

ANÁLISE ESTRUTURAL UTILIZANDO MEF PARA AVALIAÇÃO DA ESTRUTURA ÓSSEA DA ÓRBITA

Gabriela Caires de Jesus

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Departamento de Engenharia Biomédica, Campus Universitário, Lagoa Nova, Natal, RN, Brasil. CEP: 59072-970.
gabicaresj@gmail.com

Custodio Leopoldino de Brito Guerra Neto

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Departamento de Engenharia Biomédica, Campus Universitário, Lagoa Nova, Natal, RN, Brasil. CEP: 59072-970.
custodioguerra@yahoo.com.br

Karilany Dantas Coutinho

Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Departamento de Engenharia Biomédica, Campus Universitário, Lagoa Nova, Natal, RN, Brasil. CEP: 59072-970.
karilany@ufrnet.br

RESUMO

A Doença de Graves é uma patologia autoimune causada por anticorpos estimuladores da tireóide que promove aumento das secreções desta glândula. Estas podem gerar como seqüela a Oftalmopatia de Graves, que é o aumento do volume dos músculos extra-oculares e dos demais conteúdos orbitais, causando aumento da pressão intra-orbital. Como ferramenta de estudo dessa patologia, existem diversos modelos de elementos finitos, tais como modelos com as estruturas de tecidos moles da órbita, assim como estudos de redução de exoftalmos após cirurgia e estudos que relacionam tamanho da osteotomia, com redução de exoftalmos e volume do conteúdo orbital. Porém, são escassos os estudos que analisam como o aumento da pressão orbital, devido ao aumento de volume dos tecidos moles intra-orbitais, aumentam as tensões no tecido ósseo. Diante dessa problemática, esse trabalho propõe-se a realizar uma análise biomecânica da estrutura óssea das órbitas de um paciente, através de um modelo de elementos finitos, comparando-se os deslocamentos e as tensões causadas por pressões fisiológicas e patológicas. Para tanto, foi feito um modelo de elementos finitos a partir de uma imagem de tomografia computadorizada e realizada uma análise biomecânica que permitiu obter valores de deslocamentos e tensões máximas de acordo com as pressões aplicadas. Foram obtidos valores de translação total e máxima tensão para cada modelo. Constatou-se um aumento de 6,5 vezes dos valores tanto de tensão quanto de deslocamento para os resultados relacionados a aplicação de carga do modelo com a patologia em relação ao modelo sem patologia. Pelo fato das pressões aplicadas serem de baixa grandeza, os resultados em deslocamentos e tensões foram de pequena grandeza, porém houve indicativo de concentrações de tensões nas paredes lateral e medial da órbita. Com este estudo foi possível representar um modelo com dados específicos do paciente, proporcionando informações personalizadas sobre tensões e deslocamentos patológicos na órbita.

PALAVRAS-CHAVE:

Elementos finitos. Doença de Graves. Análise biomecânica. Órbita.

STRUCTURAL ANALYSIS USING FEM FOR EVALUATION OF BONE STRUCTURE OF ORBIT

ABSTRACT

Graves disease is an autoimmune disease caused by thyroid stimulant antibodies which increase the secretions of this gland. This pathological state can lead to Graves ophthalmopathy, in which extra ocular muscles and other orbital contents can be augmented, causing increased intra-orbital pressure. There are many tools for study of this pathology, such as finite element models of the soft tissues of the orbit, studies that relate size of osteotomy, with the reduction of exophthalmos and volume of orbital contents. However, there are few studies examining how increasing orbital pressure due to increased volumes of intra-orbital soft tissue, increases the stresses on the bone structure. Faced with this problem, this paper proposed to perform a biomechanical analysis of bone structure of the orbit of a patient, via a finite element model, comparing the displacements and stresses caused by physiological and pathological pressures. Thus, a finite element model was made from a CT image and a biomechanical analysis was performed yielding values of displacement and maximum stresses according to the applied pressures. From the analysis, total translation and maximum stress values for each model were obtained and it was observed an increase of 6.5 times of values of both stress and the translation for the model with the load applied simulating the pathology relative to the model without pathology. Because the pressures applied are low magnitude, results in displacements and stresses were of small magnitude, but there was indicative of stress concentrations in the lateral and medial walls of the orbit, suggesting that in case of decompression surgery is more appropriate to remove these regions while maintaining the most stable parts of the orbit. This study proved possible to make a model with specific patient data, providing personalized information.

KEYWORDS:

Finite Element Model. Graves Disease. Biomechanical Analysis. Orbit

ANÁLISE ESTRUTURAL UTILIZANDO MEF PARA AVALIAÇÃO DA ESTRUTURA ÓSSEA DA ÓRBITA

INTRODUÇÃO

A Análise biomecânica é uma ferramenta importante para o melhor entendimento de estruturas anatômicas tanto no âmbito da pesquisa como com aplicações clínicas. Essas análises podem ser realizadas in vivo, porém esse tipo de análise demanda tempo, porque depende da disponibilidade do paciente, de instalações e equipamentos adequados, e os processos de aquisição de dados para cada paciente são demorados, além de requerer profissionais especializados. Diante desse problema, novos métodos de análise biomecânicas estão sendo desenvolvidos, um desses métodos inclui o uso de modelos animais, entretanto, esses modelos apresentam alto custo e também carecem de similaridades com humanos. Com o objetivo de suprir essa demanda, modelos de elementos finitos vêm sendo mais utilizados para análises biomecânicas (RICHMOND et al., 2005). Esses estudos apresentam a facilidade de utilizarem software de uso crescente e não geram despesas extras, uma vez que utilizam imagens que já são requisitadas pelos médicos para avaliação do paciente e diagnóstico. Dentre os estudos existentes, são comuns análises de comportamento de ossos e diversas estruturas sobre cargas (RICHMOND et al., 2005), além de estudos sobre a interação de partes anatômicas, como por exemplo o fêmur, e um implante.

Apesar de ser uma área de pesquisa em expansão, ainda existem casos que demandam mais pesquisa. Um desses, refere-se a doença de Graves, que é uma doença autoimune, causada porque os anticorpos estimuladores da tireóide aumentam secreções da mesma (WEETMAN, 2000). Como consequência dessa doença pode ocorrer a oftalmopatia de Graves (BAHN, 2010), na qual pode ocorrer aumento do volume dos músculos extra-oculares e dos conteúdos orbitais, causando aumento da pressão intra-orbital. Esse aumento de pressão pode levar a exoptalmos (olhos saltados) e, em casos mais graves, à cegueira.

Existem diversos estudos sobre os mecanismos da doença, descrevendo os mecanismos fisiológicos (EPSTEIN; BAHN; HEUFELDER, 1993; WEETMAN, 2000; BRENT, 2008; BAHN, 2010). Além disso, existem diversos estudos sobre marcadores da doença, assim como cálculos de indicadores da oftalmopatia de Graves em imagens de tomografia computadorizada (HALLIN; FELDON, 1988b; NUGENT et al., 1990), ressonância magnética para diagnóstico da doença (NISHIDA et al., 2001) e estudo do diâmetro do nervo óptico (SEKHON et al., 2014).

No caso de estudo da órbita, existem diversos modelos de elementos finitos com as estruturas de tecidos moles da órbita (VELLOSO et al., [s.d.]), assim como estudos de redução de exoftalmos após cirurgia (LUBOZ et al., 2004) e estudos que relacionam tamanho da osteotomia, com redução de exoftalmos e volume do conteúdo orbital (LUBOZ et al., 2005). Porém, são escassos os estudos que analisam como o aumento da pressão orbital, devido ao aumento de volume dos tecidos moles, aumentam as tensões na estrutura óssea. Essa análise poderia levar a estudos futuros conforme ilustrado na Figura 1, em que a partir das regiões de maiores tensões, fossem analisadas quais paredes poderiam ser retiradas na cirurgia para redução da pressão intraorbital. Esse estudo teria que levar em consideração quais áreas poderiam ser acessadas por procedimento cirúrgico, assim como as técnicas de cirurgia existentes.



Figura 1: Modalidades de estudo da doença de Graves, estudos dos mecanismos da doença, das ferramentas de diagnóstico e das opções de tratamento e cirurgia.

Diante dessa problemática, esse trabalho tem como proposta a construção de um modelo de elementos finitos através de uma imagem de tomografia computadorizada de um paciente sadio permitindo aferir diferenças de deslocamentos e tensões causadas por pressões intra-orbitais fisiológicas e patológicas causadas pela doença de Graves.

MATERIAIS E MÉTODOS

Esse trabalho consiste em obter um modelo de elementos finitos a partir de uma imagem de tomografia computadorizada e realizar uma análise biomecânica nessa estrutura que permita obter valores de deslocamentos e tensões de acordo com as pressões aplicadas.

Primeiramente, será detalhada a escolha do paciente e a manipulação da imagem. Depois, será desenvolvido do modelo de elementos finitos e realizada a análise estrutural. Para melhor entendimento, foi feito um fluxograma dos procedimentos realizados, Figura 2.



Figura 2: Fluxograma do desenvolvimento do modelo

Seleção da Região de Interesse do Paciente

Para esse estudo selecionou-se um paciente sadio do sexo masculino. As imagens médicas foram capturadas através de tomografia computadorizada com resolução de 0.4727x0.4727x0.8. A imagem compreende toda a cabeça do paciente incluindo ambas as órbitas.

Com o objetivo de reduzir o custo computacional, selecionou-se para o modelo $\frac{1}{2}$ da simetria da região em análise, além das regiões do maxilar inferior e vertebra, as quais serão substituídas por condições de contorno.

Arbitrariamente propõe-se estudar a órbita esquerda. Para a seleção da imagem em estudo, foi desenvolvido um sub-rotina implementada no software Matlab que lê a imagem DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), apaga as regiões fora da área de interesse, salvando por final a imagem final de interesse. Na Figura 3 é possível visualizar o resultado dessa operação.

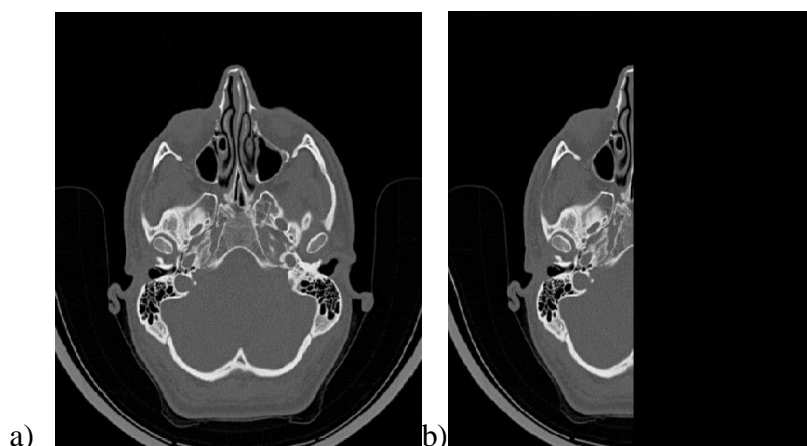


Figura 3: a) fatia axial original e b) fatia axial selecionada

Com a imagem selecionada, foi aplicado o limiar para ossos com o auxílio do software Invesalius, obtendo-se a estrutura óssea da análise em questão. A nuvem de pontos criada foi exportada no formato de estereolitografia, Figura 4.

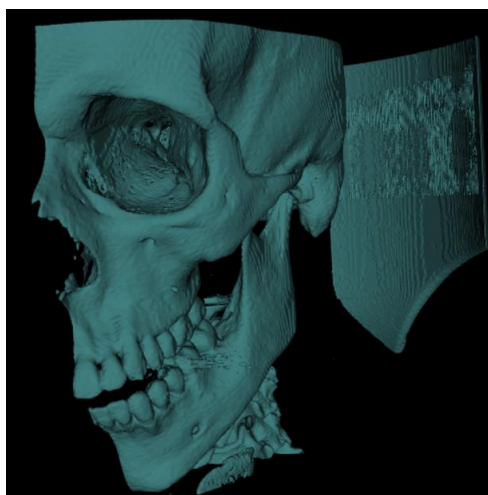


Figura 4: Superfície gerada no Software Invesalius após processamento.

Manipulação da Imagem Médica

A nuvem de pontos gerada do Software Invesalius, Figura 4, compreendeu em um número muito grande de pontos, devido a resolução do exame de tomografia. Fato este que dificulta a etapa de processamento.

Desta forma, com o intuito de reduzir o tempo computacional, houve a necessidade de diminuir em 50% o número de pontos, sem que interferisse na geometria do sistema, Figura 5. O software utilizado para o procedimento foi Meshlab (CIGNONI; CORSINI; RANZUGLIA, 2008), software para edição de malhas.



Figura 5: Modelo com redução de 50% do número pontos.

Análise Estrutural

A estrutura do crânio selecionada será analisada computacionalmente a partir da aplicação de cargas de pressão na órbita do paciente, sendo em uma situação normal e em uma situação com a patologia.

O objetivo é quantificar as magnitudes dos esforços internos e os deslocamentos apresentados pela estrutura, em outras palavras, determinar o estado de tensão e deformação da estrutura em estudo sob a ação de cargas externas. O critério de falha utilizado foi o de Tresca para material frágil, já que considerou-se o osso como sendo um material isotrópico.

a) Descrição do Modelo de Elementos Finitos:

A ideia básica do Método dos Elementos Finitos é aproximar o domínio real de integração do problema por uma região resultante da soma de pequenos elementos basilares, chamados de elementos finitos, transformando assim a região do domínio contínuo para discreto (COUTINHO, 2014). Esta divisão do domínio é conhecida como malha, que nada mais é do que o conjunto de elementos finitos resultante do modelo de aproximação. A malha é formada de elementos compostos de faces e nós, que são pontos de intersecção e ligação entre os elementos. O Método dos Elementos Finitos não busca uma função admissível que satisfaça as condições de contorno para todo o domínio, o que pode ser praticamente impossível em um problema complexo, e sim busca soluções em cada elemento separadamente, realizando uma segunda aproximação (além do modelo de aproximação geométrica), no espaço de soluções.

O modelo de elementos finitos tem como objetivo comparar as tensões geradas por pressões fisiológicas, com as geradas por pressões patológicas atuando na estrutura óssea da órbita. Para tal comparação foram realizadas duas simulações: uma aplicando pressão fisiológica normal (denominado modelo sem patologia); e outra aplicando a pressão patológica, característica de pacientes com oftalmopatia de Graves (denominado modelo com patologia).

Sendo assim, para o trabalho em questão utilizou-se da seguinte descrição para o modelo.

1. Apenas elementos estruturais são modelados, ossos nervurados não foram considerados no modelo.

2. O osso foi modelado com elementos de casca, no qual a propriedade do material e a espessura definem a rigidez.
3. Uma vez que o modelo é representado de acordo com a estrutura da geometria original, a resistência estrutural é bem definida e consistente, permitindo que as cargas interna e deslocamento atribuídos sejam representativos da estrutura original.
4. O peso da estrutura é computado ajustando a densidade do material.

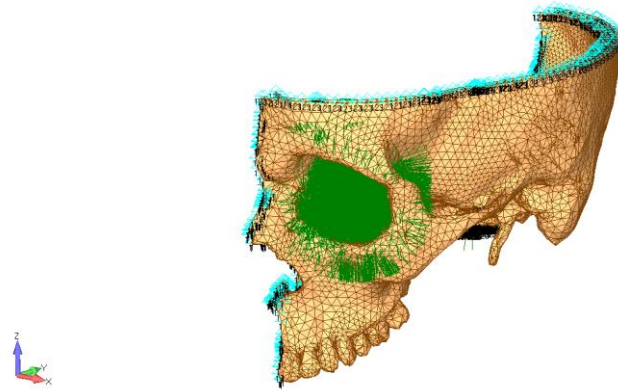


Figura 6: Condições de Contorno e Cargas Aplicadas

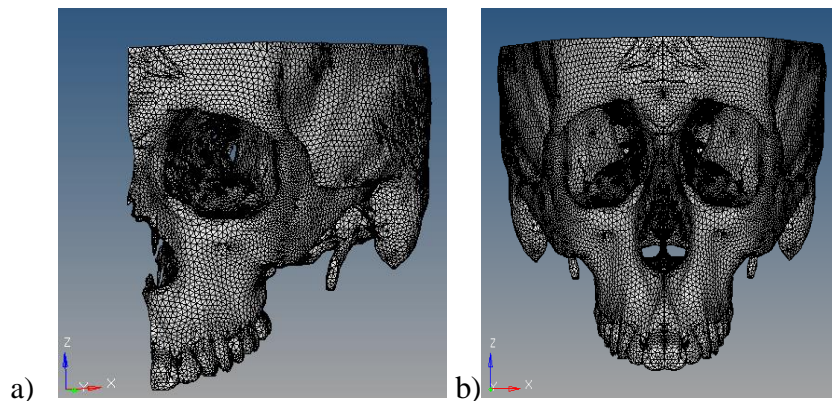


Figura 7: a) MEF do Modelo e b) Modelo Espelhado

b) Propriedades Mecânicas dos Ossos da Órbita:

Os ossos do crânio são parte compactos e parte esponjosos. As propriedades mecânicas dos ossos do crânio, ou de qualquer parte do corpo humano, varia de pessoa para pessoa, região do corpo, idade, peso, sexo, raça. O estudo de (KLEIVEN, 2002) aponta a existência de grande variação nos dados da literatura sobre as propriedades mecânicas dos ossos do crânio, isso se dá pelo fato dessas propriedades variar de pessoa para pessoa, idade, peso, sexo, raça ou até mesmo em caso de doença, como por exemplo a osteoporose.

Neste trabalho, foram consideradas as propriedades, conforme referenciado em (MCELHANEY et al., 1970), (KLEIVEN, 2002) e (SARKAR; MAJUMDER; ROYCHOWDHURY, 2004). E para fins de simplificação do modelo, o material foi considerado como isotrópico, ver tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades do osso da órbita

Propriedade	Valor
Módulo de elasticidade de compressão radial	24,13 GPa
Coefficiente de Poisson	0,19
Tensão máxima de compressão radial	11,72MPa
Densidade	1412 kg/m ³

A espessura média do crânio é de 0,272 in, ou seja, 6,908 mm segundo (MCELHANEY et al., 1970).

c) Condições de contorno e Cargas Aplicadas:

Para a geometria adotada, que consiste de metade do crânio, foi estabelecida a condição de contorno de simetria, que foi plicada na fatia sagital medial do crânio, para estabelecer restrição de translação e rotação. Além disso, foram inseridas condições de contorno estabelecendo restrições em translação nas regiões de contato do maxilar inferior e na região de contato entre o crânio e a primeira vértebra cervical, Figura 6.

As cargas de interesse nesse trabalho são cargas de pressão geradas pelos conteúdos orbitais, tais como gordura, músculos e olho. Para o modelo, essas cargas foram simuladas através da aplicação de pressão na superfície interna da cavidade da órbita.

Para o modelo sem patologia foi aplicada a carga de 4 mmHg, ou seja, 533,28 Pa. Já para o modelo com patologia foi aplicada a carga de 26 mmHg, ou seja, 3466 Pa.

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os resultados foram obtidos de modo a comparar os dois modelos. Os dois modelos foram simulados com todos os parâmetros exatamente iguais, diferindo somente as cargas aplicadas.

Esta seção está organizada de modo a mostrar primeiro os resultados para o modelo sem patologia e depois o modelo com patologia.

Os resultados apresentados serão de deslocamento e máxima tensão. Após as análises dos modelos individuais, será feita uma comparação entre os modelos.

Diante dos resultados expostos nas Figuras 12 e 13, foi possível perceber que o resultado com a patologia apresentou acréscimo de 6,5 vezes em relação ao resultado sem a patologia.

Modelo sem Patologia

Após a execução da análise, foram obtidos os resultados listados na Figura 8 de (A) translação total e (B) máxima tensão do modelo com pressão aplicada simulando paciente que não apresenta a patologia.

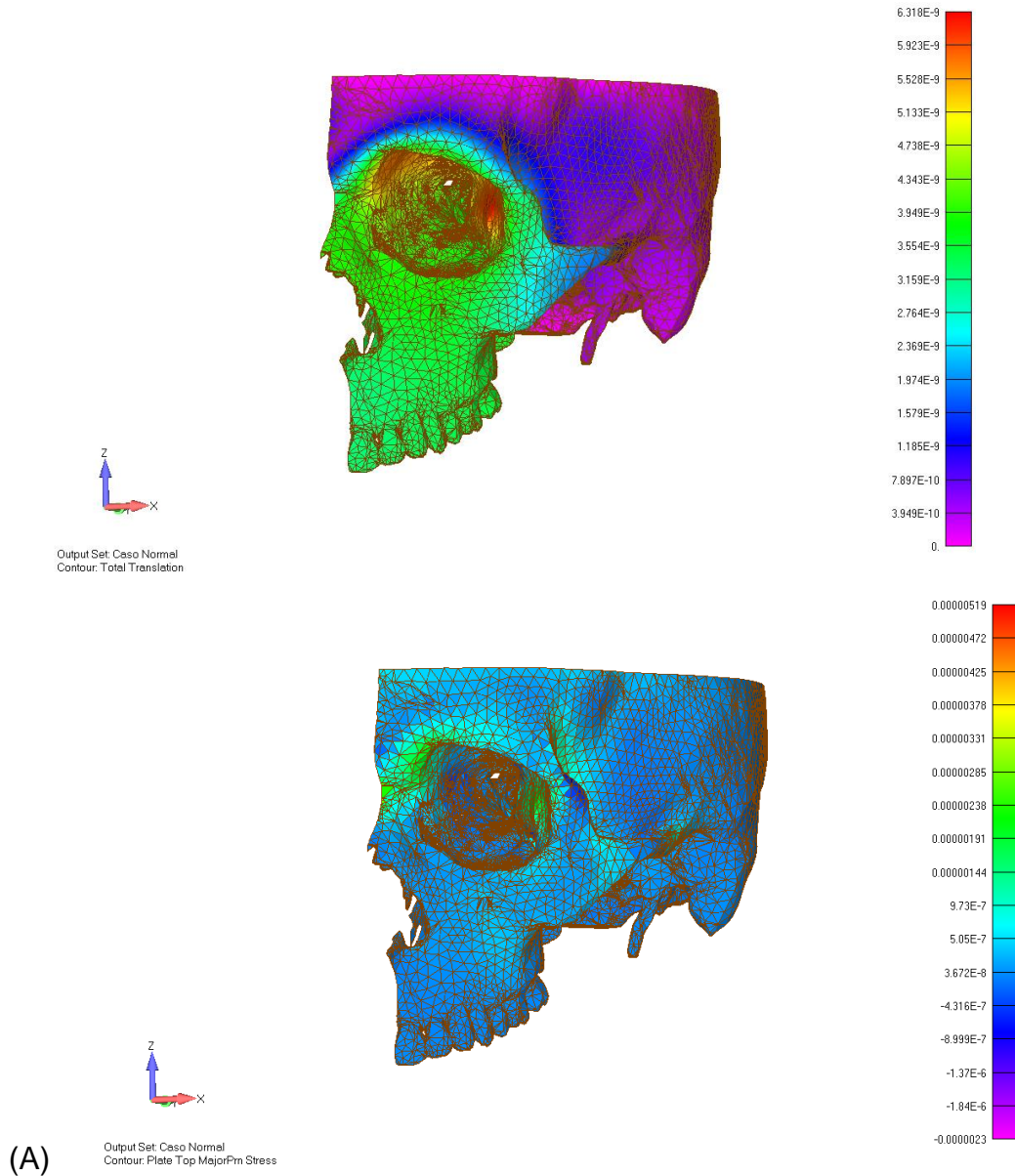


Figura 8: Resultados de (A) translação total ($6,31 \times 10^{-9}$ mm) e (B) Máxima Tensão ($0,00000519$ MPa).

Na Figura 8 observa-se que a translação total aponta resultados positivos de deslocamento em toda a órbita conforme esperado devido à pressão aplicada na direção normal à face interna da órbita. Entretanto, observam-se também deslocamentos mais acentuados na parede lateral da órbita com máximo de $6,318 \times 10^{-9}$ mm, sendo os menores deslocamentos da ordem de 10^{-10} mm. Além disso, o máximo valor de tensão, apresentada em B, mostra a mesma tendência, porém ao concentrando-se na parede lateral assim como na parede medial, com valor máximo de $5,19$ Pa.

Modelo com Patologia

Após a execução da análise, foram obtidos os resultados listados na Figura 9 de (A) translação total e (B) máxima tensão do modelo com pressão aplicada simulando paciente com a patologia.

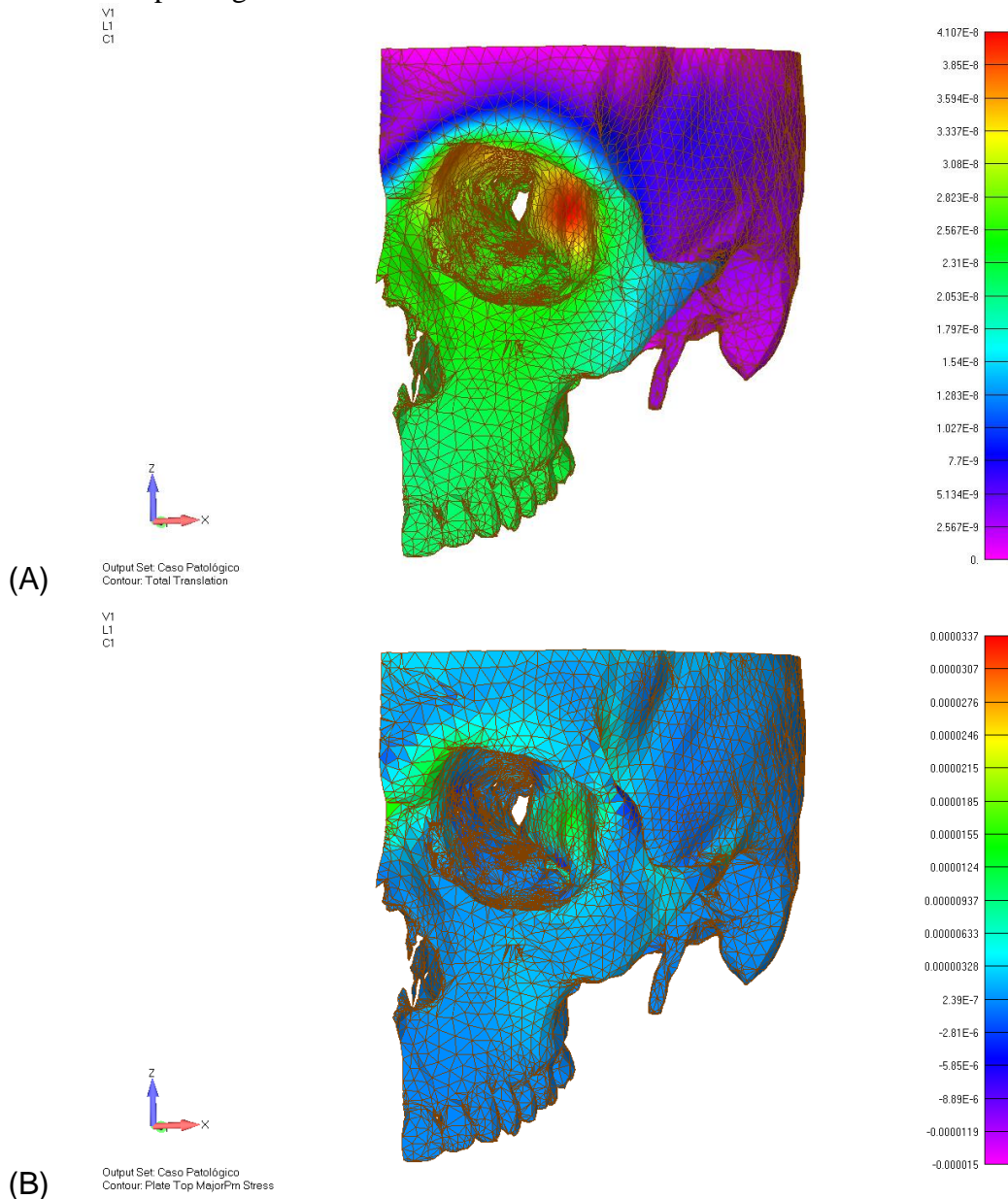


Figura 9: Resultados de (A) translação total ($4,107 \times 10^{-8}$ mm) e (B) Máxima Tensão ($0,0000337$ MPa).

Na Figura 9, observam-se deslocamentos positivos em toda a órbita devido à aplicação de pressão normal à face interna das paredes da órbita. Observa-se também deslocamento acentuado na parede lateral da órbita e em menos intensidade na parede superior da órbita, com valor máximo de $4,107 \times 10^{-8}$ mm, sendo os deslocamentos de mínimos da ordem de 10^{-9} mm. Além disso, em B é possível visualizar o valor máximo de tensão nas paredes lateral e medial da órbita igual a $33,7$ Pa.

CONCLUSÕES

Baseado no que foi exposto:

- Foi possível obter a estrutura óssea do paciente através de um software de computação gráfica, por meio imagens de tomografia computadorizada, e aplicar o MEF da estrutura analisada;
- Pelo fato das pressões aplicadas serem de baixa grandeza, os resultados em deslocamentos e tensões foram de pequena grandeza, devido a pressão aplicada, porém estes valores já interferem no conforto do paciente.
- Verificou-se que, devido a aplicação de pressão simulando a patologia, a geometria da órbita aumento 6,5 vezes em relação ao modelo sem patologia. O mesmo aplica-se aos valores de tensão;
- Os deslocamentos resultantes apresentam-se acentuados nas paredes laterais de ambos os modelos, sendo uma ordem de grandeza maior no modelo com pressões patológicas.
- No caso das tensões, ambos os modelos apresentaram concentrações de tensões nas paredes laterais e mediais, e em menor grau na parede superior. Isso indica que em caso de cirurgia de decompressão da órbita, a retirada dessas paredes possa vir a resultar em melhores resultados em termos de retirada de regiões que estejam sobre maior tensão na estrutura da órbita como um todo, mantendo as regiões mais estáveis da órbita.
- O estudo mostra como é possível gerar modelos com dados específicos para o paciente, possibilitando fazer uma análise personalizada;
- O estudo foi realizado com um paciente sadio, sendo necessários um maior número de pacientes para verificar se esses resultados se aplicam a maioria da população visto que existem diferenças anatômicas na estrutura óssea que possam vir a gerar uma diferente distribuição de tensões.
- Os modelos gerados podem ser melhorados a partir da inclusão de tecidos moles, visto que são eles que geram a pressão intraorbital e que em diferentes áreas da órbita os conteúdos orbitais, por serem diversificados e terem propriedade diferentes, podem vir a exercer pressões diferentes em variadas áreas da órbita.
-

Nesse sentido, aponta-se como possível estudo futuro, uma comparação desses resultados com o que se pratica atualmente em relação a cirurgia de decompressão da órbita. Além disso, é interessante fazer uma simulação de como a retirada dessas paredes afetaria a distribuição de tensões na órbita e do tecido mole nos espaços adjacentes.

AGRADECIMENTOS

Ao LAIS - Laboratório de Inovação Tecnológica em Saúde da Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

REFERÊNCIAS

- [1] AMORIM, P. H. et al. In *Vesalius: Software Livre de Imagens Médicas. Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-CTI, campinas/SP–2011-CSBC2011*, 2011.
- [2] BAHN, R. The enigma of Graves' ophthalmopathy. *Western journal of medicine*, v. 158, n. 6, p. 633, 1993.
- [3] BAHN, R. S. Graves' ophthalmopathy. *New England Journal of Medicine*, v. 362, n. 8, p. 726–738, 2010.
- [4] BARRETT, L. et al. Optic nerve dysfunction in thyroid eye disease: CT. *Radiology*, v. 167, n. 2, p. 503–507, 1988.
- [5] BERTHOUT, A. et al. Mesure de la pression intraorbitaire avant, pendant et après décompression orbitaire osseuse dans l'orbitopathie dysthyroïdienne. *Journal Français d'Ophthalmologie*, v. 33, n. 9, p. 623–629, 2010.
- [6] BIDGOOD, W. D. et al. Understanding and Using DICOM, the Data Interchange Standard for Biomedical Imaging. *Journal of the American Medical Informatics Association*, v. 4, n. 3, p. 199–212, 1997.
- [7] BRENT, G. A. Graves' disease. *New England Journal of Medicine*, v. 358, n. 24, p. 2594–2605, 2008.
- [8] BRUNSKI, J. B. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Advances in dental research*, v. 13, n. 1, p. 99–119, 1999.
- [9] BUENO, M. A. DE C. et al. Oftalmopatia na doença de Graves: revisão da literatura e correção de deformidade iatrogênica. *Rev. bras. cir. plást*, v. 23, n. 3, p. 220–225, 2008.
- [10] CHAFFIN, D. B. A computerized biomechanical model—development of and use in studying gross body actions. *Journal of biomechanics*, v. 2, n. 4, p. 429–441, 1969.
- [11] CHAMAY, A. Mechanical and morphological aspects of experimental overload and fatigue in bone. *Journal of biomechanics*, v. 3, n. 3, p. 263–270, 1970.
- [12] CIGNONI, P.; CORSINI, M.; RANZUGLIA, G. Meshlab: an open-source 3d mesh processing system. *Ercim news*, v. 73, p. 45–46, 2008.
- [13] COOK, R. D. **Concepts and applications of finite element analysis: a treatment of the finite element method as used for the analysis of displacement, strain, and stress.** [s.l.] Wiley, 1974.
- [14] COUTINHO, K. D. **Biomecânica e Otimização Topológica com H-Adaptatividade em Implantes Dentários Nitretados a Plasma em Cátodo Oco.** [s.l.] Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 2014.
- [15] DOBLARÉ, M.; GARCIA, J.; GÓMEZ, M. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*, v. 71, n. 13, p. 1809–1840, 2004.
- [16] EPSTEIN, F. H.; BAHN, R. S.; HEUFELDER, A. E. Pathogenesis of Graves' ophthalmopathy. *New England Journal of Medicine*, v. 329, n. 20, p. 1468–1475, 1993.
- [17] FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **A first course in finite elements.** [s.l.] John Wiley & Sons, 2007.
- [18] GARRITY, J. A.; BAHN, R. S. Pathogenesis of graves ophthalmopathy: implications for prediction, prevention, and treatment. *American journal of ophthalmology*, v. 142, n. 1, p. 147–153, 2006.

- [19] HALLIN, E.; FELDON, S. Graves' ophthalmopathy: I. Simple CT estimates of extraocular muscle volume. **British journal of ophthalmology**, v. 72, n. 9, p. 674–677, 1988a.
- [20] HALLIN, E. S.; FELDON, S. E. Graves' ophthalmopathy: II. Correlation of clinical signs with measures derived from computed tomography. **British journal of ophthalmology**, v. 72, n. 9, p. 678–682, 1988b.
- [21] HANGARTNER, T. N.; GILSANZ, V. Evaluation of cortical bone by computed tomography. **Journal of Bone and Mineral Research**, v. 11, n. 10, p. 1518–1525, 1996.
- [22] HERMAN, G. T. **Fundamentals of computerized tomography: image reconstruction from projections**. [s.l.] Springer Science & Business Media, 2009.
- [23] HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. **The British journal of radiology**, v. 46, n. 552, p. 1016–1022, 1973.
- [24] HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. **Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements Z= 1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest**. [s.l.] National Inst. of Standards and Technology-PL, Gaithersburg, MD (United States). Ionizing Radiation Div., 1995.
- [25] **Illustration from Anatomy & Physiology**. , [s.d.].
- [26] KALENDER, W. A. **Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2011.
- [27] KAWA, M. P. et al. Graves' Ophthalmopathy Imaging Evaluation. 2014.
- [28] KEAVENY, T. M. et al. Biomechanics of trabecular bone. **Annual review of biomedical engineering**, v. 3, n. 1, p. 307–333, 2001.
- [29] KIRSCH, E.; HAMMER, B.; VON ARX, G. Graves' orbitopathy: current imaging procedures. **Swiss Med Wkly**, v. 139, n. 43-44, p. 618–23, 2009.
- [30] KLEIVEN, S. Finite element modeling of the human head. 2002.
- [31] KNUDSON, D. **Fundamentals of biomechanics**. [s.l.] Springer Science & Business Media, 2007.
- [32] LOTTI, R. S. et al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, v. 11, n. 2, p. 35–43, 2006.
- [33] LUBOZ, V. et al. Prediction of tissue decompression in orbital surgery. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 2, p. 202–208, 2004.
- [34] LUBOZ, V. et al. Computer assisted planning and orbital surgery: patient-related prediction of osteotomy size in proptosis reduction. **Clinical Biomechanics**, v. 20, n. 9, p. 900–905, 2005.
- [35] MCELHANEY, J. H. et al. Mechanical properties of cranial bone. **Journal of biomechanics**, v. 3, n. 5, p. 495–511, 1970.
- [36] MONTEIRO, M. L. et al. Diagnostic ability of Barrett's index to detect dysthyroid optic neuropathy using multidetector computed tomography. **Clinics**, v. 63, n. 3, p. 301–306, 2008.
- [37] MÜLLER-FORELL, W.; KAHALY, G. J. Neuroimaging of Graves' orbitopathy. **Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 26, n. 3, p. 259–271, 2012.
- [38] NISHIDA, Y. et al. MRI measurements of orbital tissues in dysthyroid ophthalmopathy. **Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology**, v. 239, n. 11, p. 824–831, 2001.

- [39] NOYES, F. R. et al. Biomechanics of ligament failure. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 56, n. 7, p. 1406–1418, 1974.
- [40] NUGENT, R. A. et al. Graves orbitopathy: correlation of CT and clinical findings. **Radiology**, v. 177, n. 3, p. 675–682, 1990.
- [41] OTTO, A. J. et al. Retrobulbar pressures measured during surgical decompression of the orbit. **British journal of ophthalmology**, v. 80, n. 12, p. 1042–1045, 1996.
- [42] OZGEN, A.; ARIYUREK, M. Normative measurements of orbital structures using CT. **AJR. American journal of roentgenology**, v. 170, n. 4, p. 1093–1096, 1998.
- [43] PAYAN, Y. et al. Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery. **Comptes rendus biologiques**, v. 325, n. 4, p. 407–417, 2002.
- [44] PEYSTER, R. G. et al. High-resolution CT of lesions of the optic nerve. **American journal of neuroradiology**, v. 4, n. 2, p. 169–174, 1983.
- [45] REN, Y. et al. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics**, v. 125, n. 1, p. 71–77, 2004.
- [46] RICHMOND, B. G. et al. Finite element analysis in functional morphology. **The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology**, v. 283A, n. 2, p. 259–274, 2005.
- [47] SAGAWA, Y. et al. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. **Gait & posture**, v. 33, n. 4, p. 511–526, 2011.
- [48] SARKAR, S.; MAJUMDER, S.; ROYCHOWDHURY, A. Response of human head under static and dynamic load using finite element method. **Trends Biomater. Artif. Organs**, v. 17, n. 2, 2004.
- [49] SEKHON, M. S. et al. Association between optic nerve sheath diameter and mortality in patients with severe traumatic brain injury. **Neurocritical care**, v. 21, n. 2, p. 245–252, 2014.
- [50] SUETENS, P. **Fundamentals of medical imaging**. [s.l.] Cambridge university press, 2009.
- [51] TEIXEIRA, C.; FONSECA, E.; BARREIRA, L. Avaliação da resistência do colo do fêmur utilizando o modelo de elementos finitos. 2009.
- [52] TIAN, S. et al. MRI measurements of normal extraocular muscles and other orbital structures. **Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology**, v. 238, n. 5, p. 393–404, 2000.
- [53] TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia**. [s.l.] ArtMed, 2012.
- [54] VELLOSO, T. T. et al. Creation Of A Biomechanical 3d Model Of The Ocular Bulb Using The Finite Element Method (Fem). [s.d.].
- [55] VILLADOLID, M. et al. Untreated Graves' disease patients without clinical ophthalmopathy demonstrate a high frequency of extraocular muscle (EOM) enlargement by magnetic resonance. **The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 80, n. 9, p. 2830–2833, 1995.
- [56] VOO, L. et al. Finite-element models of the human head. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 34, n. 5, p. 375–381, 1996.
- [57] WEETMAN, A. P. Graves' disease. **New England Journal of Medicine**, v. 343, n. 17, p. 1236–1248, 2000.
- [58] WROBEL, J. S.; NAJAFI, B. Diabetic foot biomechanics and gait dysfunction. **Journal of diabetes science and technology**, v. 4, n. 4, p. 833–845, 2010.

- [59] ZACHOW, S.; ZILSKE, M.; HEGE, H.-C. **3D reconstruction of individual anatomy from medical image data: Segmentation and geometry processing.** [s.l.] ZIB, 2007.