

Comparação de técnicas de modelagem: BioCAD versus STL

Pedro Fábio Mendonça Perestrelo, Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer, pedro.perestrelo@cti.gov.br

Pedro Yoshito Noritomi, Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer, pedro.noritomi@cti.gov.br

Anderson Aparecido Camilo, Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer, anderson.camilo@cti.gov.br

Amanda Amorim Nunes, Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer, amanda.nunes@cti.gov.br

Jorge Vicente Lopes da Silva, Centro de Tecnologia da Informação – Renato Archer, jorge.silva@cti.gov.br

Resumo. Devido à evolução ascendente da necessidade de dispositivos médicos específicos ao paciente, a atualização e progressão das técnicas para os criar obriga a que se produzam outros instrumentos, diferentes dos já existentes. O protocolo BioCAD insurge-se como uma dessas novas ferramentas, propondo-se com este trabalho mostrar que, em comparação com a utilização da malha STL diretamente na simulação, este proporciona um melhor emprego de tempo e recursos. Além disso, permite adaptar o modelo CAD a diferentes situações, acelerando a obtenção de resultados.

Palavras chave: BioCAD, STL, Stereolithography, Modelagem

1. INTRODUÇÃO

Com o crescente aumento da necessidade, por parte da medicina e da indústria médica, de dispositivos específicos ao paciente há também a necessidade de evoluir as técnicas com que tais dispositivos são criados (Chulvi *et al.*, 2013). Desta exigência surge o conceito de modelagem com o protocolo BioCAD em contraponto à utilização direta de arquivos STL (STereoLithography), derivados de tomografias computadorizadas (TC) ou ressonâncias magnéticas (RM) (Kemmoku *et al.*, 2010). O BioCAD surgiu como um protocolo que cria diretrizes para uma correta modelagem de geometrias complexas, como são as geometrias anatômicas, tornando este processo numa modelagem específica ao paciente. Assenta, portanto, numa sequência de tarefas a serem realizadas em vários programas, ou seja, inicia com o InVesalius®, passa depois a um programa CAD (Computer-Aided Design) e termina com um programa de simulação MEF (Método dos Elementos Finitos) (Perestrelo *et al.*, 2014).

Em contraste, há técnicas para obter a geometria anatômica baseada em exames de pacientes diretamente a partir do processamento dos arquivos STL, os quais são inseridos no ambiente de pré-processamento de ferramentas de elementos finitos como uma malha pré-existente de superfície, a qual necessita ser retrabalhada e preparada para dar origem a malhas de elementos sólidos.

Esta técnica alternativa ao uso do BioCAD, geralmente, incorre num gasto excessivo de tempo e recursos. Quer-se com isto referir que o excesso de informação ou a falta dela, tornam-se prejudiciais ao trabalho. Por isto, é essencial o uso de um protocolo de seleção e controlo do tipo, quantidade e qualidade de informação existente nos modelos anatômicos. Na Fig. (1), Kleiven (2006) apresenta um modelo de crânio em que se pode constatar uma geometria pouco anatômica com uma malha pouco refinada, ao contrário do que é proposto pelo BioCAD.

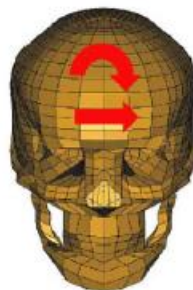


Figura 1. Imagem de um modelo de crânio com uma geometria pouco anatômica (Kleiven, 2006).

Outro caso é apresentado na Fig. (2), mas neste caso com excesso de detalhes na geometria, é o de Watanabe *et al.* (2008) em que há a transposição da aquisição da geometria adquirida pelo equipamento imagiológico, diretamente para a simulação. O uso direto deste tipo de informação como modelo geométrico pode conter excesso de detalhes, os quais podem não se refletir em termos de contribuição biomecânica ou mesmo produzir ruídos indesejáveis sobre os resultados obtidos pelo processo de análise.



Figura 2. Imagem de um modelo de crânio com excesso de detalhes e ruídos, provenientes do exame imagiológico (Watanabe *et al.*, 2008).

O objetivo deste trabalho é demonstrar que um mesmo modelo obtido a partir da aplicação de técnica de modelagem por BioCAD e por uso direto da malha STL, em programa de pré-processamento para geração de malha sólida de elementos finitos, são equivalentes em resultados. Isto possibilita o uso das simplificações do BioCAD como método mais simples, rápido e controlado de obter modelos representativos da anatomia, principalmente para aplicações no âmbito de pesquisa. Uma vez que a técnica de BioCAD possibilita a edição direta e controlada dos modelos, é permitido a criação de situações alternativas àquela original do voluntário ou paciente de referência, acelerando o processo de pesquisa.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Num trabalho anterior, os autores estudaram os vários componentes da cabeça humana, com o intuito de determinar qual a relação entre si e a relevância para o trabalho realizado (Perestrelo *et al.*, 2014). Como já foi referido na introdução, neste estudo utilizou-se o protocolo BioCAD, proposto pela primeira vez por Kemmoku *et al.* (2010) que consiste na realização de várias operações, sequencialmente, em diversos programas de modo a possibilitar a reprodução o mais fiel e controlada possível da anatomia humana. Este procedimento seguiu a seguinte ordem:

- Tratamento e limpeza dos arquivos DICOM no programa InVesalius® 3.0;
- Modelagem com o Rhinoceros® que é o programa CAD utilizado para modelar geometrias anatômicas complexas na DT3D/CTI (Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação-Renato Archer);
- Simulação, onde podem ser utilizados vários programas de simulação MEF, sendo que neste caso específico utilizou-se o programa Hypermesh® 13.0.

Da geometria modelada do crânio, efetuou-se a extracção do osso frontal utilizado no trabalho.

Para a extracção do osso frontal obtido diretamente da malha STL, colocou-se a malha STL da geometria original do crânio no programa Magics® 18.01, realizando operações de corte e tratamento de malha. Este procedimento seguiu a seguinte ordem:

- Tratamento e limpeza dos arquivos DICOM no programa InVesalius® 3.0;
- Corte da malha STL do crânio, de modo a ficar com o osso frontal, no Magics® 18.01;
- Fechar a geometria da malha obtida, no Magics® 18.01;
- Tratamento, limpeza e correção de imperfeições constantes na malha, no Magics® 18.01;
- Tratamento e controlo da malha 2D no Hypermesh® 13.0;
- Tratamento e controlo da malha 3D no Hypermesh® 13.0;
- Simulação, utilizando o no Hypermesh® 13.0.

Para as duas simulações utilizaram-se as mesmas propriedades de material do osso cortical linear isotrópico, sendo o módulo de Young (E) de 13700 MPa, o coeficiente de Poisson (ν) de 0,35 (Acka e Cehreli, 2006) e a densidade (ρ) de 2×10^{-6} kg/mm³ (Kleiven e Hardy, 2002). Como cada geometria foi considerada um sólido, as malhas geradas foram volumétricas com elementos tetraédricos. O número de elementos para a malha do osso modelado foi de 433.700 e para o caso do osso original foi de 1.313.653, com um tamanho mínimo por elemento de 0,6 mm. Porém, ambas as malhas passaram por um processo de tratamento de correção de forma e tamanho de alguns elementos, utilizando ferramentas específicas do programa.

A aplicação da carga nas simulações foi feita de modo a simular uma pressão externa no centro da região onde seria a testa, com o valor de 1 MPa, como se pode observar na Fig. (3).

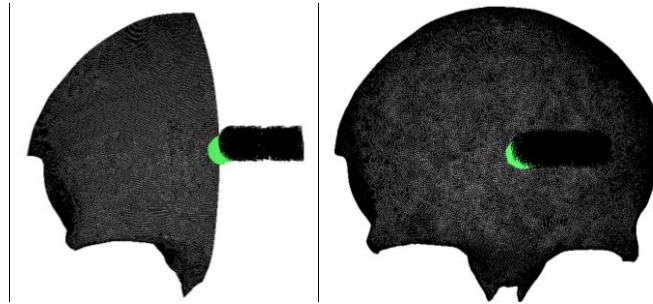


Figura 3. Imagem com a aplicação das cargas no modelo BioCAD, à esquerda e no modelo obtido diretamente da malha STL, à direita.

Nas duas simulações toda a seção onde o osso foi cortado da restante geometria do crânio, contém um engastamento. Adicionalmente, o osso modelado por BioCAD tem uma condição de contorno adicional devido ao fato de só estar representada metade do crânio. É restringido o movimento de translação no eixo do X e a rotação nos eixos Y e Z, criando uma situação de simetria na simulação. Todas estas condições são visíveis na Fig. (4).

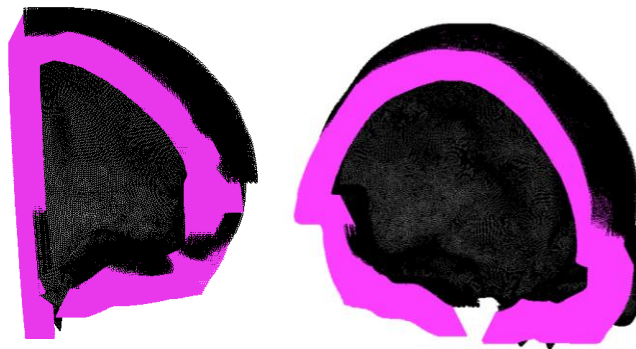


Figura 4. Imagem com a aplicação das condições de contorno no modelo BioCAD, à esquerda e no modelo obtido diretamente da malha STL, à direita.

3. RESULTADOS

Após realização das simulações obteve-se, para o osso modelado por BioCAD, o valor de 1,979 MPa e, para o osso obtido diretamente da malha STL, o valor de 1,707 MPa. Ambos os valores dizem respeito à tensão máxima principal. Imagens da simulação podem ser vistas na Fig. (5).

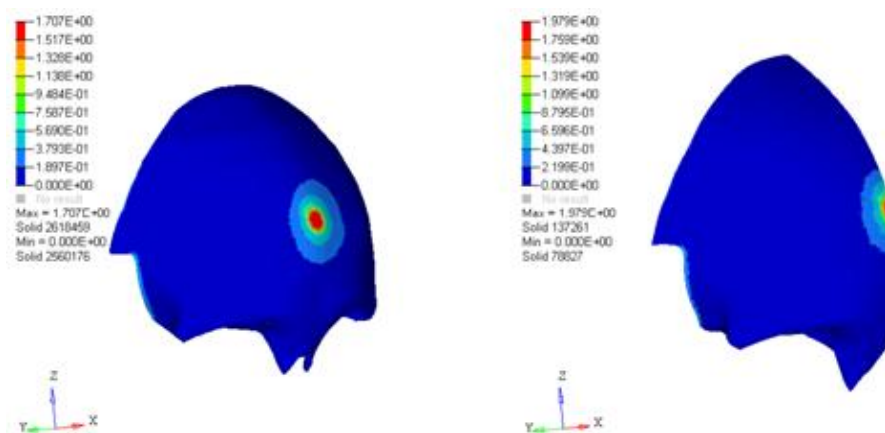


Figura 5. Imagem com a dispersão frontal da tensão máxima principal no modelo BioCAD, à esquerda e no modelo obtido diretamente da malha STL, à direita.

É possível, também, verificar na Fig. (6) que os campos de dispersão da tensão são idênticos nos dois casos.

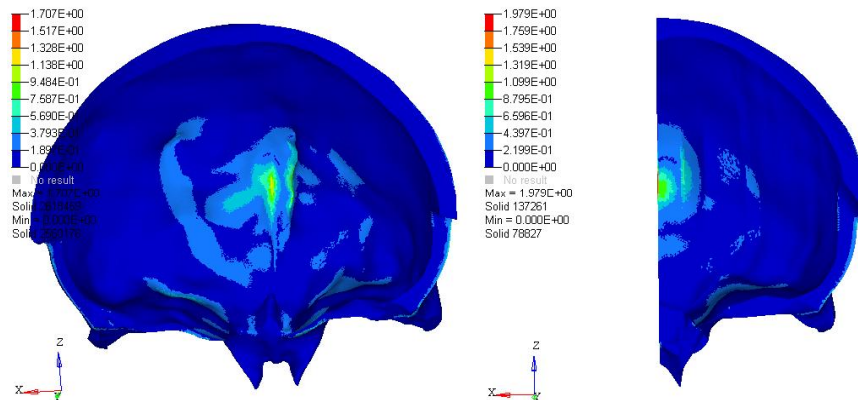


Figura 6. Imagem com a dispersão traseira da tensão máxima principal no modelo BioCAD, à esquerda e no modelo obtido diretamente da malha STL, à direita.

4. DISCUSSÃO

Iniciando a discussão pelo processo de obtenção dos dois ossos, pode-se referir que nos dois casos (BioCAD e STL) é um processo moroso ainda que diferente. No entanto, no processo de modelagem BioCAD é possível controlar o excesso de detalhes na geometria, o que facilita a simulação sem prejudicar a qualidade dos resultados. Esta situação é perceptível pelos resultados de dispersão de tensão assim como no valor da tensão máxima principal obtidos em ambos os casos. Com uma variação de 13%, esta pode ser considerada baixa devido à representação da geometria anatômica, em cada caso. No entanto, a vantagem do modelo CAD criado pelo BioCAD, é o de poder-se utilizá-lo para outros testes com outros casos de estudo sem ser necessário refazer toda a modelagem.

Outra questão negativa para o osso obtido diretamente da malha STL é o fato de, ao ser utilizada a malha do crânio, existirem ruídos e imperfeições geradas na aquisição de imagem que exigem tratamento adicional para utilização em simulação. Na Fig. (7) podem-se ver algumas dessas imperfeições.

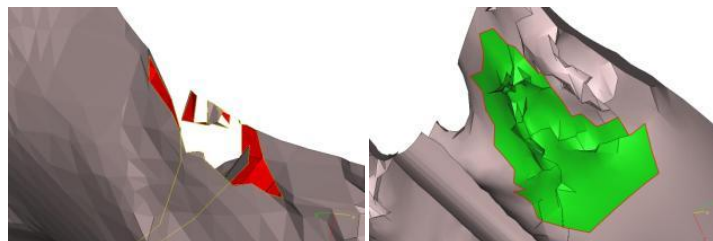


Figura 7. Imagem em que é possível verificar defeitos na malha STL por falha na geração dos elementos.

Devido a existirem mais detalhes na geometria da malha STL, falhas nos elementos gerados no tratamento das imperfeições mencionadas no parágrafo anterior e de haver distorção de elementos, há a necessidade de um maior tratamento da malha, anterior à simulação. Com isto, na malha gerada para simulação, haviam elementos com um valor de Jacobiano muito elevado, com um valor de Aspect Ratio muito diferente da unidade (valor 1), com um valor de volume muito próximo de zero e com muita distorção. Todos estes parâmetros indicam uma qualidade da malha muito má, sendo muito provável, resultar numa análise de elementos finitos mal sucedida. Na Fig. (8) é possível observar algumas dessas falhas.

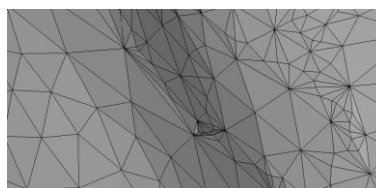


Figura 8. Imagem em que se demonstra a má qualidade da malha STL.

No que diz respeito aos resultados das simulações, verificou-se que os campos de dispersão da tensão são idênticos nos dois casos. Há uma maior variação no final da cavidade ocular devido à espessura do osso ter sido aumentada para

efeitos de modelagem e pelo fato do ângulo de superfície onde foi realizado o corte da geometria ser um pouco diferente, como se pode observar na Fig. (6). Contudo, nas restantes extremidades a dispersão é idêntica.

Há também uma ligeira variação na dispersão da tensão, tanto no ponto de aplicação da pressão como na parte que seria o interior do crânio. Estas variações ficam-se a dever à ligeira diferença de geometrias, ou seja, ao modelo CAD conter simplificações. Porém, prova-se que estas simplificações não induzem a simulação num erro elevado, como é possível verificar na Fig. (6).

5. CONCLUSÃO

Após realizar o trabalho pode-se afirmar que o BioCAD prova ser uma excelente ferramenta para representar e simular geometrias anatômicas complexas. Os resultados dos valores da tensão principal máxima pelos dois métodos foram muito semelhantes e verifica-se que utilizando o BioCAD houve um melhor uso de tempo e recursos. Utilizando o modelo BioCAD, confirma-se ser possível modificar a geometria com alguma facilidade, para utilização noutros casos de estudo.

6. REFERÊNCIAS

- Akca, K. e Cehreli, M., 2006. “Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis”, International Federation for Medical and Biological Engineering. Ed. Springer.
- Asgarpour, Z., Baumgartner, D., Willinger, R., Graw, M. e Peldschus, S., 2013. “The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis”, Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials.
- Chulvi, V., Cebrian-Tarrasón, D., Sancho, A. e Vidal, R., 2013. “Automated design of customized implants”, Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia, N.º 68, pp. 95-103.
- Ghajari, M., Deck, C., Galvanetto, U., Ianucci, L. e Willinger, R., 2009. “Development of numerical models for the investigation of motorcycle accidents”, Anais da 7th European LS-DYNA Conference DYNAmore GmbH.
- Jiang, T., Lin, F., Kaltman, S. e Sun, W., 2000. “Anatomical modeling and rapid prototyping assisted surgical reconstruction”, University of Texas Austin.
- Kemmoku, D., Noritomi, P., Roland, F. e Silva, J., 2010. “Use of BioCAD in the development of a growth compliant prosthetic device for cranioplasty of growing patients” In Bártolo *et al.* (eds), “Innovative developments in design and manufacturing”, Ed. CRC Press/Balkema, London, UK, pp. 127-130.
- Kleiven, S. 2006. “Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration and intracranial pressure”, IJCrash Woodhead Publishing Ltd.
- Kleiven, S. e Hardy, W., 2002. “Correlation of an FE model of the human head with local brain motion – Consequences for injury prediction”, Stapp Car Crash Journal, Vol. 46, pp. 123-144.
- Perestrelo, P., Bártolo, P., Torres, M., Noritomi, P. e Silva, J., 2014. “Human cranium biomechanical simulation”, In Bártolo *et al.* (eds), “High value manufacturing”, Ed. CRC Press/Balkema, London, UK, pp. 531-536.
- Watanabe, D., Yuge, K., Nishimoto, T., Murakami, S. e Takao, H. 2008. “Head impact analysis related to the mechanism of diffuse axonal injury”, High-Tech Research Center Project for Private Universities – MEXT Japan.

7. AGRADECIMENTOS

O autor agradece ao CNPQ (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico), órgão responsável pela sua remuneração como pesquisador, gostaria também de agradecer à DT3D/CTI (Divisão de Tecnologias Tridimensionais/Centro de Tecnologia e Gestão – Renato Archer) pelo apoio e ambiente de trabalho proporcionado. Por fim, gostaria de agradecer ao Dr. Maurício Paranhos Torres por todo o conhecimento transmitido na área médica/neurológica e bibliográfica.

8. ABSTRACT

Due to growing necessity of medical devices specific to the patient, an update to the techniques used to create them is mandatory. As with these techniques, the instruments needed to create them also have to experiment progress. In light of this, the BioCAD protocol emerges as a new tool that provides a better use of time and resources when compared with the application of a STL file directly in a simulation. Beside this the BioCAD protocol allows the adjustment of a CAD model to different situations, therefore, accelerating the process of acquiring results.

9. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.