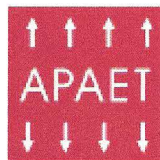




70 Congresso Nacional de Mecânica Experimental

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)

IMAGENS TOMOGRÁFICAS BIOMÉDICAS APLICADAS À PROTOTIPAGEM RÁPIDA E À CRIAÇÃO DE MODELOS NUMÉRICOS

Jorge Sá¹, Luísa Barreira², Elza Fonseca², Cristina Teixeira³

¹ Engenharia Biomédica, Escola Superior de Tecnologia e de Gestão, Instituto Politécnico de Bragança

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

³ Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico de Bragança

Este trabalho tem como principal objectivo mostrar a possibilidade da conversão de imagens tomográficas biomédicas, em modelos teóricos tridimensionais. Estes modelos teóricos obtêm-se através de um tratamento prévio de imagem e posterior conversão em modelos numéricos, permitindo desta forma uma análise por elementos finitos. A técnica de prototipagem rápida permite a construção de um modelo, sendo útil na análise experimental da anatomia humana e para funções de clínica médica.

O modelo tridimensional (3D) em estudo refere-se à estrutura anatómica do joelho (fémur-rótula-tíbia-perónio) obtida através de uma tomografia computadorizada de alta resolução, conforme a figura 1.

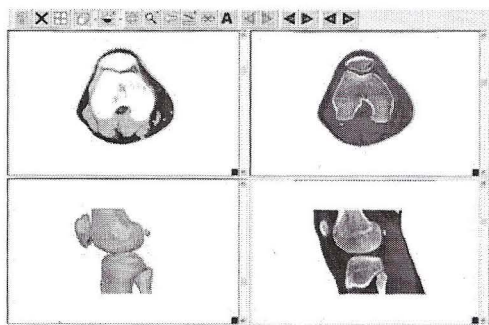


Fig. 1- Imagem tomográfica do joelho.

Os sistemas de tomografia apresentam resultados na forma bidimensional (2D), através de imagens em fatia, paralelas e uniformemente espaçadas, representando secções da parte anatómica em estudo. Estas imagens, quando convertidas em modelos 3D, poderão tornar-se úteis em aplicações da medicina, tais como, no planeamento cirúrgico, na

visualização de pormenores na estrutura anatómica e na fabricação de próteses.

A análise da estrutura anatómica do joelho em estudo é de um jovem do sexo masculino com idade de 17 anos e com uma massa de 75kg. Na figura 2 visualiza-se a construção do modelo CAD 3D englobando as fases prévias do processamento de imagem utilizando o software *ScanIP*.

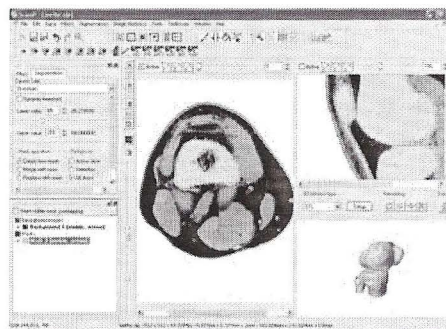


Fig. 2 - Modelo CAD 3D do fémur-rótula-tíbia-perónio.

A construção do modelo anatómico é efectuada numa impressora 3D, conforme se representa na figura 3.

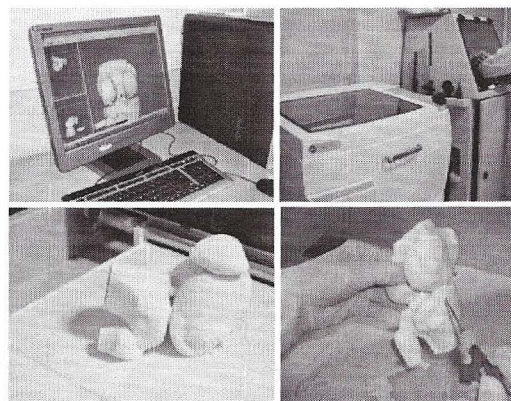


Fig. 3 - Fases do processamento: modelo CAD 3D, impressão e protótipo anatómico.

A prototipagem rápida é uma técnica largamente utilizada em áreas da

engenharia tais como, indústria automóvel, aeroespacial, telecomunicações, começando hoje em dia a estar difundida na área da medicina. Entre outros autores, recentemente [Mauren et al (2003)] utilizaram esta técnica na fabricação de próteses. Esta técnica refere-se à construção de modelos através de um processo por deposição, camada a camada. A espessura de cada uma destas camadas é de 0.1[mm] o que permite uma representação aproximada do modelo real.

A utilização do modelo anatómico traduz a possibilidade de analisar numericamente a distribuição de deslocamentos ao longo da estrutura óssea. A geração de malhas de elementos finitos foi efectuada com base em duas metodologias diferentes, tendo sido utilizadas malhas com elementos sólidos e malhas com elementos de casca, figura 4. A primeira metodologia tem como base o modelo em formato *STL* obtido com o *ScanIP*, conversão no formato *IGES* através do *SolidWorks* e posterior malha de elementos finitos com elementos de casca no programa *Ansys*. Segundo alguns autores é habitual a utilização de valores de espessura de 1[mm] ou 2[mm] para o osso cortical humano, [Krone et al (2006)] e [Ollé et al (2006)]. A segunda metodologia utiliza o programa *ScanFE* que possibilita a geração de uma malha de elementos finitos sólida tetraédrica que pode ser utilizada directamente no *Ansys*.

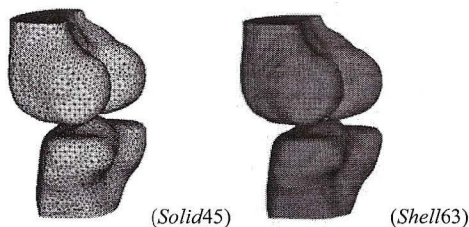


Fig. 4 – Malhas de elementos finitos.

O estudo efectuado incidiu na análise do fémur e da tíbia, considerando a sua posição vertical, para a região do osso cortical. Foram efectuadas várias simulações com o objectivo de se comparar o tipo de elemento finito e as propriedades do osso cortical utilizado em cada modelo numérico.

O modelo em estudo foi submetido a um carregamento na direcção transversal simulando uma força de impacto determinada com base na equação 1.

$$m\vec{V}_1 + \int_{t_1}^{t_2} \vec{F} dt = m\vec{V}_2 \quad (1)$$

O valor da força calculado é função do impacto sentido na zona anatómica em estudo, quando sujeito a uma determinada velocidade durante um curto intervalo de tempo.

No primeiro modelo numérico em estudo utilizaram-se as propriedades isotrópicas com base no material ser considerado linear elástico, conforme proposto por [Krone et al (2006)]. Neste caso, o módulo de elasticidade utilizado é de $E=16[\text{GPa}]$ e o coeficiente de Poisson igual a $\nu=0.36$. O modelo constitutivo utilizado em elasticidade linear isotrópica é traduzido pela lei de Hooke generalizada, função dos coeficientes de Lamé (λ e μ), na forma:

$$\begin{Bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} E_{11} \\ E_{22} \\ E_{33} \\ 2E_{23} \\ 2E_{13} \\ 2E_{12} \end{Bmatrix} \quad (2)$$

em que: $\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}$ e $\mu = \frac{E}{2(1+\nu)}$.

Na análise do segundo modelo numérico, consideraram-se as propriedades elásticas do osso cortical como sendo ortotrópicas. A tabela 1 resume as propriedades mecânicas utilizadas, com base em trabalhos de investigação proposto por [Ashman et al (1987)].

Tabela 1 – Osso cortical.

$E_1 = 12.0[\text{GPa}]$	$G_{12} = 4.53[\text{GPa}]$	$\nu_{12} = 0.376$
$E_2 = 13.4[\text{GPa}]$	$G_{23} = 5.61[\text{GPa}]$	$\nu_{23} = 0.235$
$E_3 = 20.0[\text{GPa}]$	$G_{13} = 6.23[\text{GPa}]$	$\nu_{13} = 0.222$

A direcção 3 é coincidente com o eixo vertical do osso, a 2 com a direcção transversal ou circunferencial e a direcção 1 corresponde ao eixo radial.

Em elasticidade linear ortotrópica, a relação deformação-tensão é função da expressão apresentada na equação 3.

$$\begin{Bmatrix} E_{11} \\ E_{22} \\ E_{33} \\ E_{23} \\ E_{13} \\ E_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{12}} \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{Bmatrix} \quad (3)$$

A figura 5 representa o campo de deslocamentos obtido para cada um dos modelos numéricos referido. A análise foi efectuada com base na aplicação de uma força axial de 2[kN], correspondente a uma velocidade de impacto de 48[km/h] num curto intervalo de tempo de 0.5[s].

Para a comparação de resultados, no modelo sólido, utilizaram-se as mesmas propriedades do osso cortical consideradas no modelo de casca e um módulo de elasticidade igual a 0.1[MPa] na zona trabecular, por se assumir uma massa específica inferior a 0.27[g/cm³], [Masahiko et al, (2004)]. Comparando os resultados obtidos, verifica-se que a diferença é mais significativa quando a espessura considerada no modelo de casca é menor. Há uma aproximação dos resultados entre os modelos numéricos, quando se utiliza uma espessura do osso cortical maior no modelo de casca. Utilizando as propriedades do osso cortical ortotrópicas, o campo de deslocamentos obtido também é maior. Essa diferença deve-se ao facto de que as constantes elásticas ortotrópicas têm menor resistência em duas das direcções consideradas.

Em termos qualitativos é possível verificar as zonas com maior incidência de deslocamentos devido à força de impacto, evidenciam-se assim as zonas mais críticas que se traduzem em maior desgaste ósseo. A influência da geometria do osso também é neste caso importante. O estudo realizado permite desta forma disponibilizar técnicas numéricas de engenharia que podem ser utilizadas em medicina preventiva ou

clínica em qualquer outro modelo biomédico anatómico.

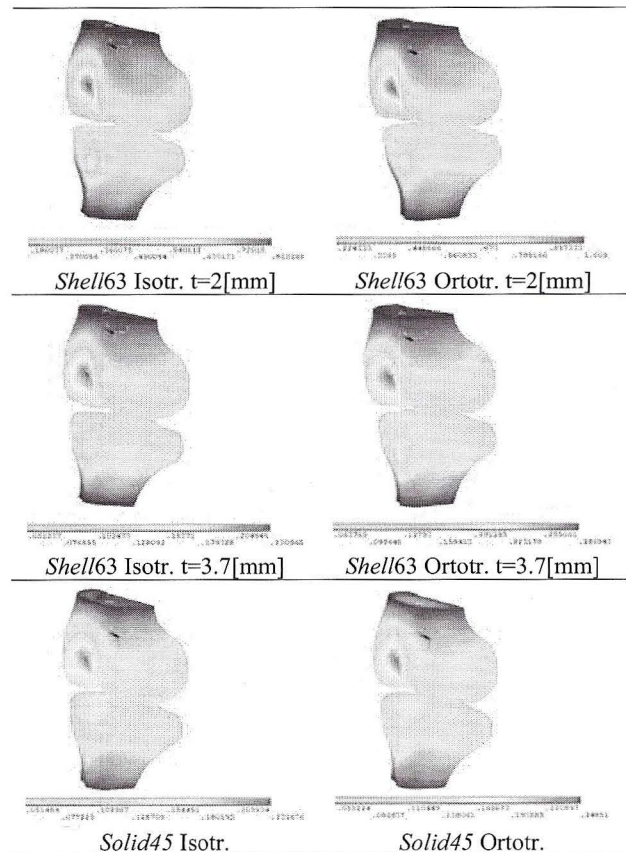


Fig. 5 – Deslocamentos obtidos na estrutura anatómica em análise [mm].

REFERÊNCIAS

- Mauren A.S., Tania M.C., Hélio P., “Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos”, Rev. Brasileira Engenharia Biomédica, Vol.19 N°2, pp.103-115, 2003.
- 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.
- Ollé K., Erdöhelyi B., “MedEdit: A computer assisted planning and simulation system for orthopedic-trauma surgery”, Acta Cybernetica, Vol.17 N°3, pp.589-603, 2006.
- Ashman R.B., Van Buskirk W.C., “The elastic properties of a human mandible”, Adv Dental Res, N°1(1), pp.64-67, 1987.
- Masahiko B, Isao O, Hiroshi O, Wakyo S, Hisato K, Shigeru M, Kozo N, “Prediction of the strength and fracture location of the femoral neck by CT-based finite-element method: a preliminary study on patients with hip fracture”, Journal Orthop Sci, N°9, pp.545-550, 2004.