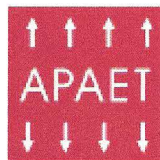




70 Congresso Nacional de Mecânica Experimental

APAET 2008

Abílio M.P. de Jesus & Jorge T.Q.S. Pinto (Eds.)



Universidade de
Trás-os-Montes e Alto Douro

7º Congresso Nacional de Mecânica Experimental

APAET 2008

Livro de Resumos

Editores:

Abílio M.P. de Jesus

Jorge T.Q.S. Pinto

Publicado por:



ASSOCIAÇÃO PORTUGUESA DE

Análise Experimental de Tensões

Prefácio

Este livro contém os resumos alargados dos artigos apresentados no **7º Congresso Nacional de Mecânica Experimental** que teve lugar de 23 a 25 de Janeiro de 2008 na Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Vila Real, Portugal. Este congresso, organizado pela Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões (APAET) em parceria com a Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, conta com a apresentação de 75 artigos envolvendo 175 autores. Os resumos incluídos nesta publicação abordam as temáticas seguintes: análise de estruturas, betão estrutural, biomecânica, caracterização de materiais, comportamento de estruturas, ensaios de pontes e barragens, ensaios experimentais, estruturas de betão, instrumentação e controlo, mecânica dos materiais, métodos computacionais em estruturas, modelos teóricos, reabilitação de estruturas e tribologia.

À semelhança das três últimas edições do Congresso Nacional de Mecânica Experimental, a presente edição também conta com um Simpósio de Biomecânica. Este Simpósio foi organizado pelo Prof. Dr. Mário Vaz, da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e pelo Prof. Dr. José Reis Campos, da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, tendo sido apresentados 17 artigos.

O 7º Congresso Nacional de Mecânica Experimental acontece num período de comemorações dos 25 anos da APAET. Ao longo dos últimos 25 anos a APAET tem promovido a cooperação científica e técnica no campo do conhecimento experimental da Mecânica Estrutural e, particularmente, da Análise Experimental de Tensões, em que os Congressos Nacionais têm sido um palco por excelência para a concretização de tais desígnios. Nos últimos anos tem vindo a aumentar quer a frequência dos Congressos Nacionais, quer o número de artigos e participantes, sendo uma manifestação da vitalidade da APAET.

Finalmente, uma palavra de apreço e de agradecimento a todos os autores, participantes, membros das comissões organizadoras, executiva e científica e entidades patrocinadoras, que contribuíram para o sucesso do 7º Congresso Nacional de Mecânica Experimental.

Abílio de Jesus, UTAD

Jorge Pinto, UTAD

Comissão Organizadora

Arlindo Gonçalves (LNEC)
João Ferreira (IST)
Joaquim Silva Gomes (FEUP)
José Cirne (FCTUC)
José Morais (UTAD) - Presidente
Mário Santos (INETI)
Mário Vaz (FEUP)
Paulo Piloto (IPB)

Comissão Executiva

Abílio de Jesus (UTAD)
Jorge Pinto (UTAD)
Marcelo Oliveira (IPV)

Comissão Científica

Abílio de Jesus (UTAD)
Alfredo Balacó de Morais (U Aveiro)
Alfredo Ribeiro (UTAD)
Álvaro Cunha (FEUP)
António Correia da Cruz (ISQ)
António Sousa Miranda (UM)
António Torres Marques (FEUP)
Elsa Sá Caetano (FEUP)
Elza Fonseca (IPB)
Ema Coelho (LNEC)
Francisco Queirós de Melo (U Aveiro)
Graça Vasconcelos (UM)
Humberto Varum (U Aveiro)
Joaquim Barros (UM)
Joaquim Figueiras (FEUP)
Joaquim Silva Gomes (FEUP)
Jorge Pinto (UTAD)
Jorge Seabra (FEUP)
José Dias Rodrigues (FEUP)

José Domingos Costa (FCTUC)
José Reis Campos (FMDUP)
José Simões (U Aveiro)
Júlio Montalvão e Silva (IST)
Luis Simões da Silva (FCTUC)
Manuel Freitas (IST)
Marcelo Moura (FEUP)
Maria João Barros (U Açores)
Mário Santos (INETI)
Mário Vaz (FEUP)
Nuno Rilo (FCTUC)
Paulo Cruz (UM)
Paulo Lourenço (UM)
Paulo Piloto (IPB)
Paulo Tavares de Castro (FEUP)
Rui Carneiro de Barros (FEUP)
Rui Faria (FEUP)
Rui Guedes (FEUP)
Rui Simões (FCTUC)

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DO COLO DO FÊMUR 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

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 óssea permitindo simular diferentes solicitações impostas [Cody DD (1999)], [Testi D (1999)], [Keyak JH et al (2000)] e [Bessho M (2007)].

A geometria e 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 [Mavhew 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 tensão [Mavhew PM et al (2005)]. 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)], [Mavhew PM et al (2005)]. 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 PM et al (2005)].

O objectivo deste trabalho é 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 variação da espessura do osso cortical do colo do fémur aos 30 anos e aos 80 anos.

Utilizou-se uma Tomografia Computorizada 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 com formato *STL*. Após a conversão deste formato, num neutro, é utilizado o programa ANSYS para a análise através do método de elementos finitos. No ANSYS utilizaram-se elementos de casca triangular com 4mm de lado, conforme se representa na figura 1.

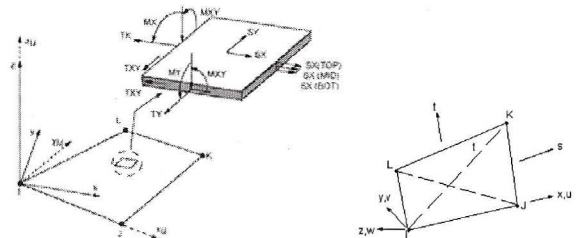


Figura 1 – Elemento finito *Shell63*.

Realizaram-se duas análises lineares diferentes, uma considerando o osso cortical isotrópico [Voo L et al (2004)] e a outra considerando o osso cortical ortotrópico [Ashman RB et al (1987)]. As respectivas propriedades estão apresentadas na tabela 1.

Tabela 1: Propriedades do osso cortical.

Osso cortical	Módulo de elasticidade [GPa]	Coefficiente de Poisson	Módulo de rigidez [GPa]
Isotrópico	$E=17$	$\nu=0.33$	
Ortotrópico	$E_1=12.0$	$\nu_{12}=0.376$	$G_{12}=4.53$
	$E_2=13.4$	$\nu_{13}=0.222$	$G_{13}=5.61$
	$E_3=20.0$	$\nu_{23}=0.235$	$G_{23}=6.23$

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

Considerou-se o modelo como sendo o fémur de um indivíduo com massa de 70[kg].

As solicitações impostas representam a carga a que é submetida a extremidade proximal do fémur encaixada no acetábulo do osso ilíaco em três actividades quotidianas diferentes: posição ortostática, caminhada com passada normal a 3.9[Km/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) em *Newtons* e numa determinada direcção, quer no plano coronal quer no plano transversal. Os valores assumidos apresentam-se na tabela 2 [Bergmann G et al (2001)].

Tabela 2: Valor máximo e direcção da força considerada em cada uma das actividades.

Actividade		Força máxima [N]	Direcção da força	
			Plano coronal	Plano transversal
Peso corporal 686[N]	Caminhada a passada normal	1633 (238%PC)	13°	31°
	Descer escadas	1784 (260%PC)	12°	35°
	Posição ortostática	1303 (190%PC)	14°	16°

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

Tabela 3: Espessura do osso cortical.

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

As forças ou carregamentos estão concentradas numa área circular da cabeça do fémur com cerca de 24[mm] 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 [Bergmann G et al (2001)].

Para as análises numéricas efectuadas, considerando o osso cortical isotrópico ou ortotrópico e para as três actividades em estudo, a menos crítica em relação ao valor da distribuição de tensões no colo do fémur é a posição ortostática, conforme se apresenta na tabela 4.

Tabela 4: Esforço adicional para cada situação de carga em relação à menos crítica, função da idade.

Actividade	Isotrópico		Ortotrópico	
	30 anos	80 anos	30 anos	80 anos
Posição ortostática	Menos crítica	Menos crítica	Menos crítica	Menos crítica
Caminhada passada normal	23%	21%	22%	22%
Descer escadas	32%	31%	33%	31%

Ambos os tipos de análise revelam que, para qualquer uma das actividades em estudo, o valor máximo da tensão equivalente, regista-se no indivíduo de 80 anos, atingindo em média valores superiores em 46% para o regime isotrópico e em 44% para o regime ortotrópico, relativamente aos observados no indivíduo de 30 anos, conforme os resultados na tabela 5.

Tabela 5: Esforço adicional em cada situação de carga nos 80 anos em relação à mesma situação nos 30 anos.

Actividade	Isotrópico	Ortotrópico
Posição ortostática	48%	45%
Caminhada com passada normal	46%	44%
Descer escadas	46%	43%

Nas figuras 2 e 3 representam-se as tensões equivalentes, para a actividade de descida de escadas (situação mais crítica) em função da idade e considerando as diferentes propriedades de material.

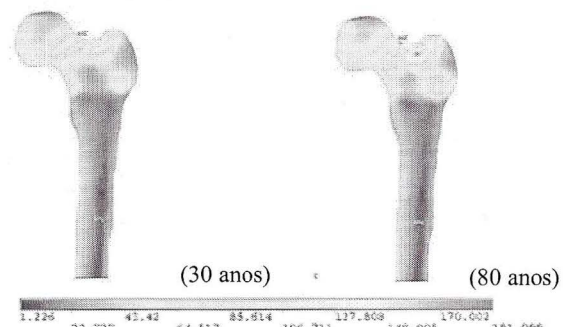


Figura 2 – Distribuição de tensões, ao descer as escadas, análise linear isotrópica, função da idade.

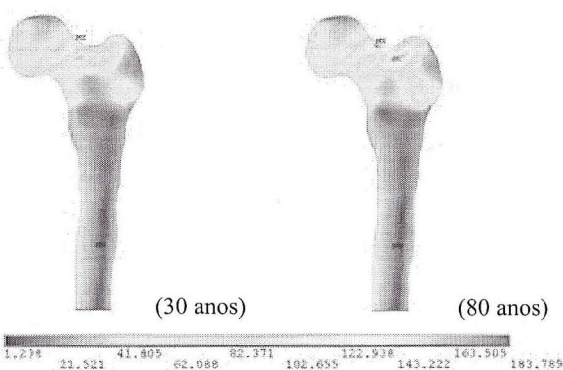


Figura 3 – Distribuição de tensões, ao descer as escadas, análise linear ortotrópica, função da idade.

Em qualquer um dos casos, registou-se que a área do colo do fémur onde os valores de tensão são mais elevados, é a região superior do colo do fémur que está relacionada com o risco de fractura.

A redução de 33% na espessura do osso cortical no sector superior do colo do fémur, no indivíduo de 80 anos leva a um aumento de tensões superior a 40%. Este facto faz supor um aumento de susceptibilidade à fractura inerente à alteração da espessura do osso cortical associada a um aumento da idade.

Com base nas análises efectuadas observa-se que a diferença de resultados não é muito significativa quando se utilizam as diferentes propriedades lineares para o osso cortical com características isotrópicas ou ortotrópicas. A diferença de valores 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.

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 (doi:10.1016/j.medengphy.2006.11.001, 2007).
- 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.
- Mavhew PM, Thomas CD, Clement JG, Loveridge N, Beck TJ, Bonfield W, Burgoyone C, Reeve J. *Relation between age, femoral neck cortical stability, and hip fracture risk*. www.thelancet.com 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*. Osteoporos Int, Vol17, pp.1539-1545, 2006.
- Epstein S. *Is Cortical Bone Hip? What determines Cortical Bone Properties*. Bone, Vol41, pp.S3-S8, 2007.
- Williams PL, Warwick R. *Gray's Anatomy*. 38th Edition. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1995
- 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.
- Ashman RB, Van Burskirk WC. *The Elastic Properties of a Human Mandible*. Advanced Dental Research, Vol1, pp.64-67, 1987.
- 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.
- 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.