

# RESISTÊNCIA BIOMECÂNICA DA EXTREMIDADE PROXIMAL EM FÉMURES DO MESMO GÉNERO E DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS

## BIOMECHANICAL STRENGTH IN THE PROXIMAL FEMURS FOR SAME GENDER AND DIFFERENT AGES

E. M. M. Fonseca<sup>1</sup>, B. F. T. Magalhães<sup>2</sup>, J. K. Noronha<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Mecânica Aplicada, ESTiG-IPB, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal

<sup>2</sup> Engenharia Biomédica, ESTiG-IPB, Instituto Politécnico de Bragança, Portugal

<sup>3</sup> Dr. Krug de Noronha, Clínica de Radiologia / Imagem, Porto, Portugal



### RESUMO

*O principal objectivo deste trabalho é avaliar a resistência biomecânica da extremidade proximal do fémur, quando submetido a carregamentos próprios da actividade quotidiana sob influência da actividade muscular. Pretende-se comparar a resistência do colo do fémur, através da distribuição de tensões, na extremidade proximal do osso, em três indivíduos do género feminino, mas faixas etárias distintas. A discussão dos resultados considera as simulações efectuadas, função da massa corporal própria de cada paciente e do máximo valor idêntico para todos as pacientes. Nesta última análise, uma vez que a imposição de carregamento é idêntica para cada um dos modelos, pretende-se verificar a influência das alterações da espessura do osso cortical do fémur, função da idade, no resultado da distribuição de tensões. A influência da espessura cortical na resistência óssea tem vindo a ser referido por vários estudos de autores nesta área de investigação. A avaliação do estado de compressão ou tracção na zona destes tecidos ósseos será também motivo da discussão dos resultados. Este trabalho permitirá ainda identificar as zonas de maior risco de fractura, para cada um dos fémures em análise.*

### ABSTRACT

*The main objective of this work is to assess the biomechanical strength in the proximal femur, when submitted to different loading conditions due to quotidian and muscular activity. The aim is to compare the neck femur strength, through the stresses distribution in the proximal femur bone, in three female patients with different ages. The discussion of results, function of patient weight body mass and a maximum identical value for all patients, considers all numerical simulations. For this last analysis presenting the same load condition, the stress distribution will be analysed as dependent on the thickness variation of the cortical femur bone, function of different ages. The influence of the cortical thickness in the bone strength has been introduced for different authors in this research field. The assessment of compression and tensile in bone tissues will be also a motive for results discussion. This work will allow to identify the fracture risk zone, for each femur in analysis.*

## 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, na área da simulação numérica de diferentes partes anatómicas do humano, utilizando estas ferramentas de engenharia (Taylor et al, 1996; Voo et al, 2004; Keyak and Falkinstein, 2003), entre outros.

No caso do fémur humano diferentes modelos sólidos têm sido utilizados no sentido de compreender o comportamento dos tecidos ósseos a diferentes solicitações, (Baca et al, 2008; Taylor et al, 1996). Para as diferentes simulações numéricas são utilizados modelos constitutivos isotrópicos e ortotrópicos, na constituição das propriedades mecânicas dos tecidos ósseos (Baca et al, 2008; Peng et al, 2006). Na área experimental também têm sido publicados resultados importantes para a avaliação da distribuição de tensões e deformações (Bergmann et al, 2001; Simões et al, 2000) permitindo assim aferir técnicas numéricas utilizadas.

Em relação aos trabalhos publicados nesta área, ainda de referir que a espessura do osso cortical é um dos factores que tem sido relacionado com a resistência do osso à fractura (Mavhew et al, 2005; Manske et al, 2006; Epstein, 2007; Teixeira et al 2009). Em trabalhos científicos no âmbito do fémur humano, de referir que a fractura do colo do fémur normalmente tem início no osso cortical sob tracção (Mavhew et al, 2005). O osso cortical tem espessura não uniforme ao longo da extremidade proximal do fémur, sendo maior na área inferior do colo do fémur (Mavhew et al, 2005; Williams and Warwick 1995). 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 (Mavhew et al, 2005).

O fémur é dos ossos do corpo humano que sofre com maior intensidade diferentes cargas em diferentes posições. O comportamento mecânico do osso, designadamente a sua resistência à fractura, está dependente sobretudo das características micro-estruturais e geométricas da

camada cortical, determinantes da qualidade e quantidade do osso cortical (Augat P et al, 2006).

Recorrendo ao tratamento de diferentes imagens médicas, obtidas por tomografia computadorizada em clínicas médicas, torna-se possível a utilização de técnicas de engenharia, para a análise de resultados em modelos virtuais anatómicos (Magalhães et al, 2009).

É objectivo deste trabalho avaliar e comparar diferentes imagens médicas, em pacientes do género feminino de diferentes idades, através de uma análise biomecânica, quando estes modelos são solicitados por uma actividade muscular e quotidiana em simultâneo. São utilizadas imagens médicas de pacientes do género feminino (9, 37 e 41anos) que permitem a criação de modelos geométricos com a forma tridimensional de cada osso em estudo.

Para a avaliação da resistência biomecânica do osso recorreu-se ao método de elementos finitos considerando o efeito do osso cortical e trabecular, sob influência de diferentes propriedades mecânicas com comportamento elástico e isotrópico. O facto de serem três imagens diferentes e do género feminino, traduz-se num estudo de interesse relevante. Por outro lado, a diferente espessura da cortical, inerente à idade da paciente, assim como a redução da massa óssea, responsável pelo aumento da fragilidade do osso, condicionam muitas vezes o aparecimento de fracturas, o que justifica o estudo presente.

## 2- METODOLOGIA DO ESTUDO

### 2.1- Modelo tridimensional

Neste trabalho serão utilizadas as 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. As imagens médicas utilizadas no estudo são de alta resolução, possibilitando a obtenção de cada um dos fémures em estudo, figura 1.

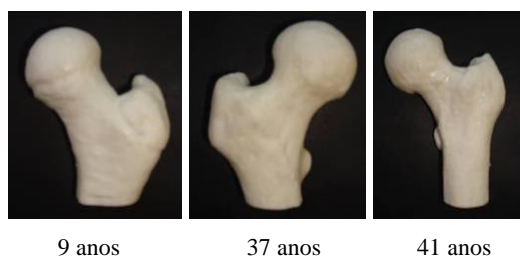


Fig. 1 Imagens tridimensionais de cada fémur.

## 2.2- Modelo de elementos finitos

O tratamento de cada imagem médica foi efectuado com o recurso ao programa ScanIP, permitindo obter um modelo CAD tridimensional para cada fémur em estudo. O modelo CAD obtido foi posteriormente convertido num formato neutro para ser 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 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 em cada uma das imagens em estudo, conforme se representa na figura 2.

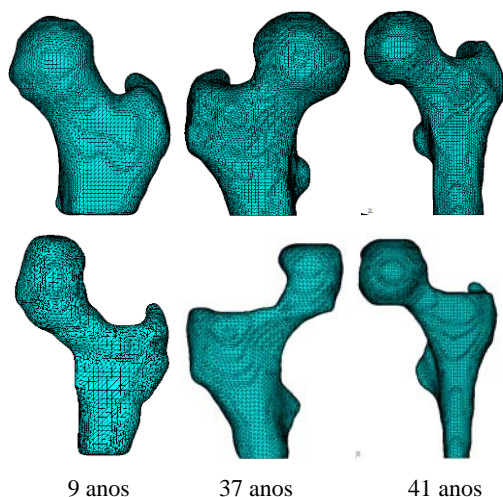


Fig. 2 Malha de elementos finitos para o osso cortical e trabecular.

## 3- CARACTERÍSTICAS DOS MODELOS

### 3.1- Propriedades dos tecidos ósseos

Foram realizadas diferentes análises numéricas, considerando os tecidos ósseos com propriedades isotrópicas lineares,

apresentadas na tabela 1 (Voo et al, 2004; Krone and Schuster, 2006).

### 3.2- Actividade quotidiana e muscular

Para a quantificação da actividade quotidiana, atendeu-se à massa corporal de cada paciente. A tabela 2 indica a massa e a idade de cada paciente em estudo.

A actividade quotidiana considerada é uma solicitação devida ao esforço em descida de escadas, tal como avaliado por (Bergmann et al, 2001). Essa carga será imposta na extremidade proximal do fémur, encaixada no acetábulo do osso ilíaco. Atribuiu-se um valor máximo da força de contacto na articulação da anca, calculada como uma percentagem de 260% da massa corporal, na direcção a 12° do plano coronal e a 35° do plano transversal (Teixeira et al, 2008; Bergmann et al, 2001). Os valores assumidos apresentam-se na tabela 3.

Tabela 1: Propriedades mecânicas.

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

Tabela 2: Dados das pacientes.

Idade	Massa	Fémur
41 anos (F41)	71 kg	Esquerdo
37 anos (F37)	62 kg	Direito
9 anos (F9)	43 kg	Esquerdo

Tabela 3: Actividade quotidiana.

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

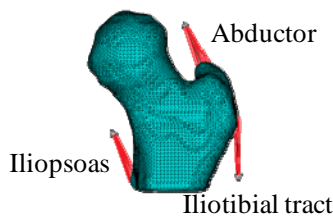
(Keyak and Falkinstein, 2003). A extremidade distal do fémur é fixa (Voo et al, 2004), assumindo-se que o eixo do corpo do fémur é paralelo ao eixo Z global, associado ao modelo de elementos finitos (Teixeira et al, 2008; Bergmann et al, 2001).

As forças devidas à actividade muscular foram obtidas conforme referenciado por (Taylor et al, 1996). Os valores a aplicar nos diferentes modelos são os identificados na tabela 4.

A figura 3 representa a direcção das diferentes forças musculares consideradas.

**Tabela 4:** Forças musculares.

Músculo	Força
Abductor	1237 N
Iliopsoas	771 N
Iliotibial tract	1200 N



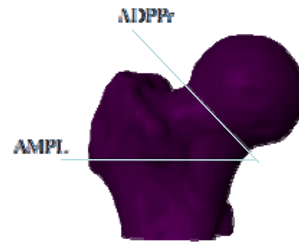
**Fig. 3** Cargas musculares.

#### 4- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Ao longo das diferentes análises considerou-se o efeito da actividade quotidiana exercida sobre o fémur da paciente, em simultâneo com as forças musculares. As análises foram efectuadas considerando o efeito diferenciado da massa corporal de cada uma das pacientes e também simulando unicamente um valor igual a 70kg, independente da idade. Os resultados foram obtidos ao longo da camada cortical do osso.

Com base nas simulações efectuadas, os resultados das tensões são apresentados nas zonas do fémur assinaladas na figura 4.

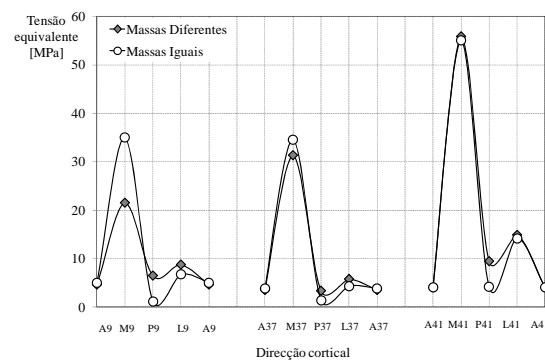
Os resultados são obtidos em 2 planos diferentes: o horizontal (AMPL) designado por zona Anterior, Medial, Posterior e Late-



**Fig. 4** Plano horizontal (AMPL) e plano inclinado (ADPPr).

ral; e o inclinado (ADPPr) referindo-se à zona Anterior, Distal, Posterior e Proximal.

A figura 5 representa as tensões equivalentes para cada um dos fémures em estudo no plano horizontal, considerando o efeito da massa corporal diferenciada ou um valor de massa igual.

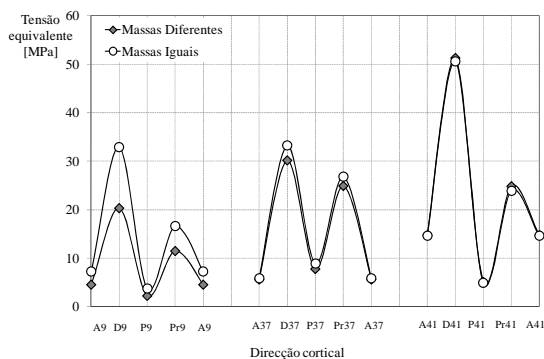


**Fig. 5** Tensões equivalentes na direcção horizontal, massas diferenciadas e iguais.

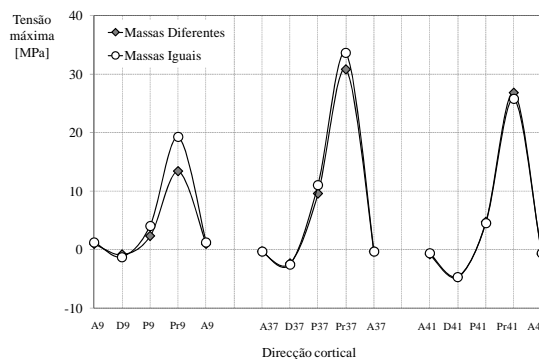
Nos resultados apresentados, verifica-se que é no fémur de 41 anos que as tensões atingem o valor máximo na zona Medial, sendo este pico mantido nas restantes idades, mas com valores de tensão inferiores. Quando é utilizada uma massa idêntica o fémur de 9 anos tem um comportamento idêntico ao de 37 anos.

Para o plano inclinado, os resultados das tensões equivalentes são apresentados na figura 6.

Neste caso, o valor de pico das tensões regista-se na zona distal do fémur. No caso dos dois fémures mais novos, a zona proximal regista também um valor considerável quando comparado com o fémur de 41 anos. De referir ainda que para um valor de massa igual, o fémur de 9 anos



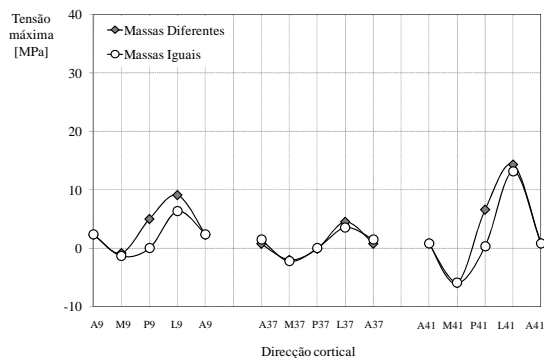
**Fig. 6** Tensões equivalentes na direcção inclinada, massas diferenciadas e iguais.



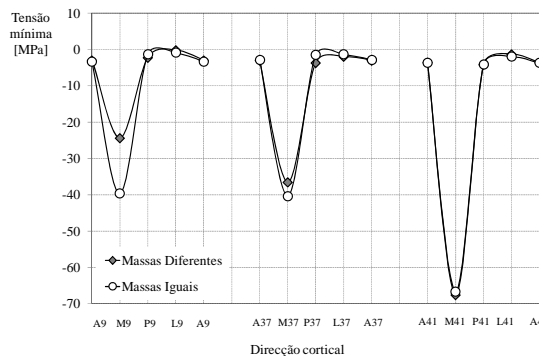
**Fig. 8** Tensões máximas na direcção inclinada, massas diferenciadas e iguais.

tem um comportamento idêntico ao fémur de 37 anos.

Na figura 7 representam-se as tensões principais máximas. É notório o efeito da tracção ao longo do plano horizontal, com excepção da zona medial do fémur.



**Fig. 7** Tensões máximas na direcção horizontal, massas diferenciadas e iguais.

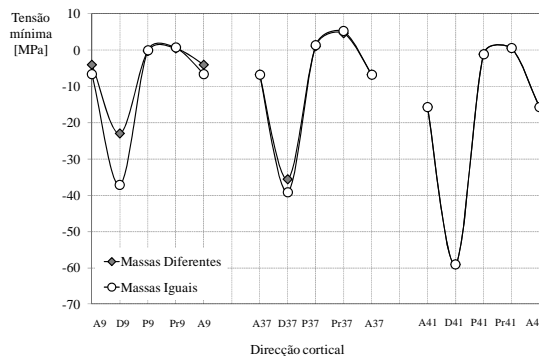


**Fig. 9** Tensões mínimas na direcção horizontal, massas diferenciadas e iguais.

Para o plano inclinado o efeito de tracção é também relevante, conforme a figura 8. Os valores de pico de tensão acontecem na zona proximal de cada um dos fémures.

Em relação ao valor das tensões principais mínimas, pode verificar-se na figura 9 a zona medial do fémur no plano horizontal, com os maiores valores de compressão. Com o valor de massa igual, os fémures de 9 e 37 anos apresentam valores de tensão, entre si, próximos. No entanto, o fémur de 41 anos continua a registar os maiores valores, neste caso de compressão.

No plano inclinado as tensões de compressão verificam-se na zona distal, conforme se representa na figura 10.



**Fig. 10** Tensões mínimas na direcção inclinada, massas diferenciadas e iguais.

A diferença entre os valores de tensão dos fémures mais novos, em relação ao de maior idade, é de aproximadamente 20MPa, quando se considera a massa corporal idêntica.

## 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 às zonas 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.

Relacionando os valores de todas as imagens verificou-se ainda que as tensões são menores para as mais baixas idades, em qualquer zona da estrutura óssea. No entanto, considerando a mesma massa corporal, os fémures de 9 e 37 anos apresentam um comportamento semelhante entre si, mas inferior ao fémur de 41 anos. No fémur de 37 anos não se verifica praticamente nenhuma diferença em relação à variação da massa corporal. O facto evidenciado permite concluir da importância da modelação e da representação correcta das características geométricas da estrutura óssea. A espessura da zona cortical dos diferentes modelos influenciou significativamente os resultados finais. O fémur de 41 anos apresenta os maiores níveis de tensão, sendo indicador de uma menor resistência óssea. A espessura da camada cortical neste modelo é menor quando comparada com os restantes modelos. A variabilidade de resultados entre o fémur de 37 e 41 anos é muito significativa, sendo esse resultado justificado pela diferença da espessura cortical nos dois modelos. Por outro lado o fémur de 9 anos ao registar um comportamento semelhante ao de 37 anos, para igual massa corporal, significa igualmente uma diminuição da sua resistência óssea.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a colaboração da Clínica Dr. Krug de Noronha – Radiologia / Imagem, do Porto.

## REFERÊNCIAS

Baca, V.; Horak, Z.; Mikulenska, P.; Dzupa, V.; 2008. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses, *Medical Engineering & Physics* 30, p.924-930.

- Augat P.; Schorlemmer S.; 2006. The Role of Cortical Bone and its Microstructure in Bone Strength. *Age and Ageing*, 35-S2, p.ii27-ii31.
- Bergmann G., Deuretzbacher G.; Heller M.; Graichen F.; Rohlmann A.; Strauss J.; Duda G.N.; 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *Journal of Biomechanics* 34(7), p.859-871.
- Magalhães B., Fonseca E., Teixeira C., Barreira L.; 2009. Imagens médicas de fémur utilizadas no estudo do tecido ósseo sob influência da actividade muscular e quotidiana, Mário Vaz et al (Eds.), *Proceedings, Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica, Bragança*, p.217-222, ISBN:978-989-96100-0-2.
- Epstein S.; 2007. Is Cortical Bone Hip? What determines Cortical Bone Properties, *Bone* 41, p.S3-S8.
- Keyak J.H.; Falkinstein Y.; 2003. Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load, *Medical Engineering & Physics* 25, p.781-787.
- Krone R.; Schuster P.; 2006. An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modelling of the human femur, paper number 2006-01-0064, *SAE international*.
- Mavhew P.M.; Thomas C.D.; Clement J.G.; Loveridge N.; Beck T.J.; Bonfield W.; Burgoyne C.; Reeve J.; 2005. Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk, *Lancet* 366(9480), p.129-35.
- Manske S.L.; Ambrose T.L.; Baker P.M.; Liu D.; Guy P.; Oxland T.R.; McKay H.A.; 2006. Femoral neck cortical geometry measured with magnetic resonance imaging is associated with proximal femur strength, *Osteoporos Int* 17, p.1539-1545.
- Peng, L.; Bai, J.; Zeng, X.; Zhou, Y.; 2006. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions, *Medical Engineering Physics* 28, p.227-233.
- Simões J.A.; Vaz M.A.; Blatcher S.; Taylor M.; 2000. Influence of head constrain and muscle forces on the strain distribution within the intact femur, *Medical Engineering and Physics* 22(7), p.453-459.

- Taylor M.E.; Tanner K.E.; Freeman M.A.R.; Yettram A.L.; 1996. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending?, *Medical Engineering Physics* 18(2), p.122-131(10).
- Teixeira C., Fonseca E., Barreira B.; 2009. 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.
- Teixeira C.; Fonseca E.; Barreira L.; 2008. 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, Proceedings CLME'2008 / IICEM, ISBN:978-972-8826-20-8, Edições Inegi, Maputo.
- Voo L.; Armand M.; Kleinberger M.; 2004. Stress Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational Biomechanics, *Johns Hopkins APL Technical Digest* 25(3), p.223-230.
- Williams P.L.; Warwick R.; 1995. *Gray's Anatomy*, 38th Edition. Edinburgh: Churchill Livingstone.