama de valores registada pode ser comparada com uma estrutura óssea típica do sexo masculino analisada por [9]. Observa-se que a densidade do osso cortical na cabeça do fémur é inferior à que se regista no corpo do fémur, tal como em [9].

2.1 CÁLCULO DA DENSIDADE ÓSSEA

A densidade óssea, considerada efectiva, foi calculada em função da equação seguinte, obtida por correlação linear, conforme referenciado por [7, 10]:

$$\rho = 4.64 \times 10^{-4} \times HU + 1 \quad (2)$$

onde ρ representa a densidade efectiva em g/cm^3 função do valor de HU calculado.

2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DO OSSO

O osso é uma estrutura não homogénea consistindo em dois diferentes tipos de materiais, cortical e trabecular. Para considerar o osso em análise, como uma estrutura não homogénea, efectuaram-se diferentes simulações com diferentes valores das propriedades mecânicas ao longo do tecido ósseo.

As relações entre as propriedades do osso e a densidade, são obtidas em função de equações exponenciais, conforme referenciado por [1, 5]:

$$E_c = 2065\rho^{3.09} \quad (3)$$

$$E_t = 1904\rho^{1.64} \quad (4)$$

onde E representa o módulo de elasticidade para o osso cortical ou trabecular em MPa, função da densidade óssea ρ em g/cm^3 .

O coeficiente de Poisson foi considerado igual a 0.3, para qualquer um dos tecidos ósseos [1, 5].

3 SIMULAÇÃO NUMÉRICA DO FÊMUR

O fémur em estudo é de um paciente do sexo masculino (M) com idade de 70 anos. Trata-se do fémur direito de um paciente que tem uma massa corporal de 70kg.

Foram realizadas três simulações numéricas diferentes, com o objectivo de comparar o efeito da variação da densidade óssea na solução final do problema. As tensões e as deformações foram calculadas em diferentes zonas do fémur.

Na simulação numérica biomecânica realizada, foram considerados diferentes modelos isotrópicos, um homogéneo (IH) e dois não homogéneos (INH1 e INH2), para o tecido cortical. Atendendo à baixa densidade óssea do osso trabecular, considerou-se sempre o mesmo valor para o cálculo das propriedades.

As propriedades dos tecidos ósseos utilizadas em cada um dos modelos referidos encontram-se representadas na tabela 3. O cálculo efectuado das propriedades teve em consideração os valores de registo da tabela 2 e das equações 2, 3 e 4.

Tabela 3: Propriedades dos tecidos ósseos.

Tecido ósseo		Cortical		Trabecular	
Parte do Fémur		ρ g/cm^3	E_c MPa	ρ g/cm^3	E_t MPa
IH	Zs,Zi1,Zi2	1.39	5712.6	1.05	2062.6
	Zs,Zi1	1.29	4535.7		
INH1	Zi2	1.49	7080.5		
	Zs	1.25	4115.0		
INH2	Zi1	1.32	4869.6		
	Zi2	1.49	7080.5		

A Fig. 1 representa as diferentes zonas consideradas para a análise do tecido cortical, através da imagem de CAD 3D e das imagens de TC para cada uma das zonas de referência.

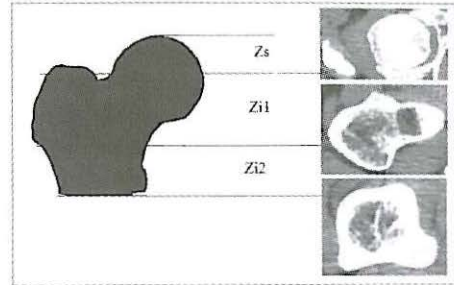


Fig. 1 Fémur 3D e imagens TC.

3.1 MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

A imagem médica utilizada no estudo é de alta resolução. Foi efectuado o tratamento da imagem com o programa *ScanIP*. O modelo CAD 3D obtido foi posteriormente convertido num formato neutro para ser utilizado no programa *ANSYS*.

Na figura 2 representam-se as duas malhas de elementos finitos utilizadas, uma para o osso cortical e outra para o osso trabecular. O elemento finito escolhido é um elemento estrutural 3D com 8 nós e três graus de liberdade em cada nó, tendo como opção a formação de elementos finitos prismáticos e tetraédricos.

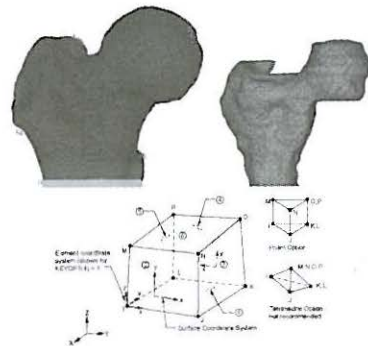


Fig. 2 Malha utilizada e elemento finito *Solid45*.

O carregamento imposto para as análises em estudo, representam uma carga na extremidade proximal do fémur (encaixada no acetábulo do osso ilíaco) [3] e um conjunto de forças musculares [2], conforme a tabela 4. As forças devidas à actividade muscular actuam como

reductoras no conjunto das tensões exercidas nos tecidos ósseos [2]. A força de contacto na articulação da anca foi obtida em função da percentagem da massa corporal (%MC), para uma direcção no plano coronal em 12° e no plano transversal de 35° [2, 3].

Tabela 4: Valores das forças consideradas.

Forças	N
Articulação da anca	1784
Músculo Abductor	1237
Músculo Iliopsoas	771
Músculo Iliotibial tract	1200

A extremidade distal do fémur foi mantida fixa, assumiu-se que o eixo do corpo do fémur é paralelo ao eixo global Z no modelo de elementos finitos, conforme a Fig. 2.

4 RESULTADOS

A imagem apresentada na figura 3 representa dois planos diferentes que serão considerados nas diferentes análises para a comparação dos resultados sob influência das diferentes densidades do tecido ósseo. O plano horizontal (H) AMPL representa a zona do fémur Anterior, Medial, Posterior e Lateral. O plano inclinado (I), designado por ADPPr, pertence à zona Anterior, Distal, Posterior e Proximal do fémur.

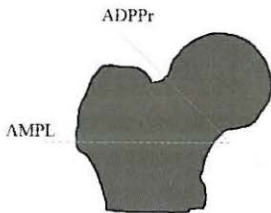


Fig. 3 Planos considerados na análise de resultados.

Os resultados das tensões equivalentes no plano (H) estão representados na Fig. 4. Verifica-se que na parte Medial do fémur as tensões são mais elevadas, sendo que a influência das propriedades mecânicas se reflecte principalmente na zona Lateral do fémur.

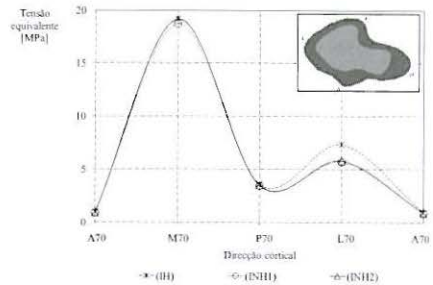


Fig. 4 Tensões na zona cortical (H).

As deformações equivalentes têm um comportamento similar às tensões no plano H, conforme se verifica na Fig. 5. No entanto, a influência das propriedades mecânicas é notória ao longo de todo o plano, verificando-se que há um aumento das deformações quando se utilizam os modelos INH.

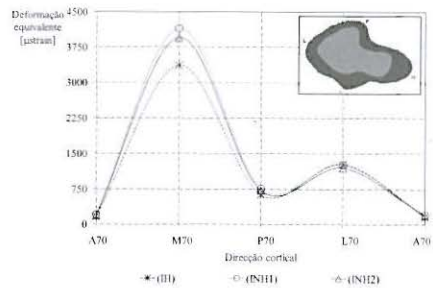


Fig. 5 Deformações na zona cortical (H).

Em relação ao plano (I) as tensões e as deformações têm comportamentos similares. Verifica-se nas Fig. 6 e 7 que existe uma forte influência na alteração dos resultados quando os modelos são INH.

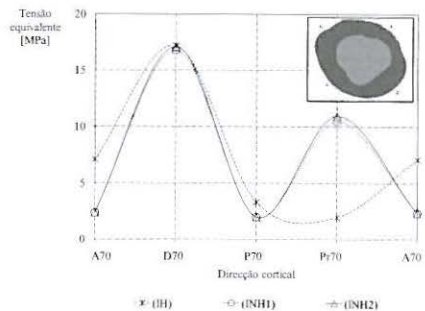


Fig. 6 Tensões na zona cortical (I).

O valor máximo da deformação é observado na parte Distal do plano (I), Fig. 6, sendo este valor inferior ao registado na parte Medial do plano (H).

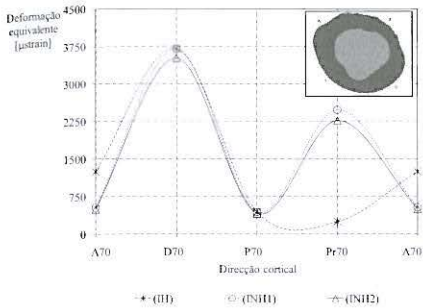


Fig. 7 Deformações na zona cortical (I).

Em todos os resultados apresentados, verificou-se uma convergência de valores entre os modelos INH.

Os gráficos das Fig. 8 e 9, representam as tensões principais (máxima S1 e mínima S3) para cada uma das zonas em estudo do fémur.

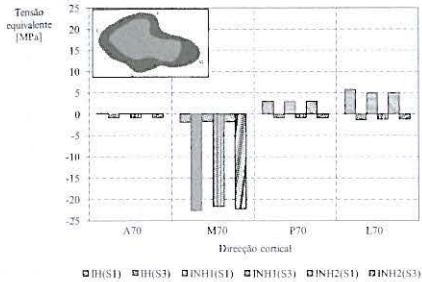


Fig. 8 Tensões principais na zona cortical (H).

Na zona cortical horizontal (H) é visível o estado de compressão na parte Medial do fémur, estando a parte Lateral sujeita a tracção.

Para a zona cortical inclinada (I) a compressão verifica-se na direcção Caudal e as tensões de tracção na parte Proximal do fémur. Nesta análise, verifica-se ainda uma divergência dos resultados quando se utiliza o modelo numérico IH.

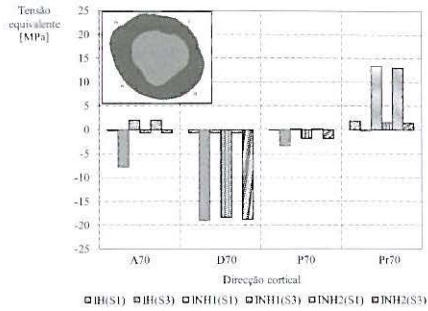


Fig. 9 Tensões principais na zona cortical (I).

5 CONCLUSÕES

Com base nas análises efectuadas observou-se que o valor máximo de tensões e de deformações se regista na zona Medial e Distal dos planos (H) e (I), respectivamente, ambas devidas à compressão. A influência das diferentes propriedades mecânicas utilizadas, obtidas através da medição da densidade óssea, altera significativamente os resultados numéricos. Os valores das tensões e das deformações são menores nas zonas Posterior e Anterior do fémur para qualquer um dos planos em estudo. Com este estudo conclui-se a relevância e a importância da utilização das propriedades mecânicas sob influência da densidade óssea.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Dr. João Carlos Krug de Noronha e ao Laboratório Dr. Krug de Noronha – Radiologia e Imagem, o apoio prestado para a análise das imagens médicas.

A autora M.J. Lima agradece o apoio da BII - Bolsa de Integração na Investigação, pela Fundação para a Ciência e a Tecnologia, através do IDMEC-Cenume.

REFERÊNCIAS

- [1] Baca, V.; Horak, Z.; Mikulenko, P.; Dzupa, V.; "Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses", Medical Engineering & Physics, Vol.30, pp.924-930, 2008.
- [2] M.E., Taylor; K.E., Tanner; M.A.R., Freeman; A.L., Yettram; "Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?", Medical Engineering Physics, Vol.18, N°2, pp.122-131(10), 1996.

- [3] G., Bergmann; G., Deuretzbacher; M., Heller; F., Graichen; A., Rohlmann; J., Strauss; G.N., Duda; "Hip contact forces and gait patterns from routine activities", *Journal of Biomechanics*, Vol.34, N°7, pp. 859-871, 2001.
- [4] J.A., Simões; M.A., Vaz; S. Blatcher; M. Taylor; "Influence of head constrain and muscle forces on the strain distribution within the intact femur", *Medical Engineering and Physics*, Vol.22, N°7, pp.453-459, 2000.
- [5] Peng, L.; Bai, J.; Zeng, X.; Zhou, Y.; "Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions", *Medical Engineering Physics*, Vol.28, pp.227-233, 2006.
- [6] Augat P.; Schorlemmer S.; "The role of cortical bone and its microstructure in bone strength", *Age and Ageing*, Vol.35, S2, pp.ii27-S2ii31, 2006.
- [7] Kourtis, L.C.; Carter, D. R.; Kesari, H.; Beaupre, G. S.; "A new software tool (VA-BATTS) to calculate bending, axial, torsional and transverse shear stresses within bone cross section having inhomogeneous material properties", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, n°5, Vol.11, pág.463-476, 2008.
- [8] web page: [//en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_units](http://en.wikipedia.org/wiki/Hounsfield_units)
- [9] Alho, A.; Hoiseth, A.; Husby, T.; "Bone-mass distribution in the femur", *Acta Orthopaedica Scand*, Vol.60, N°1, pp.101-104, 1989.
- [10] Taylor, W.R.; Roland, E.; Ploeg, H.; Hertig, D.; Klabunde, R.; Warner, R.; Hobatho, M.C.; Rakotomanana, L.; Clift, S.E.; "Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis", *Journal of Biomechanics* Vol.35, pp.767-773, 2002.