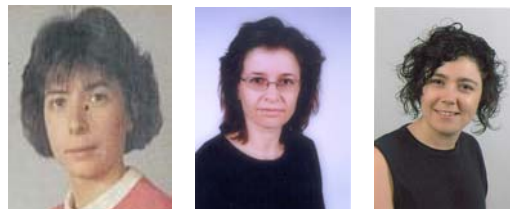


AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DO COLO DO FÉMUR UTILIZANDO O MODELO DE ELEMENTOS FINITOS

Cristina Teixeira¹, Elza Fonseca², Luísa Barreira²

¹Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico de Bragança

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



RESUMO

Este trabalho tem como objectivo avaliar a resistência do colo do fémur, através da distribuição de tensões na extremidade proximal, quando solicitado em diferentes actividades quotidianas (caminhar, descer escadas e posição ortostática), considerando a espessura do osso cortical do colo do fémur aos 30anos e aos 80anos.

1- INTRODUÇÃO

A fractura do colo do fémur é uma situação patológica prevalente [CDC (1996)], [Crowther CL (2004)], considerada um problema de saúde pública pela mortalidade e morbilidade associadas [Karagiannis A et al (2006)], [Colón-Emeric CS et al (2006)], absorvendo uma percentagem importante dos custos em saúde [CDC (1996)], [Araújo DV (2005)]. Assim, devem ser direccionados amplos esforços no sentido de compreender a ocorrência de fracturas do colo do fémur.

A utilização do método de elementos finitos, baseado em tomografias computadorizadas (TCs), permite avaliar a resistência dos ossos quando solicitados em diferentes circunstâncias [Majumder S. et al (2007)], [Wang CJ et al (1998)], [Testi D et al (1999)], [Ural A (2006)]. Este método revela-se vantajoso e promissor para prever a resistência do osso à solicitação *in vivo*, porque se baseia numa técnica não invasiva que incorpora informação da geometria e densidade ósseas permitindo simular diferentes solicitações impostas [Cody DD

(1999)], [Testi D (1999)], [Keyak JH et al (2000)] e [Bessho M (2007)].

A geometria e as características físicas do osso cortical na extremidade proximal do fémur, nomeadamente a sua espessura, são factores que têm sido relacionados com a resistência do osso à fractura [Mayhew PM et al (2005)], [Manske SL et al (2006)], [Epstein S (2007)]. A fractura do colo do fémur normalmente tem início no osso cortical sob tracção [Mayhew PM et al (2005)]. Particularmente a fractura devida a esforço por tracção, resultante de carregamentos próprios em actividades quotidianas, deve-se à rotura da camada óssea cortical da porção superior do colo do fémur. [Devas MB (1965)] e [Voo L et al (2004)]. Por conseguinte, as propriedades biomecânicas e a geometria do osso cortical revestem-se de interesse clínico.

A espessura do osso cortical não é uniforme ao longo da extremidade proximal do fémur sendo maior na área inferior do colo do fémur [Williams PL et al (1995)], [Mayhew PM et al (2005)]. Além disso, esta espessura altera com a idade, sofrendo uma redução gradual na porção superior do

colo do fémur, à medida que aumenta a idade, facto que pode estar relacionado com o aumento do risco de fractura em idades mais avançadas [Mayhew PM et al (2005)].

2–MOTIVAÇÃO E DESENVOLVIMENTO

Para avaliar a resistência do colo do fémur, quando solicitado em diferentes actividades quotidianas (caminhar, descer escadas e posição ortostática), recorreu-se à análise por elementos finitos. Considerou-se não só a variação da espessura do osso cortical ao longo da extremidade proximal do fémur, mas também a variação da espessura da cortical do fémur dependente da idade.

Assim, a partir do modelo inicial da extremidade proximal do fémur obtido por Tomografia Computorizada (TC), conforme representado na figura 1, foram consideradas diferentes situações de carga. Essas cargas permitem avaliar o colo do fémur em duas situações de espessura do osso cortical: uma mimetizando o fémur aos 30 e outra mime-tizando o fémur aos 80anos, tal como proposto por alguns autores [Mayhew et al (2005)].

Com base nos resultados numéricos obtidos do campo de tensões para a extremidade proximal do osso, é possível verificar as zonas de incidência de esforço em cada uma das actividades quotidianas e avaliar as diferenças na incidência de esforço entre modelos representativos da espessura cortical em idades distintas.

Para uma melhor precisão de resultados utilizou-se uma tomografia computadorizada de alta resolução com visualização da extremidade proximal do fémur (base de dados disponível do *ScanIp*) que serviu de base à criação de um ficheiro em formato *STL*, mantendo todas as características da geometria anatómica em estudo. O formato do ficheiro *STL* é convertido num formato neutro, que é utilizado pelo programa ANSYS para a análise da geometria, através do método de elementos finitos. Atendendo às características do ficheiro neutro obtido, utilizaram-se elementos de casca triangular com 4mm de lado, conforme se representa na figura 2. O elemento finito utilizado nesta análise é o elemento *Shell63*.

3–PROPRIEDADES DO OSSO CORTICAL

Atendendo às diferentes propriedades mecânicas do osso cortical humano enunciadas por diferentes autores [Voo L et al (2004)], [Ashman RB et al (1987)], [Taylor ME (1996)] e, considerando unicamente a sua zona cortical, foram efectuadas duas análises numéricas ambas em regime linear elástico: uma considerando o osso cortical isotrópico [Voo L et al (2004)]e a outra considerando o ortotrópico [Ashman RB et al (1987)]. As respectivas propriedades estão apresentadas na tabela 1.

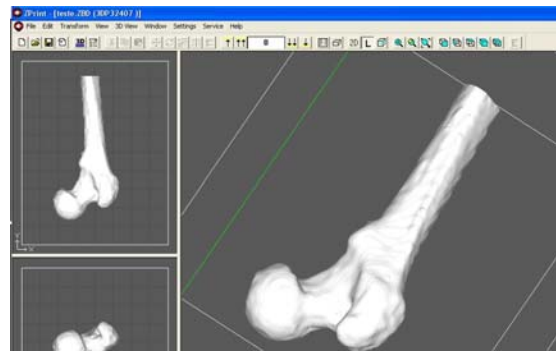


Fig 1 – Imagem CAD obtida através de um TC.

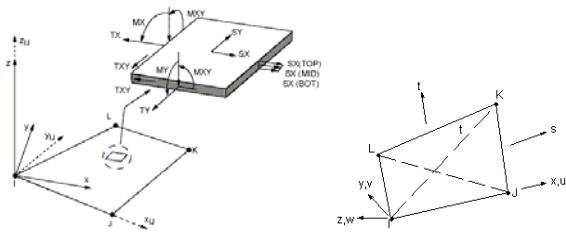


Fig 2 - Elemento finito *Shell63*.

Tabela 1: Propriedades do osso cortical.

Ossos cortical	Módulo de Young GPa	Coefficiente de Poisson	Módulo rigidez GPa
Isotrópico [Voo 2004]	$E=17.0$	$\nu=0.330$	
Ortotrópico [Ashman 1987]	$E_1=12.0$	$\nu_{12}=0.376$	$G_{12}=4.53$
	$E_2=13.4$	$\nu_{13}=0.222$	$G_{13}=5.61$
	$E_3=20.0$	$\nu_{23}=0.235$	$G_{23}=6.23$

Nota: a direcção 1 corresponde à direcção radial, a 2 à direcção circunferencial e a 3 à direcção longitudinal.

4–CASOS DE ESTUDO

Em cada uma das análises numéricas efectuadas consideraram-se três actividades quotidianas diferentes. Considerou-se o modelo como sendo o fémur de um

indivíduo com uma massa de 70kg. As solicitações impostas, função de cada uma das actividades quotidianas, representam a carga a que é submetida a extremidade proximal do fémur encaixada no acetábulo do osso ilíaco em posição ortostática, durante caminhada com passada normal a 3.9km/h e a descer escadas, tal como avaliado por [Bergmann et al (2001)].

Para cada uma das actividades atribui-se um valor máximo da força de contacto na articulação da anca, calculada como percentagem do peso corporal (%PC) numa determinada direcção, quer no plano coronal quer no plano transversal. O peso corporal calculado é de 686N, obtido para uma aceleração da gravidade de $9.8m/s^2$. Os valores assumidos estão apresentados na tabela 2, [Bergmann G et al (2001)].

A espessura considerada para o osso cortical no colo do fémur em cada um dos casos é apresentada na tabela 3, [Mavhew PM et al (2005)]. No corpo e na cabeça do fémur consideraram-se espessuras de osso cortical uniformes, respectivamente, de 5mm e de 1mm.

Tabela 2: Valor e direcção da força, [Bergmann (2001)].

Actividade	Força N	Direcção da força	
		Coronal	Transversal
Caminhada normal	1633 (238%PC)	13°	31°
Descer escadas	1784 (260%PC)	12°	35°
Posição ortostática	1303 (190%PC)	14°	16°

Tabela 3: Espessura do osso cortical, [Mavhew (2005)].

Idade	Sector superior do colo do fémur	Sector inferior do colo do fémur
30anos	1.2mm	3.0mm
80anos	0.8mm	4.3mm

As forças ou carregamentos estão concentradas 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 JH et al (2003)].

A extremidade distal do fémur foi mantida fixa [Voo L et al (2004)]. Assumiu-se que o eixo do corpo do fémur é paralelo ao eixo coordenado Z global do associado ao modelo de elementos finitos, conforme se representa na figura 3.

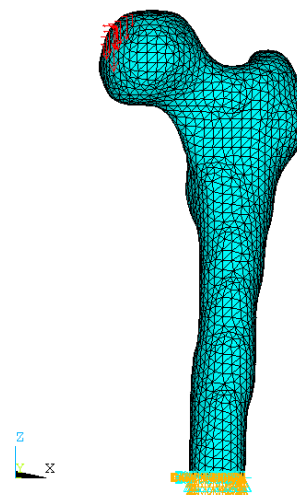


Fig 3 – Malha de elementos finitos e condições fronteira.

5 – RESULTADOS

Considerando as propriedades lineares do osso cortical e, como seria de esperar pelos valores das forças envolvidas, das três situações de carga em estudo, a que envolve menor valor da distribuição de tensões no colo do fémur é a posição ortostática. Observa-se um esforço adicional médio de 22% e de 32% para as situações de caminhada com passada normal e de descer escadas, respectivamente.

Nas figuras 4, 5 e 6 observa-se a distribuição do campo de tensões equivalente em regime linear elástico, comparativa entre osso isotrópico e ortotrópico, em cada uma das idades e nas três situações de carga.

Tal como pode ser observado nas figuras 4, 5 e 6, os resultados de ambas as análises numéricas, em ambas as idades e em qualquer uma das situações de carga, revelam que a área onde os valores de tensão são mais elevados, é a região superior do colo do fémur e que estes valores no indivíduo de 80anos superam em mais de 40% os valores observados no indivíduo de 30anos.

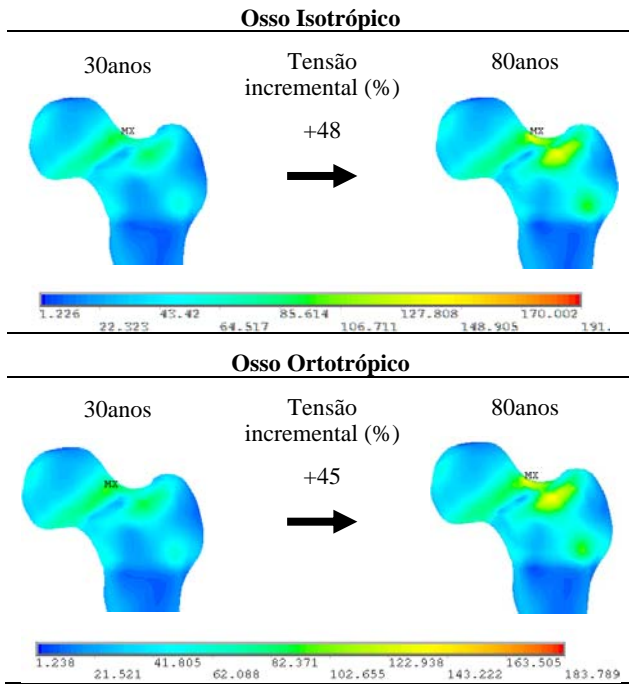


Fig 4 – Tensões equivalente em posição ortostática.

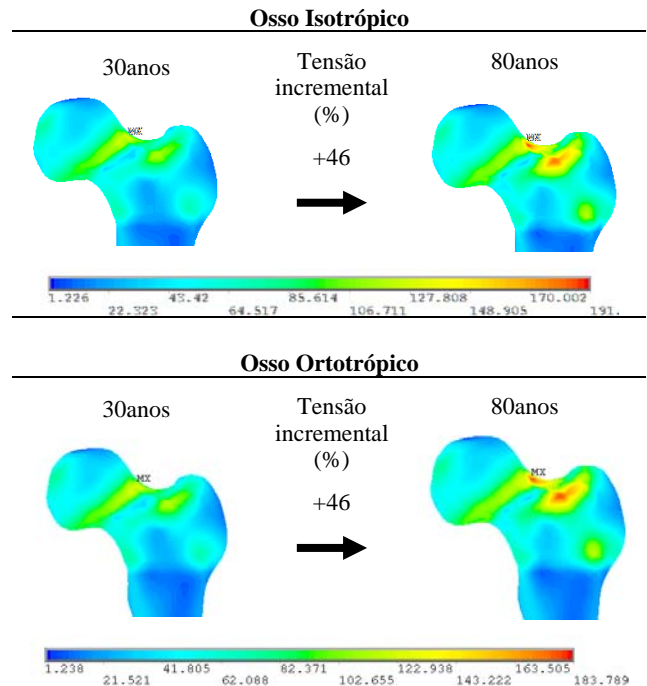


Fig 6 – Tensões equivalente em descida de escadas.

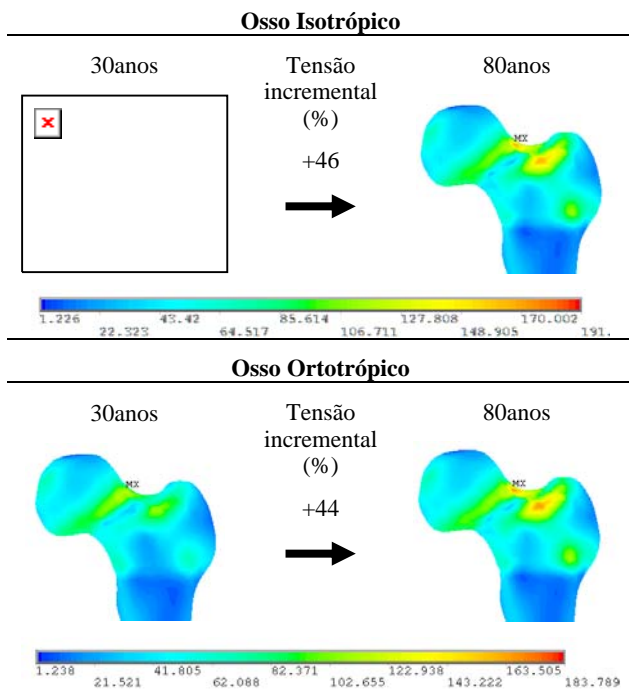


Fig 5 – Tensões equivalente em caminhada.

6 - CONCLUSÕES

Neste trabalho foram exploradas as potencialidades do modelo de elementos finitos com o objectivo de analisar a distribuição de tensões na extremidade proximal do fémur, quando solicitado em actividades quotidianas. Considerando o tecido ósseo, um material com comporta-

mento linear elástico, efectuaram-se duas análises com base em modelos finitos. Uma das análises considera as características isotrópicas e na outra as características ortotrópicas do tecido ósseo cortical. Os resultados obtidos não registam diferenças de relevo entre estes dois tipos de análise. Esta semelhança de resultados vai de encontro ao registado por outros autores [Peng L et al (2006)], [Krone R et al (2006)]. A pequena diferença de valores da tensão máxima obtida registada deve-se ao facto de que as constantes ortotrópicas utilizadas têm uma menor resistência em duas das direcções do osso, situação que traduz uma aproximação melhorada neste tipo de análise.

Atendendo à importância da geometria do osso cortical na resistência do osso à fractura, considerou-se a variação da espessura do osso cortical ao longo do fémur e ainda a variação, função da idade. A espessura da cortical é referida por vários autores como factor relacionado com o risco de fractura [Calis HT et al (2004)], [Manske SL et al (2006)]. Neste trabalho, apenas a espessura da cortical variou entre os dois modelos representativos de idades distintas. Todas as outras características geométricas e propriedades biomecânicas

da extremidade proximal do fémur, foram mantidas constantes.

Os resultados obtidos permitem concluir que a redução de 33% na espessura do osso cortical no sector superior do colo do fémur, no indivíduo de 80anos, leva a um aumento das tensões na extremidade proximal do fémur quando solicitado em actividades quotidianas. Este aumento é, em média, 46% considerando o osso cortical isotrópico e 44% quando se considera o osso cortical ortotrópico. Torna-se evidente que a variação da espessura do osso cortical, função da idade, só por si, parece ser um factor preponderante no aumento do risco de fractura em idosos.

As análises efectuadas permitem concluir de forma qualitativa as zonas mais críticas do fémur quando solicitado em actividades quotidianas. Embora com valores de tensão máxima diferentes para as diferentes situações de carga, é evidente que a porção superior do colo do fémur é a zona onde é registada uma maior incidência de tensões. É precisamente no osso cortical nesta zona do colo do fémur que tem início a fractura de esforço por tracção [Devas MB (1965)] e [Voo L et al (2004)]. No indivíduo idoso, devido à redução da espessura do osso cortical na porção superior do colo do fémur, a incidência de esforço nesta zona aumenta consideravelmente. Por conseguinte, os resultados comprovam o risco aumentado de fractura em indivíduos idosos, considerando apenas a redução da espessura do osso cortical nesta zona. Torna-se evidente, com este trabalho, a importância da espessura do osso cortical na resistência do osso à fractura.

No entanto, outras características geométricas e diferentes propriedades biomecânicas do osso cortical devem ser consideradas em futuros trabalhos, sempre com o objectivo de estabelecer estratégias que permitam aumentar a resistência do colo do fémur à fractura. A inclusão das forças musculares deverão ser também objecto de estudo na análise, uma vez que tenderão a atenuar o valor obtido das tensões [Taylor ME (1996)]. Segundo diferentes autores, [Taylor ME (1996)], [Simões et al (2000)], o efeito muscular

poderá provocar no fémur maiores esforços de compressão em detrimento do efeito da flexão que se obteve preponderantemente ao longo deste estudo.

Ainda como trabalhos futuros, a análise por elementos finitos deverá contemplar a utilização de elementos finitos sólidos. Este tipo de elemento garantirá uma maior aproximação à geometria do tecido ósseo cortical e também trabecular.

REFERÊNCIAS

- CDC - Centers for Disease Control and Prevention. *Incidence and Costs to Medicare of Fractures Among Medicare Beneficiaries Aged greater than or equal to 65 Years - United States, July 1991-June 1992*. MMWR-Morbidity and Mortality Weekly Report, Vol45, pp.877-883, 1996.
- Crowther CL. *Cuidados Primários em Ortopedia*. 2ª Edição. Lusociência, pp.171-204, 2005.
- Karagiannis A, Papakitsou E, Dretakis K, Galanos A, Megas P, Lambiris E, Lyritis GP. *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, Vol78, pp.72-77, 2006.
- Colón-Emeric CS, Saag KG. *Osteoporotic Fractures in Older Adults*. Best Practice & Research Clinical Rheumatology, Vol20, N4, pp.695-706, 2006.
- Araújo DV, Oliveira JH, Bracco OL. *Custo da Fratura Osteoporótica de Fémur no Sistema Suplementar de Saúde Brasileiro*. Arquivo Brasileiro de Endocrinologia e Metabolismo, Vol49, N6, pp.897-901, 2005.
- Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. *Simulation of hip fracture sideways fall using 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body*. Medical Engineering & Physics.
- Wang CJ, Yettram AL, Yao MS, Procter P. *Finite element analysis of a Gamma nail within a fractured femur*. Medical Engineering & Physics, Vol20, pp.677-683, 1998.
- Testi D, Viceconti M, Baruffaldi F, Capello A. *Risk of fracture in elderly patients: a new predictive index based on bone mineral density and finite element analysis*.

- Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol60, pp.23-33, 1999.
- Ural A, Vashishth D. *Cohesive finite element modelling of age-related toughness loss in human cortical bone*. Journal of Biomechanics Vol39, pp.2974-2982.
- Cody DD, Gross GJ, Hou FJ, Spencer HJ, Goldstein SA, Fyhrie DP. *Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA*. Journal of Biomechanics, Vol32, pp.1013-1020, 1999.
- Keyak JH, Rossi SA. *Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories*. Journal of Biomechanics, Vol33, pp. 209-214, 2000.
- Bessho M, Ohnishi I, Matsuyama J, Matsumoto T, Imai K. *Prediction of strength and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method*. Journal of Biomechanics, Vol40, pp.1745-1753, 2007.
- Mayhew PM, Thomas CD, Clement JG, Loveridge N, Beck TJ, Bonfield W, Burgoyne C, Reeve J. *Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk*, Vol366, N9, pp.129-135, 2005.
- Manske SL, Ambrose TL, de Baker PM, Liu D, Guy P, Oxland TR, McKay HA. *Femoral neck cortical geometry measured with magnetic resonance imaging is associated with proximal femur strength*. Osteoporosis Int., Vol17, pp.1539-1545, 2006.
- Epstein S. *Is Cortical Bone Hip? What determines Cortical Bone Properties*. Bone, Vol41, pp.S3-S8, 2007.
- Devas MB. *Stress fractures of the femoral neck*. The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol47B, pp.728-738, 1965.
- Voo L, Armand M, Kleinberger M. *Stress Fracture Risk Analysis of the Human Femur Based on Computational Biomechanics*. Johns Hopkins APL Technical Digest, Vol25, pp.223-230, 2004.
- Williams PL, Warwick R. *Gray's Anatomy*. 38th Edition. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1995.
- Ashman RB, Van Burskirk WC. *The Elastic Properties of a Human Mandible*. Advanced Dental Research, Vol1, pp.64-67, 1987.
- Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL. *Stress and strain distribution within the intact femur:-compression or bending*. Medical Engineering & Physics, Vol18, N2, pp.122-131, 1996.
- Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda GN. *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. Journal of Biomechanics, Vol34, pp.859-871, 2001.
- Keyak JH, Falkinstein Y. *Comparison of in situ and in vitro CT scan-based finite element model predictions of proximal femoral fracture load*. Medical Engineering & Physics, Vol25, pp.781-787, 2003.
- 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, Vol28, pp.227-233, 2006.
- Krone R, Schuster P. *An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur*. Paper Number 2006-01-0064.
- Calis HT, Eryvuz M, Calis M. *Comparison of Femoral Geometry Among Cases with and without Hip Fractures*. Yonsei Medical Journal, Vol45, pp.901-907, 2004.
- Simões JA, Vaz MA, Blatcher S., Taylor M. *Influence of head constrain and muscle forces on the strain distribution within the intact femur*. Medical Engineering and Physics, Vol22, N7, pp.453-459, 2000.