

IMAGENS MÉDICAS DE FÊMUR UTILIZADAS NO ESTUDO DO TECIDO ÓSSEO SOB INFLUÊNCIA DA ACTIVIDADE MUSCULAR E QUOTIDIANA

B.F.T. Magalhães^{}, E.M.M Fonseca[#], M.C.M. Teixeira⁺, L.M.S. Barreira[#].*

**- Instituto Politécnico de Bragança, Escola Sup. Tecnologia, Engenharia Biomédica; bruno.magalhaes@hotmail.pt*

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

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

PALAVRAS CHAVE: elementos finitos, osso trabecular, osso cortical, tomografia computadorizada.

RESUMO: *A simulação por elementos finitos com base em dados obtidos por imagem médica com recurso a tomografia computadorizada (TC) é uma metodologia não invasiva que tem sido utilizada para prever a resistência biomecânica em tecidos ósseos. Esta metodologia consegue incorporar em simultâneo a forma tridimensional do osso, as propriedades mecânicas dos tecidos e a simulação do carregamento pretendido. Vários autores referem alterações da espessura do osso cortical da extremidade proximal do fémur bem como alterações das suas propriedades biomecânicas, em função da idade. Com este trabalho pretende-se avaliar o impacto dessas alterações, na resistência da extremidade proximal do fémur a carregamentos próprios da actividade quotidiana sob influência da actividade muscular. Foram utilizados três imagens médicas TC de alta resolução, de diferentes pacientes do sexo feminino (41, 37 e 9 anos) que serviram de base à criação de ficheiros em formato STL. A conversão deste formato permitiu utilizar as potencialidades do programa ANSYS® para a simulação 3D dos diferentes fémures. Nas simulações efectuadas recorreu-se ao método de elementos finitos considerando o efeito conjunto do osso cortical e trabecular sob influência das propriedades mecânicas com comportamento elástico e isotrópico. O objectivo deste trabalho é comparar a resistência do colo do fémur, através da distribuição de tensões e deformações, na extremidade proximal do osso, nos três indivíduos de faixas etárias distintas. Os resultados obtidos permitem concluir que as alterações do osso cortical em função da idade podem ser determinantes no aumento do risco de fractura, realçando a importância de medidas preventivas que impeçam ou revertam estas alterações do osso cortical.*

1 INTRODUÇÃO

As patologias associadas à fractura do colo do fémur são consideradas como um problema de saúde que é agravado pela mortalidade que lhe está associada [1, 2]. Os níveis de morbilidade e mortalidade são elevados, causando em Portugal 40000 fracturas anuais, das quais 8500 do fémur proximal, conforme dados indicados no portal do Ministério da Saúde [3].

Utilizando técnicas de processamento de imagem médica, em simultâneo com ferramentas de análise de engenharia, torna-se possível prever a resistência do osso sob

diferentes solicitações. Recentemente, vários autores têm utilizado modelos numéricos [1, 4, 5] e métodos experimentais [6, 7] de forma a melhor compreender o mecanismo associado à resistência óssea, através do resultado obtido da distribuição de tensões e de deformações.

É objectivo deste trabalho avaliar e comparar diferentes imagens médicas, em indivíduos do mesmo sexo com diferentes idades, através de uma simulação biomecânica dos tecidos ósseos, solicitados sob actividade muscular e quotidiana (descida de escadas). Serão calculadas as tensões e as deformações,

ao longo do tecido ósseo cortical e trabecular na extremidade proximal do fémur.

2 METODOLOGIA E INTERESSE DO ESTUDO

A metodologia deste trabalho traduz-se na utilização de diferentes camadas do tecido ósseo para a zona cortical e trabecular, sendo que, a geometria e as características físicas do osso, nomeadamente a sua espessura, serão as identificadas em cada uma das imagens médicas em análise. O facto de serem três imagens diferentes e do sexo feminino traduz-se num estudo de interesse relevante. Por outro lado, a diferente espessura da cortical, inerente à idade do indivíduo, assim como a redução da massa óssea, responsável pelo aumento da fragilidade do osso, condicionam muitas vezes o aparecimento de fracturas. A Fig.1 é representativa de uma estrutura óssea, considerada normal ou com perda de massa óssea.

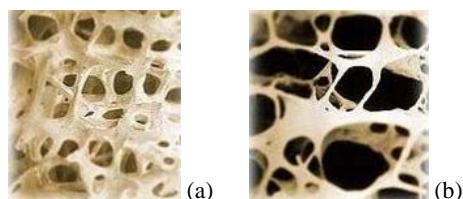


Fig. 1 Tecido (a) normal e (b) com perda de massa óssea.

3 MODELO NUMÉRICO

As imagens médicas utilizadas no estudo são de alta resolução possibilitando a visualização da extremidade proximal do fémur. Foi efectuado o tratamento de cada imagem, utilizando o programa *ScanIP*. O modelo CAD obtido foi posteriormente convertido num formato neutro para ser utilizado no programa *ANSYS*. Foram utilizados elementos sólidos, tanto na zona cortical como trabecular do osso.

O elemento finito escolhido é um elemento estrutural 3D, definido por 8 nós e três graus de liberdade em cada nó, tendo como opção a

formação de elementos finitos prismáticos e tetraédricos.

Utilizaram-se malhas de elementos finitos sólidas para cada uma das zonas identificadas do tecido ósseo cortical e trabecular de cada uma das imagens em estudo, conforme se representa na Fig. 2.

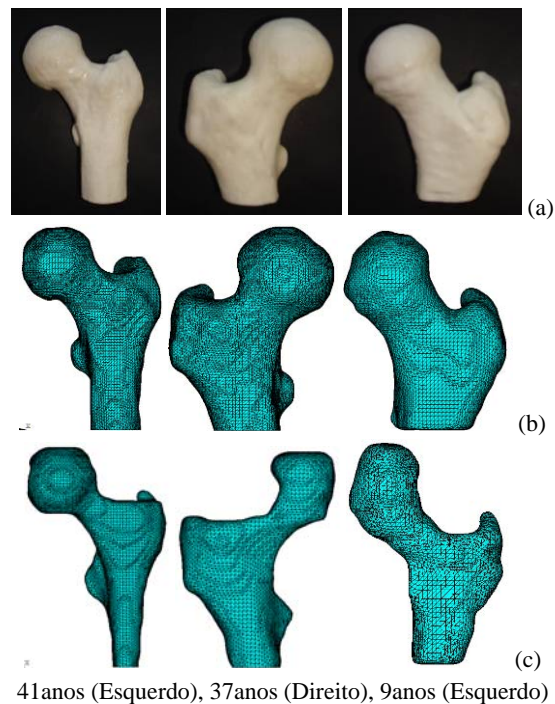


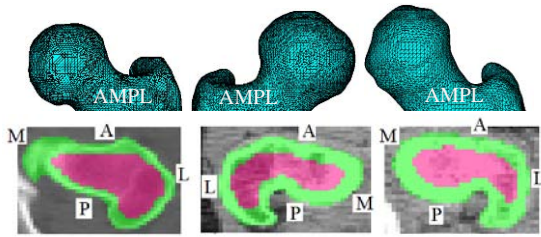
Fig. 2 Imagens 3D (a), elementos finitos de pacientes do sexo feminino, osso cortical (b) e trabecular (c).

3.1 CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS E PROPRIEDADES DOS TECIDOS ÓSSEOS

A espessura do osso cortical é um dos factores que tem sido relacionado com a resistência do osso à fractura [8, 9, 10]. A fractura do colo do fémur normalmente tem início no osso cortical sob tracção [8]. O osso cortical tem espessura não uniforme ao longo da extremidade proximal do fémur, sendo maior na área inferior do colo do fémur [8, 11]. Além disso, esta espessura altera com a idade, reduzindo na porção superior do colo do fémur, o que pode estar relacionado com o aumento do risco de fractura [8].

A diminuição da espessura cortical, na zona assinalada por A (Anterior), M (Medial), P (Posterior) e L (Lateral), pode ser verificada

em função do aumento da idade, em cada imagem de TC, Fig. 3.



41 anos (Esquerdo), 37anos (Direito), 9anos (Esquerdo)

Fig. 3 Zona cortical e trabecular AMPL em estudo.

Foram realizadas diferentes análises numéricas lineares, considerando os tecidos ósseos com propriedades isotrópicas, [5, 12]. As propriedades utilizadas estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1: Propriedades isotrópicas.

Tecido	Módulo de Elasticidade E, GPa	Coefficiente de Poisson (ν)
Cortical	17.0	0.33
Trabecular	1.0	

3.2 ACTIVIDADE QUOTIDIANA E MUSCULAR

A tabela 2 indica o registo da massa corporal de cada indivíduo utilizada na simulação numérica de cada um dos fémures em estudo, assim como a idade de cada uma das pacientes.

Tabela 2: Dados das pacientes.

#	Idade	Massa, kg	Fémur
#1	41 anos	71	Esquerdo (E)
#2	37 anos	62	Direito (D)
#3	9 anos	43	Esquerdo (E)

A solicitação devida ao esforço em descida de escadas, tal como avaliado por [7], será imposta na extremidade proximal do fémur (encaixada no acetábulo do osso ilíaco). Atribui-se um valor máximo da força de contacto na articulação da anca, calculada como uma percentagem de 260% da massa corporal (%MC), na direcção do plano coronal em 12° e do plano transversal de 35° [1, 7]. Os valores assumidos apresentam-se na tabela 3.

Tabela 3: Actividade quotidiana (#F).

Descida de escadas	Força máxima, N
#1	1809
#2	1580
#3	1096

A força relativa à actividade quotidiana encontra-se concentrada numa área circular da cabeça do fémur com cerca de 24mm de diâmetro, com centro no nó mais próximo do plano superior da cabeça do fémur [13]. A extremidade distal do fémur é fixa [5]. Assumiu-se que o eixo do corpo do fémur é paralelo ao eixo Z global, associado ao modelo de elementos finitos [1, 7].

As forças devidas à actividade muscular foram obtidas conforme a referência [4]. Os valores a aplicar nos diferentes modelos são os identificados na tabela 4.

Tabela 4: Forças musculares (#M).

#M	Músculo	Força, N
#MA	Abductor	1237
#MI	Iliopsoas	771
#MIT	Iliotibial tract	1200

4 RESULTADOS

Com base nas diferentes simulações numéricas efectuadas, apresentam-se de seguida os resultados obtidos de tensões e deformações nas zonas assinaladas na Fig. 3, para as diferentes imagens em estudo.

Os resultados foram obtidos ao longo da camada cortical ou trabecular, sob influência do efeito da solicitação quotidiana ou ainda a sobreposição do efeito conjunto das diferentes forças musculares.

Foram consideradas nas diferentes análises o efeito da actividade quotidiana exercida sobre o fémur da paciente, bem como as forças musculares. As análises foram efectuadas considerando o efeito diferenciado da massa corporal de cada uma das pacientes e também simulando unicamente o valor da máxima carga, independente da idade.

Considerando o efeito diferenciado da massa corporal das pacientes, verifica-se na Fig.4, que é no fémur de 41 anos que as tensões atingem o valor máximo na camada cortical para a zona Medial, sendo este valor de pico mantido nas restantes idades com valores inferiores. A influência muscular é

sentida no comportamento das tensões das zonas Posterior e Lateral do fémur.

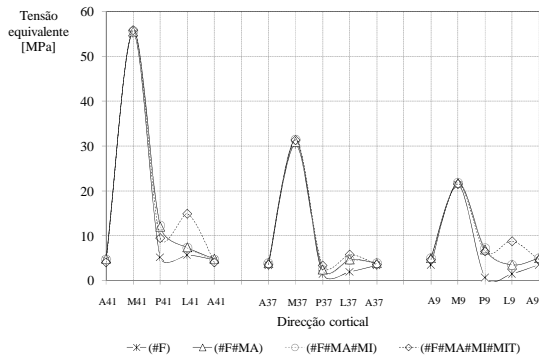


Fig. 4 Tensões na zona cortical, massas diferenciadas.

Os resultados da Fig.5 representam as tensões para a zona trabecular, verificando-se que a gama de valores obtida é baixa e existe forte influência na contribuição das forças musculares.

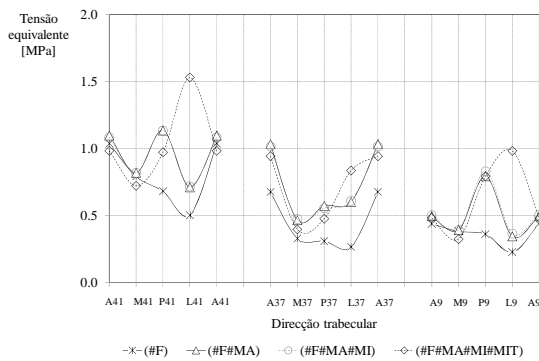


Fig. 5 Tensões na zona trabecular, massas diferenciadas.

Na Fig.6 registam-se as deformações obtidas com o mesmo comportamento já evidenciado nos resultados da Fig.4.

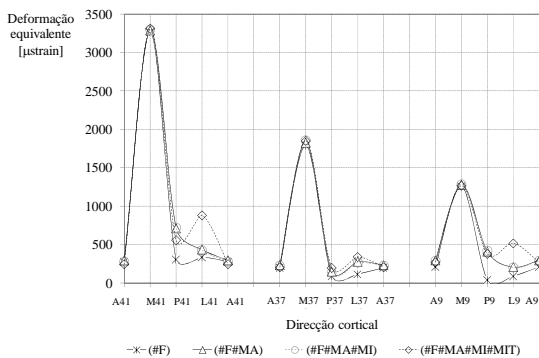


Fig. 6 Deformações na cortical, massas diferenciadas.

As deformações na zona trabecular são apresentadas na Fig.7, verificando-se valores de grandeza inferiores aos da zona cortical

com o mesmo tipo de comportamento sob influência das forças musculares, em cada uma das imagens de TC em estudo.

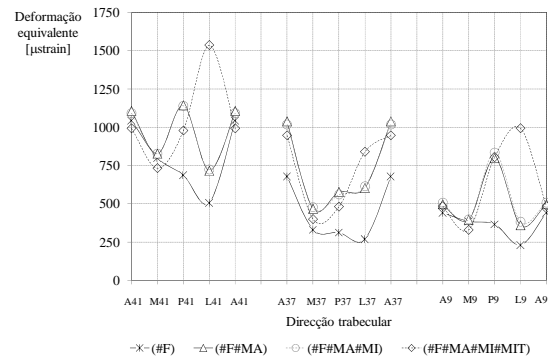


Fig. 7 Deformações na trabecular, massas diferenciadas.

Os resultados dos gráficos seguintes foram obtidos com a imposição da mesma carga, função da massa corporal da paciente ter sempre um valor igual a 70kg, independente da idade.

Na Fig.8 verifica-se um aumento das tensões instaladas no fémur de 37 e 9 anos, sendo que neste último houve um incremento acentuado em relação ao verificado na Fig.4. No entanto, comparando com o fémur de 41 anos, os valores são inferiores, situação devida às diferentes características geométricas do tecido ósseo.

Na Fig.9 é efectuado o mesmo registo, verificando-se um comportamento similar nos fémures de menor idade. É também na zona trabecular que se sente a maior influência das cargas musculares.

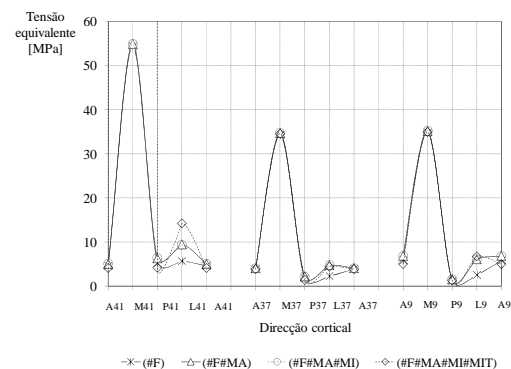


Fig. 8 Tensões na zona cortical, massas iguais.

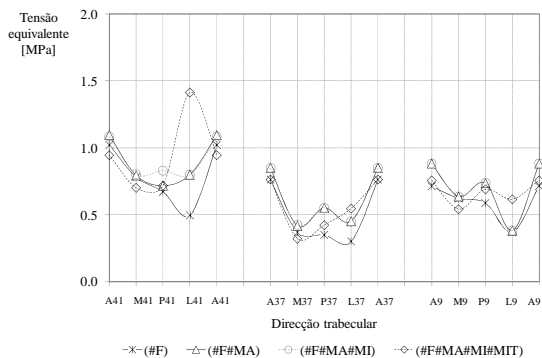


Fig. 9 Tensões na zona trabecular, massas iguais.

Os resultados das deformações para cada uma das zonas cortical e trabecular são representados nas Fig.10 e Fig.11.

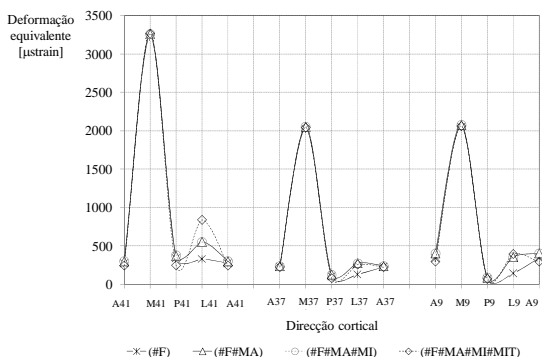


Fig. 10 Deformações na zona cortical, massas iguais.

Observa-se que os resultados no fémur de 41 anos são mais críticos do que para os fémures de 37 e 9 anos. Uma vez mais se verifica a influência das forças musculares na zona do tecido trabecular, sendo o efeito menor no tecido cortical.

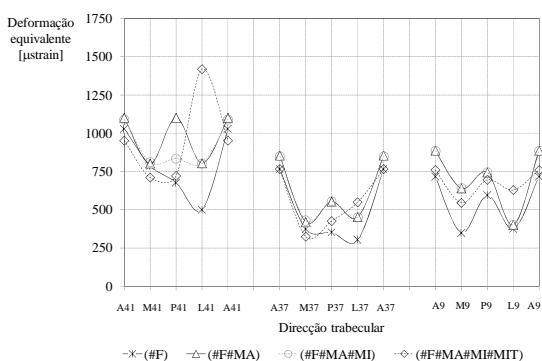


Fig. 11 Deformações na zona trabecular, massas iguais.

5 CONCLUSÕES

Com base nas análises efectuadas observou-se que o valor máximo de tensões e

de deformações se regista na zona Medial do fémur para a zona cortical do osso. A influência das forças musculares é mais significativa na zona Lateral do osso cortical.

Em relação ao registo de valores para a zona trabecular, verificou-se que o comportamento variou em cada uma das imagens em estudo. No entanto, o valor máximo das tensões e das deformações foi registado na zona Lateral trabecular para duas das imagens em estudo.

Relacionando os valores de todas as imagens verificou-se que as tensões e as deformações são menores para as mais baixas idades, em qualquer zona da estrutura óssea em estudo. A influência das forças musculares afectou de forma significativa os resultados sob a zona trabecular. Também se concluiu da importância das características geométricas da estrutura óssea, nomeadamente a espessura da zona cortical, na influência dos resultados finais.

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.

REFERÊNCIAS

- [1] Cristina Teixeira; Elza Fonseca; Luísa 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.), 5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia, 5º Congresso de Engenharia de Moçambique, Simpósio "A ENGENHARIA E A BIOMEDICINA", Proceedings CLME'2008/IICEM, ISBN:978-972-8826-20-8, Edições Inegi, Maputo, 2008.
- [2] Karagiannis A.; Papakitsou E.; Dretakis K.; Galanos A.; Megas P.; Lambiris E.; Lyritis G.P.; "Mortality Rates of Patients with a Hip Fracture in a Southwestern district of Greece: Ten-Year Follow-Up with Reference to the Type of Fracture", Calcified Tissue International, Vol.78, pp.72-77, 2006.
- [3] www.min-saude.pt/portal
- [4] 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, Nº2, pp.122-131(10), 1996.
- [5] Voo L.; Armand M.; Kleinberger M.; "Stress Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational

Biomechanics'', Johns Hopkins APL Technical Digest, Vol.25, N°3, pp.223-230, 2004.

[6] 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.

[7] 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, Vol.34, N°7, pp.859-871, 2001.

[8] 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, Vol.366, Issue9480, pp.129-35, 2005.

[9] 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, Vol.17, pp.1539-1545, 2006.

[10] Epstein S.; ''Is Cortical Bone Hip? What determines Cortical Bone Properties'', Bone, Vol.41, pp.S3-S8, 2007.

[11] Williams P.L.; Warwick R.; ''Gray's Anatomy'', 38th Edition. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1995.

[12] Krone R.; Schuster P.; ''An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modelling of the human femur'', paper number 2006-01-0064, SAE international, 2006.

[13] 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, Vol.25, pp.781-787, 2003.