

GERAÇÃO DO MODELO 3D DE ELEMENTOS FINITOS DE UMA UNIDADE FUNCIONAL DA COLUNA TORÁCICA A PARTIR DE IMAGENS GRÁFICAS: UM ESTUDO DAS TENSÕES E DESLOCAMENTOS NO SUBSISTEMA PASSIVO

Rozilene Maria Cota Aroeira, Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas, UFMG, rozecota@hotmail.com
Antônio Eustáquio de Melo Pertence, Departamento de Engenharia, UFMG, pertence@demec.ufmg.br
Daniel Takanori Kemmoku, CTI Dr. Archer, Campinas, SP, daniel.kemmoku@cti.gov.br
Suelen Cristina Janes de Moraes, CTI Dr. Archer, Campinas, SP, sucri.janesmoraes@gmail.com
Marcelo Greco, Departamento de Engenharia de Estruturas, UFMG, mgreco@dees.ufmg.br

Resumo. A técnica mais utilizada de reconhecimento da geometria 3D da anatomia humana, para simulação computacional com o Método de Elementos Finitos (MEF), tem origem em exames de imagem como Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Nuclear Magnética (RNM). Entretanto, essa técnica pode apresentar restrições para alguns tipos de estudos. O uso de imagens gráficas é uma das bases utilizadas em softwares de modelagem e animação para a modelagem da anatomia com fins didáticos. O objetivo do presente artigo foi gerar um modelo geométrico 3D de uma Unidade Funcional da Coluna torácica (UFC), T7-T8, por meio de imagens gráficas, nas posturas de inclinação ventral e dorsal (hipocifose); e sua posterior aplicação em um estudo das tensões e deslocamentos de estruturas passivas, como o disco intervertebral e facetas articulares, utilizando o MEF. A simulação computacional, com 634.465 elementos e 138.302 nós, demonstrou menores tensões de compressão de um modo geral na UFC em inclinação ventral. A tensão máxima de compressão apresentou-se quatro vezes maior nas facetas articulares da UFC em inclinação dorsal, além de um deslocamento para baixo da face articular facetária de T7 em relação a T8. A modelagem geométrica gerada a partir de imagens gráficas mostrou-se satisfatória para aplicação em estudos de análise estrutural, não personalizados, utilizando o MEF. Os resultados obtidos apresentaram concordância com estudos experimentais prévios.

Palavras chave: modelagem gráfica, método de elementos finitos, biomecânica, coluna torácica.

1. INTRODUÇÃO

A coluna vertebral humana é solicitada, predominantemente, por compressão axial, localizada, principalmente, na porção anterior das vértebras (corpo vertebral, platô e disco intervertebral). Castelein *et al.* (2005) e Kouwenhoven *et al.* (2007) defendem que a redução da cifose torácica fisiológica, denominada hipocifose, leva a um direcionamento dorsal das forças que agem nas vértebras. Este direcionamento dorsal de forças, segundo os autores, promove uma instabilidade rotacional entre as vértebras favorecendo uma predisposição à deformidade tipo escoliose.

Vários estudos relacionados ao direcionamento de cargas, agindo na coluna vertebral, foram realizados experimentalmente com uso de coluna vertebral fresca de animais como suínos (Yingling e McGill, 1999; Van Dieen *et al.*, 2006 e Kouwenhoven *et al.*, 2007). Nos últimos anos, estudos computacionais com o Método dos Elementos Finitos (MEF) têm sido utilizados com sucesso nas análises de sistemas biomecânicos. Estudos computacionais têm dado uma importante contribuição no entendimento das alterações vertebrais (Tyndyk *et al.*, 2007; van der Plaats *et al.*; 2007 e Wierszycki *et al.*, 2006).

O primeiro passo para a análise computacional pelo MEF é a geração da geometria da estrutura a ser analisada, representada em um ambiente virtual 3D (CAD). Atualmente, a técnica mais utilizada que nos permite reconhecer a geometria 3D da anatomia humana está embasada em TC e RNM. A principal vantagem dessa metodologia é que as imagens geram informações personalizadas da geometria desejada. Entretanto, os exames de TC e RNM são realizados na postura de decúbito dorsal, que altera e, às vezes, elimina curvas vertebrais como a escoliose. Além disso, são exames considerados invasivos, de alto custo e de prescrição restrita ao profissional médico, tornando-os restritivos para alguns estudos.

Para estudos não personalizados, a modelagem geométrica 3D a partir de imagens gráficas pode ser uma alternativa aos exames de imagem. Essa metodologia tem sido utilizada na construção de sistemas que têm a realidade virtual como tecnologia básica para auxiliar na educação e estudos médicos. Vários softwares disponíveis no mercado permitem o exercício da modelagem orgânica a partir de imagens gráficas, como o 3ds Max, Blender, Maya, Lightware e outros. No presente artigo, modelo geométrico foi realizado utilizando o software Autodesk[®] Maya[®]. Nenhum estudo foi encontrado, na literatura, utilizando o Maya para geração da geometria 3D para fins de análise com MEF.

Assim, os objetivos deste estudo foram: desenvolver um modelo de elementos finitos da unidade funcional T7-T8, com base em modelagem geométrica a partir de imagem gráfica e analisar o comportamento das tensões e deslocamentos nos componentes anteriores e posteriores das vértebras T7-T8, em especial nas articulações facetárias, sob ação de força axial, em condição de inclinação ventral fisiológica e condição de inclinação dorsal (hipocifose).

2. MÉTODOS

2.1. A Modelagem 3D Maya

Neste estudo, o software escolhido para a modelagem geométrica foi o Autodesk® Maya® 3D 2013. A criação de um modelo geométrico 3D do segmento da coluna torácica, teve início com duas imagens da vértebra T6, em vista lateral e superior, adquiridas de um atlas de anatomia humana (Netter, 2000), que é referência em estudos acadêmicos. As imagens foram posicionadas em modo ortogonal e, a partir daí, iniciou-se o processo *box modeling* de modelagem do software Maya, como mostra a Fig.(1). Para dimensionamento e detalhamento das estruturas, que não eram visíveis nas imagens gráficas, foi utilizado um protótipo em polímero da coluna vertebral humana de adulto.

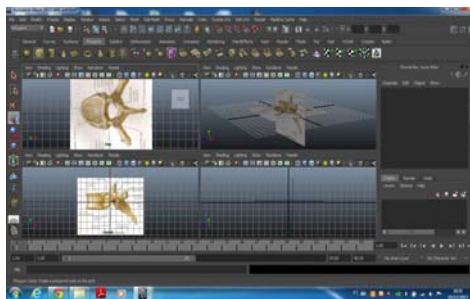


Figura 1. Imagem da tela do software Maya após importação das figuras da vértebra T6, nos planos *top* e *side*, além da perspectiva de ambas as figuras dispostas no modo ortogonal.

Após a importação das imagens, nos dois planos, a modelagem teve início com a criação de um cubo sobre o corpo vertebral usando a opção *polygons, cube*, da barra de menu do software Maya com mostra a Fig. (2) A e B.

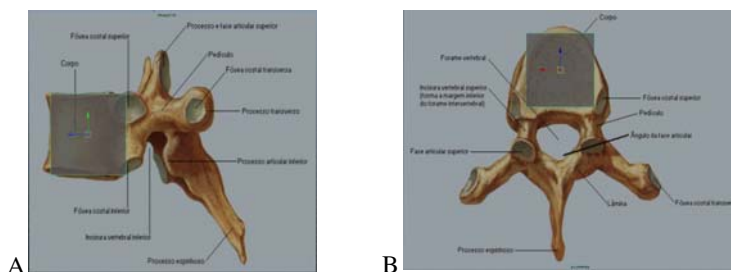


Figura 2. (A) Imagens do cubo criado no programa MAYA, sobreposto ao corpo vertebral de T6, no plano *side* ; e (B) imagem no plano *top*, para dar início à modelagem.

Em seguida, pelos processos de subdivisão e extrusão do cubo, a modelagem foi tomando a forma anatômica da vértebra T6, como mostra a Fig. (3).

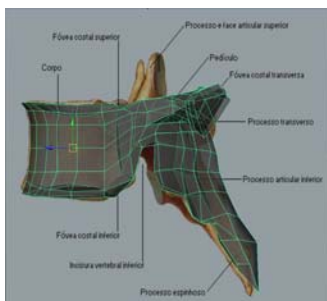


Figura 3. Vista lateral da modelagem da vértebra T6, em fase mais avançada, onde foi utilizado o processo de subdivisão do cubo para geração do modelo.

Após finalizado, o modelo da vértebra T6 foi redimensionado para gerar as vértebras T7 e T8, de interesse para este estudo, com as dimensões o mais próximo possível das vértebras reais. O disco intervertebral foi modelado com base nos limites das superfícies dos platôs vertebrais das vértebras superior e inferior. Seu dimensionamento seguiu os parâmetros do protótipo em polímero. A Figura (4) mostra a modelagem da UFC T7-T8 concluída, numa apresentação no modo RX, onde se distinguem os componentes internos do modelo.

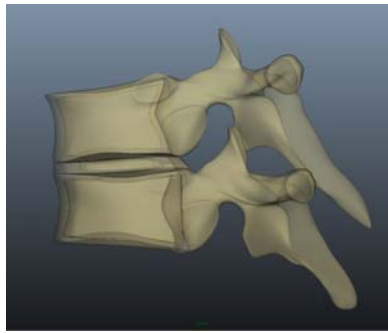


Figura 4. Modelagem concluída do segmento T7-T8, com visualização de partes internas no modo RX do Maya, onde se distinguem a concha cortical, a camada interna de osso esponjoso, o anel fibroso e núcleo do disco intervertebral

2.2. Interface Maya-software de análise computacional por MEF

O modelo construído no Maya, normalmente, é exportado para qualquer ferramenta de elementos finitos por meio de malha triangular representando a superfície da geometria, portanto, uma malha de superfície em si mesma. A partir daí, são realizados os trabalhos de edição da malha para a sua adequação e conversão em malha volumétrica.

A edição e controle desta malha foram realizados no software de análise de problemas multifísicos Ansys Workbench®, no módulo Icem CFX integrado ao programa, muito usado em problemas de dinâmica de fluidos computacional (CFD) (Ansys Icem CFD, 2012). Os dados foram processados no software NeNaSTRAN.

Os elementos finitos tetraédricos lineares, utilizados neste estudo, possuem aproximações mais pobres para as tensões que os elementos quadráticos. No entanto, são mais adequados que os elementos quadráticos para modelos de complexidade geométrica, como o modelo em questão. Os elementos quadráticos gerariam distorções geométricas de malha que prejudicariam a modelagem. Portanto, concluiu-se que as perdas devidas à aproximação de tensões dos elementos tetraédricos são compensadas pelo ganho de aproximação de geometria, principalmente, para o caso dos elementos nas regiões de contato e mudanças bruscas de geometria. Para compensar a redução de capacidade e representação do elemento linear, optou-se por controlar a malha, aumentando a densidade dos elementos em regiões nas quais se supunha haver tensões de comportamento mais complexo.

2.2.1. Propriedades dos materiais e tipos de elementos

A vértebra foi constituída de uma concha de osso cortical externo, osso trabecular interno e porção óssea posterior formando o arco vertebral. Para o disco intervertebral foram considerados o anel fibroso externo e o núcleo pulposo interno. Para este estudo, foram adotadas como propriedades materiais um comportamento elástico, linear e isotrópico para todos os componentes da estrutura analisada. As propriedades dos materiais foram embasadas em dados da literatura (Cheng, 2010; Kurutz, 2010), e estão representadas na Tab. (1).

Tabela 1. Propriedades e especificações das partes dos ossos das vértebras torácicas e do disco intervertebral

Partes	Módulo de Elasticidade [MPa]	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	12.000	0.3
Osso Trabecular	350	0.2
Anel Fibroso	362.5	0.45
Núcleo Pulposo	1	0.499

Todos os elementos do modelo receberam o mesmo tipo de malha, ou seja, elemento tetraédrico 4 nós, regido por função de forma de 2º grau. Este elemento é denominado, no Ansys®, SOLID 185, onde cada nó possui 3 graus de liberdade. Neste estudo, todo o modelo apresentou 138.302 nós e 634.465 elementos, com tamanho médio dos elementos de 0.7 mm. Os dados foram processados em quatro dias e meio. A Tabela (2) representa os tipos de elementos e parâmetros do modelo da UFC T7-T8.

Tabela 2. Tipos de elementos e parâmetros do modelo da unidade funcional T7-T8

Partes	Geometria	Tipo de Material	Espessura	Quant. de Elementos
Osso Cortical T7	Tetraédrico	Sólido	1.5 mm	214.832
Osso Trabecular T7	Tetraédrico	Sólido	-----	78.790
Osso Cortical T8	Tetraédrico	Sólido	1.5 mm	220.105
Osso Trabecular T8	Tetraédrico	Sólido	-----	70.682
Anel Fibroso Disco	Tetraédrico	Sólido	-----	35.926
Núcleo Disco	Tetraédrico	Sólido	-----	14.099

2.2.2. Condição de carregamento e de contorno

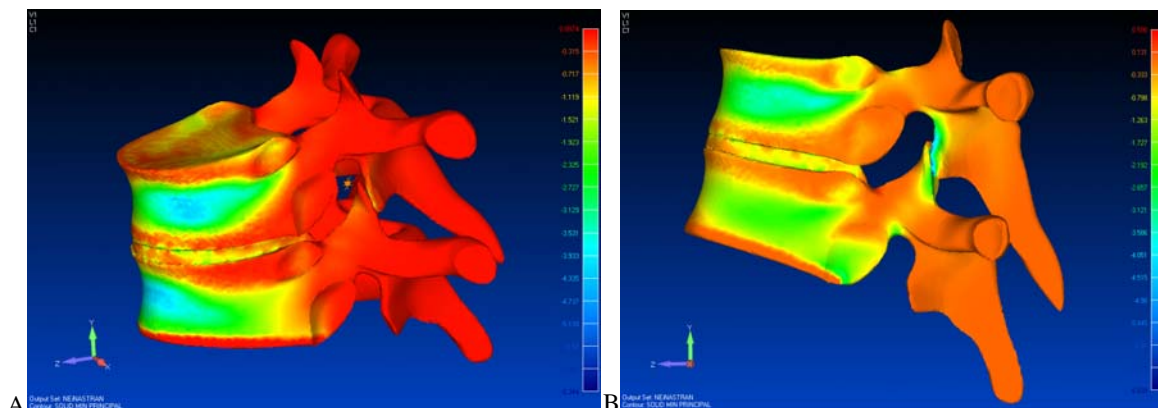
Para a condição de carregamento, foi considerada uma força axial de compressão igual a 400N, distribuída na superfície superior da vértebra T7. Para a condição de contorno, foi imposta uma restrição, em todas as direções, na superfície inferior da vértebra T8. O comportamento do contato entre as superfícies articulares das facetas foi simulado com o coeficiente de atrito de 0,1; tratada como um problema de par de contato em movimento, como referido para articulações facetárias da coluna lombar no estudo de Kuo *et al.* (2010) e coluna cervical, no estudo de Teo e Ng (2001).

O estudo computacional seguiu com a colaboração do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), em Campinas, com a utilização do equipamento Workstation SGI com processador Intel Xeon x5600, 2.80GHz, 48 GB de memória Ram e placa de vídeo NVIDIA Quadro4000.

3. RESULTADOS

3.1. Mínima tensão principal

Na condição de inclinação ventral, a máxima tensão normal de compressão, com valor próximo a 6 MPa, foi observada na porção anterior das vértebras T7-T8, como mostra a Fig.(5) A. Uma pequena tensão de compressão, próxima a 1 MPa, foi observada nas superfícies articulares das facetas da vértebra T8. Na condição de inclinação dorsal (hipocifose), a máxima tensão normal de compressão, com valor próximo de 4 MPa, foi observada na superfície articular das facetas da vértebra T8, como demonstrado na Fig. (5) B.



Figuras 5. (A) Distribuição da Tensão Mínima Principal no modelo da UFC T7-T8 em condição de inclinação ventral; e (B) Distribuição da Tensão Mínima Principal no modelo da UFC T7-T8 em condição de hipocifose.

4. CONCLUSÕES

Os estudos demonstraram a viabilidade de estudos computacionais com MEF utilizando geometria gerada por meio de imagens gráficas no software Autodesk® Maya®. Foi demonstrado, ainda, diferenças na distribuição das tensões entre a coluna com inclinação ventral e a coluna com hipocifose. Neste estudo, o foco maior foi dado ao comportamento global dos deslocamentos das estruturas da coluna e a distribuição das tensões máximas e mínimas nas vértebras. A UFC T7-T8, com a curva ventral, demonstrou menores tensões de um modo geral, enquanto, com hipocifose houve alteração na distribuição das tensões sobre o disco intervertebral, além de um nível de tensões quatro vezes maior sobre as facetas articulares, quando comparada à UFC com inclinação ventral. Estudos mais detalhados, com um segmento torácico envolvendo um maior número de vértebras, estão em andamento visando maior entendimento do fenômeno.

5. REFERÊNCIAS

- Castelein, R.M., Van Dieen, J.H., Smit, T.H., 2005, "The Role of Dorsal Shear Forces in the Pathogenesis of Adolescent Idiopathic Scoliosis - A Hypothesis", *Medical Hypotheses*, Vol.65, pp. 501-508.
- Cheng, F.H., Shih, S.L., Chou, W.K., Liu, C.L., Sung, W.H., Chen, C.S., 2010, "Finite Element Analysis of the Scoliosis Spine Under Different Loading Conditions", *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 20, pp. 251-259.
- Kouwenhoven, J.W.M., Smit, T.H., Van der Veen, A.J., Kingma, I., Van Dieen, J.H., Castelein, R.M., 2007, "Effects of Dorsal Versus Ventral Shear Loads on the Rotational Stability of the Thoracic Spine", *Spine*, Vol.32, pp. 2545-2550.
- Kuo, C.S., Hu, H.T., Lin, R.M., Huang, K.Y., Lin, P.C., Zkong, Z.C., Hseih, M.L., 2010, "Biomechanical Analysis of the Lumbar Spine on Facet Joint Force and Intradiscal Pressure - a Finite Element Study", *BMC Musculoskeletal Disorders*, Vol.11, pp. 151-164.
- Kurutz, M. 2010, "Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine", In: *Finite Element Analysis*. Editora David Moratel, Cap. 9, pp. 209-236.
- Netter, F.H., 2000, "Atlas de Anatomia Humana", Editora Novartis, Porto Alegre, Brasil, Lâmina 143.
- Teo, E.C., Ng, H.W. 2001, "Evaluation of the Role of Ligaments, Facets and Disc Nucleous in Lower Cervical Spine under Compression and Sagittal Moments using Finite Element Method", *Medical Engineering & Physics*, Vol.23, pp. 155-164.
- Tyndyk, M.A., Barron, V., McHugh, P.E., Mahoney, D.O., 2007, "Generation of a Finite Element Model of the Thoracolumbar Spine", *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol.9, pp. 35-46.
- Van der Plaats, A., Veldhuizen, A.G.; Verkerke, G.J., 2007, "Numerical Simulation of Asymmetrically Altered Growth as Initiation Mechanism of Scoliosis", *Ann Biomed Eng.*, Vol.35, pp. 1206-15.
- Wierszycki, M., Kakol, W., Lodygowski, T., 2006, "Numerical Complexity of Selected Biomechanical Problems", *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, Vol.44, pp. 797-818.
- Yingling, V.R., McGill, S.M., 1999, "Mechanical Properties and Failure Mechanics of the Spine under Posterior Shear Load: Observations from a Porcine Model", *J. Spinal Disord*, Vol.12, pp. 501-508.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos Programas de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas e Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), à Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) e ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer- Divisão de Tecnologias Tridimensionais (DT3D).

7. ABSTRACT

Currently, the most widely used technique for the evaluation of 3D geometry within a live body, for later use in simulations using Finite Element Method (FEM), is based on Computed Tomography (CT) and Magnetic Resonance Imaging (MRI). However, CT scans and MRI are restrictive for some studies. The use of graphical images is one of the bases used in modeling and animation software for purposes of anatomy studies. The aim of this paper was to generate a geometric 3D model of a Functional Unit Spine (FUS), T7-T8, by graphic images, in the ventral and dorsal position (Hypokyphosis), and its subsequent application in a study of the stresses and displacements of passive structures such as the intervertebral disc and facet joints, using FEM. Computational analysis with 634, 465 elements and 138, 302 nodes showed lower compressive stresses generally in ventral position. The compressive stress was presented four times higher in the facet joints of the FUS in dorsal tilt, and a downward displacement of the facet joints face of T7 compared to T8. The geometric modeling based on graphical images was satisfactory for the use in structural studies using the non-custom analysis FEM. The results showed similarity with previous experimental studies.

Keywords: graphical modeling, finite element method, biomechanics, thoracic spine.

8. RESPONSABILIDADE AUTORAL

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo deste trabalho.