

## A INFLUÊNCIA DA ESPESSURA CORTICAL NA AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FEMORAL

Elza M. M. Fonseca<sup>1\*</sup>, Luísa M. S. Barreira<sup>2</sup>, Jairson C. Dinis<sup>3</sup>

1- Idmec-Pólo Feup, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal, email: \*efonseca@ipb.pt

2- Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

3- Mestrando em Tecnologia Biomédica, Instituto Politécnico de Bragança, Bragança, Portugal

**Palavras chave:** Biomecânica, Resistência, Rigidez, Elementos Finitos

### Resumo

O comportamento biomecânico do osso e a avaliação da sua resistência dependem das características estruturais e geométricas da espessura cortical [1]. De acordo com estudos efectuados, a fractura do colo do fémur pode ocorrer no osso cortical sob efeito de esforços à tracção [2, 3]. Para além disso, a espessura do osso cortical não é uniforme e varia de acordo com a idade do indivíduo. É objectivo deste trabalho verificar a influência da variação da espessura cortical na resistência biomecânica de modelos de diferentes fémures.

Recorrendo ao tratamento e estudo de imagens médicas, obtidas por tomografia computadorizada, torna-se possível a utilização de técnicas avançadas de engenharia para a medição e a determinação da espessura cortical em diferentes modelos anatómicos. Essa avaliação pode ser efectuada com recurso a programas de tratamento de imagem e a técnicas de processamento para a obtenção de modelos protótipos. Estas duas técnicas permitirão registar valores da espessura cortical em diferentes zonas anatómicas nos modelos em estudo.

A avaliação da resistência femoral será efectuada com o recurso à técnica de elementos finitos, onde cada modelo em estudo será analisado para condições de carregamento idênticas.

A metodologia proposta neste trabalho permitirá aferir as zonas mais susceptíveis à falha mecânica nos diferentes modelos de fémures, verificando em simultâneo a influência da espessura do osso cortical medida. O estudo proposto incide na análise de quatro imagens médicas de fémures do género feminino com idades próximas (40, 41, 52 e 53 anos).

## 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 [4-9]. Nas simulações numéricas são utilizados modelos constitutivos e as correspondentes propriedades biomecânicas do tecido ósseo [8, 10]. Conforme alguns trabalhos científicos, a fractura do colo do fémur normalmente tem início no osso cortical sob tracção [11, 2]. O osso cortical tem espessura não uniforme ao longo da extremidade proximal do fémur, sendo maior na área inferior do colo do fémur [2, 12]. 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.

Com o 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 [13-15]. Com este trabalho e utilizando esta abordagem, pretende-se fazer um estudo comparativo entre quatro fémures do género feminino com idades próximas, considerando a análise em diferentes planos anatómicos, mais susceptíveis a falha por resistência óssea. O facto de serem imagens de diferentes pacientes, traduz-se num estudo de interesse relevante na avaliação das tensões, para verificação da resistência biomecânica do osso.

## 2. Metodologia do estudo

O trabalho apresentado incidiu no estudo de imagens médicas de fémur, em pacientes do género feminino com idades de 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 fémur, para posterior análise em elementos finitos.

### 2.1. 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 fémur 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, figura 1.

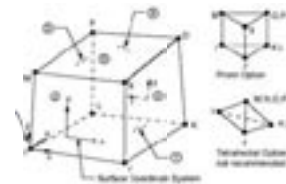


Figura 1: malha e elemento Solid45

Nos modelos em análise, utilizaram-se malhas de elementos finitos sólidas para cada uma das zonas identificadas do tecido ósseo, cortical e trabecular. A tabela 1 representa as diferentes camadas do tecido ósseo através da respectiva malha de elementos finitos de cada fémur em estudo.

Tabela 1: malhas de elementos finitos

Idade (anos)/Posição	Cortical	Trabecular
F40 Esquerdo		
F41 Esquerdo		
F52 Direito		
F53 Direito		

### 2.2. 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 [8, 10, 16, 17]. No presente estudo, os tecidos ósseos foram considerados materiais isotrópicos lineares [7], com as propriedades apresentadas na tabela 2.

Tabela 2: propriedades biomecânicas

Osso	Módulo de elasticidade	Coefficiente Poisson
Cortical	17GPa	0.33
Trabecular	1GPa	0.33

### 2.3. 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 [18], 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 íliaco. 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 [18]. 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 [13, 14, 15, 16].

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 [13, 14, 15].

As forças devidas à actividade muscular a aplicar nos diferentes modelos são as identificadas na tabela 3 [19].

Tabela 3: forças musculares

Músculos	Forças musculares, N
Abductor	1237
Iliopsoas	771
Iliotibial tract	1200

Os valores das forças musculares são distribuídos em pontos nodais, conforme a localização da figura 2.

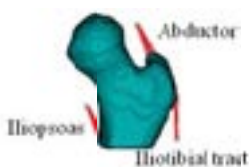


Figura 2: forças musculares

### 3. Apresentação e discussão dos resultados

Para a discussão e análise dos resultados numéricos foram considerados dois planos anatómicos, conforme assinalado na figura 3.

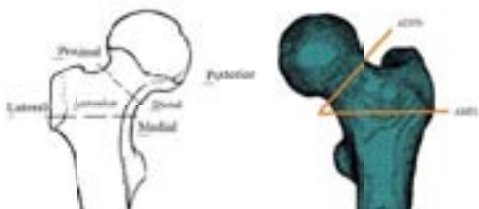


Figura 3: localização dos planos AMPL e ADPPr

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. Os resultados das análises efectuadas foram obtidos ao longo da camada cortical do osso, para cada modelo em estudo e nos planos assinalados.

Na figura 4 encontram-se representadas as tensões equivalentes obtidas através do critério da máxima tensão de corte, para cada um dos modelos, obtidas no plano horizontal. Ao longo das diferentes análises foram calculadas as tensões principais máxima (S1) e mínima (S3) em todos os modelos.

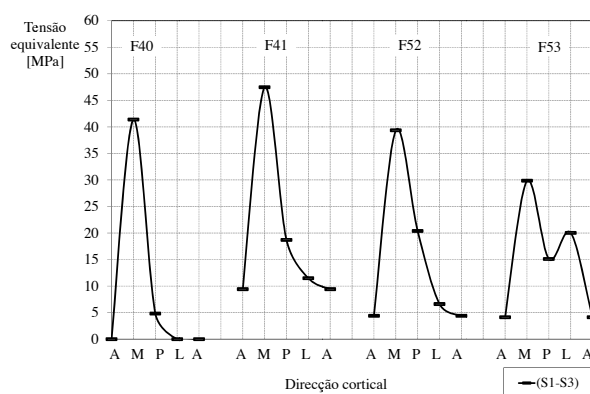


Figura 4: tensões equivalentes na direcção horizontal

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. Na figura 5 representam-se as tensões principais máximas e mínimas obtidas no mesmo plano horizontal.

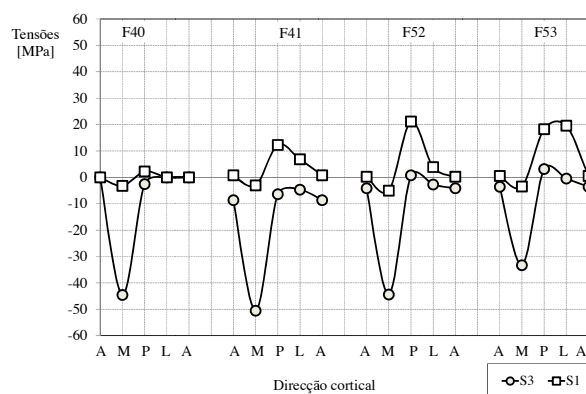


Figura 5: tensões principais na direcção horizontal

A zona medial do fémur apresenta os maiores valores de tensões à compressão ou tensões principais mínimas. O fémur de 41 anos regista os valores mais elevados. Os restantes fémures apresentam comportamento semelhante na compressão, sendo o menor valor no fémur de 53 anos. O efeito de tracção é visível com o cálculo das tensões máximas, sendo a excepção na zona medial de cada fémur.

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

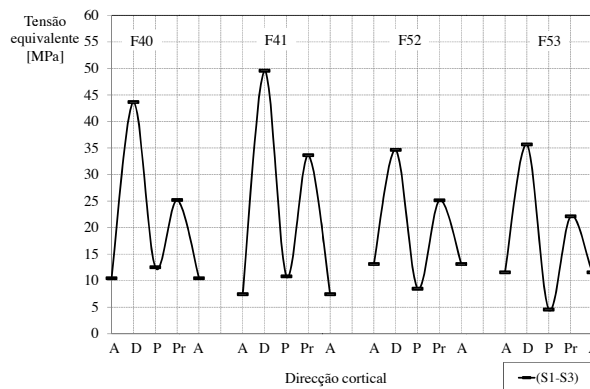


Figura 6: tensões equivalentes na direcção inclinada

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. Os valores das tensões principais máximas e mínimas apresentam-se na figura 7.

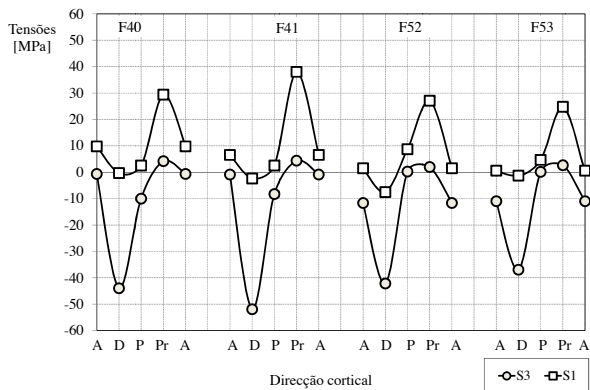


Figura 7: tensões principais na direção inclinada

No plano inclinado, o efeito de tracção é relevante na zona proximal, com valores de pico de tensão em cada um dos fémures. As tensões de compressão são maiores na zona distal. O fémur de 41 anos regista os maiores valores, tal como tem sido observado. Os menores valores de tensões registam-se no fémur de 53 anos. Também se observa que a zona distal está sempre à compressão e com os valores de pico de incidência.

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, e finalmente o fémur 53 anos.

#### 4. Espessura cortical nos planos anatómicos

Para se verificar a resistência óssea em cada modelo de fémur, foi efectuado o cálculo da espessura média na zona cortical, para cada um dos modelos de fémur em estudo, em três planos distintos, conforme a figura 8.

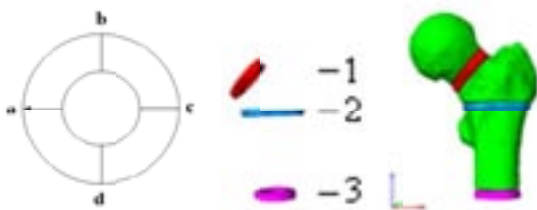


Figura 8: localização dos pontos e planos de leitura

Os planos considerados foram obtidos por impressão 3D, utilizando formatos de ficheiros previamente tratados de imagens médicas obtidas por tomografia computadorizada. A figura 9 representa as fases de impressão para obtenção dos planos 1, 2 e 3 considerados em cada um dos modelos. A medição da espessura cortical foi efectuada em 4 pontos distintos (a, b, c, d).



Figura 9: impressão 3D dos diferentes planos considerados

Na tabela 4 apresenta-se o registo das leituras observadas nos diferentes planos considerados.

Tabela 4: medição da espessura nos 3 planos considerados

		Leitura	Espessura, mm	Espessura média, mm
F40E	Plano 1	a	8.7	5.93
		b	5.5	
		c	4.5	
		d	5.0	
	Plano 2	a	9.5	7.33
		b	5.7	
		c	8.0	
		d	6.1	
	Plano 3	a	8.7	7.73
		b	8.3	
		c	7.0	
		d	6.9	
F41E	Plano 1	a	6.1	5.03
		b	4.0	
		c	5.0	
		d	5.0	
	Plano 2	a	8.6	5.00
		b	3.6	
		c	3.5	
		d	4.3	
	Plano 3	a	6.0	4.45
		b	2.9	
		c	5.0	
		d	3.9	
F52D	Plano 1	a	10.0	6.78
		b	5.7	
		c	4.8	
		d	6.6	
	Plano 2	a	13.3	9.23
		b	7.1	
		c	7.0	
		d	9.5	
	Plano 3	a	10.0	8.08
		b	6.8	
		c	8.4	
		d	7.1	
F53D	Plano 1	a	12.4	8.05
		b	6.9	
		c	6.7	
		d	6.2	
	Plano 2	a	10.5	7.50
		b	5.5	
		c	9.2	
		d	4.8	
	Plano 3	a	8.6	7.05
		b	6.4	
		c	5.1	
		d	8.1	

Como se observa, o fémur de 41 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 53 anos, seguido dos fémures de 52 e 40 anos. Para os planos considerados e na zona proximal (direcção c) a espessura medida é a que apresenta os valores mais baixos.

## 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. O fémur de 41 anos apresenta os valores de tensão mais elevados. 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, conforme observado através da medição. Por outro lado o fémur de 53 anos apresenta uma estrutura óssea mais resistente pelo que se traduz num nível mais baixo de tensões.

Através do trabalho 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, podendo observar-se as zonas mais susceptíveis ao risco por falha óssea.

## Referências

- [1] P.Aust, S.Schorlemmer, "The Role of Cortical Bone and its Microstructure in Bone Strength", *Age and Ageing*, **35**:S2: ii27-ii37, 2006.
- [2] 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):129-135, 2005.
- [3] E.M.M. Fonseca, B.F.T.Magalhães, J.K.Noronha, "Resistência Biomecânica da extremidade proximal em fémures do mesmo género e diferentes faixas etárias", *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*, **18**:63-69, 2010.
- [4] 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*, **25**:781-787, 2003.
- [5] 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**:227-233, 2006.
- [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*, **22**(7):453-459, 2000.
- [7] 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):223-230, 2004.
- [8] V. Baca, Z. Horak, Mikulénka P., Dzupa V., "Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses", *Medical Engineering & Physics*, **30**:924-930, 2008.
- [9] 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**:1539-1545, 2006.
- [10] S. Epstein, "Is Cortical Bone Hip? What determines Cortical Bone Properties", *Bone*, **41**:S3-S8, 2007.
- [11] 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 / ICEM, *Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia*, ISBN:978-972-8826-20-8, Edições Inegi, Maputo, 2008.
- [12] P.L. Williams, R. Warwick, *Gray's Anatomy*, 38th Edition Edinburgh Churchill Livingstone; 1995.
- [13] 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.), *Actas do 3º Congresso Nacional de Biomecânica*, Bragança, 217-222, ISBN:978-989-96100-0-2, 2009.
- [14] 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**:19-2, 2009.
- [15] E.M.M. Fonseca, B.F.T. Magalhães, J.K. Noronha, "Análise de tensões em fémures do mesmo género e diferente faixa etária", APAET et al Eds., CD, *8º Congresso Nacional de Mecânica Experimental*, Guimarães, 2010.
- [16] 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*, **40**:1745-1753, 2007.
- [17] R. Krone, P. Schuster, "An investigation on the importance of material anisotropy in finite-element modelling of the human femur", *SAE international*, 01-0064, 2006.
- [18] 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*, **34**(7):859-871, 2001.
- [19] 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*, **18**(2):122-131, 1996.