

OTÁVIO AUGUSTO ALVES DA SILVEIRA

ANÁLISE MECÂNICA COMPUTACIONAL DE MANDÍBULA HUMANA A  
PARTIR DE IMAGENS DE TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS

Monografia apresentada ao  
Departamento de Engenharia Mecânica  
da Escola de Engenharia da  
Universidade Federal do Rio Grande  
do Sul, como parte dos requisitos para  
obtenção do diploma de Engenheiro  
Mecânico.

Orientador: Prof. Dr. Jun Sérgio Ono Fonseca

Porto Alegre  
2004



**Universidade Federal do Rio Grande do Sul**  
**Escola de Engenharia**  
**Departamento de Engenharia Mecânica**

**ANÁLISE MECÂNICA COMPUTACIONAL DE MANDÍBULA HUMANA A PARTIR  
DE IMAGENS DE TOMOGRAFIAS COMPUTADORIZADAS**

**OTÁVIO AUGUSTO ALVES DA SILVEIRA**

ESTA MONOGRAFIA FOI JULGADA ADEQUADA COMO PARTE DOS  
REQUISITOS PARA A OBTENÇÃO DO DIPLOMA DE  
**ENGENHEIRO(A) MECÂNICO(A)**  
APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELA BANCA EXAMINADORA DO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

Prof. Flávio José Lorini  
Coordenador do Curso de Engenharia Mecânica

***BANCA EXAMINADORA:***

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Branca Freitas de Oliveira  
UFRGS / DEMEC

Prof. Mestre Juan Pablo Raggio Quintas  
UFRGS / DEMEC

Prof. Dr. Walter Jesus Paucar Casas  
UFRGS / DEMEC

Porto Alegre  
2004

SILVEIRA, O. A. A. **Análise Mecânica Computacional de Mandíbula Humana a Partir de Imagens de Tomografias Computadorizadas**. 2004. 24f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

## **RESUMO**

Este trabalho apresenta uma metodologia para a simulação mecânica numérica de uma mandíbula humana a partir de imagens de tomografias computadorizadas. Após o pré-processamento de um grupo de imagens DICOM, vindas diretamente de um tomógrafo, cria-se um modelo de arames, descrevendo o contorno do objeto em estudo em cada seção transversal. Este modelo é então transferido a um programa CAD, onde são criadas as superfícies externas. Após isso, em um programa de elementos finitos, cria-se o modelo sólido e também a malha de elementos finitos. As propriedades mecânicas da estrutura óssea estudada são estimadas das densidades, as quais são encontradas em cada pixel da imagem. Essas propriedades são alocadas aos elementos finitos com a utilização de um programa *freeware*. São estudados dois casos de comportamento mecânico, isotrópico homogêneo e isotrópico heterogêneo. As cargas e restrições atuantes no movimento de fechamento do maxilar são aplicadas ao modelo. Após a simulação, os resultados são lidos e interpretados. Ambos os modelos apresentaram resultados semelhantes, com pequenas diferenças nos níveis de tensões. Também mostraram tensões um pouco acima das encontradas na literatura publicada. Esse e outros motivos mostraram que este modelo ainda não está suficientemente adequado para a utilização em estudos médicos ou odontológicos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Biomecânica, Mandíbula, Elementos Finitos.

SILVEIRA, O. A. A. **Analysis Computational Mechanics of Human Mandible being from Images of Computerized Tomography**. 2004. 24f. Monografia (Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2004.

#### **ABSTRACT**

This work presents a methodology for the numerical mechanical simulation of a human mandible model generated from computerized tomography images. After pre-processing a set of DICOM images, coming directly from the CT scan, a wireframe model is created describing the object's boundary through its cross sections. This model is transferred to CAD software, where the external surfaces are created. After this, the solid model and finite elements mesh are created in CAE software. The mechanical properties of the bone are estimated from the densities, which are found in each pixel of the images. These properties are assigned to the finite elements from the images using a freeware program. Two cases of mechanical behavior are considered, homogeneous isotropic and heterogeneous isotropic. The operating loads and supporting for the mandible occlusion are applied to the model. After the simulation, the results are read and interpreted. Both models had presented similar results, with small differences in the stress levels. They had also shown stresses slightly superior to the published literature. This fact shows that this model is still not adjusted for the use in medical studies.

**KEYWORDS:** Biomechanics, Mandible, Finite Elements.

## SUMÁRIO

<b>ABSTRACT</b>	<b>4</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>6</b>
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>6</b>
<b>3. BIOMECÂNICA</b>	<b>7</b>
3.1 Tecido ósseo	7
3.2 Mandíbula	8
3.3 Imagens médicas	9
<b>4. METODOLOGIA</b>	<b>11</b>
<b>4.1 Geração da geometria</b>	<b>11</b>
4.1.1 Pré-processamento	11
4.1.2 Detecção e ajuste dos contornos	11
4.1.3 Criação das superfícies externas	12
<b>4.2 Criação do modelo sólido e discretização</b>	<b>13</b>
4.2.1 Criação do modelo sólido	13
4.2.2 Discretização do modelo	13
<b>4.3 Materiais</b>	<b>14</b>
4.3.1 Propriedades Mecânicas	14
4.3.2 Alocação das Propriedades	14
<b>4.4 Condições de carregamento</b>	<b>15</b>
<b>5. RESULTADOS E ANÁLISES</b>	<b>16</b>
5.1 Verificação do programa bonemat	16
5.2 Caso 1: Modelo com dois materiais	16
5.3 Caso 2: Modelo completamente heterogêneo	18
<b>6. CONCLUSÕES</b>	<b>19</b>
<b>7. REFERÊNCIAS</b>	<b>20</b>
<b>APÊNDICE</b>	<b>22</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Os recentes avanços em tecnologia aumentam dia a dia a esperança de uma vida mais longa e de melhor qualidade, por meio de uma medicina mais eficiente e menos invasiva. Estes avanços se devem principalmente a ação de pesquisadores que combinam conhecimentos médicos e de engenharia. Este trabalho se enquadra na área de biomecânica, ciência dedicada ao estudo da mecânica dos seres vivos e que tenta prever o seu comportamento.

Atualmente, tem-se dado cada vez mais ênfase aos estudos em biomecânica e outras áreas inter-disciplinares. O crescente interesse de profissionais da área odontológica pelos estudos mecânicos das mandíbulas e principalmente por simulações em condições fisiológicas, como por exemplo, um estudo pré-operatório, foi a motivação inicial. Além disso, pode-se desejar uma previsão, a longo prazo, das modificações na densidade do tecido ósseo modificado após uma cirurgia ou após a inserção de uma prótese. Finalmente, a dificuldade em se encontrar estudos sobre estruturas ósseas irregulares e chatas como o caso da escápula, íliaco e mandíbula foi outra razão para este trabalho.

Neste trabalho pretende-se desenvolver uma metodologia para a análise mecânica de mandíbulas humanas em condições reais. Para realizar essa simulação, é necessário desenvolver métodos para se obterem as características geométricas e propriedades mecânicas do objeto analisado a partir de imagens obtidas utilizando tomografias computadorizadas. Assim, pretende-se construir um modelo tridimensional e transferi-lo junto das propriedades mecânicas a um programa de elementos finitos. Neste programa aplicam-se cargas e restrições previamente estudadas por outros autores e analisam-se as tensões e as deformações. Estudam-se dois modelos de comportamento mecânico para comparação e discutem-se os resultados.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Cada vez mais tem se visto estudos que utilizam tanto conhecimentos médicos quanto de engenharia. Podem-se encontrar trabalhos apresentando todo o método de análise de estruturas ósseas partindo da reconstrução até a análise final por elementos finitos, como este. Outros pesquisadores enfocam o estudo das propriedades mecânicas ou também a análise funcional dos músculos.

O estudo de uma metodologia para extração de informação geométrica e propriedades dos materiais partindo de tomografias axiais computadorizadas, da forma que foi utilizada nesse trabalho, foi proposta por Müller-Karger (2001), mostrando a utilização da técnica de reconstrução a partir de contornos e de um cubo de propriedades baseado em valores retirados diretamente de cada imagem médica. Entretanto, estudos desse tipo já haviam sido feitos anteriormente. Hollister e Riemer (1993) e Keyak et al. (1990) utilizaram a construção da malha de elementos finitos diretamente a partir dos voxels e são consideradas boas referências nesse assunto. Buroni e Comisso (2004) desenvolvendo uma metodologia para a construção de um modelo numérico computacional de estruturas ósseas propõem a utilização do programa *Bonemat*\* para a alocação de propriedades mecânicas a cada elemento e outras técnicas para a análise não isotrópica heterogênea de ossos.

Partindo para estudos mais direcionados, Carter e Hayes (1977) publicaram uma relação entre a densidade aparente do osso e as propriedades mecânicas que é utilizada e/ou referenciada em muitas publicações e que também será utilizada neste trabalho. Eles apresentaram uma relação em que o módulo de elasticidade é aproximadamente proporcional à velocidade de deformação elevado à potência de 0.06 e a densidade aparente elevada ao cubo, podendo ser escrita desse modo:

$$E = E_c \left( \frac{d\varepsilon}{dt} \right)^{0.06} \left( \frac{\rho}{\rho_c} \right) \quad (1)$$

onde  $E$  é o módulo de elasticidade à compressão da região calculada,  $E_c$  é módulo de elasticidade à compressão de um osso compacto com densidade  $\rho_c$  a uma taxa de deformação de  $1.0 \text{ s}^{-1}$ ,  $d\varepsilon/dt$  é a velocidade de deformação e  $\rho$  é a densidade aparente da região do osso em estudo. Os módulos de elasticidade são dados em MPa, as taxas de deformação em  $\text{s}^{-1}$  e as densidades em  $\text{g/cm}^3$ .

Entretanto, Rho, Hobatho e Ashman (1995) apresentam um estudo indicando diferentes relações para diversos ossos humanos e grandes diferenças entre os tecidos esponjoso e cortical que não está totalmente de acordo com Carter e Hayes (1977). Porém, não conseguem indicar boas relações para o osso cortical e apresentam somente relações anisotrópicas. Alguns trabalhos ainda mais direcionados como Giesen et al. (2001) apresentam um estudo de propriedades para regiões específicas da mandíbula.

Alguns trabalhos também relatam a análise funcional biomecânica dos músculos. Baron e Dubussy (1979) apresentam uma análise funcional dos músculos mastigatórios, indicando regiões de contato músculo-esquelético e as direções das forças. Já Tanaka; Tanne e Sakuda (1994) fazem uma análise tridimensional por elementos finitos indicando a magnitude das forças dos principais músculos atuantes na mordedura.

Além disso, estudos recentes exibem análises específicas dentro da biomecânica mandibular. Beek et al. (2000) apresentam uma análise local por elementos finitos da articulação temporo-mandibular (ATM), acrescentando novas técnicas de reconstrução e considerações de deslizamento. E Fernández et al. (2003) apresenta um trabalho, utilizando elementos finitos, de mandíbulas fraturadas a fim de estudar carregamentos biomecânicos e a distribuição de tensões nesses casos.

### 3. BIOMECÂNICA

#### 3.1 TECIDO ÓSSEO

O comportamento biomecânico do corpo humano é determinado por ossos, cartilagens, ligamentos, tendões, músculos e outros tecidos conjuntivos. Estes elementos se classificam como estruturas ativas ou passivas dependendo se produzem ou não carga. Os ossos são considerados estruturas passivas e constituem a maior parte do esqueleto, diferenciando-se dos tecidos que o conectam por sua dureza e rigidez, sendo um dos tecidos mais dinâmicos e ativos metabolicamente. Os ossos executam funções mecânicas, biológicas e químicas diversas, como a sustentação, a proteção, o armazenamento e produção de células sanguíneas.

A classificação óssea mais difundida é aquela que leva em consideração a forma dos ossos, classificando-os segundo a relação entre suas dimensões, em ossos longos, curtos, chatos e irregulares. Os ossos longos como fêmur, úmero e rádio têm seu comprimento consideravelmente maior que a largura e a espessura, consistem em um corpo ou diáfise e duas extremidades ou epífises. Os ossos chatos têm seu comprimento e sua largura equivalentes, predominando sobre a espessura, entre eles estão os ossos do crânio e outros como a escápula e o osso do quadril. Os ossos curtos apresentam equivalência das três dimensões, os ossos do carpo e do tarso são exemplos. Os ossos irregulares, como a mandíbula, apresentam uma morfologia complexa não encontrando correspondência em formas geométricas conhecidas, outros exemplos são as vértebras, osso temporal e a pélvis. Os ossos têm um arranjo variado de estruturas materiais em muitas escalas que trabalham em sintonia para executar suas funções. É também importante observar que todos os ossos nos

mamíferos têm uma estrutura hierárquica, com diversos níveis de complexidade. Em nível macroscópico, se distinguem duas morfologias distintas do tecido ósseo que tem um comportamento e uma função bem diferenciados. São denominadas tecido compacto ou cortical e tecido esponjoso ou trabecular. Os diversos níveis hierárquicos podem ser vistos na figura 1.

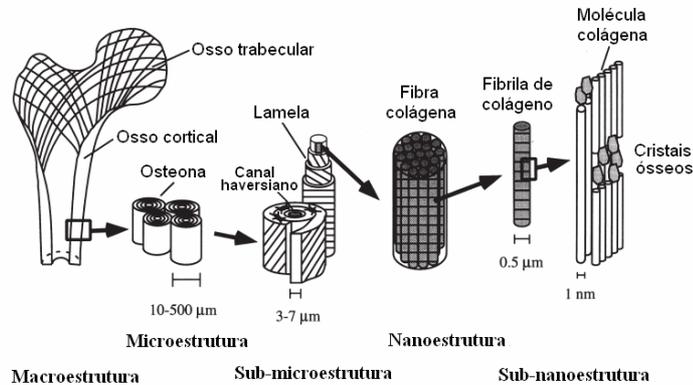


Figura 1 – Níveis hierárquicos em uma estrutura óssea (Fonte: RHO; KUHN-SPEARING; ZIOUPOS, 1998).

Têm-se estudado extensivamente as propriedades dos ossos cortical e trabecular. A maioria dos estudos concorda em que os dois tipos de ossos contêm a mesma composição de matriz e estrutura, no entanto o osso cortical tem uma porosidade na ordem de cinco vezes menor que o osso esponjoso. Conhece-se muito bem a distribuição desses dois tipos de tecidos em ossos longos; já em outros tipos de ossos esse conhecimento não é tão difundido. Sabe-se, no entanto, que o tecido trabecular se encontra majoritariamente em ossos curtos e chatos. Em ossos longos, o tecido cortical encontra-se geralmente na diáfise e proporciona a resistência mecânica aos esforços a que está submetido e o tecido esponjoso ajuda a absorver as cargas de impacto aplicadas nas articulações.

O comportamento mecânico ósseo é extremamente complexo e extensamente reconhecido como heterogêneo, anisotrópico, não-linear e visco-elástico. O comportamento dinâmico do osso foi inicialmente observado por Meyer em 1867 e Roux em 1881 (ROESLER, 1997). Mas Wolff<sup>1</sup> (1892 apud MÜLLER-KARGER, 2001), compilou todos os estudos anteriores sobre esse assunto e apresentou a teoria de que o osso adapta sua estrutura material dependendo das cargas a que está submetido. Outros tantos investigadores tentam explicar o seu comportamento mecânico e muitos modelos já foram apresentados, alguns sendo mais e outros menos complexos, como por exemplo, isotrópico, ortotrópico, transversalmente isotrópico, anisotrópico e ainda elástico, visco-elástico, plástico e, em alguns casos piezolétrico. Neste trabalho se utilizaram dois modelos, um homogêneo e o outro heterogêneo, sendo os dois isotrópicos.

### 3.2 MANDÍBULA

O maxilar inferior (mandíbula) é o único osso móvel da face, tendo como características ser único, irregular, simétrico e central. Situa-se na região inferior e anterior da face. Articula-se com o osso temporal na única articulação móvel do crânio, a articulação temporomandibular. Desse modo, permite abrir e fechar a boca, contatando com o maxilar superior. Em sua borda superior permite a inserção dos dentes inferiores.

Os movimentos mandibulares podem ser complexos, envolvendo rotação e translação ao longo de cada ATM, e alia várias combinações de atividade muscular. Movimentos

<sup>1</sup> Wolff, 1892. *Das Gesetz der transformation der Knochen*, Hirschwald., Berlin apud Müller-Karger (2001).

voluntários da mandíbula incluem abertura, fechamento, protusão, retrusão e excursões laterais. Neste trabalho, utilizou-se como atividade mecânica somente o fechamento (oclusão) ou mordedura. Conhecido também como elevação da mandíbula na direção vertical é primariamente devido à atividade bilateral dos músculos masseter, temporal e pterigóideo medial em conjunto. Na ATM o disco condilar retorna à posição de fechamento da articulação no movimento em direção superior e posterior ao longo da eminência. Quando os músculos elevadores da mandíbula contraem, o pterigóideo lateral superior também contrai, este estabiliza o disco condilar e também contribui para rotação anterior do disco articular no côndilo (PERTES; GROSS, 1995). Na figura 2 podemos observar a ilustração de uma mandíbula.

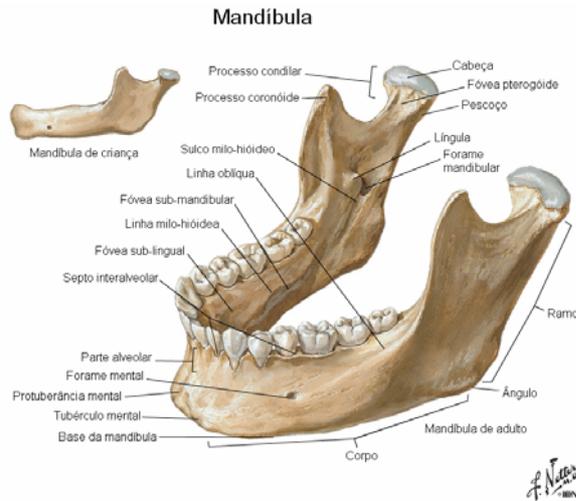


Figura 2 – Mandíbula (Fonte: Atlas of Human Anatomy).

### 3.3 IMAGENS MÉDICAS

A utilização de imagens médicas como tomografias computadorizadas (TC), ressonâncias magnéticas (MRI) e em menor escala, radiografias, é uma prática comum em estudos de Biomecânica. Em trabalhos de simulação de estruturas ósseas, como esse, as imagens tomográficas contêm informações sobre a morfologia e densidade do tecido ósseo, o que permite reconstruir um modelo incluindo a heterogeneidade que o caracteriza. É muito freqüente encontrar publicações em que se criam modelos de ossos com o método dos elementos finitos, que utilizam alguma técnica para tratamento das imagens e relacionamento da escala de cinzas destas com a densidade aparente em cada ponto, e conseqüente relacionamento com as propriedades mecânicas. Desse modo, é possível criar um modelo específico e particular para cada pessoa.

Basicamente, o tomógrafo é composto por um tubo gerador de raios X e detectores de radiação, posicionados atrás do paciente, que medem a intensidade do feixe emitido pelo tubo de raios X logo após atravessar o objeto em estudo. Tendo os valores da intensidade emitida e recebida, é possível calcular a atenuação, que será proporcional a densidade do objeto atravessado (RÜEGSEGGER, 2001).

Os valores de atenuação coletados por cada detector são armazenados no computador e a imagem tomográfica é reconstruída com equações matemáticas. Todos os dados de uma seção são transferidos a valores de cinzas equivalentes dependendo do nível de absorção dos diferentes pontos do objeto estudado. Estes valores são então ordenados em forma de uma matriz, criando uma imagem em que é possível identificar os diferentes componentes do corpo irradiado. O menor elemento em uma tomografia, que é uma imagem digital, é denominado pixel, e tem uma cor uniforme. Cada pixel representa uma pequena região de

uma seção transversal e, quando considerada a espessura, os pixels são chamados de voxels, representando então um elemento de volume.

A cada um destes elementos de volume atribui-se um valor numérico que representa o valor de atenuação, que corresponde à média da irradiação absorvida pelo tecido localizado na região deste pixel. Estes valores, que são denominados números TC, são números inteiros cuja escala varia de acordo com cada equipamento. Universalmente, se adota a escala Hounsfield para estes valores, que em um tomógrafo calibrado atribui o valor zero (0) para a água e o valor -1000 para o ar. Obtidos os valores Hounsfield, se atribui um determinado nível de cinza a cada pixel, e quanto mais alto seja o valor Hounsfield mais claro será o tom de cinza. Entretanto, como se dispõe de apenas 256 tons de cinza e a escala Hounsfield pode ter de 2000 a 4000 valores diferentes, nos tomógrafos mais modernos, cada tom de cinza equivaleria aproximadamente a oito ou 16 valores Hounsfield e se perderia muita informação. Além disso, o olho humano é capaz de distinguir apenas de 15 a 20 distintos tons de cinza (MÜLLER-KARGER, 2001).

Desse modo, em programas destinados à visualização de imagens tomográficas, para solucionar este problema, se escolhe um “centro” (level) e uma “janela de valores” (window) que inclui o intervalo de valores Hounsfield de interesse (tecido em estudo), marcando um valor mínimo e outro máximo. Assim, distribuem-se os tons de cinza dentro destes valores de interesse, e aos valores acima e abaixo se atribui o branco e preto respectivamente. Por fim, mudanças nos valores de centro e janela basicamente alteram o contraste da imagem, podendo melhor visualizá-la. No entanto, atualmente os tomógrafos permitem a obtenção de imagens com 24 bits/pixel, possibilitando o uso de mais tons de cinza minimizando o uso do pós-processamento mencionado anteriormente.

Pela necessidade de se criar um padrão internacional para manipulação e intercâmbio de imagens médicas e sua informação associada, foi desenvolvido por um comitê, no ano de 1983, o formato de imagem digital DICOM. Este é, atualmente, o formato em que as imagens são criadas nos tomógrafos, e é o mais utilizado por hospitais e institutos radiológicos. Este formato contém todas as informações da imagem em um cabeçalho, como o nome e idade do paciente, características da imagem e do processo, e os valores dos pixels, em unidades Hounsfield, alocados em uma matriz em notação hexadecimal. Em alguns casos, obtêm-se todas as imagens em um arquivo único em formato direto (raw format), que nada mais é que os valores dos pixels de forma seqüencial. Na figura 3, podemos observar duas imagens DICOM com diferentes valores para centro e janela.



Figura 3 – Imagens em formato DICOM com diferentes valores para centro e janela.

Para visualizar estas imagens neste formato, é necessária a utilização de programas especiais; alguns de domínio público que são disponíveis na Internet como *OSIRIS* e *ezDicom* e outros mais sofisticados e custosos como *eFilm*.

## 4. METODOLOGIA

### 4.1 GERAÇÃO DA GEOMETRIA

A fase inicial para a resolução de um problema mecânico em engenharia consiste em construir um modelo geométrico que se aproxime, dentro da precisão e do detalhamento desejados, da estrutura real em estudo. Neste trabalho, a criação de um modelo geométrico para a mandíbula foi realizada tomando-se como base um modelo de “arames” (*wireframe*), construído a partir do conjunto de imagens tomográficas. Para a criação deste modelo foi necessário um pré-processamento das imagens que, então, foram lidas em um programa chamado *SurfDriver*. Este programa é capaz de reconhecer os contornos em uma determinada imagem e criar o modelo de arames. Este modelo foi, então, manipulado pelos programas comerciais *Mechanical Desktop 2004* e *Solid Works 2003*, onde foram criadas as superfícies externas do modelo. Finalmente, esse modelo composto apenas por superfícies foi transformado em um sólido, sobre o qual foi construída a malha de elementos finitos utilizando o programa *Patran 2004*.

#### 4.1.1 Pré-processamento

O conjunto de imagens tomográficas, num total de 91 seções transversais recebidas diretamente do hospital Moinhos de Vento foram pré-processadas em várias etapas. Neste estágio, identifica-se a região de interesse para a reconstrução, ou seja, extrai-se a região da imagem que corresponde ao osso de outros tecidos. Inicialmente, como não era necessário utilizar todo o conjunto de dados contidos em uma imagem DICOM estas foram convertidas para o formato bitmap de 256 cores. Fez-se uma seleção das imagens de interesse retirando as primeiras e últimas imagens, pois estas não possuíam parte alguma do osso em estudo, ficando assim com 71 imagens. A partir desse conjunto modificado, foi conveniente fazer em cada imagem um recorte, para se excluir objetos não interessantes à reconstrução, como por exemplo, outros tecidos e dados da imagem. Como ainda havia um certo ruído comprometendo a definição dos contornos, este teve de ser retirado manualmente. Para finalizar o pré-processamento, ajustaram-se os níveis de intensidade, brilho e contraste até certos valores convenientes (variável para cada grupos de imagens), de modo a transformá-las em imagens binárias sem perdas para o objeto de interesse (estrutura óssea).

#### 4.1.2 Detecção e ajuste dos contornos

A partir das imagens pré-processadas, passou-se a utilizar o programa *SurfDriver* para a detecção dos contornos e exportação do modelo de arames. Como entradas para este programa de reconstrução, é necessário, ter o conjunto de imagens (fatias) nomeadas adequadamente, a largura das imagens, sendo esta igual para todas, e indicar a primeira imagem. Devido à geometria do objeto em estudo, foram necessários seis contornos diferentes e estes são indicados em cada uma das imagens semi-automaticamente. Estes contornos são formados por linhas retas conectadas por diversos pontos. A densidade de pontos que formam um contorno tem de ser indicada e é conveniente encontrar um número adequado de pontos para a posterior construção das superfícies externas. A fim de obter-se um modelo mais semelhante à realidade é inevitável o ajuste manual de muitos destes contornos. O que é

trabalhoso e exige uma elevada quantidade de tempo. Por fim este conjunto de contornos deve ser exportado de alguma forma para criar-se o modelo de superfícies. O programa possui uma forma de exportação em formato IGES já com superfícies, mas devido ao número muito elevado de superfícies criadas pelo programa este não foi o mais adequado. Assim, exportou-se o arquivo em formato IGES, contendo somente as polilinhas e os nós, obtendo um conjunto de contornos paralelos que representam as bordas das seções transversais do osso. Este modelo é conhecido como modelo de arames e pode ser visualizado na figura 4.

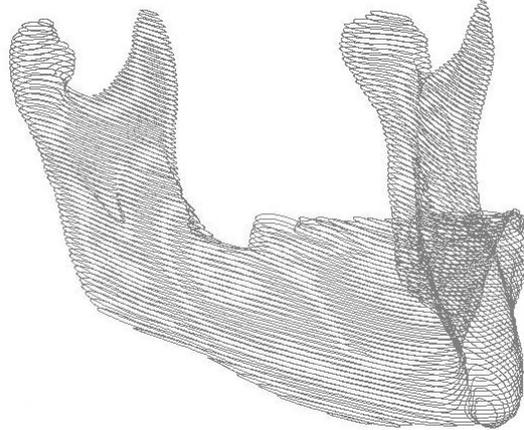


Figura 4 – Modelo de arames.

#### 4.1.3 Criação das superfícies externas

A partir do modelo de arames criam-se as superfícies externas e tenta-se aproximá-las da melhor forma possível à realidade. Esse modelo é importado no formato IGES para o programa CAD denominado *Mechanical Desktop 2004*. Dentre as configurações no momento da importação do arquivo é importante configurar a opção *PolyLines* no mapeamento das curvas, as outras opções podem ser negligenciadas.

Após a importação, as polilinhas geradas são suavizadas transformando-as em curvas *spline*, de forma que as superfícies que formarão o sólido não sejam faces planas. Uma vez suavizados todos os contornos parte-se à criação das superfícies externas utilizando o comando *loftU*, o qual une os contornos externos adaptando-se a cada um. Dependendo do conjunto de contornos (corpo, dentição inferior, coronóides, côndilos, etc), os quais podem possuir *splines* com maior ou menor número de pontos de controle, é necessário encontrar qual o melhor número de contornos selecionados no comando de união destes. Por exemplo, unir somente dois contornos ou então unir três ou mais. Após a criação de todas as superfícies externas curvas, pode ser necessário utilizar as ferramentas de refino e agrupamento de superfícies que o programa possui, de modo a encontrar um modelo que se pareça ao máximo com a geometria real.

Finalizando o processo de criação da geometria, é necessário criar as superfícies planas extremas, superiores e inferiores, e agrupar as diversas regiões da mandíbula (corpo, côndilos, coronóides, etc). Para a realização dessas tarefas resolveu-se utilizar o programa *SolidWorks 2003* por apresentar uma interface mais amigável e o comando *loft* com a opção *guide lines*. A geometria final reconstruída nestes programas foi salva em formato IGES para posterior importação num programa de elementos finitos e pode ser visualizada na figura 5.



Figura 5 – Geometria final.

## 4.2 CRIAÇÃO DO MODELO SÓLIDO E DISCRETIZAÇÃO

### 4.2.1 Criação do modelo sólido

Após a criação completa da geometria, importa-se essa em um programa de elementos finitos para a sua discretização. O programa de elementos finitos utilizado foi o *Patran 2004*, o qual reconhece o arquivo IGES como um conjunto de superfícies. Este conjunto de superfícies é então transformado em um sólido utilizando o comando capaz de criar um sólido a partir das representações de fronteira (superfícies externas).

### 4.2.2 Discretização do modelo

Para a criação da malha de elementos finitos utilizou-se o comando que cria automaticamente elementos em um sólido, escolhendo elementos tetraédricos de 10 nós com tamanho global de aresta de 2 mm. Os principais motivos para a utilização deste tipo de elemento são a sua versatilidade para representar geometrias complicadas, por possuir lados curvos e pelo fato de terem funções de interpolação quadrática o que resulta em boa precisão. O tamanho do elemento foi escolhido com base no tamanho real da mandíbula que possuía, para o caso escolhido, aproximadamente 125 mm de largura e 71 mm de altura. Também se optou por utilizar a conferência de curvatura. O número total de nós e elementos foram respectivamente 151694 e 101529. A geometria discretizada pode ser vista na figura 6.

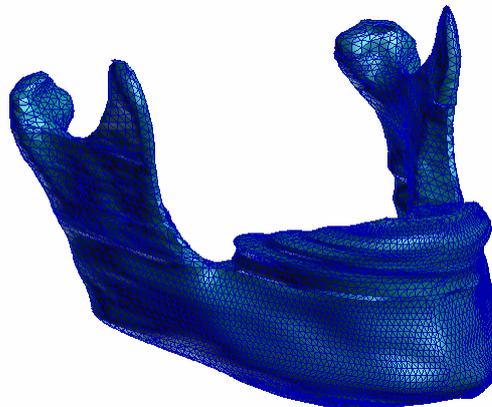


Figura 6 – Modelo discretizado com elementos tetraédricos de 10 nós.

## 4.3 MATERIAIS

### 4.3.1 Propriedades Mecânicas

Neste estudo assumem-se dois tipos de comportamento mecânico. Em um considerou-se o osso como isotrópico homogêneo, diferenciando somente o osso cortical do esponjoso. E no outro se considerou o osso como isotrópico heterogêneo, utilizando uma relação entre o módulo de elasticidade e a densidade aparente.

Para o caso isotrópico homogêneo assume-se as constantes elásticas  $E = 13700$  MPa e  $\nu = 0.3$  para o osso cortical e  $E = 7930$  MPa e  $\nu = 0.3$  para o osso esponjoso, onde  $E$  e  $\nu$  são o Módulo de Young e o Coeficiente de Poisson, respectivamente (CARTER; HAYES, 1977).

Já para a condição isotrópica heterogênea considerou-se a seguinte relação entre densidade aparente e unidades Hounsfield:

$$\rho = \frac{2}{2084}UH + \frac{340}{2084} \quad [g/cm^3] \quad (2)$$

dada por Buroni e Comisso (2004), onde a densidade aparente,  $\rho$ , é calculada em  $g/cm^3$  e UH é a Unidade Hounsfield (número CT) de cada pixel. Também, utilizou-se uma relação entre Módulo de Young e densidade aparente baseado na forma apresentada pelo programa *Bonemat* ( $E = a + b\rho^c$ ) e no expoente para a densidade aparente conforme a equação (1), já apresentada, fornecida por Carter e Hayes (1977). A relação pode ser escrita dessa forma:

$$E = 7722.7 + 8687.4\rho^3 \quad [MPa] \quad (3)$$

onde a densidade aparente é dada em  $g/cm^3$  e o módulo de elasticidade,  $E$ , é calculado em MPa. Esta equação fornece o valor de 7930 MPa para o osso esponjoso com densidade aparente de  $0.288 g/cm^3$ , e 13700 MPa para o osso cortical com densidade  $0.883 g/cm^3$ .

A utilização dos valores obtidos por Carter e Hayes (1977) no primeiro caso foi pelo fato de serem os mais utilizados nas publicações em geral, facilitando assim, uma comparação com outros estudos. E para uma melhor comparação entre os dois modelos, foi aproximada a equação (3) para o segundo caso, que fornecesse valores semelhantes ao primeiro.

### 4.3.2 Alocação das Propriedades

A fim de alocar a cada elemento finito (no modelo heterogêneo) as suas propriedades mecânicas utilizou-se o programa *Bonemat*, já citado em outros trabalhos. Os dados de entrada desse programa são a malha de elementos finitos em formato Neutral, a relação entre unidades Hounsfield e densidade aparente, a relação desta com o módulo de Young e um cubo de propriedades com as unidades Hounsfield ordenadas em coordenadas globais ( $x, y, z$ ) em formato padrão vtk.

Pela necessidade de criar esse cubo de propriedades desenvolveu-se um programa em linguagem C++, chamado D2vtk (DICOM to Virtual Tool Kit), capaz de ler o conjunto de imagens em formato DICOM e criar o cubo de propriedades. Com este programa, pode-se criar o arquivo em formato vtk de forma fácil e ágil, apenas fornecendo como dados de entrada, as imagens e o tamanho da janela de interesse, além de um valor de re-escala que pode ser obtido no cabeçalho do arquivo DICOM. No Apêndice estão listados o formato do arquivo de entrada e o código de programação do programa D2vtk.

Para o caso com duas propriedades fez-se uma pequena modificação nesse programa para que fossem transmitidos apenas dois valores, zero ou um, ao arquivo vtk. Cada pixel com valor Hounsfield acima de 230 tratou-se como osso cortical, atribuindo-se o valor um, o restante da imagem com valor abaixo de 230 considerou-se tecido esponjoso, atribuindo-se o valor zero (MÜLLER-KARGER, 2001). Assim, alterando alguns dos dados de entrada do programa *Bonemat*, conseguiu-se a atribuição de apenas dois tipos de materiais. Para a relação entre densidade aparente e unidades Hounsfield utilizou-se uma relação linear com derivada igual a um (Pares ordenados (0,0) (1,1)). Já para a relação entre módulo de elasticidade e densidade aparente utilizou-se:

$$E = 7930 + 5770\rho \text{ [MPa]}, \quad (4)$$

que atribuiria o valor 7930 MPa ao tecido esponjoso e o valor 13700 MPa ao tecido cortical. No entanto, o programa *Bonemat* atribui um valor um pouco maior para o tecido esponjoso que deve ser trocado manualmente no programa de elementos finitos.

#### 4.4 CONDIÇÕES DE CARREGAMENTO

As condições de carregamento para este estudo estão baseadas apenas no movimento de fechamento da boca (mordedura), já detalhado anteriormente. Foi utilizado este caso de carregamento por se tratar do mais atuante entre os movimentos voluntários, e por apresentar forças de maior magnitude. As forças musculares e as linhas de ação foram determinadas de acordo com as áreas anatômicas de fixação dos músculos. Estes dados foram retirados do estudo de Baron e Dubussy (1979). Seus valores foram dados no estudo de Tanaka; Tanne e Sakuda (1994) e são mostrados na figura 7.

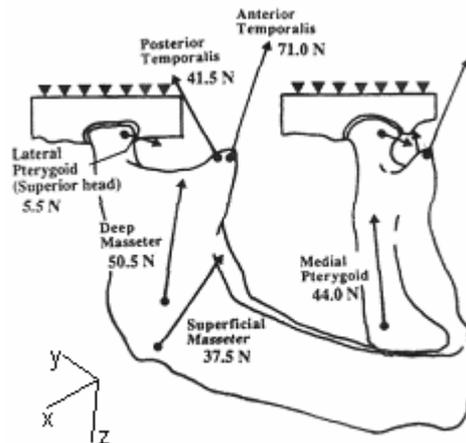


Figura 7 – Representação das forças musculares na mandíbula (Fonte: TANAKA; TANNE; SAKUDA, 1994).

A anatomia da articulação temporo-mandibular é extremamente complicada, mas para efeitos de um primeiro trabalho nessa área, considerar-se-á um modelo relativamente mais simples. Assim, o modelo foi restringido em apenas um nó situado na região superior central de cada cêndilo nas três direções ( $x$ ,  $y$  e  $z$ ), e em um nó situado no centro da dentição na direção vertical ( $z$ ). Desse modo, o modelo estaria livre para rotacionar em cada cêndilo, tentando assim, simular a condição real já descrita anteriormente. Pelo fato das condições de contorno estarem aplicadas em cada região em apenas um nó, foram desconsiderados os resultados próximos a essas regiões de acordo com o princípio de Saint Venaint.

## 5. RESULTADOS E ANÁLISES

### 5.1 VERIFICAÇÃO DO PROGRAMA BONEMAT

Com o intuito de verificar a correta atribuição das propriedades materiais feitas pelo programa *Bonemat*, decidiu-se construir um modelo de viga com dois materiais sobrepostos. Em um destes alocou-se as propriedades manualmente e em outro utilizando o programa *Bonemat*. Por não haver diferentes imagens da seção transversal da viga criou-se o cubo de propriedades, em formato vtk, manualmente.

As dimensões da viga são  $100 \text{ mm} \times 100 \text{ mm} \times 600 \text{ mm}$ , com  $E_1 = 200 \text{ GPa}$ ,  $\nu_1 = 0.3$ ,  $E_2 = 76 \text{ GPa}$ ,  $\nu_2 = 0.3$ , sendo  $E$  e  $\nu$  respectivamente o módulo de Young e o Coeficiente de Poisson, e o subscrito 1 para o material inferior e 2 para o material superior. A malha é composta de elementos tetraédricos de 10 nós com tamanho global de 20mm, totalizando 9387 nós e 5918 elementos. A viga foi completamente fixada em uma das extremidades e carregada com uma força vertical de 100000 N distribuída em seis nós da outra extremidade. Na figura 8 podemos visualizar a comparação entre o campo de tensões de von Mises para os dois modelos.

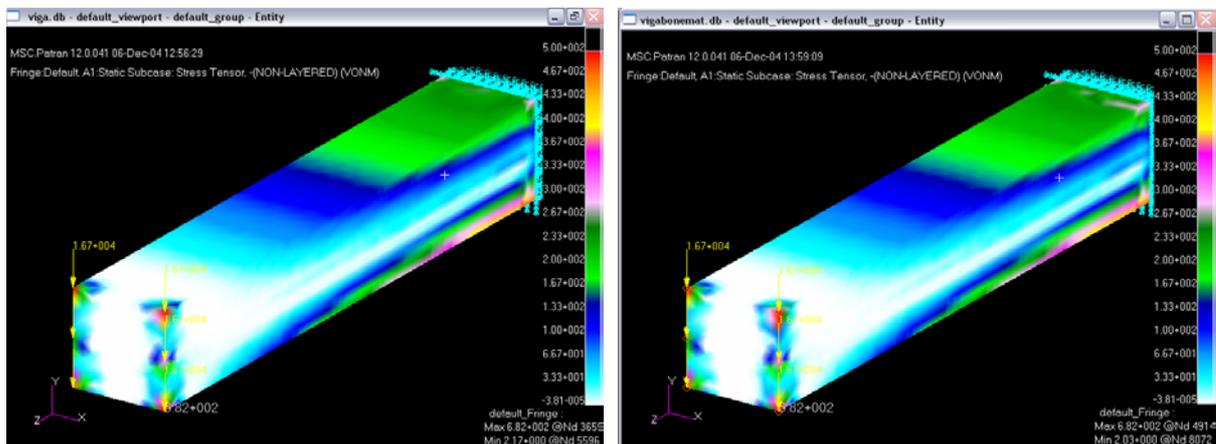


Figura 8 – Comparação entre os dois modelos (esq.: manual dir.: *Bonemat*).

Observando esta figura podemos concluir que se a geometria estiver de acordo com o cubo de propriedades o programa *Bonemat* aloca satisfatoriamente as propriedades mecânicas.

### 5.2 CASO 1: MODELO COM DOIS MATERIAIS

Neste primeiro caso, considerou-se a estrutura óssea mandibular como sendo composta de dois materiais homogêneos e isotrópicos, o tecido cortical e o tecido esponjoso. Os valores utilizados para as propriedades mecânicas já foram especificados anteriormente. As condições de carregamento representam o movimento de fechamento do maxilar, como já foi dito. As características da malha são aquelas especificadas no item 4.2 deste trabalho. Na figura 9 pode-se visualizar a distribuição de propriedades ao longo da malha de elementos finitos, sendo a cor vermelha correspondente ao tecido esponjoso e a cor branca correspondente ao tecido cortical.

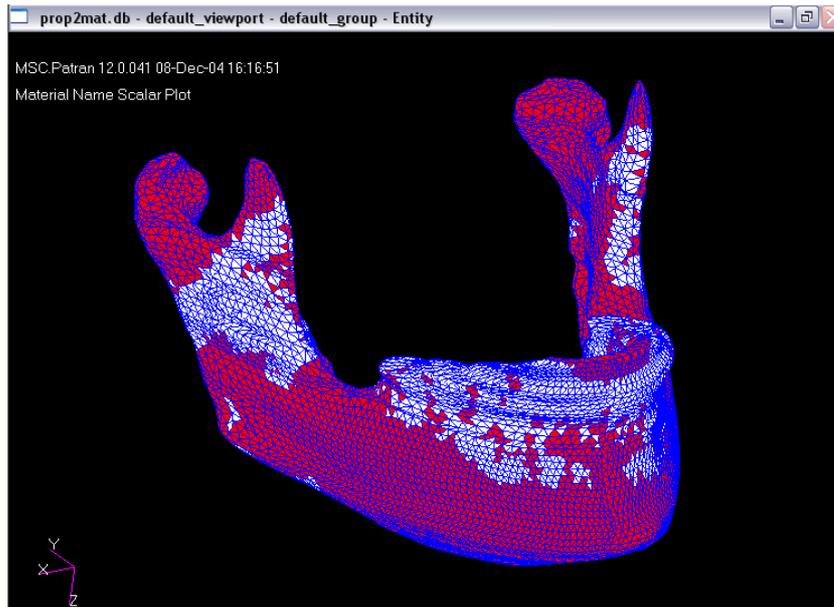


Figura 9 – Distribuição de propriedades (modelo homogêneo).

Observa-se que o tecido cortical não se distribuiu ao longo de toda a superfície externa da malha, como é esperado. Este problema é notado de forma maior nas regiões da mandíbula que necessitaram de mais operações de suavização durante a construção do modelo e como consequência isto deve trazer algumas distorções aos resultados.

Na figura 10 pode-se observar a distribuição da máxima tensão principal para este primeiro caso em estudo.

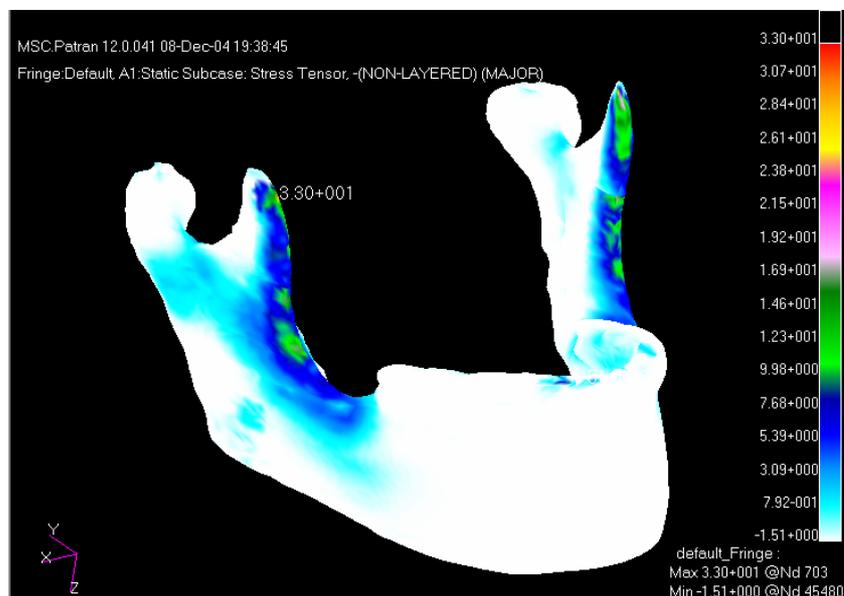


Figura 10 –Máxima tensão principal.

Desconsiderando os altos valores encontrados próximos às condições de contorno, de acordo com o princípio de Saint Venant, a distribuição da máxima tensão principal apresenta valores médios entre -1,51 MPa e 20 MPa, tendo um máximo de 33 MPa no coronóide direito. O campo de tensões equivalentes de von Mises, não mostrado aqui, apresenta valores entre 0 e 15 MPa em praticamente todo o modelo. Para a distribuição de deslocamentos o máximo valor encontrado foi de 0,18 mm na região conhecida como ângulo da mandíbula.

### 5.3 CASO 2: MODELO COMPLETAMENTE HETEROGÊNIO

Neste caso, considerou-se a mandíbula como isotrópica e completamente heterogênea, seguindo uma relação entre densidade aparente e módulo de elasticidade já especificada anteriormente. O modelo apresentou um total de 309 diferentes materiais. As condições de carregamento utilizadas e características de malha são as mesmas do modelo anterior. Na figura 11 pode-se visualizar a distribuição de propriedades por cores.

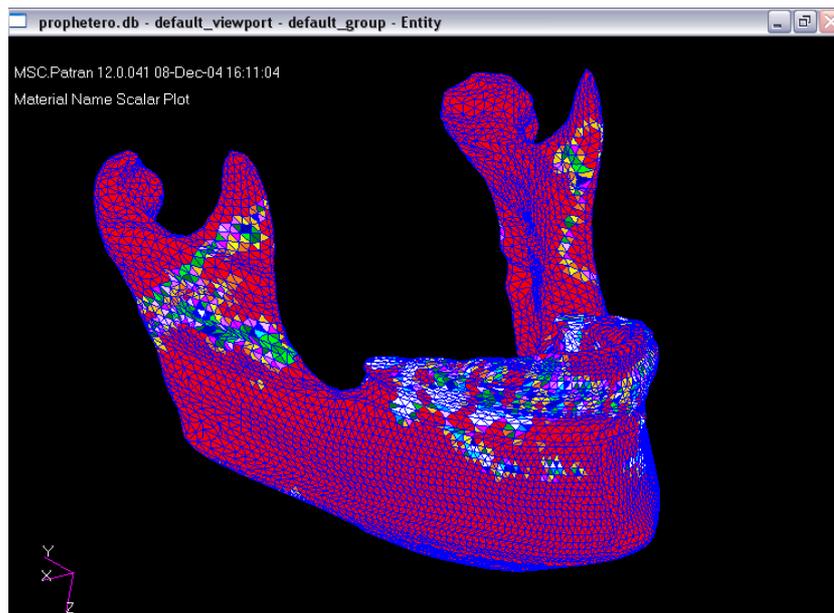


Figura 11 – Distribuição de propriedades (modelo heterogêneo).

Novamente, pode-se observar que o tecido cortical não se distribuiu ao longo de toda a superfície externa, havendo assim, uma elevada quantidade de tecido esponjoso (região avermelhada) que apresenta um módulo de elasticidade mais baixo. As outras cores presentes nessa imagem representam os diversos materiais que correspondem ao tecido cortical.

Na figura 12 pode-se visualizar a distribuição da máxima tensão principal para este segundo caso em estudo.

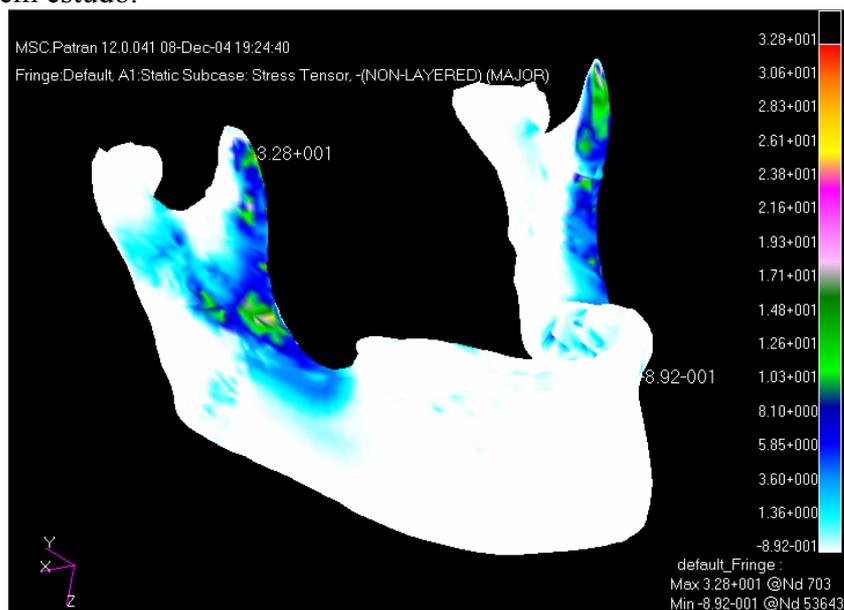


Figura 12 – Máxima tensão Principal.

Mais uma vez foram utilizadas as considerações de acordo com o princípio de Saint Venant. A distribuição da máxima tensão principal apresenta valores médios entre -0,8 MPa e 25 MPa. O maior deslocamento encontrado, neste caso, foi de 0,15 mm novamente no ângulo da mandíbula. O campo tensões de von Mises, não mostrado aqui, apresenta valores entre 0 e 25 MPa, em praticamente todo o modelo. Sendo estes valores acima do proposto por Keaveny (2001) para a tensão de ruptura de ossos que, conforme este, está entre 7 e 10 MPa.

## 6. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi demonstrado que as tomografias computadorizadas fornecem a informação necessária para a geração de modelos mecânicos de estruturas ósseas. Desenvolveu-se uma metodologia capaz de construir um modelo computacional da morfologia óssea. Existem várias maneiras de se realizar este trabalho, e todas exigem um enorme esforço manual. Aqui, se construiu um modelo de *wireframes* obtido do processamento digital das imagens médicas, e a partir deste gerou-se o modelo sólido que foi então discretizado no programa de elementos finitos. Esse método mostrou-se um tanto quanto trabalhoso para estruturas ósseas com geometria complicada, como o caso da mandíbula. No entanto, propõem-se para futuros trabalhos duas técnicas diferentes para esse tipo de estrutura. A primeira consistiria na mesma técnica, porém, utilizando um maior número de imagens, ou seja, com uma distância menor entre cada imagem. E a segunda basear-se-ia na criação da malha diretamente de um modelo, com diversas superfícies triangulares, criado diretamente a partir dos contornos.

Também, buscou-se comparar dois tipos de modelos mecânicos um baseado em dois materiais, tecido cortical e esponjoso, e outro completamente heterogêneo, sendo as propriedades mecânicas relacionadas diretamente com as unidades Hounsfield de cada pixel.

No modelo heterogêneo é necessário alocar a cada elemento finito as suas propriedades mecânicas. Para isso, foram utilizados dois programas sendo um livre e o outro criado durante a realização deste trabalho. O programa desenvolvido, denominado D2vtk, que tinha como objetivo criar um cubo de propriedades gerou bons resultados. O potencial de alocação destes programas se mostrou eficiente, para geometrias completamente compatíveis com o cubo de propriedades, como demonstrado no teste de verificação do programa livre.

Os dois casos estudados não apresentaram muitas diferenças entre si. No entanto as tensões apresentadas pelos dois modelos ficaram um pouco acima do esperado. Ao final desse trabalho, concluiu-se que a provável causa para a distribuição não adequada de propriedades aos modelos ósseos estudados, e conseqüente elevação de tensões, foi o uso de uma geometria que pode não estar bem de acordo com a realidade, devido à utilização de operações de suavização durante a construção do modelo.

Consideraram-se cumpridos os objetivos e se propõe a continuação deste tipo de trabalho com algumas recomendações. O estudo de novas maneiras de construir o modelo geométrico para estruturas complicadas; a busca por relações adequadas entre as propriedades mecânicas e unidades Hounsfield, específicas para cada osso humano são alguns trabalhos que podem ser levados adiante. Além disso, o estudo local das condições de contorno para a realização de simulações mais realísticas seria de grande valia.

## 7. REFERÊNCIAS

- Baron, P., Dubussy, T., 1979. ***A biomechanical functional analysis of the masticatory muscles in man***, *Archs Oral Biol*, vol. 24, pp. 547-553.
- Beek, M., Koolstra, J.H., van Ruijven, L.J., van Eijden, T.M.G.J., 2000. ***Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc***, *Journal of Biomechanics*, vol. 33, pp. 307-316.
- Buroni, F.C., Comisso P.E., 2004. ***Modelado numérico computacional de estructuras óseas***. Proyect Final de la Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de Mar Del Plata como parte de los requisitos para optar al grado de Ingeniero Mecánico.
- Carter, D.R., Hayes, W.C., 1977. ***The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure***, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 59A, pp. 954-962.
- Fernández, J.R., Gallas, M., Burguera, M., Viaño, J.M., 2003. ***A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates***, *Journal of Biomechanics*, vol. 36, pp. 329–337.
- Giesen, E.B.W., Ding, M., Dalstra, M., van Eijden, T.M.G.J., 2001. ***Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic***, *Journal of Biomechanics*, vol. 34, pp. 799–803.
- Hollister, S., Riemer, B., 1993. ***Digital image based finite element analysis for bone microstructure using conjugate gradient and Gaussian filter techniques***, *Mathematical Methods in Medical Imaging II*, vol. 2035, pp. 95-106.
- Keaveny, T., 2001. ***Strength of Trabecular Bone***. In Cowin, S., ed, *Bone Mechanics Handbook*, pp. 16.1–16.42.
- Keyak, J.H., Meagher, J.M., Skinner, H.B., Mote, C.D.Jr., 1990. ***Automated three-dimensional finite element modeling of bone: a new method***, *J Biomed Eng*, 12:389.
- Müller-Karger Pereda, C.M., Julio de 2001. ***Simulación ósea por medio de la versión P del método de los elementos finitos***, Tesis Doctoral presentada a la Universidad Central de Venezuela
- Netter, F., 1994. ***Atlas of Human Anatomy***. Summit: Ciba-Geigy Corporation.
- Pertes, R.A., Gross, G.S., 1995. ***Functional Anatomy and Biomechanics of the joint***. In: Pertes, R.A., Gross, G.S. *Clinical management of temporo-mandibular disorders and orofacial pain*. Illinois: Quintessence. 368p. Cap. 1, pp. 1- 12.
- Rho, J., Hobatho M.C., Ashman, R.B., 1995. ***Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone***, *Medical Engineering & Physics*, vol. 17, pp. 347-355.
- Rho, J., Kuhn-Spearing, L. & Zioupos, P., 1998. ***Mechanical properties and the hierarchical structure of bone***, *Medical Engineering & Physics*, vol. 20, pp. 92–102.

Roesler, H., 1997. *The history of some fundamental concepts in bone biomechanics*, *J. Biomechanics*, vol. 20, No.11/12, pp. 1025-1034.

Rüegsegger, P., 2001. *“Imaging of Bone Structure”*, Bone Mechanics Handbook, editado por Cowin, S.C., CRC Press, 2ª edição, pp. 9-1 à 9-24.

Tanaka, E., Tanne, K., Sakuda, M., 1994. *A three-dimensional finite element model of mandible including the TMJ and its application to stress analysis in the TMJ during clenching*, *Medical Engineering & Physics*, vol. 16, pp. 316-322.

\*BONEMAT, Laboratorio di Tecnologia Medica - Istituti Ortopedici Rizzoli - Bologna, Italy.

## APÊNDICE

### ARQUIVO DE ENTRADA

Os dados são introduzidos no programa por meio de um arquivo texto, com extensão .dat, contendo todas as informações necessárias, as quais devem ser ordenadas da seguinte forma:

linha 1:	Nome dos arquivos de entrada e saída sem extensão – (ID ou IDout)
linha 2:	Fator de re-escala – (C)
linha 3:	Tamanho da imagem original em [pixel]×[pixel ] e em [mm] – (pixelx, pixely, lmm)
linha 4:	Origem e tamanho da janela de interesse em [pixel] – (ox, oy, windowx, windoy)
linha 5:	Número de imagens e distância entre imagens em [mm] – (n_images, Dmmz)

Exemplo utilizado neste trabalho :

```
mand
1024
512 512 180
71 111 360 330
71 1
```

### CÓDIGO DE PROGRAMAÇÃO - D2VTK

```
/* Lê o conjunto de imagens em formato DICOM e
cria o cubo de propriedades em formato padrão vtk */
#include <stdio.h>
#include <math.h>
#include <string.h>
#include <stdlib.h>
#include <fcntl.h>
#include <io.h>

void main(void)
{
    FILE *finput, *fout, *fp, *foutvtk;
    char fname[127], ID[127];
    int x,y,j,k,n_images,xo,yo,windowx,windowy,pixelx,pixely,Dmmz,kk,C;
    int AA;
    long header, filesize;
    short A[512][512];
    short ***S=NULL;
    float res,c,lmm;

//DADOS DE ENTRADA
    printf("Escreva o nome do arquivo de entrada (sem a extensao .dat):\n");
    scanf("%s",ID);
    sprintf(fname,"%s.dat",ID);
    finput=fopen(fname,"r");
    printf("\nO nome do arquivo de entrada e: %s\n", fname);
    sprintf(fname,"%sout.txt",ID);
    fout=fopen(fname,"w");
    printf("O nome do arquivo de saída e: %s\n", fname);
    fprintf(fout,"O nome do arquivo de saída é: %s \n", fname);

//LENDO O ARQUIVO DE ENTRADA E GRAVANDO O ARQUIVO DE SAÍDA

    printf("Lendo o arquivo de entrada e gravando o arquivo de saída\n");
    fscanf(finput,"%s",&ID);
```

```

fscanf(finput, "\n");
fscanf(finput, "%d\n", &C);
fscanf(finput, "%d%d%f\n", &pixelx, &pixely, &lmm);
fscanf(finput, "%d%d%d%d\n", &xo, &yo, &>windowx, &>windowy);
    fscanf(finput, "%d%d\n", &n_images, &Dmmz);
res=lmm/pixelx;

fprintf(fout, "O nome do arquivo de saída vtk é: %s.vtk \n", ID);
fprintf(fout, "O nome inicial (sem numero) dos arquivos DICOM é: %s \n", ID);
fprintf(fout, "Re-escala (Valor a ser diminuído do valor hexadecimal): %d \n", C);
    fprintf(fout, "Tamanho total da imagem (pixel): %d x %d \n", pixelx, pixely);
fprintf(fout, "Tamanho total da imagem (mm): %1.1f x %1.1f \n", lmm, lmm);
    fprintf(fout, "Origem da janela (pixel): Xo=%d, Yo=%d \n", xo, yo);
    fprintf(fout, "Tamanho da janela (pixel): %d x %d \n", windowx, windowy);
    fprintf(fout, "Tamanho da janela (mm)= %f x %f \n", res*windowx, res*windowy);
    fprintf(fout, "Distância entre pixels (Resolucao): Res=%f mm/pixel\n", res);
    fprintf(fout, "Distância entre as imagens: %d \n", Dmmz);
fprintf(fout, "Número total de imagens = %d \n", n_images);

//ALOCAÇÃO DE MEMÓRIA
int i,jj;
S=new short**[n_images];
for(i=0;i<=n_images;i++)
{
    S[i]=new short*[pixely];
    for(jj=0;jj<pixely+1;jj++)
    {
        S[i][jj]=new short[pixelx+1];
    }
}

//LENDO AS IMAGENS DICOM
printf("Lendo imagens DICOM\n");
fprintf(fout, "Lendo imagens DICOM\n");
int handle;
for(k=1;k<=n_images;k++)
{
    *fname=NULL;
    kk=k*Dmmz;
    sprintf(fname, "%s%d.dcm", ID, kk);
    printf("Lendo %s \n", fname);
    handle=open(fname, O_RDONLY);
    filesize=filelength(handle);
    close(handle);
    header=filesize-524288;
    printf("header=%ld\n", header);
    fp=fopen(fname, "rb");
    if(fp==NULL)
    {
        printf("Este arquivo não pode ser lido... Saindo\n");
        exit(1);
    }
    fseek(fp, header, 0);
    fread(A, pixelx*pixely, 2, fp);
    for(y=1; y<=pixely; y++)
    {
        for(x=1; x<=pixelx; x++)
        {

```

```

                S[kk][y][x]=A[y-1][x-1]-C;
            }
            S[kk][y][x]=S[kk][y][x];
        }
        fclose(fp);
    }
    fclose(fout);

//FAZENDO ARQUIVO DE SAÍDA
sprintf(fname,"%s.vtk",ID);
foutvtk=fopen(fname,"w");
fprintf(fout,"# vtk DataFile Version 2.0\n");
    fprintf(fout,"...criado por Otavio 11/2004\n");
fprintf(fout,"ASCII\n");
    fprintf(fout,"DATASET\n");
fprintf(fout,"RECTILINEAR_GRIDS\n");
    fprintf(fout,"DIMENSIONS %d %d %d\n",windowx>windowy,n_images);

fprintf(fout,"X_COORDINATES %d float\n",windowx);
    for(i=0;i<windowx;i++)
    {
        c=i*res+res/2;
        fprintf(fout,"%f\n",c);
    }

    fprintf(fout,"Y_COORDINATES %d float\n",windowy);
    for(j=0;j<windowy;j++)
    {
        c=j*res+res/2;
        fprintf(fout,"%f\n",c);
    }

fprintf(fout,"Z_COORDINATES %d float\n",n_images);
    for(k=0;k<n_images;k++)
    {
        c=(Dmmz*k)+Dmmz/2;
        fprintf(fout,"%f\n",c);
    }

fprintf(fout,"POINT_DATA %d\n",windowx*windowy*n_images);
    fprintf(fout,"SCALARS scalars short\n");
    fprintf(fout,"LOOKUP_TABLE default\n");

for(k=1;k<=n_images;k++)
    {
        kk=k*Dmmz;
        for(y=y0;y<windowy+y0;y++)
        {
            for(x=x0;x<windowx+x0;x++)
            {
                AA=1*S[kk][y][x];
                if(AA>2000)AA=2000.;
                fprintf(fout,"%d. ",AA);
            }
        }
    }
}
fclose(finput);
fclose(foutvtk);
}

```