



MODELO COMPUTACIONAL DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Camila Monteiro de Faria

camila.monteiro@engenharia.ufjf.br

Graduação em Engenharia Mecânica

Flávia de Souza Bastos

flavia.bastos@ufjf.edu.br

Programa de Pós Graduação em Modelagem Computacional

Universidade Federal de Juiz de Fora

Rua José Lourenço Kelmer, s/n – Martelos, 36036-330, Minas Gerais, Juiz de Fora, Brasil

Karina Lopes Devito

karina.devito@ufjf.edu.br

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica

Alessiana Helena Machado

alessiana@hotmail.com

Mestrado em Clínica Odontológica

Faculdade de Odontologia

Universidade Federal de Juiz de Fora

Rua José Lourenço Kelmer, s/n – Martelos, 36036-330, Minas Gerais, Juiz de Fora, Brasil

Resumo: A disfunção temporomandibular (DTM) abrange vários problemas clínicos que envolvem a musculatura da mastigação, a articulação tempormandibular (ATM) e estruturas associadas. De acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS) 30% da população mundial sofre com as desordens da ATM. As desordens da ATM têm como precedentes o mau funcionamento dos componentes da articulação, tais como, disco articular, ligamentos e músculos. Esse mau funcionamento pode gerar problemas como os deslocamentos do disco articular e desgastes das estruturas ósseas. A modelagem computacional tem auxiliado a

CILAMCE 2017

Proceedings of the XXXVIII Iberian Latin-American Congress on Computational Methods in Engineering
P.O. Faria, R.H. Lopez, L.F.F. Miguel, W.J.S. Gomes, M. Noronha(Editores), ABMEC, Florianópolis, SC,
Brazil, November 5-8, 2017.

área de saúde em geral para simular movimentos e analisar comportamentos materiais (através de análises de tensão x deformação) e o funcionamento de estruturas biológicas.

Neste trabalho será abordada a modelagem computacional da ATM. A hipótese principal é de que as simulações auxiliem os profissionais no aperfeiçoamento de cirurgias, prevenção e tratamento da osteoartrite. Os passos deste trabalho consistem em identificar as estruturas, superposição de imagens em planos paralelos utilizando programas do tipo CAD, geração de um volume 3D que corresponda à estrutura biológica estudada, adaptações necessárias para a análise. Após a geração, o volume será importado para um programa de elementos finitos, onde serão atribuídas propriedades materiais (de acordo com a literatura), condições de contorno iniciais para a simulação dos movimentos e a análise das tensões geradas no disco articular de uma ATM saudável.

Keywords: ATM, Osteoartrite, Segmentação de Imagens, Reconstrução 3D.

1. INTRODUÇÃO

ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

Anatomia e seu funcionamento

A articulação temporomandibular (ATM) é classificada como uma articulação composta, constituída pelo côndilo mandibular, fossa mandibular e disco articular e pode ser considerada uma das mais complexas articulações do corpo, devido aos movimentos (rotação e translação) realizados pela mesma.

O côndilo mandibular articula-se na base do crânio com a porção escamosa do osso temporal. Essa porção do osso temporal é composta pela fossa mandibular côncava, também chamada de fossa articular ou glenóide, na qual o côndilo se encaixa (OKESON, 2013), como podemos observar na Figura 1.

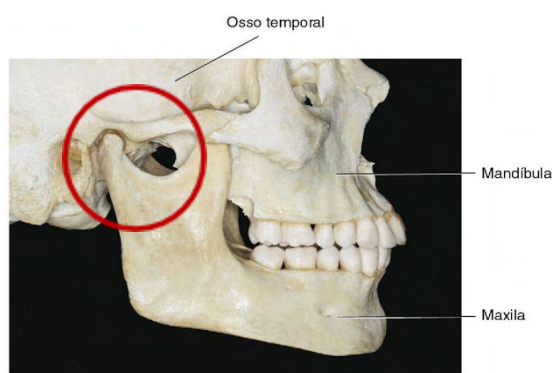


Figura 1: Componentes esqueléticos do crânio. (Fonte: Tratamento das Desordens temporomandibulares e oclusão 7ª edição Jeffrey P. Okeson; tradução EZ2 Translate Tercniologia e Serviço - 7 ed - Rio de Janeiro, 2013)

Por definição, uma articulação composta deve ser constituída por no mínimo três ossos, mas, ainda que a ATM seja composta somente por dois ossos, o disco articular

funcionalmente age como um osso não calcificado, embasando a classificação. Um esquema do arranjo dos componentes da ATM pode ser visto na Figura 2.

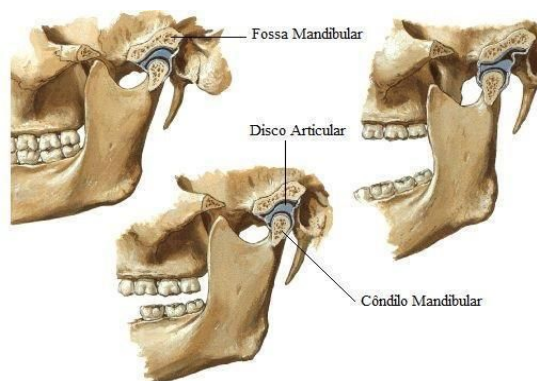


Figura 2: ATM em função, estando em azul o disco articular (fonte: NETTER, F.H. Atlas de Anatomia Humana 2ª Edição. Porto Alegre: Editora Artmed, 1997)

O disco articular tem como função promover a movimentação, sem atrito, entre o côndilo e a fossa mandibular, seu comprometimento pode gerar dor, inchaço e limitações funcionais, diminuindo a qualidade de vida do acometido. O mesmo se localiza no espaço entre a fossa e o côndilo mandibular, o que divide a articulação em dois compartimentos distintos: (1) a fossa e a superfície superior do disco articular e (2) a superfície inferior do disco articular e o côndilo mandibular.

A ATM também é classificada como uma articulação sinovial. O líquido sinovial tem como principal função lubrificar a articulação diminuindo o atrito que ocorre durante os movimentos articulares.

SEGMENTAÇÃO DE IMAGENS

Segmentar implica em subdividir uma imagem em suas partes ou objetos constituintes, ou seja, a segmentação deve parar quando os objetos de interesse na aplicação tiverem sido isolados (GONZALEZ e WOODS, 2000). Para isso utilizam-se as propriedades básicas de descontinuidade dos níveis de cinza através de bordas, fronteiras e linhas, ou de similaridade destes para separação de regiões que apresentem determinadas características em comum (CASTLEMAN, 1996).

Existem várias áreas de aplicação para segmentação de imagens:

- Tomografia Computadorizada;
- Tratamento de Imagens de Sensoriamento Remoto (RADAR);
- Reconhecimento de Padrões.

O objetivo deste trabalho foi construir um modelo 3D capaz de reproduzir o movimento de abertura e fechamento da boca para observarmos as tensões geradas no disco articular por um côndilo saudável.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

MODELAGEM 3D

A modelagem dos corpos de estudo foram feitas a partir de imagens DICOM, geradas por exames tomográficos cedidos pela Clínica de Radiologia Odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora, utilizando o programa Invesalious (software livre de reconstrução 3D, desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer).

Para este artigo foram modeladas três partes, sendo elas côndilo esquerdo, fossa esquerda e disco articular.

- Côndilo Esquerdo: volume gerado a partir de uma imagem de TCFC, composto por 33361 elementos de tamanho médio de 0,931 mm.
- Fossa Esquerda: volume gerado a partir de TCFC, composto por 30693 elementos de tamanho médio de 0,536 mm.
- Disco Articular: o exame tomográfico identifica, em intensidades diferentes de cinza, tecidos duros e, como o disco articular se trata de um tecido mole, foi necessária a criação manual do volume representativo. Foi utilizado o programa Meshmixer para esta modelagem manual (software livre de modelagem computacional, desenvolvido pela Autodesk), onde a geometria base foi a superfície inferior da fossa articular que foi espelhada para servir de molde para a criação da geometria do disco, o mesmo é composto por 39018 elementos de tamanho médio de 0,233 mm.

Nos softwares mencionados anteriormente os volumes gerados são arquivos do tipo STL (STereoLithography ou Standard Triangle Language).

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

MÉTODOS DOS ELEMENTOS FINITOS (MEF)

Podemos definir o método dos elementos finitos como um método matemático que consiste na subdivisão do corpo de estudo em vários elementos, mantendo as propriedades materiais e condições de contorno iniciais. Esses elementos gerados são descritos por equações diferenciais e é necessário buscar soluções locais, cujas propriedades garantam uma convergência para a solução global. A ideia principal deste método é transpor um problema complexo na soma de vários problemas simples.

ABAQUS

Abaqus é um software de elementos finitos desenvolvido pela Dassault Systemes. O mesmo é dividido em quatro módulos que permitem a criação de um processo de modelagem lógico. O módulo *ABAQUS/CAE* permite a criação de um modelo com geometria, propriedades

materiais, malha e condições de contorno do problema definidos. A partir deste modelo criado, submetemos o arquivo imputado para resolução do problema que é feito pelo módulo *ABAQUS/STANDARD* ou *ABAQUS/EXPLICIT*. Ao solucionar o problema o *ABAQUS/CAE* cria um arquivo de saída que pode ser visualizado e analisado no módulo *ABAQUS/VIEW*.

O MODELO

O modelo simplificado

Para a criação do modelo lógico base deste artigo, primeiramente criamos um modelo simplificado da articulação para o estudo do ciclo de movimentos.

A partir da pesquisa teórica realizada, sabemos que os movimentos realizados pela ATM são rotação e translação e conseguimos identificar geometrias simples para representação inicial dos componentes da ATM.

Para representação da fossa mandibular, criamos uma parte com a superfície inferior côncava, como podemos observar na Figura 3.

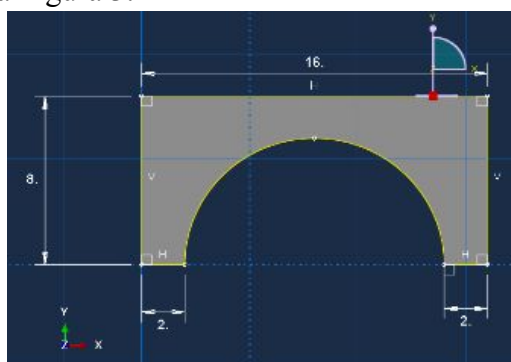


Figura 3: Representação da fossa mandibular no modelo simplificado.

Para representação do côndilo mandibular criamos a geometria identificada na Figura 4 e para representação do disco articular criamos a geometria que pode ser observada na Figura 5.

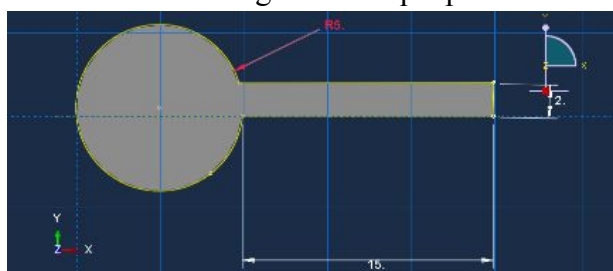


Figura 4: Representação do côndilo mandibular no modelo simplificado.

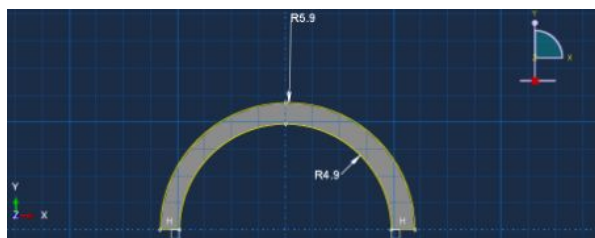


Figura 5: Representação do disco articular no modelo simplificado.

Para realização do ciclo de movimentos seguimos alguns passos:

1. Para garantir o contato entre as três partes impõe-se um movimento no sentido negativo da direção x;
2. Para que o côndilo realize a rotação cria-se uma restrição de acoplamento cinemática, onde toda a movimentação da geometria do côndilo é ligada a um ponto de referência localizado no espaço, então adiciona-se graus de liberdade para a movimentação deste ponto de referência, como podemos observar na Figura 6;
3. Para finalizar impõe-se a translação do côndilo na direção positiva de x e na direção negativa de y.

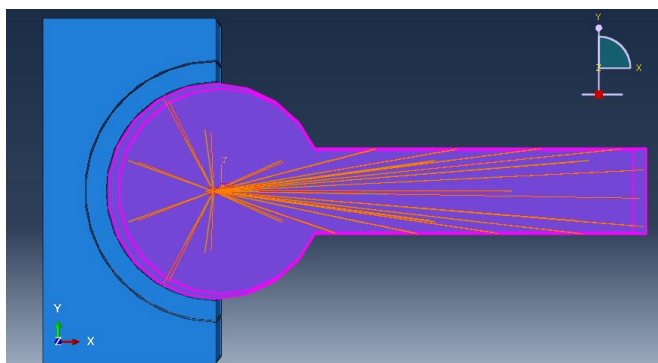


Figura 6: Representação da restrição de acoplamento cinemática criada.

Após entendermos como se realizava o procedimento correto no modelo simplificado partimos para o modelo real saudável.

Com base no volume gerado pelo programa Invesalious identificou-se a necessidade de diminuir a densidade da malha gerada para otimizar o gasto computacional, para realizar este procedimento utilizamos o programa MeshLab (software livre, portátil e um sistema extensível para o processamento e edição de malhas triangulares 3D não estruturados), foram utilizadas as ferramentas descritas abaixo:

- Poisson-Disk Sampling: Esta ferramenta cria pontos aleatórios na superfície do volume gerado. O nome Poisson é devido ao método pelo qual são gerados estes pontos, ou seja, para cada ponto tem as suas coordenadas selecionadas aleatoriamente e com distribuição uniforme tornando todos os pontos gerados completamente

independentes entre si. Esta independência caracteriza o processo de geração de pontos como um processo estocástico de Poisson (McCool e Fiume, (16)). Deste modo, uma distribuição por discos de Poisson é uma distribuição gerada neste processo de Poisson, onde quaisquer dois pontos têm, entre si, distância maior que uma distância mínima fixada. (TELLES,2014)

- Compute Normals for Point Sets: Calcula as retas normais aos vértices de uma malha, sem explorar a conectividade triângulo, útil para um conjunto de dados sem faces.
- Surface Reconstruction - Ball Pivoting: Esta ferramenta reconstrói uma superfície utilizando o algoritmo Ball Pivoting Algorithm (BPA) a partir de uma nuvem de pontos com as retas normais calculadas. Este algoritmo usa como referência um esfera de raio determinado pelo usuário, que se localiza em torno das bordas já formadas, até que a esfera toque outro ponto, formando assim uma malha triangular.

Pode-se observar o resultado da simplificação da malha na Figura 7.

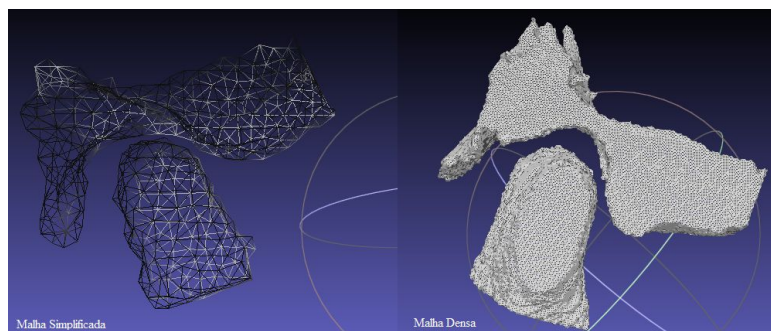


Figura 7: Imagem gerada pelos autores utilizando o programa MeshLab

Importou-se os volumes gerados no programa Invesalious para o Abaqus. O Abaqus não reconhece o formato .stl como uma geometria sólida, visto que esse tipo de arquivo nada mais é do que uma nuvem de pontos formando uma casca de malha triangular, então o primeiro passo necessário foi editar a malha para converter a malha triangular em uma malha tetraédrica, dando volume a casca importada, transformando-a em um sólido com geometria reconhecida pelo programa. Posteriormente atribui-se propriedades materiais as partes criadas. Foram atribuídas as propriedades de acordo com a Tabela 1.

Parte	Tipo de Sessão	Comportamento do Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Fonte
Côndilo Direito (Osso Cortical)	Sólida Homogênea	Elástico	15000	0,31	Hart (1992)
Fossa Direita (Osso Cortical)	Sólida Homogênea	Elástico	15000	0,31	Hart (1992)
Disco Articular	Sólida Homogênea	Elástico	1,8	0,4	Fontenot (1985) e Chen (1991)

Tabela 1: Características materiais utilizadas no modelo gerado.

Para a análise é necessário unir em uma única instância as três partes criadas e para facilitar a criação de interações de contato entre suas superfícies deve-se criar quatro superfícies, como podemos observar na Figura 8.

A partir das superfícies criadas, foi possível criar as duas composições mencionados na parte introdutória.

Definem-se como propriedades de contato um atrito tangencial e um contato normal para ambas as composições.

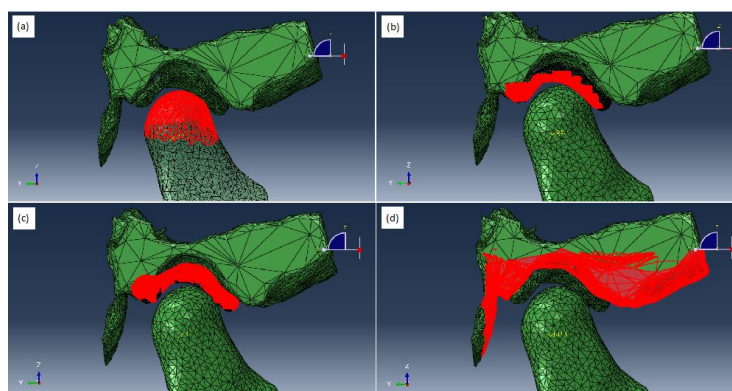


Figura 8: (a) Superfície de contato do côndilo; (b) Superfície inferior de contato do disco com o côndilo; (c) Superfície superior de contato do disco com a fossa articular; (d) Superfície de contato da fossa articular.

Deve-se impor algumas condições de contorno iniciais para o modelo lógico, tais como, o engaste da fossa mandibular, a restrição de movimentação do disco articular na direção y e uma movimentação inicial nula para o disco articular.

Para a construção do ciclo do movimento impõe-se um movimento positivo no eixo Z para aplicarmos um contato inicial entre cômulo, disco e fossa articular. Posteriormente, aplica-se uma rotação em torno do eixo X com a magnitude de $\pi/32$ rad. O próximo movimento do ciclo trata-se de uma translação do cômulo e do disco nas direções Y e Z, para identificar a magnitude do movimento de translação foi medida a distância do pico (1) ao vale (2), como ilustrado na Figura 9.

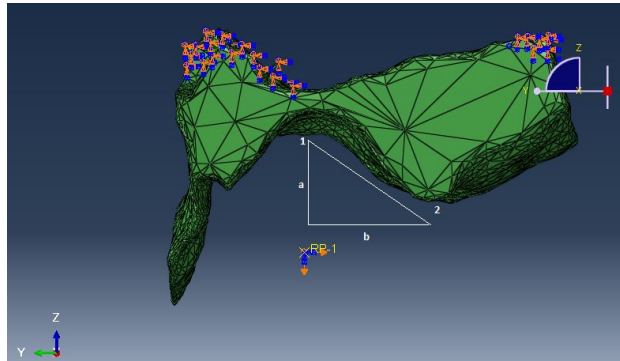


Figura 9: Representação da fossa mandibular direita para demonstração da referência utilizada para cálculo da translação.

Para completar o ciclo, deve-se criar dois passos com movimentos inversos aos apresentados anteriormente.

3. ANÁLISE DOS RESULTADOS

O modelo gerado para este artigo foi desenvolvido para suportar aplicações médicas utilizando a modelagem computacional. Na Figura 10 podemos observar as posições do cômulo e disco durante o movimento de abertura da boca.

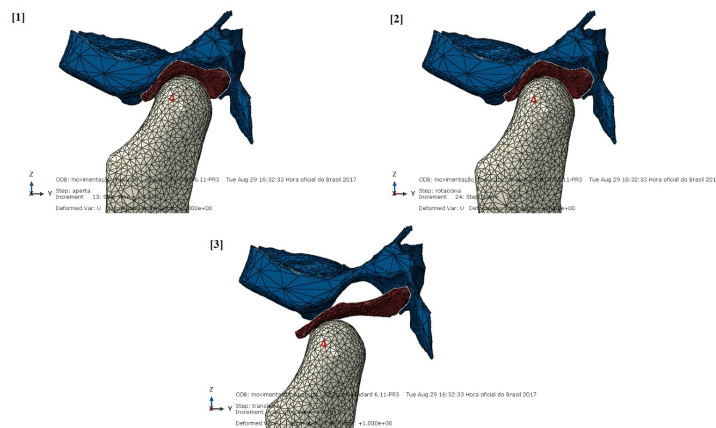


Figura 10: Posição do cômulo de acordo com a movimentação de abertura da boca, sendo [1] o momento inicial; [2] o final da rotação e [3] o final da translação.

De acordo com o modelo gerado podemos observar no Gráfico 1 a relação entre a deformação causada no disco articular, o trabalho total realizado e a movimentação do côndilo mandibular.

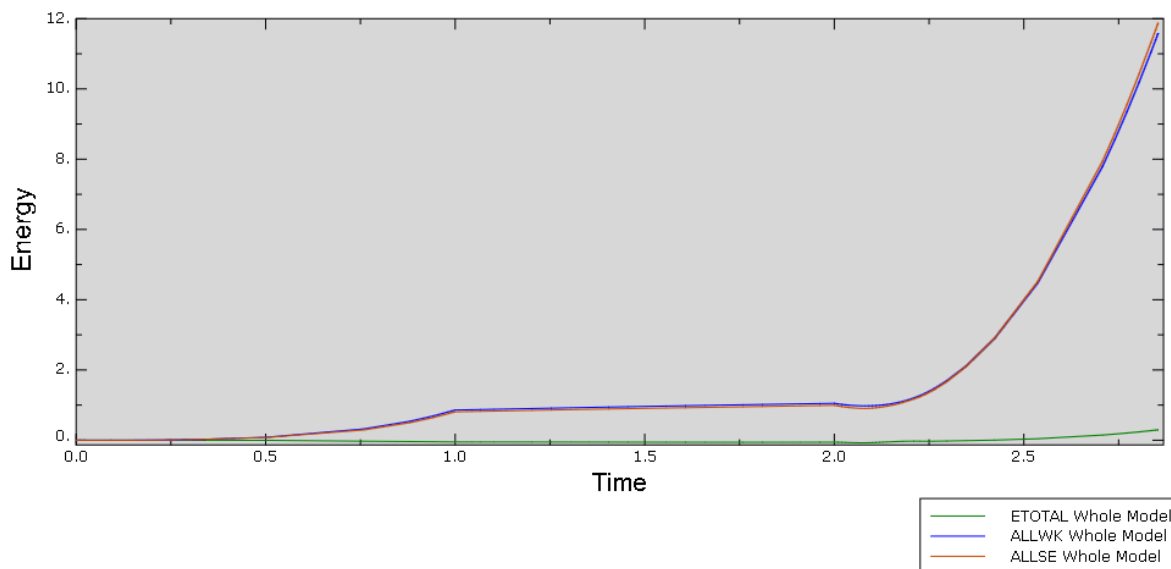


Gráfico 1: Energia Total x Tempo; Trabalho Externo x Tempo e Deformação x Tempo,

4. CONCLUSÃO

A partir dos resultados gerados pode-se observar que a taxa de formação é crescente em relação ao tempo e que o disco articular tem de fato um papel indispensável para amortecer as tensões geradas pelos movimentos da ATM.

Para a validação deste trabalho pretende-se obter resultados reais para comparação com o modelo simulado, além de estender o estudo para as principais degenerações ósseas da ATM.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio concedido pelas agências CNPq, FAPEMIG e à Universidade Federal de Juiz de Fora.

6. REFERÊNCIAS

Abaqus CAE - User's Guide

Disponível em:

<<http://abaqus.software.polimi.it/v6.14/books/usi/default.htm>>. Acesso em: 01 set. 2017

- Alexandre Borges Faria, D. Segmentação, Reconstrução e Quantificação 3D de Estruturas em Imagens Médicas -Aplicação em Imagem Funcional e Metabólica. Mestre—[s.l.] Universidade do Porto, 2013.
- Antonio Ribeiro Camargo, M. Geração de Objetos Virtuais a Partir de Imagens. Mestre—[s.l.] Universidade Metodista de Piracicaba, 2008.
- ATM atinge 30% da população mundial, segundo OMS. Disfunção é maior em mulheres. Disponível em: <<http://www.redehumanizaus.net/90372-atm-atinge-30-da-populacao-mundial-segundo-oms-disfuncao-e-maior-em-mulheres>>. Acesso em: 17 jun. 2016.
- Castleman, K. Digital image processing. Tradução . Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall, 1996.
- Francisco da Silva, F. Proposta de Biomodelagem Virtual Utilizando Softwares Livres. Mestre—[s.l.] Universidade estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2011.
- Giacchini, Breno Loureiro. Uma breve introdução ao Método dos Elementos Finitos. 2012 - Notas de aula - Universidade Federal de Minas Gerais, Departamento de Matemática, 2012. Disponível em : <http://www.mat.ufmg.br/~rodney/notas_de_aula/elementos_finitos.pdf>
- Gonzalez, R. Woods, R. Processamento de imagens digitais. Tradução . São Paulo: Edgard Blucher, 2000.
- MARQUES, Adriano de Souza. Segmentação de imagens e reconstrução de modelos aplicada a estruturas ósseas. 2008. 73 f. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia, 2008. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/97036>>.
- MAYDANA, A. et al. Possíveis fatores etiológicos para distúrbios temporomandibulares de origem articular com implicações para diagnóstico e tratamento. Dental Press J. Orthod., v. 15, n. 3, p. 78-86, 2010.
- OKESON, J. Management of temporomandibular disorders and occlusion. Tradução . St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier, 2008.
- OLIVEIRA, A. Centeno, J. Modelagem tridimensional de superfícies planas a partir de imagem TOF. Boletim de Ciências Geodésicas (Online), v. 17, n. 3, p. 361-378, 2011.
- Pereira, Orlando J. B. A. INTRODUÇÃO AO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS NA ANÁLISE DE PROBLEMAS PLANOS DE ELASTICIDADE, 2005. Disponível em: <<http://www.civil.ist.utl.pt/~orlando/ae2/IMEFAPPE.pdf>>

Segmentação de Imagens - Técnica dos Centros Móveis. Disponível em:
<<http://www.di.ufpe.br/~if143/projetos/segmenta/index.htm>>. Acesso em: 16 jun. 2016.