

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA ÓSSEA DO COLO DO FÉMUR EM SEIS PACIENTES DO GÉNERO FEMININO COM DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS

*Dinis, J.C*¹, *Fonseca, E.M.M*², *Barreira, L.M.S*² e *Noronha, J.K*³

¹ Engenharia Biomédica, ESTiG-IPB, Instituto Politécnico de Bragança; bruce2_2@hotmail.com

² Engenharia Mecânica, ESTiG-IPB, Instituto Politécnico de Bragança; efonseca@ipb.pt; lbarreira@ipb.pt

³ Dr. Krug de Noronha, Clínica de Radiologia/Imagem, Porto, jknoronha@krug.pt

PALAVRAS CHAVE: Fémur, Resistência Óssea, Modelo Biomecânico.

RESUMO: *A redução da massa óssea e a deterioração da micro-arquitetura do tecido leva a uma maior fragilidade do osso e a um conseqüente aumento do risco de fractura. Vários autores referem alterações da espessura do osso cortical na extremidade proximal do fémur, em função da idade. Por esse motivo, e através do estudo apresentado, considera-se relevante a quantificação da resistência óssea, função da idade e do género do paciente. Pretende-se avaliar, as zonas mais susceptíveis ao risco de fractura no fémur humano, função da imposição de um carregamento próprio de uma actividade quotidiana, utilizando o método de elementos finitos com o programa ANSYS. O estudo incide na análise de seis imagens médicas de fémures do género feminino com 9, 37, 40, 41, 52 e 53 anos. O principal objectivo é obter a distribuição das tensões em planos anatómicos mais susceptíveis ao risco por falha de resistência óssea*

1 INTRODUÇÃO

O comportamento biomecânico do osso e a avaliação da sua resistência óssea dependem em grande parte das características micro-estruturais e geométricas da camada cortical [1]. Vários autores têm efectuado trabalhos de investigação nesta área, através do recurso a simulações numéricas utilizando o método dos elementos finitos, assim como utilizando técnicas experimentais [2-7]. Nas simulações numéricas são utilizados modelos constitutivos e as correspondentes propriedades biomecânicas do tecido ósseo [6, 8]. Conforme alguns trabalhos científicos, a fractura do colo do fémur normalmente tem início no osso cortical sob tracção [9, 10]. O osso cortical tem espessura não uniforme ao longo da extremidade proximal do fémur, sendo maior na área inferior do colo do fémur [10, 11]. Com o aumento da idade, o osso cortical sofre alterações, registando-se uma

diminuição da densidade óssea. Paralelamente existem variações na espessura da camada cortical do osso em função da idade e particular, em alguns sectores específicos do colo do fémur.

Recorrendo ao tratamento de imagens médicas, obtidas por tomografia computadorizada, torna-se possível a utilização de técnicas de engenharias para a análise de resultados em modelos virtuais anatómicos [12-14]. Com este trabalho e utilizando esta abordagem, pretende-se fazer um estudo comparativo entre seis fémures do género feminino com idades diferentes, considerando a análise em diferentes planos anatómicos, mais susceptíveis a falha por resistência óssea. O facto de serem seis imagens diferentes e do género feminino, traduz-se num estudo de interesse relevante na avaliação das tensões,

para verificação da resistência biomecânica do osso.

2 METODOLOGIA DO ESTUDO

2.1 IMAGENS MÉDICAS

O trabalho apresentado incidiu no estudo de seis imagens médicas de fêmur, em pacientes do género feminino com idades de 9, 37, 40, 41, 52 e 53 anos. As imagens médicas foram obtidas previamente através de tomografias computadorizadas numa clínica médica. Durante o processamento e o tratamento das imagens, foram obtidas diferentes camadas do tecido ósseo, a zona cortical e trabecular, para cada um dos modelos. Este processo permite utilizar a geometria e as características do osso, traduzindo-se numa aproximação tridimensional do modelo de fêmur, para posterior análise em elementos finitos.

3 MODELO BIOMECÂNICO

O tratamento de cada uma das imagens médicas foi efectuado com o recurso ao programa *ScanIP*, permitindo obter um modelo CAD tridimensional em formato STL para cada fêmur em estudo. Posteriormente este formato é convertido e utilizado num programa de elementos finitos, o programa *ANSYS*. O elemento finito escolhido é um elemento estrutural 3D, definido por 8 nós e 3 graus de liberdade em cada nó, tendo como preferência a formação de elementos finitos prismáticos e tetraédricos, Fig. 1.

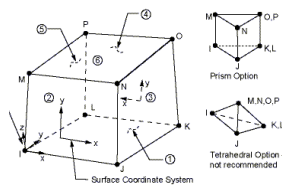


Fig. 1 – Malha e elemento *Solid45*.

Nos modelos em análise, utilizaram-se malhas de elementos finitos sólidas para cada uma das zonas identificadas do tecido ósseo,

cortical e trabecular. A Fig. 2 representa as diferentes camadas do tecido ósseo através da respectiva malha de elementos finitos de cada fêmur em estudo.

Idade (anos)	Cortical	Trabecular
F9 Esquerdo		
F37 Direito		
F40 Esquerdo		
F41 Esquerdo		
F52 Direito		
F53 Direito		

Fig. 2 Malha de elementos finitos.

3.1 PROPRIEDADES DOS TECIDOS

As propriedades mecânicas dos tecidos ósseos variam de acordo com a massa específica. Devido a diferentes tipos de estruturas ósseas, existem publicações com a metodologia de cálculo das propriedades mecânicas em função da massa específica do osso [6, 8, 15, 16]. No presente estudo, os tecidos ósseos foram considerados materiais isotrópicos lineares [5], com as propriedades apresentadas na Tab. 1.

Tabela 1- Propriedades biomecânicas.

Osso	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson
Cortical	E = 17.0 GPa	ν = 0.33
Trabecular	E = 1.0 GPa	

3.2 CARREGAMENTO IMPOSTO

Para a quantificação do carregamento, a impor no modelo numérico, considerou-se uma carga em função de uma actividade quotidiana e um conjunto de forças musculares.

A actividade quotidiana representa um esforço em descida de escadas [17], tendo sido considerado uma massa corporal idêntica em todas as pacientes de 70kg.

A carga imposta no modelo numérico é colocada na extremidade proximal do fémur, encaixada no acetábulo 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 [17]. Essa força encontra-se pontualmente distribuída numa zona circular da cabeça do fémur com cerca de 24mm de diâmetro e centro no nó mais próximo do plano superior da cabeça do fémur [12, 13, 14, 15].

A extremidade distal do fémur é mantida fixa, sendo o eixo do corpo do fémur paralelo ao eixo Z global, associado ao modelo de elementos finitos [12, 13, 14].

As forças devidas à actividade muscular a aplicar nos diferentes modelos são as identificadas na Tab. 2, [18].

Tabela 2- Forças musculares.

Músculos	Forças musculares [N]
Abductor	1237
Iliopsoas	771
Iliotibial tract	1200

Os valores das forças musculares serão distribuídos em pontos nodais, conforme a localização apresentada na Fig. 3.

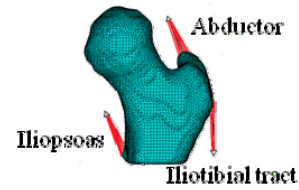


Fig. 3 Forças musculares.

4 DISCUSSÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

Para a discussão e análise dos resultados foram considerados dois planos anatómicos, conforme assinalado na Fig. 4.

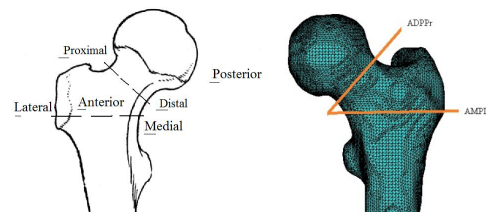


Fig 4 Localização dos planos AMPL e ADPPr.

Os dois planos assinalados denominam-se por: plano horizontal (AMPL) designado pela zona anatómica Anterior, Medial, Posterior e Lateral; e inclinado (ADPPr) referindo-se à zona anatómica Anterior, Distal, Posterior e Proximal. A escolha destes planos prende-se com o facto de representarem zonas susceptíveis de maiores níveis de tensão.

4.1 RESULTADOS DAS TENSÕES

Os resultados das análises efectuadas foram obtidos ao longo da camada cortical do osso, para cada modelo em estudo e nos planos assinalados. Na Fig. 5 encontram-se representadas as tensões equivalentes, para cada um dos modelos, obtidas no plano horizontal.

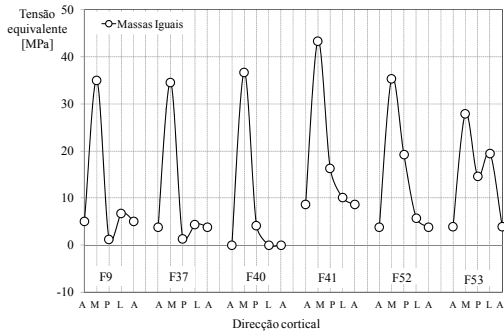


Fig 5 Tensões equivalentes na direcção horizontal.

Verifica-se que é no fémur de 41 anos que as tensões atingem o valor máximo e na zona medial, sendo este pico mantido nas restantes idades, mas com valores de tensão ligeiramente inferiores.

Os resultados das tensões equivalentes são apresentados na Fig. 6, plano inclinado. O valor de pico regista-se na zona distal do fémur de 41 anos, seguido dos restantes fémures. Na zona proximal, o fémur de 41 anos regista também um valor considerável.

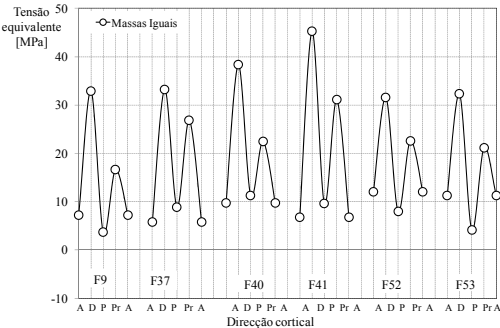


Fig 6 Tensões equivalentes na direcção inclinada.

Na Fig. 7 representam-se as tensões principais máximas, no plano horizontal.

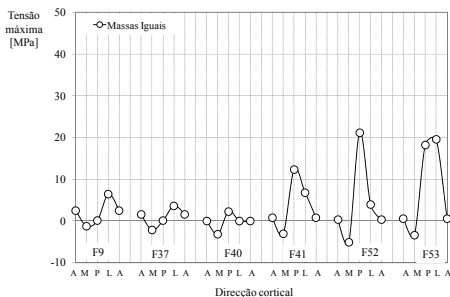


Fig 7 Tensões máximas na direcção horizontal.

Com estes resultados verifica-se o efeito de tracção ao longo do plano horizontal, com excepção da zona medial do fémur. Na imagem da Fig. 8, plano inclinado, o efeito de tracção é relevante. Os valores de pico de tensão acontecem na zona proximal de cada um dos fémures.

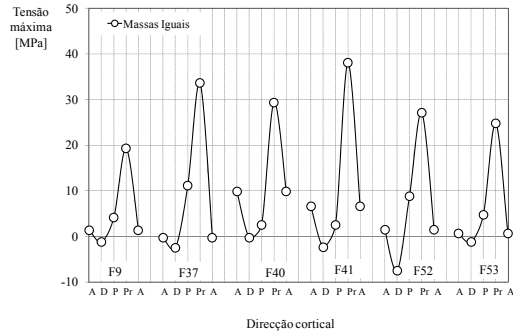


Fig 8 Tensões máximas na direcção inclinada.

Os valores das tensões principais mínimas apresentam-se nas Fig. 9 e Fig. 10.

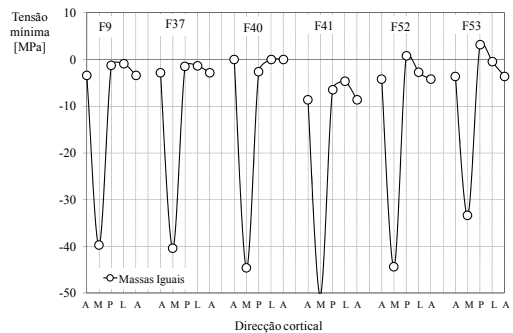


Fig 9 Tensões mínimas na direcção horizontal.

A zona medial do fémur apresenta os maiores valores de compressão. O fémur de 41 anos continua a registar os valores mais elevados. Os restantes fémures apresentam comportamento semelhante na compressão, sendo o menor valor no fémur de 53 anos.

Na Fig. 10, plano inclinado, as tensões de compressão são maiores na zona distal.

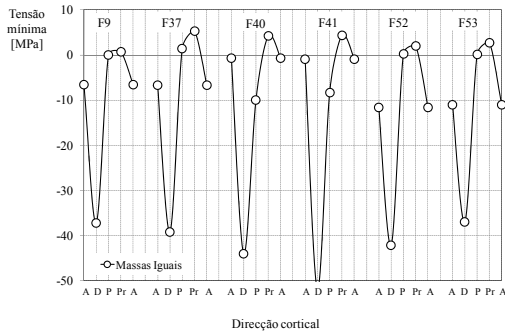


Fig 10 Tensões mínimas na direcção inclinada.

O fémur de 41 anos regista os maiores valores, tal como tem sido observado. Os menores valores de tensões registam-se nos fémures de 53 e 9 anos.

4.2 ESPESSURA CORTICAL NOS PLANOS ANATÓMICOS

Para se verificar a resistência óssea dos planos anatómicos considerados em cada modelo de fémur, apresentam-se na Fig. 11 os respectivos planos em estudo.

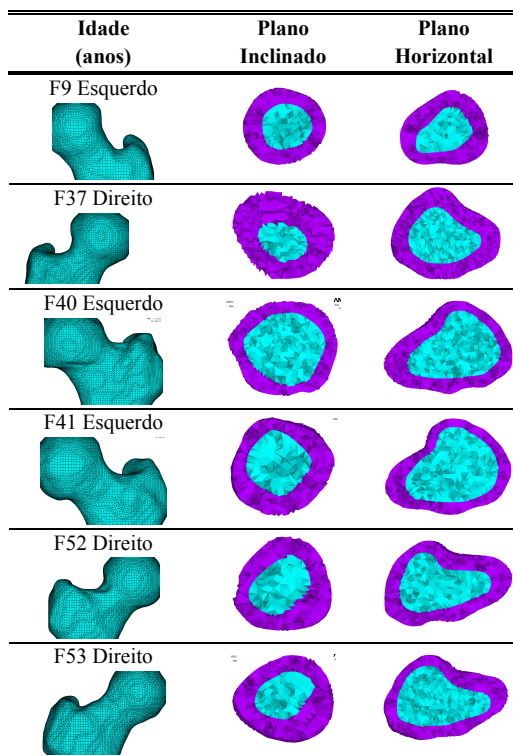


Fig. 11 Planos anatómicos ADPPr e AMPL.

Comparando os diferentes gráficos do registo de tensões, observa-se que o fémur de 41 anos

apresenta os maiores valores, seguido dos fémures de 40 e 52, 37, e finalmente com valores próximos os fémures de 9 e 53 anos. Com os planos representados na figura 11, pode-se verificar a variação da estrutura cortical nos diferentes modelos. Foi ainda calculada a rigidez à flexão (EI) e axial (EA), na estrutura cortical, relativamente ao plano anatómico inclinado para cada modelo de fémur em análise. Na figura 12 representa-se o cálculo médio da rigidez à flexão e axial, a espessura média cortical (Esp) e o diâmetro externo (Dext) do plano inclinado considerado. Como se observa, os fémures de 40, 41 e 52 anos possuem a zona cortical reduzida em determinadas posições anatómicas, em relação aos fémures de 37 e 53 anos. O fémur de 9 anos tem uma estrutura cortical em crescimento, sendo o fémur com menor diâmetro, conferindo-lhe assim uma menor resistência óssea, tal como se verifica através dos valores de EI e EA. Também a rigidez do fémur de 41 anos é baixa quando comparada com os outros fémures. O fémur com maior resistência óssea é o de 53 anos, seguido dos fémures de 37, 40 e 52 anos.

Plano Inclinado	Esp. mm	Dext. mm	EI Nm ²	EA kN
F9 E	5	27	361	5845
F37 D	9	29	547	9367
F40 E	6	34	893	8542
F41 E	6	28	443	6957
F52 D	7	29	537	8189
F53 D	8	32	820	10271

Fig. 12 Rigidez à flexão e axial no plano ADPPr.

5 CONCLUSÕES

Com base nas análises efectuadas observou-se que os valores máximos de tensões à compressão se registam na zona medial (plano horizontal) e distal (plano inclinado), para qualquer um dos fémures em estudo. Os valores das tensões à tracção, correspondem à zona lateral e proximal, respectivamente no plano horizontal e inclinado. Pode concluir-se por isso, que qualquer um dos fémures em estudo foi solicitado à flexão. Observou-se que o valor máximo de tensões se regista na zona medial e distal dos planos horizontal e inclinado, à compressão. Os valores de menor tensão acontecem na zona anterior e posterior em todos os planos dos fémures. Relacionando os valores de todas as imagens verificou-se que as tensões são menores geralmente para os fémures de 9 e 53 anos. O fémur de 41 anos apresenta os valores de tensão mais elevados, seguido do fémur de 40, 52 e 37 anos. Isto poderá acontecer pelo facto do fémur de 41 anos apresentar uma espessura cortical mais reduzida comparativamente a outros fémures, tornando-se mais susceptível à falha por resistência óssea. Por outro lado o fémur de 53 anos apresenta uma estrutura óssea mais resistente pelo que se traduz num nível mais baixo de tensões. Em relação ao fémur de 9 anos, a estrutura cortical está em crescimento, com menor diâmetro, o que lhe confere uma secção transversal menor. No entanto, a força aplicada é igual aos restantes modelos, e por esse motivo conclui-se que o nível de tensões também é próximo de uma estrutura óssea de maior idade.

Através do trabalho apresentado e com o recurso de diferentes técnicas de engenharia, foi possível obter-se a distribuição das tensões em planos anatómicos, considerados os mais susceptíveis ao risco por falha de resistência óssea.

REFERÊNCIAS

- [1] P. Aust, S. Schorlemmer, "The Role of Cortical Bone and its Microstructure in Bone Strength", *Age and Ageing*, Vol 35-S2, p.ii27-ii31, 2006.
- [2] J.H. Keyak, Y. Falkinstein, "Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load", *Medical Engineering & Physics*, Vol 25, pp.781-787, 2003.
- [3] L. Peng, J. Bai, X. Zeng, Y. Zhou, "Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions", *Medical Engineering Physics* 28, p.227-233, 2006.
- [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* 22(7), p.453-459, 2000.
- [5] L. Voo, M. Armand, M. Kleinberger, "Stress Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational Biomechanics", *Johns Hopkins APL Technical Digest* 25(3), p.223-230, 2004.
- [6] V. Baca, Z. Horak, Mikulena P., Dzupa V., "Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses", *Medical Engineering & Physics* 30, p.924-930, 2008.
- [7] S.L. Manske, T.L. Ambrose, P.M. Baker, D. Liu, P. Guy, T.R. Oxland, H.A. McKay, "Femoral neck cortical geometry measured with magnetic resonance imaging is associated with proximal femur strength", *Osteoporos Int* 17, p.1539-1545, 2006.
- [8] S. Epstein, "Is Cortical Bone Hip? What determines Cortical Bone Properties", *Bone* 41, p.S3-S8, 2007.
- [9] C. Teixeira, E. Fonseca, L. Barreira, "Variação da Resistência do Colo do Fémur em Função da Idade, Utilizando um Modelo Não Linear de Elementos Finitos", J.S.Gomes et al (Eds.), 5CLME'2008/IICEM, ISBN:978-972-8826-20-8, Edições Inegi, Maputo, 2008.
- [10] P.M. Mavhew, C.D. Thomas, J.G. Clement, N. Loveridge, T.J. Beck, W. Bonfield, C. Burgoyone, J. Reeve, "Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk", *Lancet* 366(9480), p.129-35, 2005.
- [11] P.L. Williams, R. Warwick, *Gray's Anatomy*, 38th Edition Edinburgh Churchill Livingstone; 1995.
- [12] B. Magalhães, E. Fonseca, C. Teixeira, L. Barreira, "Imagens medicas de fémur utilizadas no estudo do tecido ósseo sob influência da actividade muscular e quotidiana", Mario Vaz et al (Eds.), Proceedings, Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança, pp217-222, ISBN:978-989-96100-0-2, 2009.
- [13] C. Teixeira, E. Fonseca, B. Barreira, "Avaliação da Resistência do Colo do Fémur Utilizando o Modelo de Elementos Finitos", *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, ISSN1646-7078, 16, p.19-2, 2009.

[14] E.M.M. Fonseca, B.F.T. Magalhães, J.K. Noronha, "Análise de tensões em fêmures do mesmo género e diferente faixa etária", APAET et al Eds., CD, 8º Congresso Nacional de Mecânica Experimental, Guimarães, 21-23 de Abril 2010.

[15] M. Bessho, I. Ohnishi, J. Matsuyama, T. Matsumoto, K. Imai, "Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method", Journal of Biomechanics, Vol 40, pp.1745-1753, 2007.

[16] R. Krone, P. Schuster, "An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modelling of the human femur", SAE international, pp.01-0064, 2006.

[17] 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(7), pp.859-871, 2001.

[18] 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, 1996.

