



METODOLOGIA NUMÉRICA E EXPERIMENTAL NA AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FEMORAL

ELZA M. M. FONSECA, LUISA M. S. BARREIRA

Instituto Politécnico de Bragança
Escola Superior de Tecnologia e de Gestão
Campus de Sta. Apolónia Apart. 134 5301-857 Bragança, Portugal

(Recibido 15 de octubre de 2011, para publicación 20 de diciembre de 2011)

Resumo – O objectivo deste trabalho é determinar a resistência femoral em quatro pacientes do género feminino, utilizando um método experimental e numérico. O estudo incide na análise de imagens médicas de fémur de pacientes com idades próximas. Recorrendo ao tratamento de imagens médicas é possível a utilização de técnicas avançadas de engenharia para a obtenção de modelos 3D e a medição experimental da espessura cortical, em planos considerados relevantes do fémur. Para cumprimento deste objectivo, foram utilizados programas de modelação e tratamento de imagem específicos (ScanIP e ZPrint), assim como a técnica de prototipagem rápida. A avaliação numérica da resistência femoral será efectuada com o recurso à técnica de elementos finitos, através do programa ANSYS. Cada modelo do fémur 3D será submetido a idênticas condições de carregamento, permitindo obter campos de tensões em planos anatómicos considerados críticos. A metodologia numérica e experimental permitirá identificar as zonas com menor resistência mecânica, e em simultâneo avaliar a influência da espessura do osso cortical do fémur.

Palavras-chave – Modelação 3D, elementos finitos, tensões, espessura cortical.

1. INTRODUÇÃO

O comportamento biomecânico do osso e a avaliação da sua resistência mecânica dependem das características estruturais e geométricas da espessura cortical [1, 2]. De acordo com estudos efectuados, a fratura do colo do fémur pode ocorrer no osso cortical sob efeito de esforços à tracção [3, 4]. Para além disso, a espessura do osso cortical não é uniforme e varia de acordo com a idade do indivíduo, registando-se uma diminuição da densidade óssea.

O problema das fracturas do colo do fémur tem vindo a aumentar em todo o mundo. A maior parte destas fracturas ocorre nos países ocidentais, nomeadamente nos Estados Unidos e Europa, no entanto um aumento deste tipo de fracturas é esperado noutros países devido a mudanças demográficas na sua população [5]. Habitualmente, as fracturas do colo do fémur que ocorrem em indivíduos acima dos 50 anos, são consideradas um sinal de osteoporose [5]. Outras fracturas têm também sido relacionadas com a perda de massa óssea e, consequentemente, suspeitas de ser atribuídas à osteoporose, no entanto a informação existente é limitada. Na ausência de qualquer procedimento de prevenção ou tratamento, uma em cada duas mulheres aos 70 anos apresentará fracturas de fémur, e aos 80 anos, duas em cada três sofrerão do mesmo problema [6]. Constatase que metade das fracturas de fémur por osteoporose evolui para incapacidade parcial ou total. Cerca de 20 a 30% dos indivíduos, com fractura de colo de fémur por osteoporose, apresentam alterações circulatórias, respiratórias e tromboembólicas, resultando na morte após os dois primeiros anos da ocorrência de uma fractura [6].

Vários autores têm efectuado recentemente trabalhos de investigação para análise de tensões em modelos anatómicos, através do recurso a simulações numéricas utilizando o método dos elementos finitos, assim como a técnicas de extensometria [4, 7-12].

Com o tratamento de imagens médicas, obtidas previamente por tomografia computorizada, torna-se possível a utilização de técnicas de engenharia na análise de resultados em modelos reais 3D [13-15]. Neste trabalho, e continuando a utilizar imagens médicas reais, pretende-se fazer um estudo comparativo

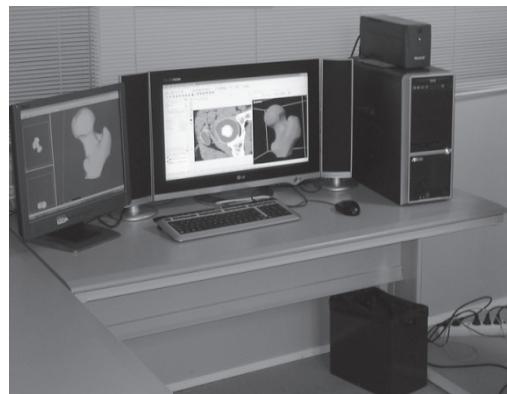


Fig. 1. Tratamento da imagem médica.

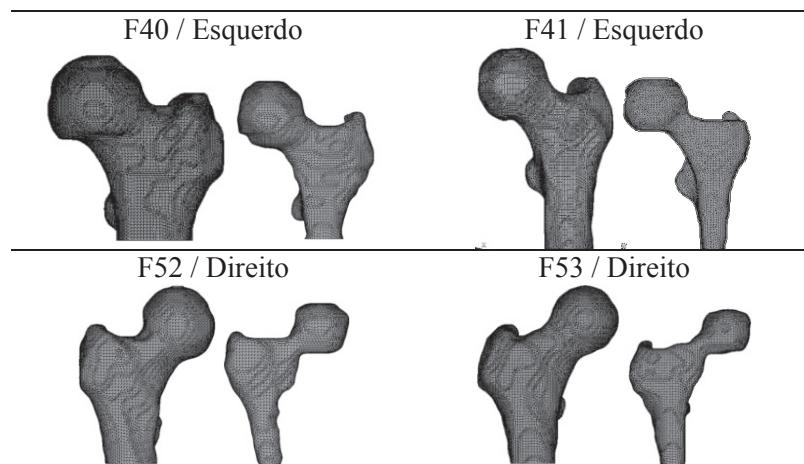


Fig. 2. Malhas de elementos finitos.

entre quatro fémures do género feminino com idades próximas, através da análise de diferentes planos anatómicos, mais susceptíveis a falha por resistência mecânica. O facto de serem imagens médicas e de diferentes pacientes, traduz-se num estudo de interesse relevante para a avaliação das tensões e verificação da resistência biomecânica do osso.

2. MODELAÇÃO TRIDIMENSIONAL

O trabalho apresentado incidiu no estudo de imagens médicas de fémur, obtidas por tomografia computorizada, de pacientes do género feminino com idades próximas (F40, F41, F52 e F53 anos). Foi efectuado o tratamento das imagens com o recurso ao programa ScanIP (Fig. 1).

Foram obtidas diferentes camadas do tecido ósseo, a zona cortical e trabecular. Este processo permite utilizar a geometria e as características do osso, para posterior análise em elementos finitos, na forma 3D e obtenção de formatos para ficheiro STL, em cada modelo de fémur.

3. METODOLOGIA NUMÉRICA

Posteriormente o formato de ficheiro STL é convertido e utilizado num programa de elementos finitos, o ANSYS. O elemento finito escolhido é um elemento estrutural 3D, definido por 8 nós e 3 graus de liberdade em cada nó, possibilitando a formação de elementos finitos prismáticos e tetraédricos. A Fig. 2

representa o conjunto das diferentes malhas de elementos finitos obtidas para cada modelo 3D, respectivamente, osso cortical e trabecular.

As propriedades mecânicas dos tecidos ósseos variam de acordo com a massa específica. No presente estudo, os tecidos ósseos foram considerados materiais isotrópicos lineares [10], com o módulo de elasticidade do osso cortical igual a 17 GPa e para o osso trabecular 1 GPa. O coeficiente de Poisson foi considerado idêntico a 0.33.

Para a imposição do carregamento no modelo numérico, considerou-se uma carga função de uma actividade quotidiana em adição com um conjunto de forças musculares. A actividade quotidiana representa um esforço em descida de escadas [16], tendo sido considerado uma massa corporal idêntica em todas as pacientes de 70 kg. A carga imposta no modelo numérico é colocada na extremidade proximal do fémur, encaixada no acetáculo do osso ilíaco. Atribuiu-se um valor máximo, calculada como uma percentagem de 260% da massa corporal, na direcção a 12° do plano coronal e a 35° do plano transversal [16]. Essa força encontra-se pontualmente distribuída numa zona circular da cabeça do fémur com cerca de 24 mm de diâmetro e centro no nó mais próximo do plano superior da cabeça do fémur [13-15]. As forças musculares e a aplicar nos diferentes modelos são distribuídas em pontos nodais [17], e valem respectivamente, músculo Abductor 1237 N, Iliopsoas 771 N e o músculo Iliotibial tract com valor igual a 1200 N.

Para a discussão e análise dos resultados numéricos foram considerados dois planos anatómicos, denominados por: plano horizontal (AMPL) ou zona anatómica Anterior, Medial, Posterior e Lateral; e plano inclinado (ADPPr) ou zona anatómica Anterior, Distal, Posterior e Proximal. Estes planos são representativos de zonas susceptíveis a maiores níveis de tensão. Os resultados das análises foram obtidos ao longo da camada externa do osso cortical, para cada modelo e nos planos assinalados.

Nas (Fig. 3) e (Fig. 4) encontram-se representadas as tensões equivalentes obtidas através do critério da máxima tensão de corte, e respectivas tensões principais máxima (S1) e mínima (S3), para o plano horizontal e inclinado, respectivamente.

No plano horizontal, verifica-se que é no fémur de F41 anos que as tensões atingem o máximo valor e à compressão para a zona medial, sendo este pico mantido nas restantes idades, mas com valores de tensão inferiores. Os menores valores de tensão são obtidos no fémur de F53 anos. As tensões equivalentes resultam do maior efeito das tensões principais mínimas calculadas.

Com base no registo da Fig. 3, verifica-se que o valor de pico de tensões à compressão acontece na zona distal do fémur de F41 anos, seguido dos restantes fêmures. Na zona proximal, o fémur de F41 anos

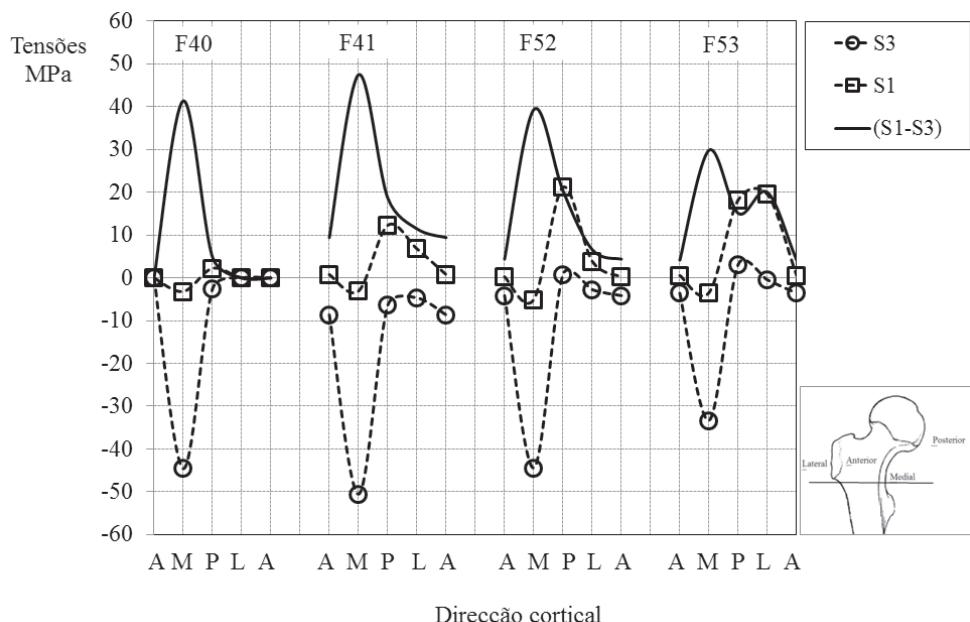


Fig. 3. Tensões no plano horizontal.

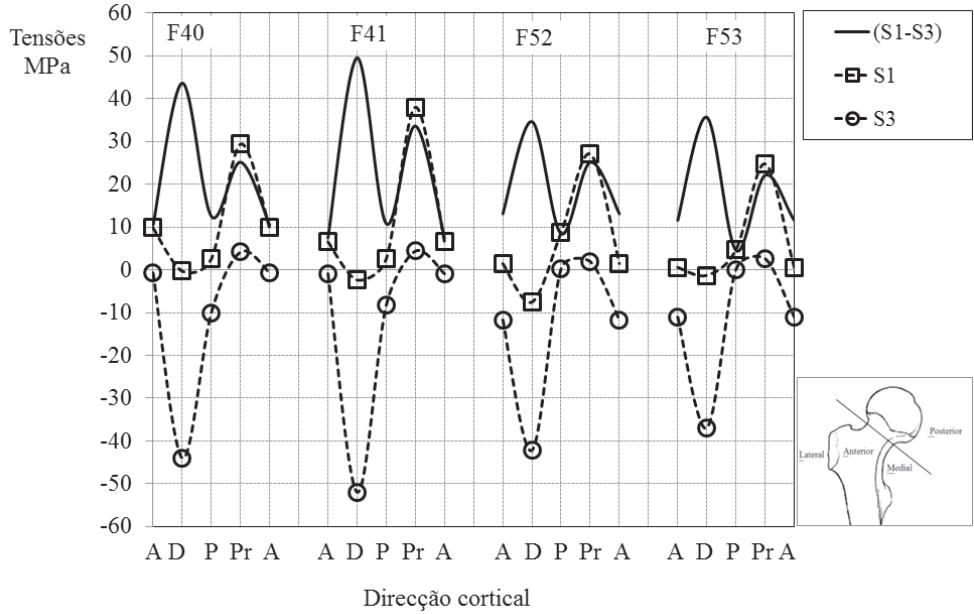


Fig. 4. Tensões no plano inclinado.



Fig. 5. Prototipagem rápida e impressora 3D.

também regista um valor considerável de tensão. No plano inclinado, o efeito de tracção acontece na zona proximal, com valores de pico de tensão em cada um dos fêmures, conforme se observa na Fig. 4. Os menores valores de tensões registam-se no fêmur de F53 anos. A tensão equivalente reflecte em cada modelo, os maiores valores registados para a zona distal e proximal.

Comparando os diferentes gráficos do registo de tensões, observa-se que o fêmur de F41 anos apresenta os maiores valores, seguido dos fêmures de F40, F52 e F53 anos.

4. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Para se verificar a resistência óssea em cada modelo de fêmur, foi efectuada a medição da espessura média na zona cortical em três planos anatómicos de cada fêmur. Este procedimento foi conseguido através da construção de modelos 3D utilizando a técnica de prototipagem rápida e o recurso a uma impressora 3D.

A prototipagem rápida é uma técnica largamente utilizada em áreas da engenharia tais como, indústria automóvel, aeroespacial, telecomunicações, começando hoje em dia a estar difundida na área da medicina. Entre outros autores Mauren *et al.* [18], utilizaram esta técnica na fabricação de próteses. Esta técnica permite a construção de modelos 3D através de um processo por deposição de pó e ligante, camada a camada. Neste trabalho e nos modelos em estudo, a espessura utilizada em cada camada de deposição foi de 0.1 mm, o que permite uma representação aproximada ao modelo real.

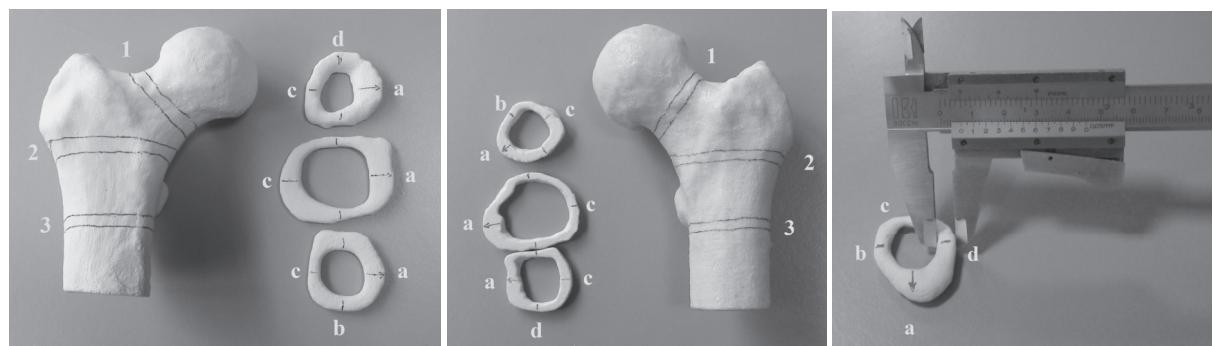


Fig. 6. Modelos 3D, planos e pontos considerados na medição.

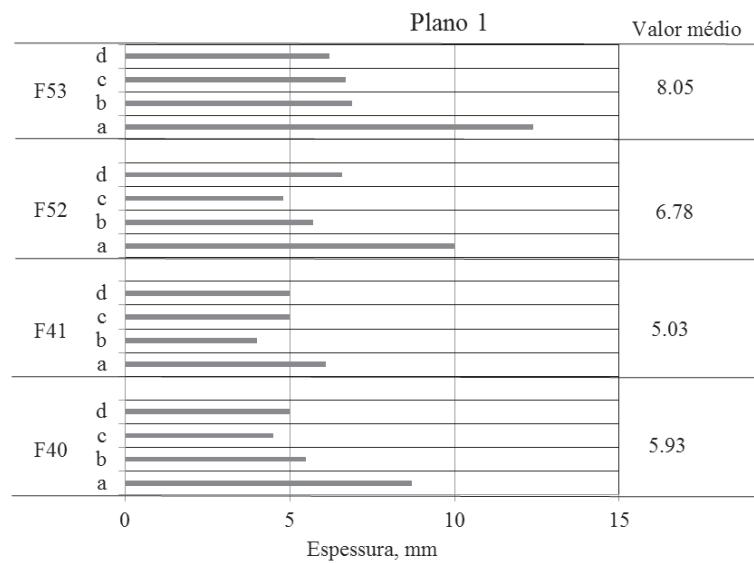


Fig. 7. Medição da espessura no plano 1.

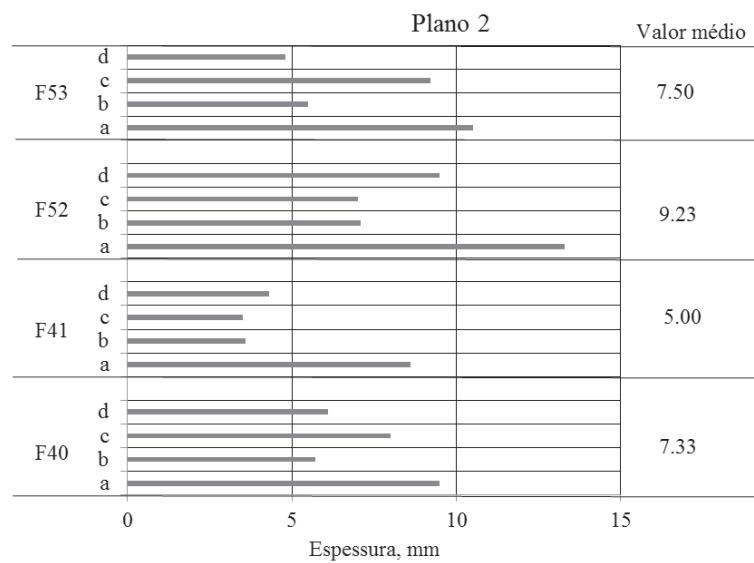


Fig. 8. Medição da espessura no plano 2.

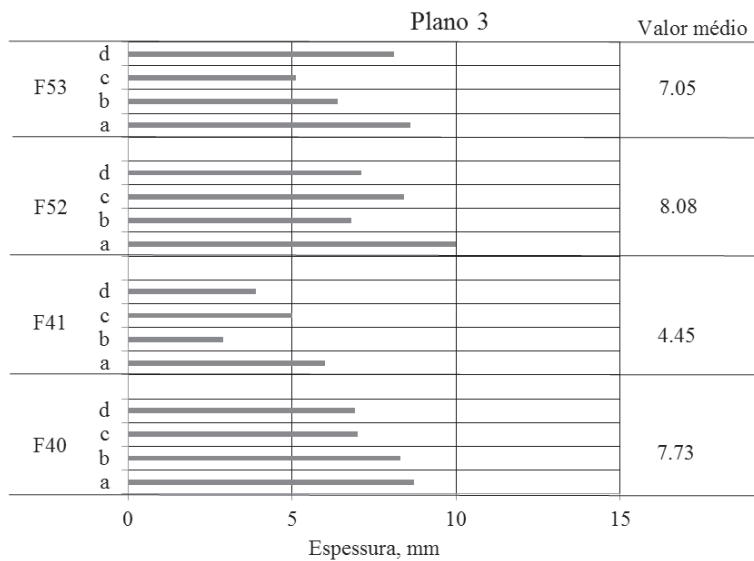


Fig. 9. Medição da espessura no plano 3

A Fig. 5 representa as fases de impressão para obtenção de diferentes planos anatómicos e modelos de fémur.

Para se verificar a resistência óssea em cada modelo de fémur, foi efectuada a medição da espessura média na zona cortical em quatro pontos distintos (*a*, *b*, *c* e *d*) de cada um de três planos anatómicos e para cada modelo de fémur, Fig. 6.

Nas figuras seguintes Figuras 7, 8 e 9 apresenta-se o registo da medição efectuada para os diferentes planos considerados no estudo.

Como se observa, o fémur de F41 anos é o que possui a zona cortical mais reduzida, para qualquer um dos planos em estudo, em relação aos restantes fémures. O fémur com maior resistência óssea é o de F53 anos, seguido dos fémures de F52 e F40 anos. Para os planos considerados e na zona proximal (direcção *c*) a espessura medida é a que apresenta os valores mais baixos.

5. CONCLUSÃO

Com o estudo apresentado e com o recurso de diferentes técnicas de engenharia, foi possível obter a distribuição das tensões e calcular a espessura cortical em diferentes planos anatómicos do fémur, observando-se as zonas mais susceptíveis à falha por resistência óssea.

Através da metodologia numérica, observou-se que os valores máximos de tensão à compressão se registaram na zona medial e distal do fémur. Os valores das tensões à tracção correspondem à zona lateral e proximal. Os valores de menor tensão acontecem na zona anterior e posterior, em todos os planos dos fémures. O fémur de F41 anos apresenta os valores de tensão mais elevados.

A metodologia experimental utilizada permitiu concluir que o fémur F41 anos apresentava a menor espessura cortical, por comparação com os outros fémures, tornando-se por isso o mais susceptível à falha por resistência mecânica. O fémur de F53 anos apresentou uma estrutura óssea mais resistente, este facto confirma o nível mais baixo de tensões obtidas numericamente. Este método experimental permitiu aferir que a espessura cortical não é uniforme, varia com o paciente e poderá ser influência de factores de risco relativos à perda de massa óssea.

REFERÊNCIAS

- [1] Fonseca, E.M.M., Barreira, L.M.S., Dinis, J.C., "A Influência da espessura cortical na avaliação da resistência femoral", *Actas do X Congresso Ibero-Americano em Engenharia Mecânica CIBEM10*, Universidade do Porto, Portugal, 2537-2541 (2011)
- [2] Augat, P., Schorlemmer, S., "The Role of Cortical Bone and its Microstructure in Bone Strength", *Age and Ageing*, **35**-S2, ii27-ii37 (2006)
- [3] Mavhew, P.M., Thomas, C.D., Clement, J.G., Loveridge, N., Beck, T.J., Bonfield, W., Burgoyone, C., Reeve, J., "Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk", *Lancet*, **366**(9480), 129-135 (2005)
- [4] Fonseca, E.M.M., Magalhães, B.F.T., Noronha, J.K., "Resistência Biomecânica da extremidade proximal em fêmures do mesmo género e diferentes faixas etárias", *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, **18**, 63-69 (2010)
- [5] Alves, S.F., Pina, M.F., Barbosa, M., "Epidemiologia das Fracturas do Fémur em Portugal, Fracturas do Colo do Fémur versus Fracturas de Outras Localizações não Especificadas do Fêmur", *Arquivos de Medicina* **21**(3/4), 77-81 (2007)
- [6] Paiva, L.C., Horovitz, A.P., Santos, A.O., "Prevalência de Osteoporose em Mulheres na Pós-menopausa e Associação com Fatores Clínicos e Reprodutivos", *RBGO*, **25**(7), 507-512 (2003)
- [7] Keyak, J.H., Falkinstein, Y., "Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load", *Medical Engineering & Physics*, **25**, 781-787 (2003)
- [8] 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*, **28**, 227-233 (2006)
- [9] Simões, J.A., Vaz, M.A., Blatcher, S., Taylor, M., "Influence of head constrain and muscle forces on the strain distribution within the intact femur", *Medical Engineering and Physics*, **22**(7), 453-459 (2000)
- [10] Voo, L., Armand, M., Kleinberger, M., "Stress Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational Biomechanics", *Johns Hopkins APL Technical Digest*, **25**(3), 223-230 (2004)
- [11] Baca, V., Horak, Z., Mikulenka, P., Dzupka, V., "Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses", *Medical Engineering & Physics*, **30**, 924-930 (2008)
- [12] Manske, S.L., Ambrose, T.L., Baker, P.M., Liu, D., Guy, P., Oxland, T.R., McKay, H.A., "Femoral neck cortical geometry measured with magnetic resonance imaging is associated with proximal femur strength", *Osteoporos Int.*, **17**, 1539-1545 (2006)
- [13] Magalhães, B., Fonseca, E., Teixeira, C., Barreira, L., "Imagens médicas de fémur utilizadas no estudo do tecido ósseo sob influência da actividade muscular e quotidiana", *Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança*, 217-222 (2009)
- [14] Teixeira, C., Fonseca, E., Barreira, B., "Avaliação da Resistência do Colo do Fémur Utilizando o Modelo de Elementos Finitos", *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, **16**, 19-2 (2009)
- [15] Fonseca, E.M.M., Magalhães, B.F.T., Noronha, J.K., "Análise de tensões em fêmures do mesmo género e diferente faixa etária", *8º Congresso Nacional de Mecânica Experimental, Guimarães* (2010)
- [16] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., Duda, G.N., "Hip contact forces and gait patterns from routine activities", *Journal of Biomechanics*, **34**(7), 859-871 (2001)
- [17] Taylor, M.E., Tanner, K.E., Freeman, M.A.R., Yettram, A.L., "Stress and strain distribution within the intact femur:-compression or bending?", *Medical Engineering & Physics*, **18**(2), 122-131 (1996)
- [18] Mauren, A.S., Tania, M.C., Hélio, P., "Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos", *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, **19**(2), 103-115 (2003)

NUMERICAL AND EXPERIMENTAL METHODOLOGY FOR EVALUATION OF FEMORAL STRENGTH

Abstract – The aim of this study is to determine femoral strength in four female patients, using an experimental and numerical method. The study is based on the analysis of the femoral medical images from patients with similar ages. Using the medical image processing it is possible to use advanced engineering techniques to obtain 3D models and doing an experimental measurement of the cortical thickness, in relevant femoral anatomical plans. To fulfil this purpose, specific modelling programs (ScanIP and ZPrinter) were used, as well, a rapid prototyping technique. The numerical evaluation of the femoral strength will be made with the use of finite element technique, with ANSYS program. Each 3D femur model is submitted to identical loading conditions, allowing stress fields calculation in critical anatomical planes. The numerical and experimental approach will identify the areas with lower mechanical strength, and simultaneously evaluate the thickness influence of the femoral cortical bone.

Keywords – 3D modelling, Finite element, Stress, Cortical thickness.