UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Trabalho de Conclusão de Curso

ANÁLISE ESTRUTURAL UTILIZANDO MEF PARA AVALIAÇÃO DA ESTRUTURA ÓSSEA DA ÓRBITA

Gabriela Caires de Jesus

Natal/RN

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANÁLISE ESTRUTURAL UTILIZANDO MEF PARA AVALIAÇÃO DA ESTRUTURA ÓSSEA DA ÓRBITA

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Rio Grande do Norte para obtenção do título de Graduado em Engenharia Biomédica.

Graduanda: Gabriela Caires de Jesus

Orientadora: Profa. Karilany Dantas Coutinho

Natal/RN

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE

CENTRO DE TECNOLOGIA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

ANÁLISE ESTRUTURAL UTILIZANDO MEF PARA AVALIAÇÃO DA ESTRUTURA ÓSSEA DA ÓRBITA

Banca Examinadora do Trabalho de Conclusão de Curso:

Prof. Dra. Karilany Dantas Coutinho _____

UFRN – Orientadora

Prof. Dr. Custódio Leopoldino de Guerra Brito _____

UFRN – Avaliador Interno

Prof. João Carlos Arantes Costa Júnior _____

UFRN – Avaliador Interno

Natal/RN

2015

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a minha família pelo apoio incondicional em todos os momentos desse curso. Em especial devo agradecer ao meu pai por me inspirar a trabalhar duro, sempre estudar e aprender e nunca desistir dos meus objetivos.

Agradeço também a minha orientadora Karilany Dantas Coutinho, por apoiar a ideia desde o início e me auxiliar e guiar em todas as etapas de desenvolvimento do trabalho.

A Custódio Leopoldino de Guerra Brito por aceitar o convite para ser da banca e João Carlos Arantes Costa Júnior por aceitarem o convite de participação da banca, adicionando a banca diversificando a banca e provendo valiosos conselhos e sugestões.

Ao professor Wagner Souza, que apesar de sua breve passagem pelo departamento de engenharia biomédicam, é uma inspiração para mim e meus colegas.

Por fim, agradeço também a todos os meus amigos com quem dividi todos esses 5 anos tando no curso de Ciências e Tecnologia como em Engenharia Biomédica. Esses anos foram de muitas alegrias, tristezas, estudos coletivos, noites sem dormir, porém resultaram em muito aprendizado e ótimas amizades.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA 4

SUMÁRIO 5

LISTA DE FIGURAS 6

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS 7

RESUMO 8

ABSTRACT 9

1. INTRODUÇÃO 10

2. OBJETIVOS 12

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 13

4. METODOLOGIA 25

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES 32

6. CONCLUSÕES 35

7. REFERÊNCIAS 37

LISTA DE FIGURAS

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 11
Figura 2: Ilustração da anatomia da órbita direita. Fonte: "Illustration from Anatomy & Physiology" 14
Figura 3: Fatia axial da tomografia computadorizada, mostrando o artefato devido ao implante dentário metálico.....21
Figura 4: Imagem de TC exibida no Software Invesalius. 23
Figura 5: Renderização da imagem de tomografia ressaltando o tecido ósseo 24
Figura 6: Fluxograma do desenvolvimento do modelo 25
Figura 7: Na esquerda observa-se a uma fatia axial original e na direita uma fatia axial selecionada 26
Figura 8: Superfície gerada no Software Invesalius após processamento. 27
Figura 9: Modelo com redução de 50% do número pontos.....27
Figura 10: Condições de Contorno e Cargas Aplicadas 29
Figura 11: a) MEF do Modelo e b) Modelo Espelhado 29
Figura 12: Resultados de (A) translação total (6,31e-9mm) e (B) Máxima Tensão (5,19Pa). 33
Figura 13: Resultados de (A) translação total (4,107e-8mm) e (B) Máxima Tensão (33,7Pa). 34

LISTA DE ABREVIAÇÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

MEF	Método de Elementos Finitos
TC	Tomografia Computadorizada
CAD	Desenho Assistido por Computador
DICOM	Comunicação de Imagens Digitais em Medicina

JESUS, Gabriela Caires. **Título.** Trabalho de Conclusão de Curso, Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, 41 p., 2015.

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 sequela 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: Modelo de elementos finitos. Doença de Graves. Análise biomecânica.

JESUS, Gabriela Caires. **Title** Conclusion Work Project, Biomedical Engineering Bachelor Degree, Federal University of Rio Grande do Norte, 41 p., 2015.

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 course conclusion project 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.

1. INTRODUÇÃO

Para o melhor entendimento de estruturas anatômicas tanto no âmbito da pesquisa como com aplicações clínicas, as análises biomecânicas são uma ferramenta muito importante. 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 de reposição da cabeça do fêmur.

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 sequela 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.

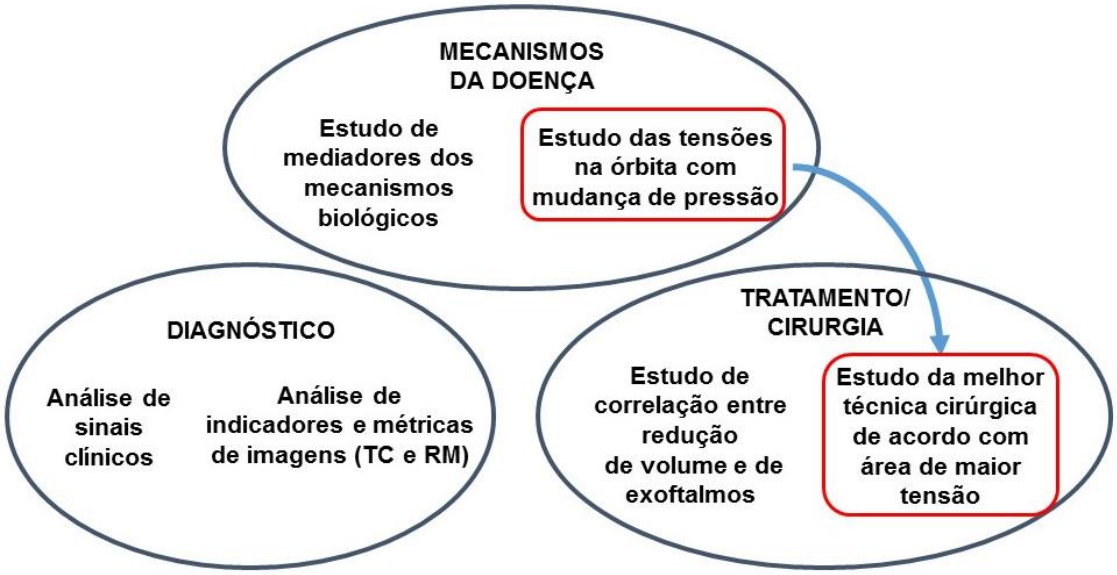


Figura 1: Modalidades de estudo da Doença de Graves, estudos dos mecanismos da doença, das ferramentas de diagnóstico e das opções de tratamento e cirurgia

Diante dessa problemática, esse trabalho de conclusão de curso propõe-se a realizar uma análise biomecânica da estrutura óssea das órbitas de um paciente, através de um modelo de elementos finitos, comparando-se as tensões causadas por pressões fisiológicas e patológicas.

2. OBJETIVOS

2.1. GERAL

Em geral, esse trabalho de conclusão de curso pretende permitir 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.

2.2. ESPECÍFICO

Os objetivos específicos consistem em:

- Extrair a estrutura óssea do paciente de uma tomografia computadorizada e limpar os ruídos da imagem e extrair somente a região de interesse de modo a obter um modelo CAD;
- Construir um modelo de elementos finitos com especificações de malha e material consistentes com a órbita humana;
- Realizar uma análise de elementos finitos aplicando cargas que simulem pressões intraorbitais fisiológicas e patológicas e comparar as regiões de estresse.
- Determinar valores de tensão e descolamento para cada umas das situações descritas.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Nessa seção será realizada uma revisão bibliográfica sobre tópicos relevantes para um melhor entendimento desse trabalho de conclusão de curso. Essa seção primeiramente abordará a estrutura óssea da órbita e disfunções relacionadas a pressão elevada dentro da órbita. Posteriormente, serão brevemente abordados estudos biomecânicos relacionados e, por fim, as ferramentas de estudos utilizadas nesse trabalho.

3.1. Estrutura Óssea da órbita

Os ossos podem ser classificados de acordo com a quantidade de espaços intercelulares que contém. O osso compacto contém menos espaços intercelulares o que resulta em uma maior rigidez, conferindo-o uma maior capacidade de resistir a impactos. Em contrapartida, o osso trabecular apresenta mais espaços intercelulares que são preenchidos por vasos e pela medula óssea vermelha (TORTORA; DERRICKSON, 2012). Devido a esta configuração, o osso trabecular apresenta menor capacidade de resistência a impactos, porém torna o osso mais leve.

A órbita é a cavidade que comporta o olho e as estruturas extra-oculares, como músculos, nervo óptico e gordura (TORTORA; DERRICKSON, 2012). Os ossos que compõe a órbita são ilustrados na Figura 2 (“Illustration from Anatomy & Physiology”). Nessa figura é possível observar que existem diversos ossos que compõem e delimitam a órbita:

- superiormente, o osso frontal;
- lateralmente, o osso zigomático;
- posteriormente, o osso esfenoide;
- inferiormente, a maxila e o osso palatino;
- medialmente, o osso palatino, etmoide e lacrimal.

Esses ossos delimitam a órbita e são os principais responsáveis por conter os conteúdos da órbita.

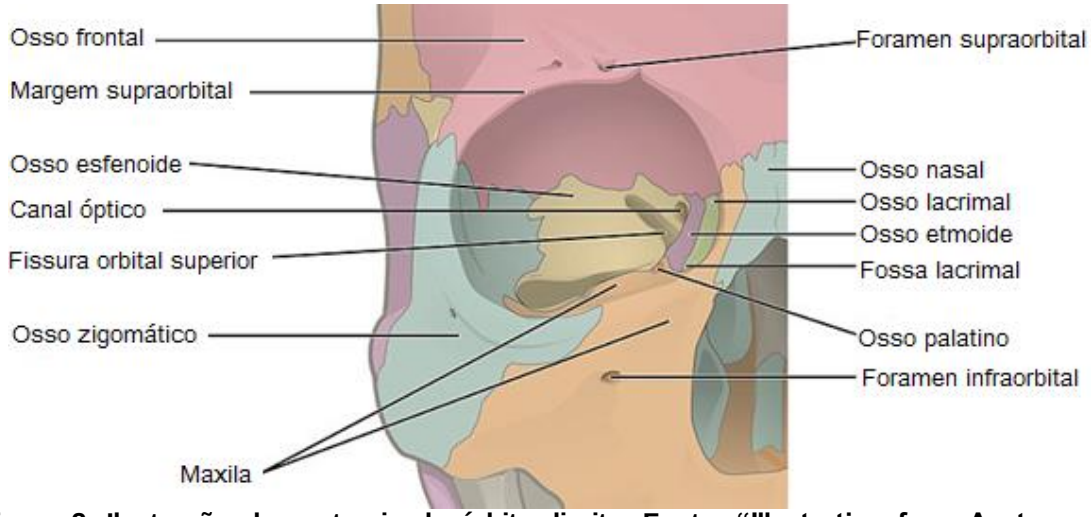


Figura 2: Ilustração da anatomia da órbita direita. Fonte: "Illustration from Anatomy & Physiology"

3.2. Doença de Graves

A Doença de Graves foi descrita primeiramente por Robert Graves que relacionou os sintomas de bócio, palpitações e exoftalmos (olhos saltados) (WEETMAN, 2000). Essa doença é causada pelos anticorpos estimuladores de tireóide que aumentam secreções na tireóide (WEETMAN, 2000; EPSTEIN; BAHN; HEUFELDER, 1993). Apesar do anticorpos estimulantes da tireóide causarem o hipertireioidismo de Graves, eles dificilmente são detectados por causa principalmente de testes pouco sensíveis, produção de anticorpos exclusivamente na tireóide e diagnóstico incorreto, principalmente em pacientes que apresentam histórico familiar de hipertireoidismo não autoimune (WEETMAN, 2000).

Na Doença de Graves, as células da tireóide são a fonte de antígenos da tireóide, assim como expressam diversas moléculas que modulam a autoimunidade da tireóide.

Como sequela da Doença de Graves pode ocorrer a oftalmopatia de Graves que é caracterizada por edema e inflamação dos músculos extraoculares, aumento nos tecidos conectivos e gordura da órbita (WEETMAN, 2000). O tecido muscular continua normal até estágios tardios da doença, quando pode atrofiar ou tornar-se fibrótico (WEETMAN, 2000).

Dos pacientes com hipertireiodismo, 60 a 80% tem Doença de Graves. A incidência dessa doença é maior em mulheres do que em homens e pouco comum em crianças (WEETMAN, 2000, GARRITY; BAHN, 2006). A oftalmopatia de Graves é prevalente em 50% dos pacientes e em 75% em pacientes que apresentam sintomas um ano antes ou depois do diagnóstico (WEETMAN, 2000). Entretanto, exames de imagem mostram aumento do tamanho dos músculos extraoculares na maioria dos pacientes sem sintomas (VILLADOLID *et al*., 1995). Cerca de 90% dos pacientes com oftalmopatia de Graves têm hipertireoidismo.

Há indícios de que os músculos não são o alvo do ataque autoimune, já que nos primeiros estágios da doença, os músculos não apresentam aumento (GARRITY; BAHN, 2006). Os aspectos histológicos apontam que os fibroblastos orbitais sejam o alvo da doença. Porém, como existe heterogenicidade na população de fibroblastos causando diferenças fenotípicas na sua atuação, sintomas diferentes ocorrem na população de pacientes. Por exemplo, alguns apresentam maior comprometimento nos músculos, com acumulação de gordura entre os músculos, enquanto outros apresentam maior expansão de tecido adiposo na órbita (GARRITY; BAHN, 2006).

Além disso, propriedades anatômicas da órbita contribuem para os aspectos clínicos da doença. Primeiramente, o compartimento formado pelos ossos da órbita dificulta a circulação venosa de sistemas de baixa pressão quando o volume dos conteúdos orbitais aumenta. Isso causa aumento da pressão retrobulbar e edema periorbital (GARRITY; BAHN, 2006). Então os sintomas da oftalmopatia de Graves podem ser explicados mecanicamente devido a diferença entre o volume aumentado dos tecidos orbitais e ao volume fixo a órbita (EPSTEIN; BAHN; HEUFELDER, 1993), que causam deslocamento do globo ocular (exoftalmos), além de dificultar o fluxo venoso para fora da órbita (GARRITY; BAHN, 2006).

Os sintomas da oftalmopatia de Graves incluem retração da pálpebra e edema periorbital. Além disso, exoftalmos (olhos saltados) ocorre em um terço dos pacientes e diplopia (visão dupla) em 5 a 10% dos pacientes (WEETMAN, 2000). A oftalmopatia de Graves é correlata a dermatite na pele da porção inferior e anterior da perna, conhecida como dermopatia tireóide (GARRITY; BAHN, 2006). Outro sintomas são fotofobia, lacrimação excessiva e sensação de

pressão atrás dos olhos (BAHN, 2010). Além disso, a expansão do volume dos conteúdos da órbita pode levar a compressão do nervo ótico, podendo acarretar perda da visão.

Para o diagnóstico da oftalmopatia, é recomendada a realização de exames de tomografia computadorizada ou ressonância magnética (WEETMAN, 2000). Na tomografias computadorizadas, a maioria dos pacientes com oftalmopatia de Graves apresenta aumento do conteúdo de gordura, de músculos extraoculares ou de ambos (EPSTEIN; BAHN; HEUFELDER, 1993). Exames de imagem são importantes, particularmente em paciente com exoftalmos monocular, para eliminar a possibilidade de tumor retrobulbar ou malformação arteriovenosa (WEETMAN, 2000). Além disso, existem algumas métricas que auxiliam diagnóstico. Essas métricas podem ser obtidas em clínica ou por meio de cálculos nas imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética realizados.

Dentre essas métricas pode-se listar: volume dos músculos extra-oculares (HALLIN; FELDON, 1988a; NISHIDA *et al*., 2001); volume do olho (HALLIN; FELDON, 1988a); volume do nervo óptico (TIAN *et al*., 2000); diâmetro do olho e dos músculos (OZGEN; ARIYUREK, 1998; NISHIDA *et al*., 2001; MÜLLER-FORELL; KAHALY, 2012; NUGENT *et al*., 1990); área da seção transversal do nervo óptico (NISHIDA *et al*., 2001); comprimento e máximo diâmetro do nervo óptico (NUGENT *et al*., 1990; SEKHON *et al*., 2014; PEYSTER *et al*., 1983, p. -); index de Barrett (BARRETT *et al*., 1988; MONTEIRO *et al*., 2008); e index de Hertel (MÜLLER-FORELL; KAHALY, 2012; KIRSCH; HAMMER; VON ARX, 2009; KAWA *et al*., 2014).

O tratamento do hipertireiodismo de Graves se dá por administração de drogas antireiode, iodo radiotivo ou cirurgia (WEETMAN, 2000). A oftalmopatia de Graves é tratada diferentemente de acordo com o grau. Para casos leves a moderados a condição melhora espontaneamente. Para casos severos em que ocorre dano a visão, geralmente a condição melhora em dois terços dos pacientes com tratamento à base de glucocorticoides.

A Descompressão orbital é a cirurgia de remoção de paredes da órbita que permite o deslocamento dos conteúdos orbitais para os sinus maxilar (BAHN, 1993). Esse procedimento cirúrgico melhora casos de exoftalmos e neurite

óptica (WEETMAN, 2000). Além disso, pode ser feita cirurgia cosmética reparo da retração das pálpebras (WEETMAN, 2000).

3.3. Pressão intraorbital

O aumento do volume dos conteúdos orbitais (tecidos musculares e conectivos) confinados dentro da cavidade da órbita causa aumento na pressão intraorbital (BAHN, 1993), também conhecida como pressão retrobulbar (OTTO *et al*., 1996), causando protrusão dos olhos e diminuição do retorno venoso, resultando nos seguintes sintomas: proptose, edema periorbital, edema palpebral e edema da conjuntiva ocular e diminuição da função dos músculos extraoculares (BAHN, 1993).

Quando há aumento da pressão intraobital e ocorre protrusão dos olhos e deslocamento da pálpebra, não ocorre diminuição significativa na pressão, pois o espaço liberado por esses fenômenos não é suficiente para alivar toda a pressão causada pelo aumento de volume (OTTO *et al*., 1996).

Os valores de pressão intraorbital relatados na literatura são referentes a casos clínicos. No estudo de Bueno *et al*. (2008), o valor de pressão intraorbital foi de 24 mm Hg em ambas as órbitas (BUENO *et al*., 2008). Um estudo com 8 pacientes com oftalmopatia de Graves, a média de pressão intraorbital antes da cirurgia foi 28,7 mm Hg e em órbitas sem a doença as pressões intraorbitais foram de 9 mm Hg e 11 mm Hg; após a cirurgia a média passou a 18,7 mm Hg (OTTO *et al*., 1996). Na pesquisa de Otto *et al*. (1996), o valor de pressão intraorbital normal ficou entre 3mmHg e 4,5mmHg. Em outro estudo (BERTHOUT *et al*., 2010), a média das pressões intraorbitais para pacientes com neurite óptica foi de 26,9mmHg e o valor normal segundo estimativas de literatura foi de 4 mmHg.

3.4. Estudos biomecânicos

Estudos biomecânicos são realizados há muito tempo para melhor entendimento do funcionamento de estruturas do corpo (RICHMOND *et al*., 2005). Existem estudos com finalidades de pesquisa que visam um entendimento global do sistema e propriedades mecânicas, assim como existem

estudos com finalidade de aplicação clínica com modelos específicos a pacientes para auxiliar diagnósticos e tratamentos.

A biomecânica quando está dentro do escopo da cinesiologia é comumente associada a estudos do movimento humano (KNUDSON, 2007). Além disso existe um grande interesse de como as cargas estáticas geram tensões no corpo humano (RICHMOND *et al*., 2005).

Dentre os modelos estáticos com aplicação de cargas, existem diversas estruturas anatômicas que são estudadas atualmente e variados interações entre estruturas anatômicas e componentes externos.

Dentre modelos que visam estudar fenômenos e que envolvam a interação de mais de uma estrutura, pode-se listar diversos estudos da marcha tais como para diabéticos (WROBEL; NAJAFI, 2010), amputados (SAGAWA *et al*., 2011) e modelos do corpo humano carregando cargas (CHAFFIN, 1969). Além disso, existem estudos da interação do corpo com materiais implantados, dentre eles estudos de cargas sobre implantes de fêmur, análises de cargas sobre implantes dentários (BRUNSKI, 1999) e análises de cargas sobre aparelhos ortodônticos (REN *et al*., 2004). Ademais, existem estudos biomecânicos de propriedades físicas de materiais tais como microestrutura do osso (KEAVENY *et al*., 2001), biomecânica de falha de ligamentos (NOYES *et al*., 1974), avaliação da resistência do colo do fêmur utilizando o modelo de elementos finitos (TEIXEIRA; FONSECA; BARREIRA, 2009). Existem pesquisas sobre procedimentos, tal como um modelo biomecânico para simular consequências de cirurgia maxilofacial (PAYAN *et al*., 2002), e de processos fisiológicos, tal como modelo de fratura e cicatrização óssea (DOBLARÉ; GARCIA; GÓMEZ, 2004) e experimentos de carga e fadiga em osso (CHAMAY, 1970).

Assim como todos os modelos, nesses estudos são necessárias considerações sobre a validade do modelo em relação ao comportamento real da estrutura e saber interpretar os resultados (COOK, 1974).

3.5. Método de Elementos Finitos

Na engenharia e ciências, a maioria dos problemas pode ser descrita por equações diferenciais. Apesar de muitas situações serem solucionáveis por esse método, quando existem problemas com formatos arbitrários, os métodos analíticos não se aplicam. Para isso, existe o Método de Elementos Finitos

(MEF), no qual um corpo é dividido em elementos, que são conectados por nós e a solução do sistema pode ser aproximada (FISH; BELYTSCHKO, 2007).

O processo de dividir um corpo gera uma malha e um modelo de elementos finitos, frequentemente é descrito pelo número de elementos e de nós e o número de equações a ser resolvida é proporcional ao número de graus de liberdade do sistema, que é dado por (Número de nós x número de graus de liberdade por nó – número de graus de liberdade prescritos). Portanto, o sistema de equações gerado deve ser resolvido por um software, porque facilmente as análises chegam a ter de 10^3 a 10^6 equações (FISH; BELYTSCHKO, 2007).

Em modelos de elementos finitos, a aproximação da resposta tende a ser mais precisa quanto maior o número de elementos, ou seja, quanto maior o refinamento da malha, porém essa melhoria resulta em aumento do processamento computacional e consequentemente, em maior tempo de análise. Nesse sentido, é necessário saber balancear entre refinamento do sistema e tempo para análise.

Além disso, atualmente existem diversos softwares que facilitam muito a análise de elementos finitos e é necessário conhecimento do sistema e do método para entender se o programa está entregando resultados compatíveis com o sistema e a análise (COOK, 1974), pois esses softwares de análise podem por vezes deixar considerações importantes subentendidas e causar análises mal interpretadas ou até mesmo errôneas.

A análise de elementos finitos pode ser aplicada a diversas áreas da engenharia, tais como análises térmica e de tensão de componentes industriais, análises sísmicas de diversas estruturas, análises de colisão de automóveis, análises de fluxo de sistemas de ventilação, análises eletromagnéticas de antenas (FISH; BELYTSCHKO, 2007), além de áreas como medicina, tais como, previsão de resultado de cirurgias plásticas, reconstrução de maxilar e correção de escoliose (FISH; BELYTSCHKO, 2007), e odontologia, tais como análises de tensões em implantes dentários e simulação de correções em ortodontia (LOTTI *et al*., 2006). Existem vários modelos de elementos finitos simulando impacto a cabeça, os quais são revisados em (VOO *et al*., 1996).

3.6. Tomografia Computadorizada (TC)

A tomografia computadorizada foi implementada com sucesso pelo engenheiro inglês Houndsfield (HOUNSFIELD, 1973) em 1972. Essa invenção tem avançado muito e é reconhecida como a maior invenção em radiologia diagnóstica desde os raios X (KALENDER, 2011).

Tomografia computadorizada (TC) é uma modalidade de imagem que produz imagens transversais que traduzem propriedades de atenuação de raios-X. As imagens são produzidas através da emissão de raios-X que atravessam o paciente, sendo assim atenuados e detectados no lado oposto ao da emissão, obtendo o sinograma da imagem, que corresponde a distribuição de intensidades dos tecidos naquele ângulo (HERMAN, 2009). Emissor e detector são posicionados em diversos ângulos ao redor do paciente e são transladados axialmente para cobrir todo o volume. A partir dos sinogramas obtidos, imagens de fatias podem ser reconstruídas em computador. Comumente, as imagens formadas contém 512x512 pixels e cada imagem representa uma fatia. A intensidade na imagem representa a Hounsfield unit (HU) que é uma função do coeficiente de atenuação de cada tecido (SUETENS, 2009).

Imagens de tomografia computadorizada contêm informações volumétricas sobre estruturas contidas dentro do corpo, podendo ser utilizadas para estudos de diversas estruturas anatômicas.

Imagens de tomografia computadorizada evoluíram muito desde os desenvolvimentos iniciais na década de 70, porém ainda existem problemas com qualidade da imagem e artefatos que podem ser gerados no processo de reconstrução. Diversos artefatos podem existir, tais como artefatos de movimento do paciente, “endurecimento” do feixe, feixes difusos, efeitos de volumes parciais e implantes metálicos (KALENDER, 2011). Embora a completa descrição desses artefatos não caiba ao escopo deste trabalho, contudo é interessante destacar um artefato presente na imagem utilizada nesse trabalho, que é o causado por implantes metálicos.

Como é possível perceber na Figura 3, a imagem utilizada nesse trabalho apresenta um artefato devido a presença de um implante dentário metálico, que por apresentar uma densidade muito maior que os tecidos ao seu redor, provocou o aparecimento de feixes, os quais dependendo a orientação do scanner, podem interferir na imagem da região que se deseja investigar. Porém na imagem utilizada nesse trabalho, o artefato gerado pelo implante não

interferiu na região da órbita e foi eliminado no processamento da imagem descrito na metodologia.

Figura 3: Fatia axial da tomografia computadorizada, mostrando o artefato devido ao implante dentário metálico.

3.6.1. Tomografia computadorizada no estudo do osso

Esse estudo depende do uso de uma imagem 3D da região do crânio de um paciente sadio da qual possa ser obtida a estrutura óssea de todo o crânio. Nesse sentido, as principais modalidades de imagem que poderiam ser utilizadas são tomografia computadorizada e ressonância magnética.

Por ser necessário utilizar uma imagem 3D poderia ser selecionada uma imagem de ressonância magnética, porém essa modalidade de imagem obtém maior contraste em tecidos moles devido a seu princípio baseado em imagem de prótons, núcleo de hidrogênio positivamente carregado, abundante em tecidos contendo água, proteínas, lipídios e outras macromoléculas em abundância (EDELMAN, *et al.,* 1993)

Apesar da ressonância poder ser empregada, a tomografia computadorizada é indicada para o estudo da estrutura óssea porque o coeficiente de atenuação do osso é bem maior que o dos tecidos moles, proporcionando alto contraste entre essas estruturas. Valores para coeficientes de atenuação podem ser encontrados em (HUBBELL; SELTZER, 1995).

Tomógrafos podem ser utilizados para determinar densidade óssea (HANGARTNER; GILSANZ, 1996) auxiliando a avaliação da qualidade do osso e detecção de estados clínicos como osteoporose.

A) Manipulação de imagens de Tomografia Computadorizada

As imagens de tomografia computadorizada contêm em cada voxel informações de intensidade, sendo possível realizar diversas manipulações de modo a obter imagens mais favoráveis à interpretação e diagnóstico. Dentre as manipulações possíveis estão determinação de valores TC em pixels arbitrários na imagem, escolha de regiões de interesse (circular, elíptica, retangular, poligonal), medição de médias e desvio padrão na região de interesse, determinação de histograma para a região de interesse, medição de áreas, volumes, distâncias e ângulos, zoom e translação da imagem, filtragem da imagem, e adição ou subtração com outras imagens (KALENDER, 2011).

Além dos consoles dos equipamentos de tomografia, existem diversos softwares comerciais para manipulação de imagens médicas. As imagens de tomografia computadorizada utilizadas nesse trabalho são do formato DICOM, que é um conjunto de protocolos para armazenamento e tratamento de informação de imagens médicas (BIDGOOD *et al*., 1997). para visualização e manipulação das imagens, foi utilizado o software livre Invesalius (AMORIM *et al*., 2011).

Na figura 2 é mostrada uma tomografia na visão triplanar e a renderização visualizada no Software Invesalius.

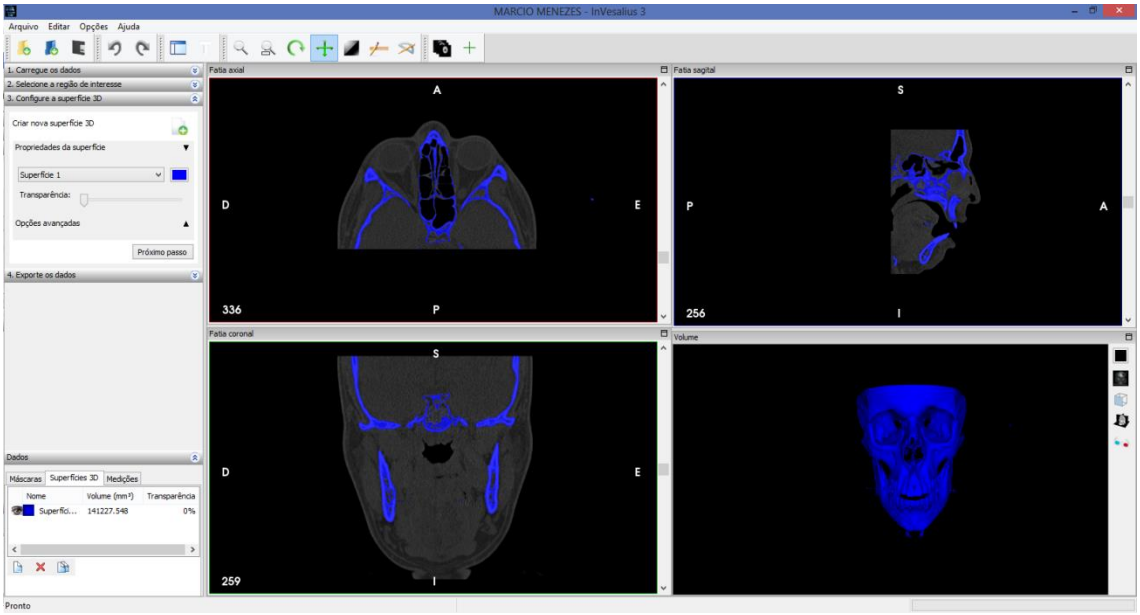


Figura 4: Imagem de TC exibida no Software Invesalius.

Na Figura 4 é exibida uma imagem de tomografia computadorizada em visão triplanar que consiste em uma fatia axial, uma fatia sagital e uma fatia coronal.

Imagens de tomografia comumente são visualizadas na forma 2D, através de fatias nas orientações, axial, sagital ou coronal. Além disso, existe a possibilidade da construção de um volume 3D através de uma processo chamado renderização, no qual as diversas fatias são combinadas de modo a criar um volume que permite a visualização das estruturas de uma forma realista (KALENDER, 2011). No volume renderizado, as informações originais da imagem de TC são perdidas, porém, esse tipo de imagem é muito útil na visualização de estruturas com grande contraste em relação aos tecidos adjacentes, como é o caso do esqueleto humano. Na Figura 5 é mostrada a renderização do tecido ósseo da tomografia computadorizada utilizada nesse trabalho.

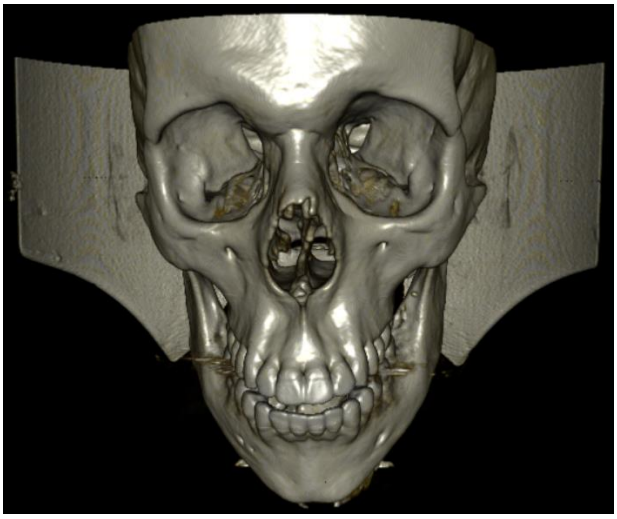


Figura 5: Renderização da imagem de tomografia ressaltando o tecido ósseo

B) Método de Segmentação da Região de Interesse

A Segmentação consiste em selecionar uma região de interesse de uma imagem. A mesma pode ser feita manualmente, mas um procedimento comum é selecionar regiões de interesse aplicando um limiar para intensidade (ZACHOW; ZILSKE; HEGE, 2007). Esse método de segmentação é eficiente para imagens de alto contraste, como é o caso de ossos e tecidos moles em TC (SUETENS, 2009).

Na figura 4, observa-se que nessas três imagens, há uma região destacada em azul. Essa região foi delimitada pela aplicação de um limiar para ossos, que possibilitou destacar essa região dos tecidos moles ao redor. A região de interesse também pode ser alterada com ferramentas de edição a fim de corrigir possíveis imperfeições oriundas desse processo. As imperfeições possíveis são na maioria das vezes causadas por resolução insuficiente para distinguir estruturas anatômicas pequenas ou com tamanho comparável a resolução (ZACHOW; ZILSKE; HEGE, 2007).

4. METODOLOGIA

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 que é mostrado na Figura 6.

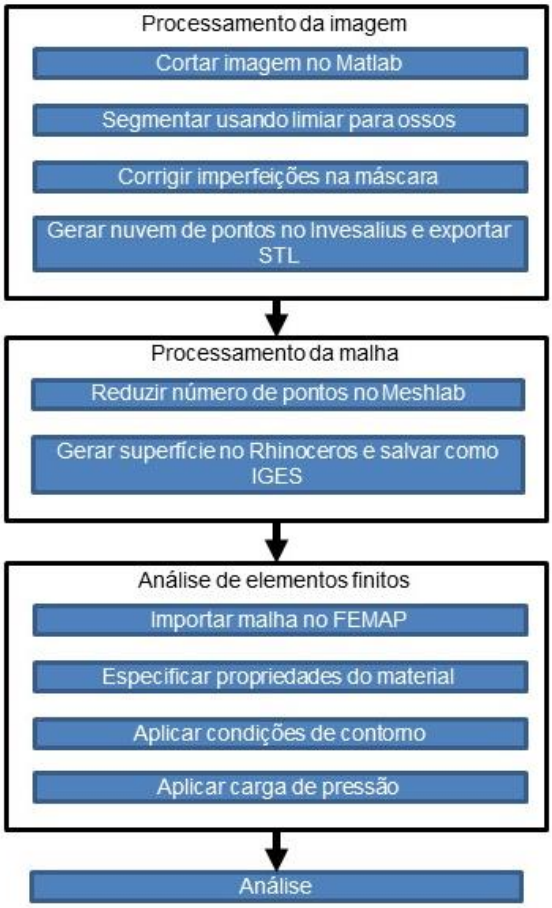


Figura 6: Fluxograma do desenvolvimento do modelo

4.1. 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.

Tentou-se a princípio utilizar todo o crânio do paciente, porém essa estrutura se revelou grande para processamento e geração do modelo. Com o objetivo de reduzir o custo computacional, selecionou-se para o modelo ½ 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, apaga as regiões fora da área de interesse, salvando por final a imagem final de interesse. Na Figura 7 é possível visualizar o resultado dessa operação.

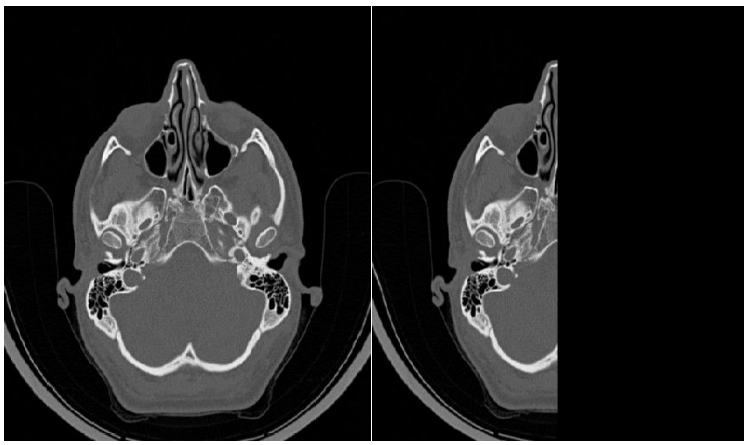


Figura 7: Na esquerda observa-se a uma fatia axial original e na direita uma fatia axial selecionada

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 8.

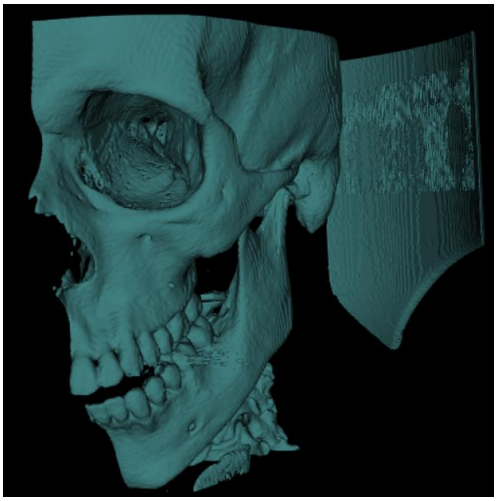


Figura 8: Superfície gerada no Software Invesalius após processamento.

4.1.1. Manipulação da Imagem Médica

A nuvem de pontos gerada do Softare Invesalius, Figura 8, 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 9. O software utilizado para o procedimento foi Meshlab (CIGNONI; CORSINI; RANZUGLIA, 2008), que é um software para edição de malhas.

Figura 9: Modelo com redução de 50% do número pontos.

4.2. 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.

4.2.1. 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 de 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.

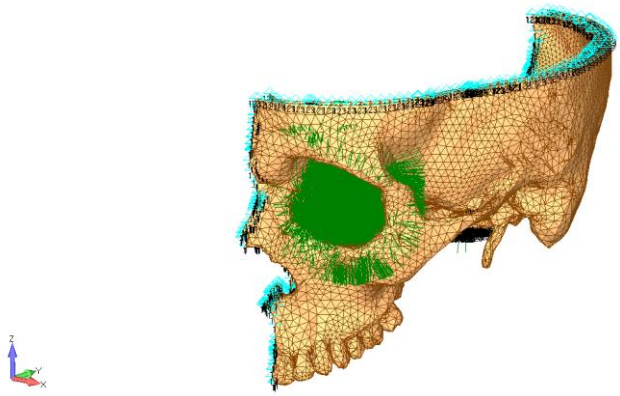


Figura 10: Condições de Contorno e Cargas Aplicadas

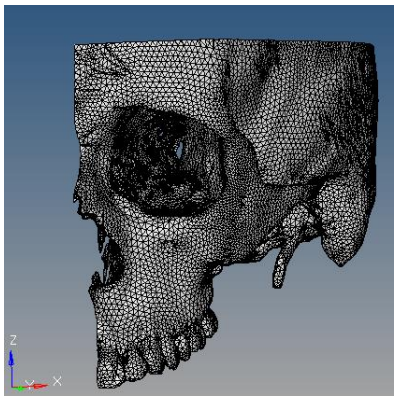
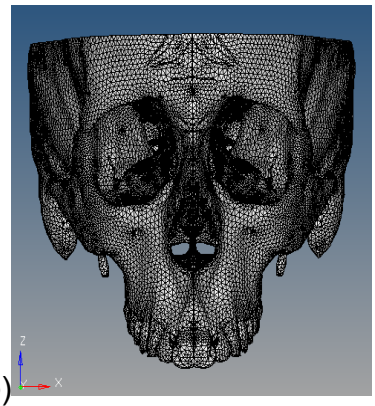
a)  b) 

Figura 11: a) MEF do Modelo e b) Modelo Espelhado

4.2.2. 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
Coeficiente 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).

4.2.3. 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 10.

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.

5. 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.

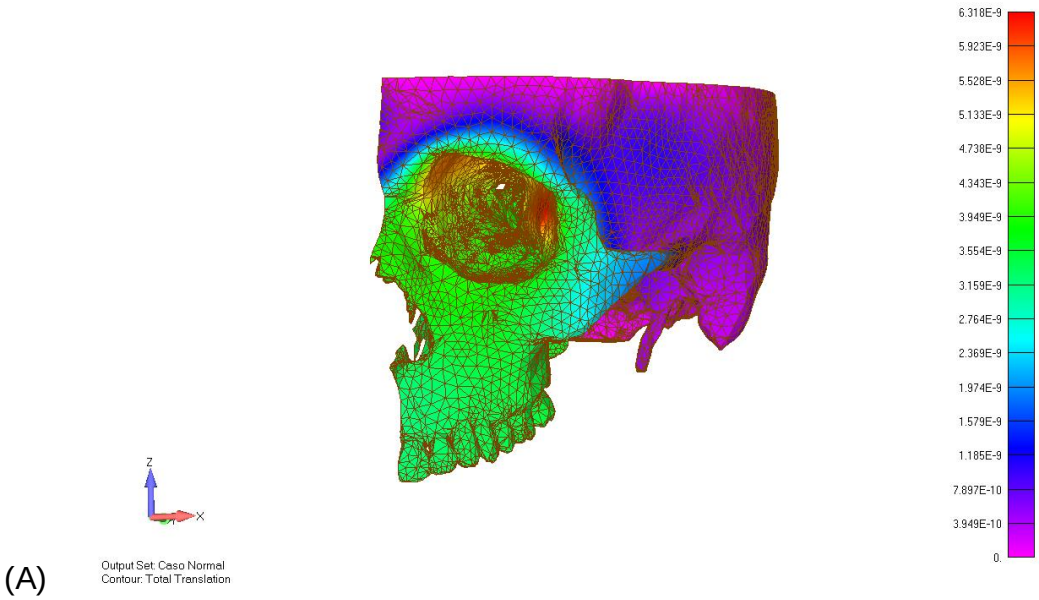
Esta seção está organizada de modo a mostrar primeiro os resultados para o modelo sem patologia e depois o modelo com patologia.

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.

5.1. Modelo sem Patologia

Após a execução da análise, foram obtidos os resultados listados na Figura 12 de (A) translação total e (B) máxima tensão do modelo com pressão aplicada simulando paciente que não apresenta a patologia.



(A)

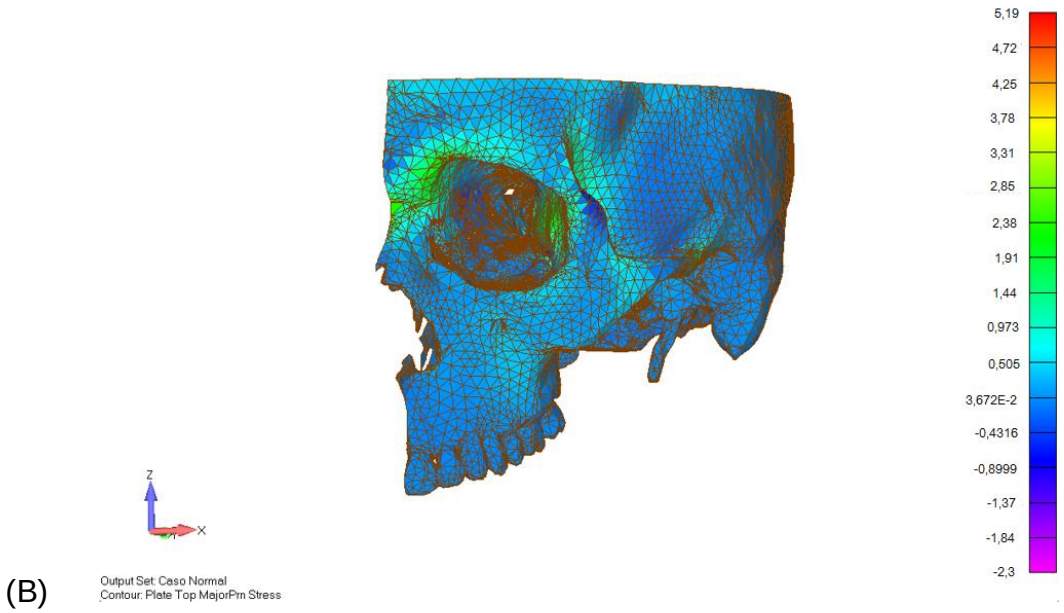


Figura 12: Resultados de (A) translação total (6,31e-9mm)e (B) Máxima Tensão (5,19Pa).

Na Figura 12 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 x 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 5,19Pa.

5.2. Modelo com Patologia

Após a execução da análise, foram obtidos os resultados listados na Figura 13 de (A) translação total e (B) máxima tensão do modelo com pressão aplicada simulando paciente com a patologia.

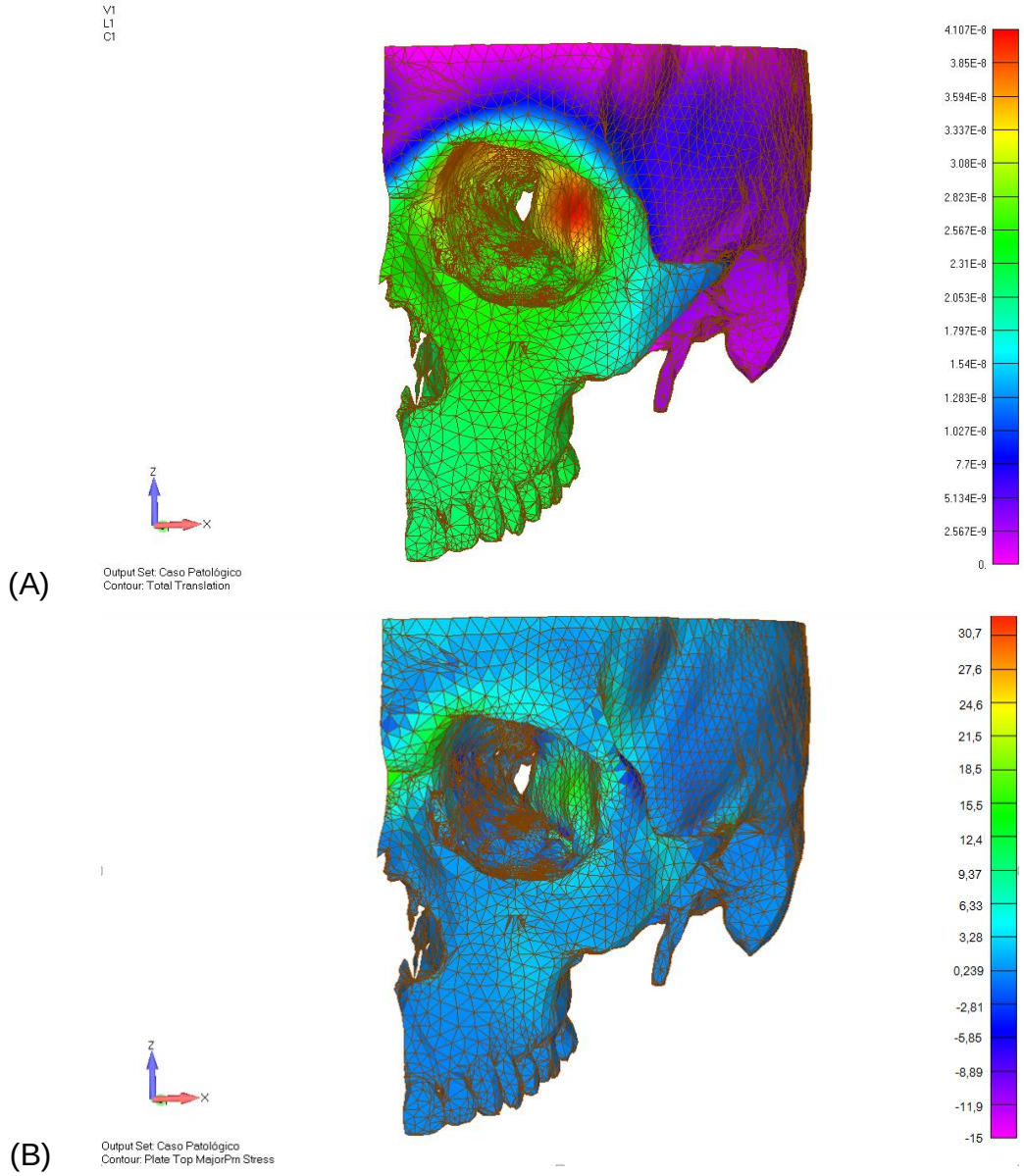


Figura 13: Resultados de (A) translação total (4,107e-8mm)e (B) Máxima Tensão (33,7Pa).

Na Figura 13, 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 x 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 33,7Pa.

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, porem estes valores já interferem no conforto do paciente.

Os deslocamentos resultantes, apesar de pequenos, 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 descompressão 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. Esse tipo de análise pode ser realizada em um estudo futuro, investigando efeitos dos diversos tipos de cirurgia de descompressão intraorbital.

Além disso, esse estudo foi realizado utilizando a imagem de tomografia de um paciente, utilizando seus dados específicos de anatomia, possibilitando fazer uma análise personalizada, com simulações mais próximas do real do que se o modelo tivesse sido desenhado geometricamente.

6. CONCLUSÕES

Baseado no que foi exposto:

- O estudo mostra como é possível gerar modelos com dados específicos para o paciente, possibilitando fazer uma análise personalizada;
- Verificou-se que, devido a aplicação de pressão simulando a patologia, os valores tanto de tensão como de deslocamento aumentaram 6,5 vezes em relação ao modelo sem patologia

- No modelo, houve concentração de tensões nas paredes laterais, sendo interessante investigar o efeito da retirada dessas paredes na distribuição de tensões na órbita na cirurgia de decompressão orbital.
- 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 descompressão 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.

7. REFERÊNCIAS

AMORIM, P. H., de Moraes, T. F., Azevedo, F. D. S., & da Silva, J. V. InVesalius: Software Livre de Imagens Médicas. **Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer-CTI, campinas/SP–2011-CSBC2011**, 2011.

BAHN, R. The enigma of Graves' ophthalmopathy. **Western journal of medicine**, v. 158, n. 6, p. 633, 1993.

BAHN, R. S. Graves' ophthalmopathy. **New England Journal of Medicine**, v. 362, n. 8, p. 726–738, 2010.

BARRETT, L., Glatt, H. J., Burde, R. M., & Gado, M. H. Optic nerve dysfunction in thyroid eye disease: CT. **Radiology**, v. 167, n. 2, p. 503–507, 1988.

BERTHOUT, A., Vignal, C., Jacomet, P. V., Galatoire, O., & Morax, S. Mesure de la pression intraorbitaire avant, pendant et après décompression orbitaire osseuse dans l'orbitopathie dysthyroïdienne. **Journal Français d'Ophtalmologie**, v. 33, n. 9, p. 623–629, 2010.

BIDGOOD, W. D., Horii, S. C., Prior, F. W., & Van Syckle, D. E. 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.

BRENT, G. A. Graves' disease. **New England Journal of Medicine**, v. 358, n. 24, p. 2594–2605, 2008.

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.

BUENO, M. A. D. C., Guidi, M. D. C., Oliveira, L. M. D., Kharmandayan, P., Facchina, P. H., & Psillakis, J. M. 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.

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.

CHAMAY, A. Mechanical and morphological aspects of experimental overload and fatigue in bone. **Journal of biomechanics**, v. 3, n. 3, p. 263–270, 1970.

CIGNONI, P.; CORSINI, M.; RANZUGLIA, G. Meshlab: an open-source 3d mesh processing system. **Ercim news**, v. 73, p. 45–46, 2008.

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.

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.

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.

EDELMAN, R. R., & Warach, S. (1993). Magnetic resonance imaging. New **England Journal of Medicine,** 328(10), 708-716.

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.

FISH, J.; BELYTSCHKO, T. **A first course in finite elements**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2007.

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.

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.

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.

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.

HERMAN, G. T. **Fundamentals of computerized tomography: image reconstruction from projections**. [s.l.] Springer Science & Business Media, 2009.

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.

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.

Illustration from Anatomy & Physiology. , [s.d.].

KALENDER, W. A. **Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications**. [s.l.] John Wiley & Sons, 2011.

KAWA, M. P., Machalińska, A., Wilk, G., & Machaliński, B. Graves' Ophthalmopathy Imaging Evaluation. 2014.

KEAVENY, Keaveny, T. M., Morgan, E. F., Niebur, G. L., & Yeh, O. C. Biomechanics of trabecular bone. **Annual review of biomedical engineering**, v. 3, n. 1, p. 307–333, 2001.

KIRSCH, E.; HAMMER, B.; VON ARX, G. Graves' orbitopathy: current imaging procedures. **Swiss Med Wkly**, v. 139, n. 43-44, p. 618–23, 2009.

KLEIVEN, S. Finite element modeling of the human head. 2002.

KNUDSON, D. **Fundamentals of biomechanics**. [s.l.] Springer Science & Business Media, 2007.

LOTTI, Lotti, R. S., Machado, A. W., Mazzieiro, Ê. T., & Landre Júnior, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, v. 11, n. 2, p. 35–43, 2006.

LUBOZ, V., Pedrono, A., Ambard, D., Boutault, F., Payan, Y., & Swider, P. Prediction of tissue decompression in orbital surgery. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 2, p. 202–208, 2004.

LUBOZ, V., Ambard, D., Swider, P., Boutault, F., & Payan, Y. 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.

MCELHANEY, J. H., Fogle, J. L., Melvin, J. W., Haynes, R. R., Roberts, V. L., & Alem, N. M. Mechanical properties of cranial bone. **Journal of biomechanics**, v. 3, n. 5, p. 495–511, 1970.

MONTEIRO, M. L., Gonçalves, A. C., Silva, C., Moura, J. P., Ribeiro, C. S., & Gebrim, E. M. Diagnostic ability of Barrett's index to detect dysthyroid optic neuropathy using multidetector computed tomography. **Clinics**, v. 63, n. 3, p. 301–306, 2008.

MÜLLER-FORELL, W.; KAHALY, G. J. Neuroimaging of Graves' orbitopathy. **Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 26, n. 3, p. 259–271, 2012.

NISHIDA, Nishida, Y., Tian, S., Isberg, B., Tallstedt, L., & Lennerstrand, G. MRI measurements of orbital tissues in dysthyroid ophthalmopathy. **Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology**, v. 239, n. 11, p. 824–831, 2001.

NOYES, F. R., TORVIK, P. J., HYDE, W. B., & DELUCAS, J. L. Biomechanics of ligament failure. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 56, n. 7, p. 1406–1418, 1974.

NUGENT, R. A., Belkin, R. I., Neigel, J. M., Rootman, J., Robertson, W. D., Spinelli, J., & Graeb, D. A. Graves orbitopathy: correlation of CT and clinical findings. **Radiology**, v. 177, n. 3, p. 675–682, 1990.

OTTO, A. J., Koornneef, L., Mourits, M. P., & Deen-van Leeuwen, L. Retrobulbar pressures measured during surgical decompression of the orbit. **British journal of ophthalmology**, v. 80, n. 12, p. 1042–1045, 1996.

OZGEN, A.; ARIYUREK, M. Normative measurements of orbital structures using CT. **AJR. American journal of roentgenology**, v. 170, n. 4, p. 1093–1096, 1998.

PAYAN, Y., Chabanas, M., Pelorson, X., Vilain, C., Levy, P., Luboz, V., & Perrier, P. Biomechanical models to simulate consequences of maxillofacial surgery. **Comptes rendus biologies**, v. 325, n. 4, p. 407–417, 2002.

PEYSTER, R. G., Hoover, E. D., Hershey, B. L., & Haskin, M. E. High-resolution CT of lesions of the optic nerve. **American journal of neuroradiology**, v. 4, n. 2, p. 169–174, 1983.

REN, Y., Maltha, J. C., Van't Hof, M. A., & Kuijpers-Jagtman, A. M. 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.

RICHMOND, B. G., Wright, B. W., Grosse, I., Dechow, P. C., Ross, C. F., Spencer, M. A., & Strait, D. S. 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.

SAGAWA, Y., Turcot, K., Armand, S., Thevenon, A., Vuillerme, N., & Watelain, E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. **Gait & posture**, v. 33, n. 4, p. 511–526, 2011.

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.

SEKHON, M. S., McBeth, P., Zou, J., Qiao, L., Kolmodin, L., Henderson, W. R., ... & Griesdale, D. E. 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.

SUETENS, P. **Fundamentals of medical imaging**. [s.l.] Cambridge university press, 2009.

TEIXEIRA, C.; FONSECA, E.; BARREIRA, L. Avaliação da resistência do colo do fémur utilizando o modelo de elementos finitos. 2009.

TIAN, S. U. N. A., Nishida, Y., Isberg, B., & Lennerstrand, G. (2000). 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.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia**. [s.l.] ArtMed, 2012.

VELLOSO, T. T., Menezes, N. C., Rocha, D. N., & Pinotti, M. Creation Of A Biomechanical 3d Model Of The Ocular Bulb Using The Finite Element Method (Fem).

VILLADOLID, M. C., Yokoyama, N., Izumi, M., Nishikawa, T., Kimura, H., Ashizawa, K., ... & Nagataki, S. 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.

VOO, L., Kumaresan, S., Pintar, F. A., Yoganandan, N., & Sances Jr, A. Finite-element models of the human head. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 34, n. 5, p. 375–381, 1996.

WEETMAN, A. P. Graves' disease. **New England Journal of Medicine**, v. 343, n. 17, p. 1236–1248, 2000.

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.

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