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

Jorge Sá[1], Luísa Barreira[2], Elza Fonseca[2], Cristina Teixeira[3]

[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

RESUMO

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 e na utilização desses protótipos para funções de clínica médica.

1- INTRODUÇÃO

O tipo de modelos utilizados em anatomia podem ser estudados *in vivo* (pessoas e animais), *in vitro* (cadáveres, simuladores físicos) ou através de modelos teóricos (utilizando modelos constitutivos matemáticos). Para que estes modelos teóricos existam, há a necessidade de um tratamento prévio na conversão de imagens tomográficas obtidas em situações reais de análise clínica médica. Os avanços científicos nesta área têm sido elevados, pelo que têm contribuído fortemente para um melhor diagnóstico de patologias, conforme é referido por [Fátima et al (2007)].

Nesta área de investigação, têm sido publicados muitos trabalhos, possibilitando a combinação de técnicas modernas da matemática, da física e da biomecânica, para a solução de algoritmos de conversão de imagens médicas, [Zhen et al (2008)], [Lee et al (2008)].

As técnicas mais utilizadas na obtenção de modelos teóricos e sua análise, dizem respeito ao tratamento de imagem para posterior utilização em prototipagem rápida, através da construção de modelos tridimensionais, ou ainda na utilização de modelos numéricos baseados na técnica de elementos finitos.

A prototipagem rápida é uma técnica largamente utilizada em áreas da engenharia tais como, indústria automóvel, aerospacial, telecomunicações, começando hoje em dia a estar difundida na área da medicina. Entre outros autores, [Mauren et al (2003)], [Tie et al (2006)], [Huang et al (2004)], utilizaram esta técnica na fabricação de próteses. Esta técnica refere-se à construção de modelos através de um

processo por deposição de material, camada a camada, [Duarte et al (2001)].

Por outro lado, a utilização de um modelo teórico anatómico, traduz a possibilidade de analisar numericamente a distribuição de tensões, deformações e deslocamentos, por exemplo, ao longo da estrutura óssea.

O principal objectivo deste trabalho traduz-se assim, na obtenção de um modelo teórico, obtido através da conversão de imagens tomográficas e sua posterior utilização como modelo experimental e numérico. Dado o elevado número de ferimentos que ocorre na zona anatómica do joelho, devido a colisões entre pessoas e veículos [Grzegorz et al (2001)], decidiu-se efectuar uma análise numérica por elementos finitos do modelo teórico obtido, para a avaliação da resistência mecânica do osso, nessas condições.

2 – OBTENÇÃO DE MODELOS TEÓRICOS

O modelo tridimensional (3D) em estudo, conforme se observa na figura 1, refere-se à estrutura anatómica do joelho (fémur-rótula-tíbia-perónio). Esta imagem foi obtida através de uma tomografia computorizada (TC) de alta resolução, numa dada situação de análise clínica médica, em formato DICOM.

Os sistemas de tomografia apresentam-se 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.

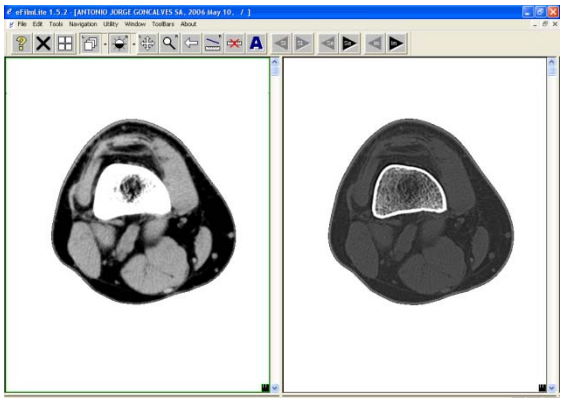


Fig. 1 - Imagem tomográfica do joelho.

A análise da estrutura anatómica do joelho em estudo diz respeito a um jovem do sexo masculino com idade de 17 anos. Na figura 2 visualiza-se a construção do modelo CAD 3D com base em técnicas de processamento de imagem utilizando o software *ScanIP*.

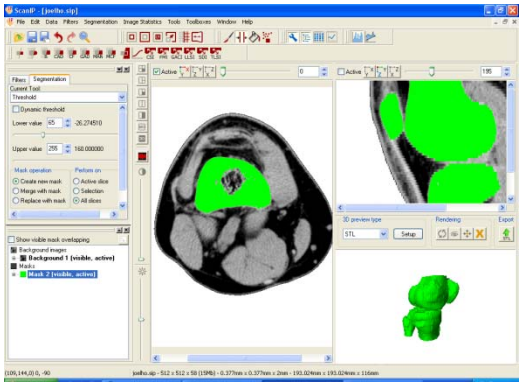


Fig. 2 - Modelo CAD 3D do fémur-rótula-tíbia-perónio.

As fases consideradas mais importantes, na obtenção do modelo CAD 3D em estudo, resumem-se às seguintes: efectuar um pré-processamento com filtros capazes de remover o ruído presente; utilizar a técnica de segmentação (*thresholding*) para a detecção dos contornos, através das mudanças de contraste ou de níveis da cor cinza, isolando o fundo da imagem das regiões de interesse, separando o osso de outros tecidos (pele, gordura, músculo) e utilizar a técnica de interpolação linear (triangulação) em que o objecto, sendo representado por fatias, terá uma superfície limite formada por faces triangulares, entre cada dois contornos consecutivos.

Após o tratamento de imagem, e com base na técnica de prototipagem rápida, pode ser efectuada a construção física do modelo anatómico, utilizando uma impressora 3D, conforme se pode verificar através da figura 3.

No modelo em estudo, a espessura utilizada em cada camada de deposição foi

de 0.1mm, o que permite uma representação aproximada ao modelo real. Este modelo impresso permite observar, à escala real, a estrutura anatómica do joelho, tendo servido de modelo didáctico no estudo das diferentes estruturas ósseas constituintes.

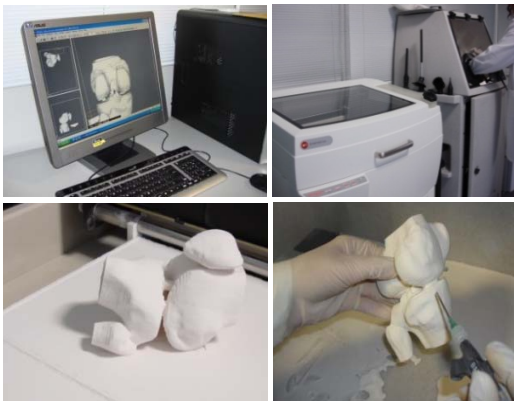
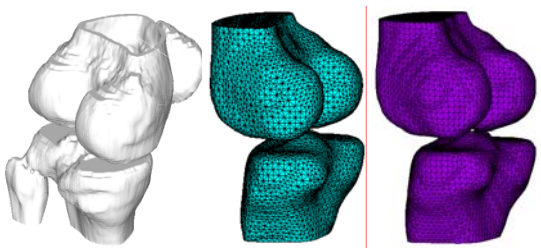


Fig. 3 – Fases do processamento: modelo CAD 3D, impressão e protótipo anatómico.

A utilização do modelo anatómico, nas condições enunciadas, traduz ainda a possibilidade de ser efectuada uma análise numérica utilizando a técnica de elementos finitos. Para a concretização desta tarefa é necessária a geração de malhas de elementos finitos.

Os modelos numéricos obtidos foram efectuados com base em duas metodologias diferentes. Por um lado, obtiveram-se malhas finitas com elementos sólidos e por outro, malhas finitas com elementos de casca, figura 4.

A primeira metodologia tem como base o modelo em formato *STL* obtido com o *ScanIP*, conversão posterior no formato *IGS* através do *SolidWorks* e posterior criação da malha de elementos finitos, com elementos de casca, no programa *Ansys*.



Modelo *STL* completo, Modelo *Solid*45, Modelo *Shell*63

Fig 4 – Criação do modelo de elementos finitos.

A segunda metodologia utiliza o programa *ScanFE* que possibilita a geração de uma malha de elementos finitos sólida tetraédrica a ser utilizada directamente no *Ansys*.

3– ESTUDO NUMÉRICO DO MODELO

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

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

Nesta equação, o valor da força F, é função do impacto na zona anatómica em estudo, de um simulador com uma massa m que se assumiu igual a 80kg, a uma determinada velocidade V_1, num curto intervalo de tempo t. A velocidade final V_2 da massa é considerada nula. A energia do impacto E pode ser calculada em função da seguinte equação:

$$E = \frac{1}{2}mV^2 \qquad (2)$$

O estudo efectuado incidiu na análise do fémur e da tíbia, considerando a sua posição vertical, correspondente a uma amplitude de 0º.

Com base na equação 1 foram calculadas diferentes intensidades de forças sentidas na direcção horizontal do modelo anatómico, para diferentes velocidades de impacto.

A tabela 1 representa os valores de cálculo a utilizar em cada caso em estudo, utilizando as equações 1 e 2. Na tabela, a_{cm} representa o valor da aceleração média no centro de massa do simulador.

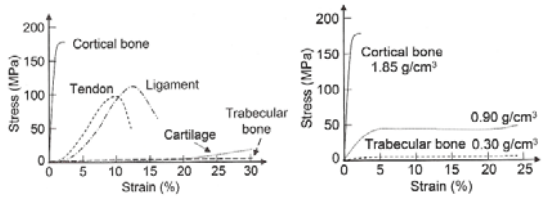
Tabela 1: Valores para os diferentes casos de impacto.

	V_1 km/h	t ms	F kN	a_{cm} m/s^2	a_{cm} =g	E J
C1	48	500	2.0	25	2.6g	7111
C2	24	500	1.0	12.5	1.3g	1778
C3	12	500	0.53	6.6	0.68g	444

3.1- Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas dos tecidos ósseos variam de acordo com a massa específica.

Os gráficos da figura 5 são curvas típicas tensão-deformação de vários dos constituintes ósseos, [Herman (2007)].



[Herman (2007)]

Fig. 5 – Curva típica das propriedades mecânicas.

Dadas as diferentes características do tipo de estruturas em estudo, existem publicações com a metodologia de cálculo das propriedades mecânicas, função da densidade óssea, [Bessho et al (2007)]. Geralmente, a massa específica do osso é determinada por equações de regressão linear, função de um número médio de unidades *Hounsfield*, obtido através de imagens TC.

A tabela 2 traduz diferentes equações para o cálculo das propriedades mecânicas do tecido ósseo do fémur, conforme referido por [Masahiko et al (2007)].

Tabela 2: Propriedades mecânicas do tecido ósseo do fémur.

Massa específica, g/cm^3	Tensão de cedência, MPa
$\rho < 0.317$	$\sigma = 137\rho^{1.88}$
$0.317 \le \rho$	$\sigma = 114\rho^{1.72}$
Massa específica, g/cm^3	Módulo elasticidade, MPa
$\rho = 0$	$E = 0.001$
$0 < \rho \le 0.27$	$E = 33900\rho^{2.2}$
$0.27 < \rho \le 0.6$	$E = 5307\rho + 469$
$0.6 < \rho$	$E = 10200\rho^{2.01}$
Massa específica, g/cm^3	Coeficiente de *Poisson*
$1.8 \le \rho$	0.22
$0.2 < \rho < 1.8$	0.15
$\rho \le 0.2$	0.49

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)]. Para este caso, o coeficiente de Poisson é igual $\nu = 0.36$ e o módulo de elasticidade igual a E=16GPa.

Na análise do segundo modelo numérico, consideraram-se as propriedades elásticas do osso cortical ortotrópicas.

A tabela 3 resume as propriedades mecânicas ortotrópicas do osso cortical, para o módulo de elasticidade (E), módulo de elasticidade transversal (G) e coeficiente de Poisson (ν), com base em trabalhos de investigação proposto por [Ashman et al (1987)].

Nessa tabela, são identificadas as diferentes direcções associadas ao osso cortical: a direcção 3 é coincidente com o eixo longitudinal do osso, a direcção 2 corresponde à direcção transversal ou circunferencial e a direcção 1 corresponde à direcção radial do osso cortical.

Tabela 3 – Propriedades ortotrópicas do osso cortical.

Módulo de elasticidade	GPa
E_1	12.0
E_2	13.4
E_3	20.0
Módulo de elasticidade transversal	GPa
G_{12}	4.53
G_{23}	5.61
G_{13}	6.23
Coeficiente de Poisson	-
ν_{12}	0.376
ν_{23}	0.235
ν_{13}	0.222

3.2- Modelos constitutivos

O modelo constitutivo utilizado em elasticidade linear isotrópica (Isotr.) é traduzido pela lei de Hooke generalizada, função dos coeficientes de Lamé (λ e μ). A relação tensão-deformação é expressa através da equação 3.

$$\begin{Bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda+2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda+2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda+2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} E_{11} \\ E_{22} \\ E_{33} \\ 2E_{23} \\ 2E_{13} \\ 2E_{12} \end{Bmatrix} \quad (3)$$

em que:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1+\nu)}.$$

Para o caso de elasticidade linear ortotrópica (Ortotr.), a relação deformação e tensão é obtida através da expressão 4.

$$\begin{Bmatrix} E_{11} \\ E_{22} \\ E_{33} \\ E_{23} \\ E_{13} \\ E_{12} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & \frac{-\nu_{21}}{E_2} & \frac{-\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & \frac{-\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{-\nu_{13}}{E_1} & \frac{-\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2G_{12}} \end{bmatrix} \times \begin{Bmatrix} T_{11} \\ T_{22} \\ T_{33} \\ T_{23} \\ T_{13} \\ T_{12} \end{Bmatrix} \quad (4)$$

4– CASOS DE ESTUDO

Com base no modelo numérico de casca efectuaram-se várias análises para a determinação do campo de deslocamentos, função do carregamento imposto.

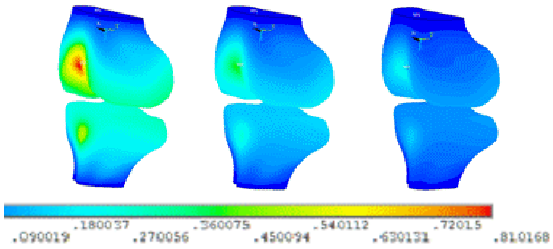
A espessura utilizada no modelo foi uniforme ao longo de toda a estrutura cortical. Segundo alguns autores, é habitual a utilização de valores de espessura de 1mm ou 2mm para o osso cortical humano, [Krone et al (2006)] e [Ollé et al (2006)].

Na tabela 4 apresentam-se os resultados dos deslocamentos, para o caso de se considerar uma espessura uniforme do osso cortical de 2mm. Os resultados são comparados entre si, nas soluções de isotropia ou ortotropia elástica.

Tabela 4 – Resultados para o modelo numérico *Shell*63.

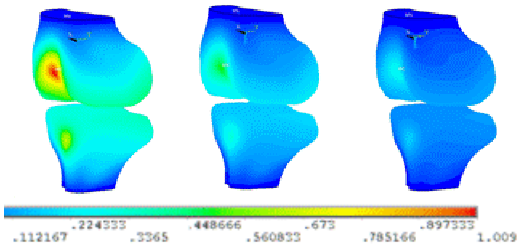
Casos	Deslocamento axial máximo e t=2mm	
	Isotr.	Ortotr.
C1	0.81	1.01
C2	0.41	0.50
C3	0.21	0.26

As figuras 6 e 7 representam o campo de deslocamentos para cada um dos casos de carregamento em estudo.



C1 C2 C3

Fig. 6 – Deslocamentos, *Shell*63 Isotr. t=2mm.



C1 C2 C3

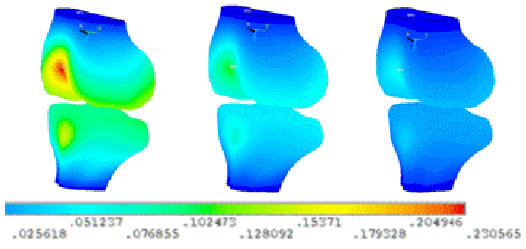
Fig. 7 – Deslocamentos, *Shell*63 Ortotr. t=2mm.

Considerando o mesmo modelo numérico, mas com uma espessura do osso cortical igual a 3.7mm, os resultados dos deslocamentos são os apresentados na tabela 5.

Tabela 5 – Resultados para o modelo numérico *Shell*63.

Casos	Deslocamento axial máximo e t=3.7mm	
	Isotr.	Ortotr.
C1	0.23	0.29
C2	0.12	0.14
C3	0.06	0.07

As figuras 8 e 9 traduzem o campo de deslocamentos em cada um dos casos em estudo.



C1 C2 C3

Fig. 8 – Deslocamentos, *Shell*63 Isotr. t=3.7mm.

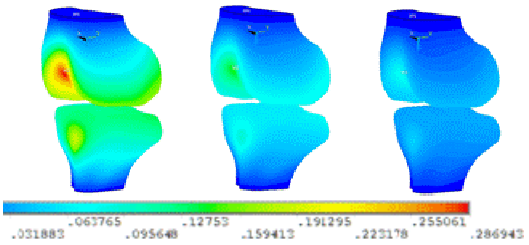


Fig. 9 – Deslocamentos, *Shell*63 Ortotr. t=3.7mm.

Os resultados obtidos com o modelo de casca de espessura de 3.7mm, foram comparados com o modelo sólido. Foram utilizadas duas malhas de elementos sólidos diferentes, uma representando a zona cortical e a outra a parte trabecular do osso, como se observa na figura 10.

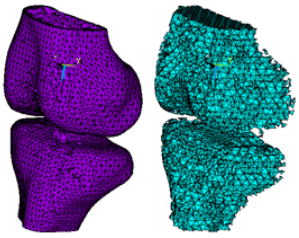


Fig. 10 – Modelo *Solid45* (cortical e trabecular).

Na tabela 6 apresentam-se os resultados do campo de deslocamentos do modelo sólido, para o caso de se considerar o material isotrópico ou ortotrópico na parte cortical do osso. A zona trabecular manteve sempre o mesmo valor do módulo elástico, igual a 0.1MPa, baseado no cálculo da equação exponencial da tabela 2, tendo sido assumido um valor médio da massa específica inferior a 0.27g/cm^3.

O campo de deslocamentos pode ser verificado através das figuras 11 e 12 para cada caso em estudo.

Os resultados numéricos obtidos nas diferentes simulações são registados no gráfico da figura 13, apresentando um com-

Tabela 6 – Resultados para o modelo numérico *Solid*45.

Casos	Deslocamento axial máximo, mm	
	Isotr.	Ortotr.
C1	0.23	0.25
C2	0.16	0.12
C3	0.06	0.06

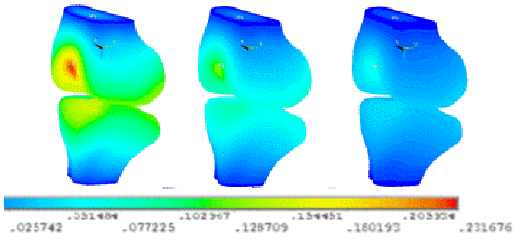


Fig. 11 – Deslocamentos, *Solid45* Isotr.

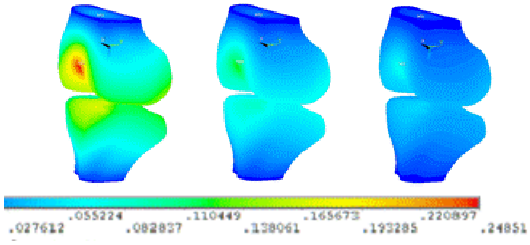


Fig. 12 – Deslocamentos, *Solid45* Ortotr.

portamento linear na relação carga e deslocamento. Esta relação permite quantificar a rigidez óssea do elemento anatómico. No modelo numérico de casca, a utilização de uma maior espessura da zona cortical faz aumentar a rigidez óssea da estrutura. Verifica-se ainda que quando se utiliza o modelo sólido com diferentes tecidos ósseos, os resultados obtidos registam um comportamento similar ao do modelo de casca de 3.7mm.

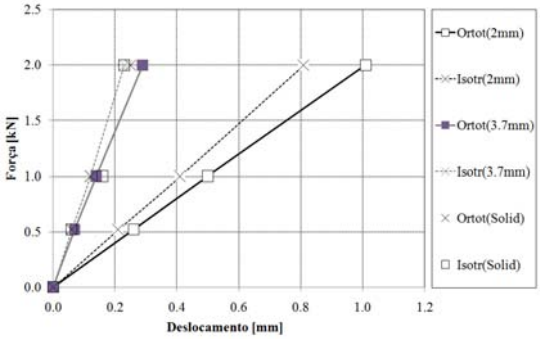


Fig. 13 – Carga-deslocamento para os casos em estudo.

Em relação à comparação entre os vários modelos, utilizando as propriedades isotrópicas ou ortotrópicas, verifica-se que a diferença entre eles é mais significativa quando a espessura considerada no modelo de casca é menor. Nesse caso, a diferença

deve-se ao facto de que as constantes elásticas ortotrópicas têm menor resistência em duas das direcções, traduzindo-se por isso em resultados de deslocamentos ligeiramente superiores.

Em todos os modelos verificou-se que as zonas com maior incidência do campo de deslocamentos correspondem à zona onde a carga de impacto foi imposta.

6- CONCLUSÕES

No presente trabalho abordaram-se diferentes metodologias para a obtenção de modelos teóricos anatómicos. Qualquer parte anatómica possui uma forma própria e uma geometria complexa, pelo que a utilização das técnicas de processamento de imagem e tratamento na conversão de modelos, nos permitem obter formas aproximadas do modelo real. Quando os modelos teóricos são obtidos, o problema poderá ser estudado utilizando ferramentas de engenharia para a análise numérica e a simulação de casos clínicos médicos concretos. Estas técnicas podem estar assim disponíveis e serem utilizadas em medicina preventiva ou clínica.

O modelo biomédico em estudo serviu de teste na apresentação das metodologias referidas, tornando possível verificar a rigidez óssea do modelo, verificar as zonas mais críticas ou de maior desgaste ósseo e salientar ainda a importância da utilização das propriedades dos diferentes tecidos ósseos.

REFERÊNCIAS

Fátima A., Renato N.J., João M.R.S.T., Teresa M., Rania F.S., Fernandes A.A., Gentil F., Ferreira A.J.M., ‘’*Segmentação e Reconstrução 3D de Estruturas em Imagens Médicas: Comparação entre uma metodologia “automática” e uma outra “manual”’’*, Cong. Métodos Numéricos em Eng., CMNE/XXVIII CILAMCE - Cong. Ibero Latino-Americano Mét. Comp. Eng., ISSN:978-972-8953-16-4, pp.531, 2007.

Zhen M., João M.R.S.T., Renato N.J., ‘’*Segmentation of Structures in 2D Medical Images’’*, 8th. World Cong. on Comp. Mechanics WCCM8 / 5th. European Cong. on Comp. Methods in Applied Sciences and Eng. ECCOMAS 2008, ISSN:978-84-96736-55-9, 2 pag., Italy, 2008.

Lee Y.S., Seon J.K., Shin V.I., Kim G., Jeon M., ‘’*Anatomical evaluation of CT-MRI combined femoral model’’*, Biomedical Engineering OnLine, 7:6, 2008.

Mauren A.S., Tania M.C., Hélio P., “*Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos*”, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, Vol.19, Nº2, pp.103-115, 2003.

Tie Y., Ma R., Ye M., Wang D., Wang, C., ‘’*Rapid prototyping fabrication and finite element evaluation of the three-dimensional pelvic model*’’, Int. J. Adv. Manuf. Technol., Vol.28, pp.320-306, 2006.

Huang X., Ye M., Zhang W., Wang, C., Jiao T., ‘’*Fabrication auricular prostheses based on rapid prototyping and the FreeForm modeling system*, Int. J. Adv. Manuf. Technol., Vol.24, pp.873-878, 2004.

Duarte T., Neto R., Braga F., Simão M., Lino J., ‘’*Prototipagem Rápida*, Protoclick’’, Editora: Inegi, ISBN:972-95376-1-5, 2001.

Grzegorz T., Roman M, ‘’*Knee joint injuries as a reconstructive factors in car-to-pedestrian accidents*’’, Forensic Science International, Vol.124, pp.74-82, 2001.

Herman I.P., *‘’Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Physics of the Human Body’’*, Springer, 2007.

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, Vol.40, pp.1745–1753, 2007.

Masahiko B, Isao O, Juntaro M, Takuya M, Kazuhiro I, Kozo N, ‘’*Prediction of strenght and strain of the proximal femur by a CT-based finite element method*’’, Journal of Biomechanics, Nº40, pp.1745-1753, 2007.

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.

Ashman R.B., Van Buskirk W.C., *''The elastic properties of a human mandible''*, Adv Dental Res, Nº1(1), pp.64-67, 1987.

Ollé K., Erdöhelyi B., *''MedEdit: A computer assisted planning and simulation system for orthopedic-trauma surgery''*, Acta Cybernetica, Vol.17, Nº3, pp.589-603, 2006.