



Programa Interdisciplinar de Pós-Graduação em

**Computação Aplicada**

**Mestrado Acadêmico**

Modelagem do Movimento Mandibular baseado em  
restrições do Disco Articular

São Leopoldo, 2016

Francisco de Assis da Silva Cavalcante Filho

**MODELAGEM DO MOVIMENTO MANDIBULAR BASEADO EM  
RESTRICÇÕES DO DISCO ARTICULAR**

Dissertação apresentada como requisito parcial  
para a obtenção do título de Mestre, pelo  
Programa Interdisciplinar de Pós-Graduação  
em Computação Aplicada da Universidade do  
Vale do Rio dos Sinos – UNISINOS

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Marta Becker Villamil

São Leopoldo

2016

C376m Cavalcante Filho, Francisco de Assis da Silva  
Modelagem do movimento mandibular baseado em  
restrições do disco articular / por Francisco de Assis da Silva  
Cavalcante Filho. – 2016.  
91 f.: il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) — Universidade do Vale do Rio  
dos Sinos, Programa de Pós-Graduação em Computação  
Aplicada, São Leopoldo, RS, 2016.

“Orientação: Profa. Dra. Marta Becker Villamil.”

1. Articulação temporomandibular. 2. Discos articulares.  
3. Objetos deformáveis. I. Título.

CDU: 004.94:612.7

Catálogo na Publicação:  
Bibliotecário Alessandro Dietrich - CRB 10/2338

Francisco de Assis da Silva Cavalcante Filho

Modelagem do Movimento Mandibular baseado em restrições do Disco Articular

Dissertação apresentada à Universidade do Vale do Rio dos Sinos – Unisinos, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Computação Aplicada.

Aprovado em 1º de março de 2016

BANCA EXAMINADORA

---

Profa. Dra. Marta Becker Villamil – UNISINOS

---

Prof. Dr. Luiz Paulo Luna de Oliveira – UNISINOS

---

Profa. Dra. Daniela Gorsky Trevisan – UFF

Profa. Dra. Marta Becker Villamil (Orientadora)

Visto e permitida a impressão  
São Leopoldo

Prof. Dr. Sandro J. Rigo  
Coordenador PPG em Computação Aplicada



*Dedico este trabalho à minha família, em especial à minha esposa que sempre me incentivou e teve compreensão comigo, e aos meus pais que cuidaram dela durante minhas ausências.*



## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente a Deus que está sempre comigo durante minha jornada. A minha esposa Carla pelo incentivo e compreensão. Aos meus pais, por sempre me auxiliarem quanto estive em dificuldades. Minha orientadora. Profa. Dra. Marta Becker Villamil pelo apoio, compreensão e orientação neste trabalho. A Vanessa Viegas Viana, pela contribuição no desenvolvimento deste trabalho. Aos meus colegas de turma que compartilharam comigo as dificuldades e vitórias de cada etapa do curso.





## RESUMO

A Articulação Temporomandibular é uma das articulações mais complexas do corpo humano. Ela é composta de duas articulações, uma em cada lado da mandíbula, que trabalham juntas para realizar os movimentos de abertura e fechamento da boca, assim como os movimentos de mastigação. É uma das articulações que está constantemente sob pressão e a sobrecarga nessa articulação pode resultar em inúmeras condições médicas. Cerca de 30% da população apresenta algum sintoma de DTM, sendo o desalinhamento dos discos temporomandibulares o mais comum entre eles, atingindo 70% dos pacientes. Os trabalhos desenvolvidos até o momento tiveram como foco o estudo de características específicas da ATM, como a trajetória da mandíbula em determinados movimentos, os músculos que são ativados nestes movimentos ou a tensão sofrida pelos discos articulares. Estes modelos apresentam uma representação limitada da ATM e estruturas adjacentes ou utilizam técnicas que demandam muito poder computacional, restringindo sua utilização a pesquisas direcionadas. Este trabalho propõe um modelo para visualização dos movimentos da mandíbula de forma interativa com base nas restrições do disco articular e estruturas adjacentes. O modelo emprega técnicas de simulação física para obter maior realismo na visualização dos movimentos, permitindo sua aplicação em várias áreas da medicina.

**Palavras-Chave:** Articulação Temporomandibular. Discos Articulares. Objetos Deformáveis.

## **ABSTRACT**

The temporomandibular joint is one of the most complex joints in the human body. It is composed of two joints, one at each side of the jaw, that work together to perform the opening and closing movements of the mouth, as well as chewing movements. It is a joint that is constantly under pressure and the loading in this joint can result in numerous medical conditions. About 30% of the population have some symptom of TMD, and the temporomandibular discs displacement is the most common between them, reaching 70% of patients. The work carried out so far have focused on the study of specific features of ATM, as the trajectory of the jaw in certain movements, the muscles that are activated in these movements or stress suffered by the articular disc. These models have a limited representation of ATM and adjacent structures or use techniques that requires too much computational power, restricting its use to directed research. This paper presents a model for visualization of the jaw movements interactively based on disk restrictions and adjacent structures. The model uses physical simulation techniques to achieve more realism on movements visualization, allowing its application in various areas of medicine.

**Keywords:** Temporomandibular Joint. Articular disks. Deformable objects.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>19</b>
<b>1.1 Objetivos</b> .....	<b>20</b>
<b>1.2 Justificativa</b> .....	<b>21</b>
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	<b>23</b>
<b>2.1 Articulação Temporomandibular</b> .....	<b>23</b>
2.1.1 Movimentos da ATM.....	24
2.1.2 Discos Articulares.....	25
2.1.3 Disfunção da ATM.....	26
<b>2.2 Visualização Médica</b> .....	<b>27</b>
2.2.1 Técnicas de Obtenção de Dados e Visualização de Imagens.....	28
<b>2.3 Conceito de Simulação</b> .....	<b>29</b>
2.3.1 Simulação de corpos rígidos .....	30
2.3.2 Posição e orientação .....	30
2.3.3 Velocidade Linear e Velocidade Angular .....	31
2.3.4 Modelo matemático .....	31
<b>2.4 Representação hierárquica dos objetos</b> .....	<b>31</b>
2.4.1 Axis Aligned Bounding Boxes – AABB .....	32
<b>2.5 Técnicas de Modelagem e Deformação de Corpos Moles</b> .....	<b>32</b>
<b>3 TRABALHOS RELACIONADOS</b> .....	<b>35</b>
<b>3.1 Limitação dos modelos</b> .....	<b>37</b>
<b>3.2 Estado da Arte</b> .....	<b>38</b>
<b>4 MODELO DESENVOLVIDO</b> .....	<b>41</b>
<b>4.1 Modelos Geométricos</b> .....	<b>43</b>
4.1.1 Modelagem da mandíbula .....	45
4.1.2 Modelagem do crânio, das fossas temporais e da arcada superior .....	48
4.1.3 Modelagem dos discos e tecido retrodiscal.....	49
<b>4.2 Modelagem dos ligamentos</b> .....	<b>52</b>
<b>4.3 Modelagem dos músculos</b> .....	<b>54</b>
4.3.1 Músculos rígidos .....	54
4.3.2 Músculos moles.....	56
<b>4.4 Ambiente da simulação</b> .....	<b>58</b>
<b>5 RESULTADOS</b> .....	<b>61</b>
<b>5.1 Validação do Modelo</b> .....	<b>61</b>
<b>5.2 Avaliação do movimento de depressão da mandíbula</b> .....	<b>64</b>
<b>5.3 Avaliação do movimento de protrusão</b> .....	<b>72</b>
<b>5.4 Deformação do disco</b> .....	<b>80</b>
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	<b>83</b>
<b>6.1 Avaliação dos resultados</b> .....	<b>83</b>
<b>6.2 Contribuições</b> .....	<b>84</b>
<b>6.3 Trabalhos futuros</b> .....	<b>84</b>



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Visão do ligamento temporomandibular.....	23
Figura 2 - Visão dos ligamentos esfenomandibular, estilomandibular e da capsula articular .....	24
Figura 3 - Visão dos músculos Temporal e Masseter .....	25
Figura 4 - Visão dos músculos Pterigoideos Lateral e Medial.....	25
Figura 5 - Anatomia do disco articular.....	26
Figura 6 - Posição do disco com redução e sem redução durante o movimento da mandíbula.....	27
Figura 7 - Processo de criação da árvore AABB.....	32
Figura 8 - Superfície de um modelo baseado em Massa-mola .....	33
Figura 9 - Modelo da mandíbula utilizando MEF .....	34
Figura 10 - Diagrama de blocos do modelo .....	42
Figura 11 - Redimensionamento pelo algoritmo de interpolação welch .....	43
Figura 12 - Processo de registro das imagens de TC e RM com os modelos segmentados.....	45
Figura 13 - Modelo geométrico do côndilo com geometrias internas .....	46
Figura 14 - Modelo geométrico do côndilo após a correção.....	46
Figura 15 - Mandíbula decomposta.....	47
Figura 16 - Massa da mandíbula em função do comprimento .....	48
Figura 17 - Modelos decompostos das fossas e da arcada superior .....	49
Figura 18 - Processo de segmentação dos discos.....	50
Figura 19 - Modelo gerado dos discos, AR(esquerda) e BR(direita).....	50
Figura 20 - Modelos dos discos gerados utilizando tetraedros: MEF AR(a) e MEF BR(b).....	51
Figura 21 - Estruturas de fixação dos discos.....	52
Figura 22 - Modelagem dos ligamentos .....	53
Figura 23 - Modelagem dos músculos .....	55
Figura 24 - Interface de controle dos músculos.....	56
Figura 25 - Posicionamento dos pontos para criação dos músculos moles.....	57
Figura 26 - Músculos moles quando ativados .....	58
Figura 27 - Pontos de controle definidos para a mandíbula .....	61
Figura 28 - Pontos de controle e posicionamento da mandíbula no plano sagital ....	62
Figura 29 - Pontos de controle e posicionamento da mandíbula no plano coronal ...	62

Figura 30 - Pontos de controle e posicionamento da mandíbula no plano axial .....	63
Figura 31- Trajetória do movimento do côndilo direito .....	64
Figura 32 - Trajetória do movimento do côndilo esquerdo .....	65
Figura 33- Trajetória do movimento do ponto incisal.....	66
Figura 34- Momento em que os côndilos deixam as fossas.....	67
Figura 35 - Intensidade das forças aplicadas .....	67
Figura 36 - Trajetória do côndilo esquerdo com vários modelos de discos.....	68
Figura 37 - Trajetória do ponto incisal com vários modelos de discos .....	69
Figura 38 - Deslocamento dos côndilos em função do tempo.....	70
Figura 39 - Trajetória do côndilo direito no movimento de protrusão .....	73
Figura 40 - Trajetória do côndilo esquerdo no movimento de protrusão .....	73
Figura 41 - Trajetória do ponto incisal no movimento de protrusão.....	74
Figura 42 - Trajetória do côndilo direito no movimento de protrusão com vários modelos.....	75
Figura 43 - Trajetória do côndilo esquerdo no movimento de protrusão com vários modelos.....	76
Figura 44 - Trajetória do ponto incisal no movimento de protrusão com vários modelos.....	77
Figura 45 - Posição dos pontos no plano sagital ao longo do tempo .....	77
Figura 46 – Intensidade das forças aplicadas no movimento de protrusão.....	78
Figura 47 - Interface para controle dos parâmetros dos discos.....	81
Figura 48 - Deformação dos discos condilares .....	82

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Modelos de Simulação da ATM .....	39
Tabela 2 – Parâmetros gerais de simulação .....	59
Tabela 3 – Configuração dos corpos deformáveis do lado direito.....	59
Tabela 4 – Configuração dos corpos deformáveis do lado esquerdo.....	60
Tabela 5 - Distância entre os pontos de controle capturados no simulador para os pontos das imagens de TC (mm) .....	63
Tabela 6 – Tempo de simulação e posições registradas .....	70
Tabela 7 – Desvio Quadrático Médio Côndilo direito .....	71
Tabela 8 – Desvio Quadrático Médio Côndilo esquerdo .....	71
Tabela 9 – Desvio Quadrático Médio ponto incisal .....	72
Tabela 10 – Tempo de simulação e posições registradas no movimento de protrusão .....	78
Tabela 11 – Desvio Quadrático Médio Côndilo direito no movimento de protrusão ..	79
Tabela 12 – Desvio Quadrático Médio Côndilo esquerdo no movimento de protrusão .....	79
Tabela 13 – Desvio Quadrático Médio ponto incisal no movimento de protrusão .....	79





## **LISTA DE SIGLAS**

AR – Alta Resolução

ATM – Articulação Temporomandibular

BR – Baixa Resolução

DTM – Disfunção Temporomandibular

LPID – Lateral Pterigoideo Inferior Direito

LPIE – Lateral Pterigoideo Inferior Esquerdo

LPSD – Lateral Pterigoideo Superior Direito

LPSE – Lateral Pterigoideo Superior Esquerdo

MEF – Método de Elementos Finitos

RM – Ressonância Magnética

TC – Tomografia Computadorizada



## 1 INTRODUÇÃO

A Articulação Temporomandibular – ATM é uma das articulações mais complexas do corpo humano. O desafio de simular esta articulação se deve ao fato dela ser composta de duas articulações, uma em cada lado da mandíbula, que trabalham juntas para realizar os movimentos de abertura e fechamento da boca, assim como os movimentos de mastigação (VILLAMIL *et al.*, 2012). Entre cada articulação, situados entre o osso temporal e os côndilos estão os discos articulares. Durante os movimentos da mandíbula, os discos espalham a pressão que recebem durante toda a área de contato para absorver o impacto da articulação e estabilizar os movimentos condilares (WANG, XIAOYUN *et al.*, 2012). A sobrecarga e subsequente deterioração e remodelagem dos discos podem resultar em diversas doenças degenerativas na ATM (TANAKA; DETAMORE; MERCURI, 2008; KURODA *et al.*, 2009).

Existem diferentes condições que podem afetar a ATM. Estas condições são chamadas de Disfunções da ATM ou Desordens Temporomandibulares – DTM. Elas se caracterizam pelo mau funcionamento da ATM e dos demais elementos a ela relacionados, como ligamentos, músculos, ossos, dentes ou outras estruturas de suporte dentário. Cerca de 30% da população apresenta algum sintoma de DTM, sendo o desalinhamento dos discos temporomandibulares o mais comum entre eles, atingindo 70% dos pacientes que sofrem de Disfunções da ATM (AOUN *et al.*, 2014).

Devido às dificuldades em se estudar in vivo os movimentos da ATM, são criados modelos para representar estes movimentos. Os modelos de simulação na área médica tem sido de grande importância para o diagnóstico de pacientes, como ferramenta de auxílio ao ensino de procedimentos terapêuticos e no processo de tomada de decisões dos profissionais de saúde (PREIM, 2014). Eles possibilitam o desenvolvimento de ferramentas que auxiliem no tratamento de pacientes, na aplicação de novas terapias e no diagnóstico precoce de doenças.

Uma das grandes vantagens dos simuladores é permitir a visualização de vários cenários possíveis advindos de procedimentos médicos, possibilitando a escolha do tratamento que possa vir a se mostrar mais eficaz, diminuindo assim a frequência com que os pacientes tenham que se submeter a estes procedimentos.

Como o corpo humano é uma estrutura extremamente complexa, geralmente as simulações limitam-se à parte do corpo que está sendo investigada, e por vezes emulam apenas algumas características do objeto de estudo. Isso é mais evidente quando os modelos têm como finalidade o estudo da articulação temporomandibular.

Tais modelos apresentaram ATM e as estruturas adjacentes de acordo com o foco da pesquisa. Desta forma, apenas alguns elementos da articulação foram representados, como o osso temporal, a mandíbula, e em alguns deles o disco articular, músculos e ligamentos. Os modelos que simulam o comportamento do disco articular como uma estrutura deformável utilizam principalmente Métodos de Elementos Finitos – MEF, que demandam muitos recursos computacionais e são bastante complexos para serem aplicados.

O trabalho descrito nesta dissertação apresenta um modelo de simulação da articulação temporomandibular construído a partir de dados reais de um paciente para representar os movimentos da mandíbula e a deformação sofrida pelos discos durante estes movimentos. Para a construção deste modelo, foram empregadas técnicas Computação Gráfica e Processamento de Imagens para a criação dos modelos geométricos dos ossos e dos discos articulares, modelagem dos músculos e ligamentos. Os movimentos da mandíbula, dos discos e a deformação destes foram modelados utilizando conceitos físicos, através da aplicação de forças nos pontos de inserção dos músculos.

## **1.1 Objetivos**

O objetivo geral deste trabalho é modelar o movimento dos discos articulares, bem como sua deformação e verificar sua influência nos movimentos mandibulares. O desenvolvimento deste modelo de simulação envolve a correta modelagem do comportamento da ATM em função das forças exercidas pelos músculos, das restrições impostas pelos e ligamentos e das colisões ocorridas entre os ossos que compõem a articulação. Desta forma, este trabalho tem como objetivos específicos:

- a) Realizar um levantamento dos estudos em simulação da ATM;
- b) Modelar as estruturas que compõem a ATM, como ossos, músculos, ligamentos e os discos articulares com base nas imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética de um paciente;

- c) Simular o movimento e a deformação dos discos articulares durante o movimento da mandíbula;
- d) Verificar a influência que o disco exerce no movimento mandibular;

## 1.2 Justificativa

Grande parte dos modelos de simulação da ATM se baseia em Métodos de Elementos Finitos – MEF, voltados principalmente à análise do estresse sofrido pelo disco articular. Estes métodos são muito precisos e realistas, porém eles são altamente abrangentes, complicados e possuem um custo computacional elevado (HALIC *et al.*, 2009). A eficiência computacional é uma grande preocupação nos modelos de simulação baseadas em MEF devido ao custo requerido para resolver um sistema de equações a cada quadro de simulação (WANG, SHUGUO *et al.*, 2014). Esse custo pode reduzir a capacidade do sistema de refletir as alterações nos parâmetros de simulação no momento em que elas são realizadas. Tal característica poderia ser utilizada durante a captura de movimentos de determinado paciente, de modo a calibrar o sistema para cada indivíduo, ou para visualizar de maneira rápida o comportamento dos sistemas em situações específicas, permitindo ao usuário o controle total da simulação.

A utilização de imagens médicas no modelo possibilita a visualização de características específicas de cada paciente, permitindo sua utilização além do domínio da teoria. A criação de um modelo de simulação da ATM que permita visualizar os aspectos importantes da articulação temporomandibular, possibilite a utilização de imagens de pacientes e permita a inserção de parâmetros para controlar a dinâmica dos movimentos, de modo a replicar o comportamento da mandíbula de um paciente em específico, possibilitaria um estudo mais profundo e a possível correlação entre os hábitos do paciente e a ocorrência ou a pré-disposição para o desenvolvimento de DTMs.

Para construção do modelo, foram levantados dados de trabalhos desenvolvidos em simulação da ATM, bem como das técnicas empregadas nas simulações. Estes dados foram utilizados como parâmetros para determinar o comportamento esperado dos discos e as técnicas que possam se mostrar mais eficientes a um custo computacional baixo. Foram utilizadas imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada para modelar os ossos da

ATM e estruturas adjacentes. Estas imagens foram transferidas para um ambiente de visualização gráfica em três dimensões para exibir os resultados ao usuário de forma interativa. Um motor de física foi integrado ao modelo para gerar o os movimentos da mandíbula e as deformações sofridas pelos discos em razão deste movimento, de forma a verificar a influência que o disco pode exercer sobre eles.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

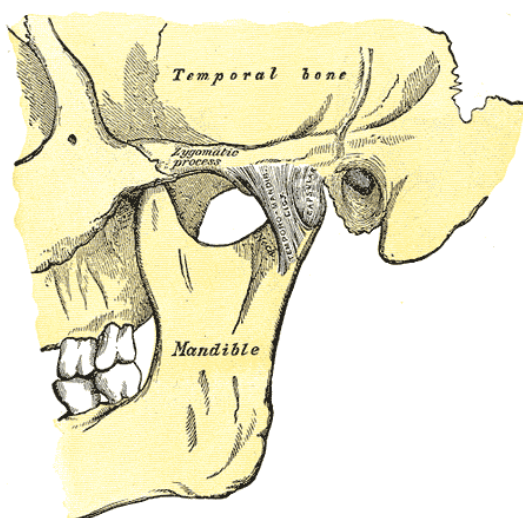
### 2.1 Articulação Temporomandibular

A Articulação Temporomandibular é a articulação da mandíbula com o crânio responsável pelos movimentos de abertura e fechamento da boca, mastigação e fala. Ela é formada por uma superfície articular no osso temporal chamada de fossa mandibular e pela parte da mandíbula que é ligada à fossa, chamada côndilo. Cada uma destas superfícies é recoberta por um tecido conjuntivo mais rígido, chamada cartilagem articular.

Entre estas duas cartilagens há um disco fino ovalado, chamado disco articular, disco temporomandibular ou disco condilar. Este conjunto é coberto por uma estrutura fibrosa chamada cápsula articular. Além desta cápsula, há ainda três ligamentos que mantêm a articulação. O ligamento esfenomandibular, localizado na lateral interna, o ligamento temporomandibular, localizado na parte externa da mandíbula, e o ligamento estilomandibular, na margem posterior da mandíbula. (LENZ; SOARES; WECKER, 2015a, b)

A Figura 1 apresenta o aspecto lateral da mandíbula, onde pode ser visto o ligamento temporomandibular, enquanto a Figura 2 permite a visualização dos ligamentos esfenomandibular e estilomandibular, bem como a cápsula articular.

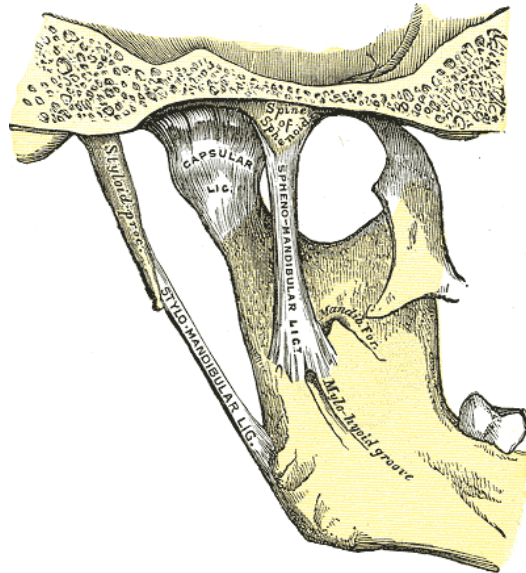
**Figura 1 - Visão do ligamento temporomandibular**



Fonte: (GRAY; LEWIS; BARTLEBY.COM, 2000)



**Figura 2 - Visão dos ligamentos esfenomandibular, estilomandibular e da capsula articular**



Fonte: (GRAY; LEWIS; BARTLEBY.COM, 2000)

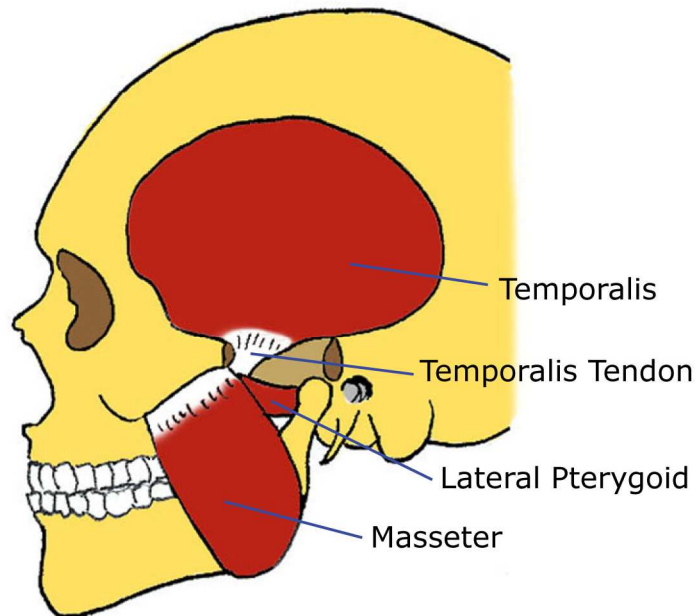
### 2.1.1 Movimentos da ATM

Os principais movimentos realizados pela ATM são os movimentos de oclusão: contato dos dentes da arcada superior com a arcada inferior (elevação da mandíbula); protrusão: movimento de projeção da mandíbula para frente; e retrusão: movimento de retração (projeção para trás) da mandíbula. (LENZ; SOARES; WECKER, 2015b)

Estes movimentos são controlados basicamente por quatro músculos: o músculo Temporal; o músculo Masseter; e os músculos Pterigoideos Medial e Lateral.

Os músculos Temporal, Masseter (Figura 3) e Pterigoideo Medial (Figura 4) são responsáveis pelo movimento de oclusão (elevação) da mandíbula. O Masseter também trabalha no movimento de retração da mandíbula. Já o músculo Pterigoideo Lateral (Figura 4) é responsável pelo movimento de abertura da boca e protrusão da mandíbula, e pelo movimento da mandíbula de um lado para o outro.

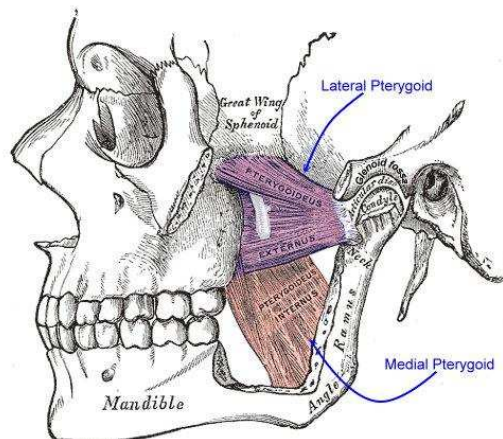
**Figura 3 - Visão dos músculos Temporal e Masseter**



**TMJ Muscles (lateral view)**

Fonte: (MARINER, [S.d.])

**Figura 4 - Visão dos músculos Pterigoideos Lateral e Medial**



Fonte: (GRAY; LEWIS; BARTLEBY.COM, 2000)

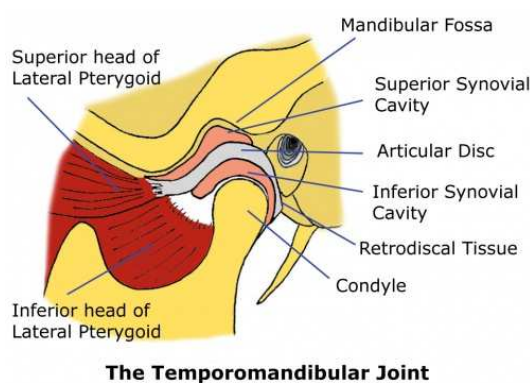
**2.1.2 Discos Articulares**

O disco articular (Figura 5) é uma das estruturas mais importantes da ATM. Trata-se de uma estrutura bicôncava fibrocartilaginosa localizada entre o côndilo mandibular e o osso temporal. Sua função principal é acomodar o movimento de dobra assim como o movimento de deslizamento entre o osso temporal e o

mandibular. A parte superior do disco tem o formato de uma sela para encaixar no contorno do crânio enquanto que a parte inferior é côncava para se encaixar no côndilo da mandíbula (ALOMAR *et al.*, 2007).

A parte anterior do disco se divide na dimensão vertical, coincidindo com a inserção da cabeça superior do pterigoide lateral, enquanto a parte posterior, que também se divide verticalmente, é chamada de tecido retrodiscal. Diferente do disco em si, essa tecido é vascular e innervado, e em alguns casos de deslocamento do disco, a dor sentida durante os movimentos da mandíbula é devido à pressão do côndilo contra esta área (“Temporomandibular joint”, 2015).

**Figura 5 - Anatomia do disco articular**



Fonte: (MARINER, [S.d.]

### 2.1.3 Disfunção da ATM

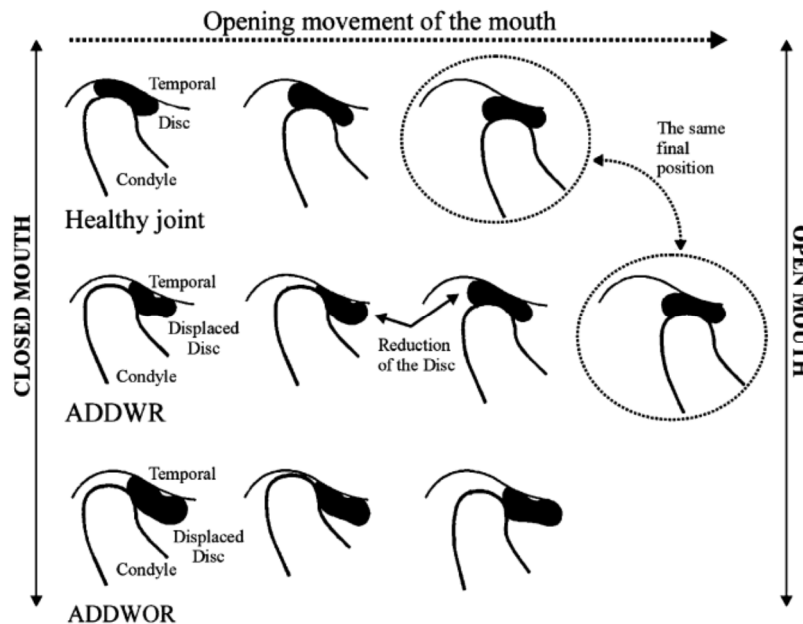
A Disfunção ou Desordem da Articulação Temporomandibular é caracterizada pelo mau funcionamento da ATM, dos ligamentos, músculos da mastigação, ossos maxilar-mandíbula, dentes e estruturas de suporte dentário.

Elas são caracterizadas principalmente por dores na região facial ou da mandíbula, abertura limitada ou incapacidade para abrir a boca, travamentos ao abrir ou fechar a boca, ruídos articulares e dor no ouvido, desvio da mandíbula para um lado ou perturbações visuais. (CABEZAS; ARRUDA, 2001)

Uma das principais causas da DTM é o deslocamento do disco articular. Esse deslocamento pode ocorrer com redução ou sem redução (Figura 6). No deslocamento com redução, durante a abertura o disco que já se encontra na posição anterior ao côndilo, há uma redução na extremidade do disco, fazendo com que o mesmo retorne a posição inicial. Já no deslocamento sem redução, o disco

não retorna à posição inicial, impedindo o disco de se deslocar pela fossa temporal, limitando a abertura da boca. Nesta situação, o côndilo pressiona o tecido retrodiscal, causando dores.

**Figura 6 - Posição do disco com redução e sem redução durante o movimento da mandíbula**



Fonte: (PÉREZ DEL PALOMAR; DOBLARÉ, 2007a)

## 2.2 Visualização Médica

A visualização consiste na utilização de técnicas gráficas computadorizadas para criar uma representação visual interativa de dados, com o objetivo de amplificar o conhecimento humano. Quando a visualização é aplicada a dados médicos, ela é chamada de visualização em medicina, ou visualização médica. (PREIM, 2014)

A visualização médica lida com a análise, visualização e exploração de dados de imagens médicas. Ela é aplicada principalmente no diagnóstico, no planejamento de tratamentos, no suporte intraoperatório, na documentação, em pesquisas médicas ou com propósitos educacionais. Os dados nos quais os métodos e aplicações de visualização médica se baseiam são adquiridos através de dispositivos de aquisição de imagens, como tomografias computadorizadas e imagens de ressonância magnética.

### 2.2.1 Técnicas de Obtenção de Dados e Visualização de Imagens

A aquisição de imagens médicas é feita com diferentes propósitos: diagnóstico, planejamento de terapia, navegação intraoperatória, monitoramento pós-operacional ou pesquisas médicas. Os dados de imagens médicas são geralmente representados por uma pilha de imagens individuais, onde cada imagem corresponde a uma fatia digitalizada de alguma parte do corpo.

A descoberta dos Raios-X em 1895 representou o nascimento visualização médica, uma vez que pela primeira vez o interior do corpo poderia ser visto sem atualmente precisar cortá-lo. Os Raios-X são emissões eletromagnéticas semelhantes à luz visível, que se baseiam na atenuação dos fótons viajando através do objeto radiografado. Nessa atenuação ocorrem dois processos: os fótons são absorvidos pelo objeto atingido, de acordo com a densidade do material; ou os fótons são espalhados devido ao chamado efeito Compton.

O efeito Compton ocorre quando os fótons chegam a um átomo com alta energia, fazendo os elétrons da parte externa deste átomo irem em direção ao fóton. Isso limita o contraste e qualidade das imagens de raios-X, uma vez que a absorção dos raios depende da espessura do objeto a ser atravessado.

Quando são usados feixes de raios-X fortes, predomina o processo de espalhamento, desta forma os fótons são absorvidos apenas pelos tecidos mais densos. Mas se os feixes usados são mais fracos, predomina a absorção, resultando na representação de tecidos moles. Um filme atrás do paciente grava as atenuações dos raios-X. A variação do brilho no filme é resultado da interação dos raios-x com os diferentes tipos de tecido que foram atravessados. Os tecidos que absorveram uma grande quantidade de fótons são representados de forma menos densa na radiografia, desta forma aparecem mais claros no filme.

A evolução das pesquisas sobre os raios-X permitiu o desenvolvimento de técnicas mais avançadas para ajudar no diagnóstico de pacientes. A introdução da Tomografia Computadorizada – TC em 1968 possibilitou pela primeira vez uma representação volumétrica dos objetos, sendo reconhecida com o prêmio Nobel por “Fisiologia ou Medicina” em 1979. Em essência, os dados de uma TC representam uma série de imagens de raios-X individuais que compõe um único conjunto de dados de volumes. Geralmente a Tomografia Computadorizada produz imagens

anatômicas detalhadas e permite discriminar variações patológicas de tecidos saudáveis.

Apesar de a Tomografia Computadorizada ser até duas vezes mais sensível que os raios-x convencionais, permitindo distinguir a diferença entre os tecidos moles, o contraste entre estes tecidos é menor. Desta forma, novas técnicas têm sido desenvolvidas para representar melhor estes materiais. Um destas técnicas é a Imagem por Ressonância Magnética – IRM.

A Imagem por Ressonância Magnética baseia-se nas diferentes propriedades dos tecidos humanos quando dentro de um campo eletromagnético. Nela é explorada a ocorrência de núcleos de hidrogênio nos tecidos humanos para gerar as imagens capturadas.

Quando um campo eletromagnético forte é aplicado sobre o sujeito que está sendo digitalizado, os prótons desemparelhados, especialmente aqueles dos núcleos dos átomos de hidrogênio que formam as moléculas de água, movem-se em determinada frequência. Ao serem atingidos por um feixe de ondas de rádio na mesma frequência, os prótons reagem a esta frequência. Quando o feixe é desligado, eles retornam a um estado de energia mais baixo, liberando esta energia em forma de fótons que são registados pelo equipamento como um sinal eletromagnético.

Os exames por TC e IRM foram introduzidos para suprir as limitações dos raios-X convencionais, uma vez que produzem imagens de melhor qualidade. A TC é mais apropriada para representar estruturas ósseas, enquanto que a IRM permite uma melhor visualização dos tecidos moles. Desta forma, elas são bastante complementares, sendo muito utilizadas na elaboração de modelos realistas utilizados em pesquisas científicas e diagnósticos de doenças.

### **2.3 Conceito de Simulação**

A simulação é definida como a imitação de um processo ou sistema do mundo real (BANKS, 1998). Ela tem sido usada como um método indispensável para a resolução de diversos problemas do mundo real. A simulação busca descrever e analisar o comportamento de um sistema, com o objetivo de prever como o sistema real se comportaria em determinadas situações. A habilidade de

estudar as partes internas de um sistema de acordo com diferentes cenários bem antes do processo de fabricação é suficiente para justificar a grande quantidade de trabalhos em modelos de simulação baseado em física (COUTINHO, 2013).

### 2.3.1 Simulação de corpos rígidos

A simulação de corpos rígidos é um dos mais importantes e mais comuns modelos de simulação dinâmica baseada em física por oferecer um bom equilíbrio entre a complexidade matemática e a precisão do modelo usado para observar o comportamento do sistema no mundo real (COUTINHO, 2013). Sistemas de corpos rígidos levam em consideração a forma e a distribuição de massa dos objetos simulados, fazendo com que a força aplicada a qualquer ponto do objeto seja equivalente à aplicação de uma força mais uma rotação ao seu centro de massa, podendo ser calculada com facilidade.

Estes sistemas podem ainda serem combinados com sistemas de corpos rígidos articulados, onde os corpos são unidos por juntas. Existem diversos tipos de juntas, que diferem entre si pelo número de graus de liberdade permitida ao movimento, sendo que uma junta sem restrições possui seis graus de liberdade, permitindo o movimento linear e angular ao longo dos três eixos de um plano tridimensional.

A modelagem de um sistema de simulação física envolve ainda a aplicação de diversos conceitos, como posição, orientação, velocidade linear, velocidade angular.

### 2.3.2 Posição e orientação

Posição é uma propriedade linear que define onde um objeto está localizado no espaço, e orientação é uma propriedade angular que define como o objeto está definido. A posição é geralmente representada por um vetor, enquanto que a orientação num espaço tridimensional pode ser representada por um vetor, uma matriz 3x3 ou um quaternio.

### 2.3.3 Velocidade Linear e Velocidade Angular

A velocidade linear é a taxa de mudança de posição. A mudança de posição ao longo de um intervalo de tempo integra a velocidade nesse período. A velocidade angular é a taxa de mudança de orientação ao longo do tempo.

### 2.3.4 Modelo matemático

Um modelo de simulação baseado em física requer constantemente o cálculo do estado dos corpos presentes em uma cena. Estes cálculos requerem a resolução de quatro equações diferenciais ordinárias de primeira ordem, referentes ao momento linear, posição linear, momento angular e posição angular:

$$\frac{d\vec{x}(t)}{dt} = \vec{v}(t) = f_x(t, \vec{x}) \quad (1)$$

$$\frac{d\vec{L}(t)}{dt} = \vec{F}(t) = f_L(t, \vec{L}) \quad (2)$$

$$\frac{d\mathbf{R}(t)}{dt} = \vec{\omega}(t)\mathbf{R}(t) = f_R(t, \mathbf{R}) \quad (3)$$

$$\frac{d\vec{H}(t)}{dt} = \vec{\tau}(t) = f_H(t, \vec{H}) \quad (4)$$

Onde  $\vec{x}(t)$ ,  $\vec{v}(t)$ ,  $\vec{L}(t)$  e  $\vec{H}(t)$  são a posição linear, velocidade linear, momento linear e momento angular do corpo em movimento, respectivamente.

## 2.4 Representação hierárquica dos objetos

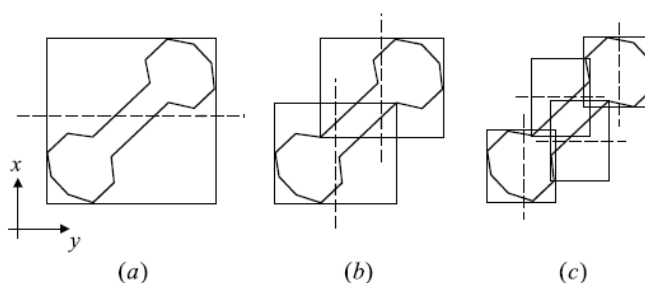
A representação hierárquica dos objetos consiste na segmentação do objeto em regiões mais simples, ou caixas delimitadoras, geralmente formadas por esferas ou triângulos, de modo a auxiliar na detecção de colisões. Esta segmentação é usada principalmente na fase mais ampla da colisão, onde se verifica a possibilidade de os objetos colidirem. Entre as técnicas de colisão utilizadas estão a detecção por caixas delimitadoras alinhadas por eixos (Axis Aligned Bounding Boxes – AABB) e a utilização de formas convexas.



### 2.4.1 Axis Aligned Bounding Boxes – AABB

Na representação por caixas delimitadoras alinhadas (AABB), a árvore hierárquica é construída a partir de caixas delimitadoras das primitivas associadas a elas, de tal forma que estas caixas estejam alinhadas com o eixo das coordenadas locais do objeto. Durante a detecção de colisão, primeiro é verificada a ocorrência de colisões entre estas caixas, procedendo ao cálculo mais preciso apenas se houver a possibilidade destas caixas colidirem.

**Figura 7 - Processo de criação da árvore AABB**



Fonte: (COUTINHO, 2013)

### 2.5 Técnicas de Modelagem e Deformação de Corpos Moles

A simulação de objetos deformáveis se tornou indispensável em diversas aplicações de realidade virtual (TANG; WAN, 2012). Um objeto deformável é tipicamente definido por sua forma não deformada (também chamada de configuração de equilíbrio, descanso ou posição inicial) e por um conjunto de parâmetros que definem como este objeto se deforma quando são aplicadas forças a ele (NEALEN *et al.*, 2006).

Muitos métodos têm sido propostos para simular objetos deformáveis na computação gráfica. Estes são divididos em duas categorias principais: modelos não físicos, que se baseiam apenas na matemática e não levam em consideração as propriedades do objeto; e modelos físicos, que consideram as propriedades físicas e mecânicas dos objetos através de coeficientes extraídos de testes experimentais, como rigidez, elasticidade, viscosidade, etc. (SADRAEI *et al.*, 2014; WANG, SHUGUO *et al.*, 2014).

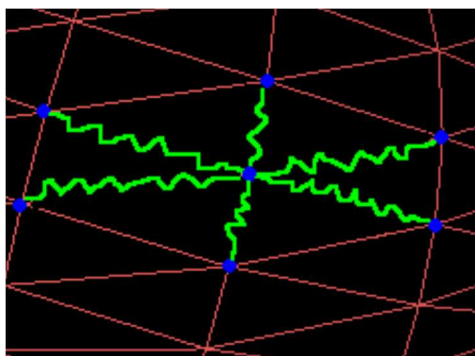
Os modelos físicos podem ser divididos também em dois grupos, modelos baseados em mecânica contínua e modelos discretos. Os modelos discretos são

menos precisos em comparação com os modelos baseados em mecânica contínua, contudo apresentam uma boa velocidade de cálculo.

Modelos deformáveis baseados em física têm sido desenvolvidos para descrever com precisão as interações entre objetos virtuais e forças externas aplicadas no modelo (WANG, SHUGUO *et al.*, 2014). Eles podem ser utilizados principalmente na construção de aplicações computacionais para treinamento médico. Dois métodos amplamente utilizados no desenvolvimento de tais aplicações são o sistema de Massa-mola e o Método dos Elementos Finitos.

O sistema de Massa-mola é o mais simples e intuitivo de todos os modelos deformáveis. Neste sistema, os modelos são constituídos de um conjunto de pontos de massa  $i$ , conectados por uma rede de molas sem massa. O estado do sistema em um determinado tempo  $t$  é definido pelas posições  $\mathbf{x}_i$  e velocidades  $\mathbf{v}_i$  das massas  $i = 1, \dots, n$ . A força  $\mathbf{f}_i$  em cada massa é calculada em razão das molas que conectam cada ponto aos seus vizinhos, juntamente com forças externas como gravidade, fricção, etc. O movimento de cada ponto é governado pela segunda Lei de Newton, onde  $F = M.A$ . A Figura 8 demonstra o conceito por trás do funcionamento do sistema de massa-mola.

**Figura 8 - Superfície de um modelo baseado em Massa-mola**

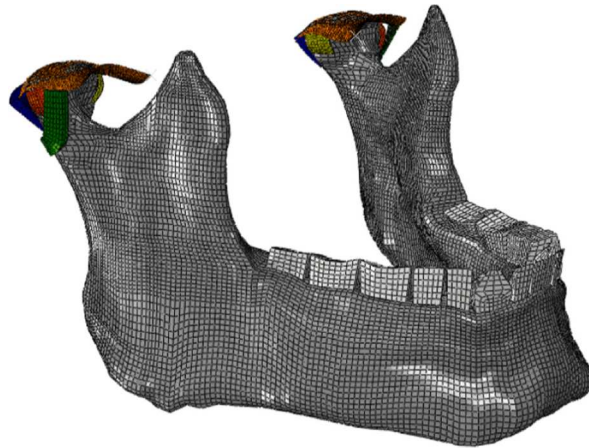


Fonte: (CHEN *et al.*, 2007)

Outra forma bastante popular de se resolver equações diferenciais parciais na ciência da computação é o Método dos Elementos Finitos. Nele o objeto deformável a ser simulado é visto como um conjunto finito de formas volumétricas irregulares continuamente conectadas, onde cada forma provê uma equação de equilíbrio a ser resolvida (NEALEN *et al.*, 2006). Apesar de ser muito preciso e realista, o MEF é altamente complexo, e apresenta um custo computacional bastante alto, sendo

utilizado especialmente em pesquisas científicas e com a ajuda de softwares específicos. A Figura 9 permite ter uma ideia de como é um modelo de simulação utilizando MEF. No exemplo, foi criado um modelo da mandíbula para estudo do ciclo de mastigação humana.

**Figura 9 - Modelo da mandíbula utilizando MEF**



Fonte: (COMMISSO et al., 2015)

### 3 TRABALHOS RELACIONADOS

A Articulação Temporomandibular tem sido objeto de simulação em vários estudos. Grande parte das pesquisas sobre a ATM são conduzidas com a ajuda de modelos computacionais baseados em análises dinâmicas de corpos múltiplos ou análises de elementos finitos, que são métodos aplicados predominantemente no campo da engenharia (WANG, XIAOYUN *et al.*, 2012). Modelos biomecânicos da mandíbula humana tem sido usados extensivamente para explorar o funcionamento de implantes dentários, outros dispositivos de fixação, reconstrução da mandíbula ou disfunções da ATM (COMMISSO *et al.*, 2015).

Ao longo dos anos, foram utilizadas diversas abordagens para estudar a ATM. Donzelli *et al.* (2004) procuraram demonstrar em seu estudo que dados obtidos de organismos vivos poderiam ser combinados com simulações numéricas para desenvolver uma ferramenta de predição que ajudasse a compreender a resposta cinemática dos discos da ATM. No estudo foram utilizadas imagens de ressonância magnética para aquisição do modelo geométrico. Os movimentos de abertura e fechamento foram capturados através de sensores optoeletrônicos, onde LEDs foram colocados no maxilar, canino mandíbula e primeiro pré-molar e câmeras registraram suas posições.

Koolstra e van Eijden (2005) construíram um modelo dinâmico do sistema mastigatório humano para analisar a distribuição de tensão e as deformações nas estruturas cartilaginosas da ATM durante os movimentos da mandíbula. As camadas cartilaginosas da articulação e os discos articulares foram incluídos como modelos de elementos finitos. Os movimentos da mandíbula eram controlados pela ativação de músculos. O estudo demonstrou que as cargas na articulação aumentam com a ativação dos músculos, independentemente de cargas externas.

O trabalho desenvolvido por Pérez Del Palomar e Doblaré (2007a) utilizou um modelo de elementos finitos de fibra porosa hiperelástica reforçada para simular o disco articular em diferentes condições de carga. Neste estudo foram utilizados imagens de tomografia computadorizada para modelar os ossos do crânio e da mandíbula e imagens de ressonância magnética para os tecidos moles. As partes deformáveis da articulação (o disco articular e os ligamentos) foram criadas manualmente a partir de uma série de imagens de pacientes saudáveis. O estudo

confirmou que o disco desliza juntamente com a articulação e que o seu deslocamento é controlado pelo movimento dos côndilos e restrito pela fossa, pela eminência articular e pelos ligamentos ao redor. O trabalho mostrou que quanto maior o deslocamento anterior do disco, maiores seriam as tensões de compressão e tangenciais na faixa posterior, podendo levar a perfurações que modifiquem a geometria do disco.

Garcia et al (GARCIA; LEAL; VILLAMIL, 2015) desenvolveram um modelo baseado em física para o tratamento das forças aplicadas pelos músculos temporomandibulares, restrições dos movimentos do modelo e colisões entre os modelos geométricos. Foram utilizadas imagens de tomografia computadorizada para construção do modelo geométrico do crânio. Linhas de ação foram usadas para simular os músculos, onde o usuário controlaria as curvas de ativação, e linhas de ação simples permitiram simular os ligamentos. Estas foram modeladas como molas, as quais o usuário não poderia alterar seus parâmetros.

Jaisson et al. (2012) utilizaram um modelo de simulação baseado no método de elemento finito para simular o comportamento do disco articular. Também foram utilizadas imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética para criação dos modelos em três dimensões. Foram aplicadas várias forças em diferentes sentidos e com intensidades diferentes para medir as tensões nos discos articulares. Basicamente os discos funcionam como amortecedores, absorvendo parte das forças aplicadas antes de redistribuí-las. Foi observado que ao se aplicar forças no sentido horizontal, os discos se deslocavam da posição inicial e não retornavam mais, o que é inconsistente com a realidade física do ato de mastigar.

Villamil et al. (2012) propuseram um modelo de simulação do comportamento da articulação temporomandibular baseado em uma topologia de articulações interdependentes. Neste trabalho foram usadas imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética, além de dispositivos de captura de movimento para aquisição dos dados. Os trabalhos desenvolvidos até então não consideravam as diferenças morfológicas dos ossos em vários pacientes. Aqui foram utilizadas medidas cefalométricas para personalizar as formas originais extraídas da tomografia computadorizada. A utilização de uma topologia interdependente, onde o movimento das duas articulações é balanceado permitiu trabalhar com o movimento complexo da ATM de forma simples.

A pesquisa de Aoun et al. (2014) utilizou um modelo de elemento finito do osso temporal, do disco articular e da mandíbula para analisar a pressão exercida sobre o disco temporomandibular durante o aperto da mandíbula. O modelo geométrico foi obtido através de um scanner a laser tridimensional. O comportamento mecânico do disco foi descrito com uma combinação do modelo viscoso e do modelo hiperelástico. O objetivo do estudo era observar se o aperto contínuo da mandíbula sobrecarrega os discos e se pode haver alguma relação com o bruxismo e com o desenvolvimento de DTM. Os resultados mostraram que o aperto contínuo pode levar a um aumento da tensão sobre todo o disco e a um maior esforço de fluência na parte lateral, podendo ocasionar danos ao disco.

Hattori-Hara et al. (2014) investigou a influência do deslocamento unilateral do disco articular da ATM no estresse sofrido pela articulação contralateral durante o aperto da mandíbula, com o disco em posição normal. Foi construído um modelo de elemento finito a partir de imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada de um paciente com deslocamento unilateral do disco. As partes deformáveis da ATM, o disco articular e os ligamentos foram criados manualmente. O estudo sugeriu que o deslocamento do disco em um dos lados da mandíbula pode afetar o estresse sofrido pela articulação não afetada durante o aperto dos dentes, o que pode levar a um enfraquecimento do tecido que mantém o disco no topo do côndilo.

O estudo de Comisso et al. (2015) utilizou um modelo de elemento finito da mandíbula, incluindo a ATM, para simular o processo de mastigação unilateral. O foco do modelo foi o estudo do estresse na articulação e a influência do músculo pterigoideo lateral no movimento da mandíbula. A simulação mostrou a necessidade de ativação assíncrona dos músculos pterigoideos laterais nos movimentos da mandíbula durante a mastigação, demonstrando que a coordenação entre os músculos esquerdo e direito exerce grande influência no movimento natural da mandíbula.

### **3.1 Limitação dos modelos**

Os trabalhos desenvolvidos até o momento tiveram como foco o estudo de característica específica da ATM. O modelo de Donzelli et al (2004) se tratava de

uma simplificação da ATM visando estudar a biomecânica do disco, desta forma, apenas um disco foi simulado. Além disso, o movimento de contato entre o disco e a fossa não foram considerados no modelo.

O trabalho (KOOLSTRA; VAN EIJDEN, 2005) representou o disco articular, as camadas cartilaginosas que recobrem a fossa temporal e o côndilo, utilizando músculos baseados nos atuadores de Hill para mover a mandíbula. Contudo, não foram incluídas estruturas que normalmente estão presentes atrás da fossa mandibular, a cápsula articular ou os ligamentos. Além disso, o modelo foi construído de maneira que o lado esquerdo da articulação fosse um espelho do lado direito.

Pérez del Palomar e Doblaré (2007a) simularam a ação dos ligamentos em seu modelo, mas a ativação por músculos não foi modelada. O trabalho de Garcia (2011) teve foco apenas na modelagem dos músculos e ligamentos, mas sem considerar o papel do disco articular nos movimentos. Villamil et al. (2012) não simulou a influência dos discos ou a ação dos músculos em seu modelo.

O modelo de Aoun et al. (2014), assim como o de Jaisson et al. (2012), simularam apenas um dos lados da mandíbula. Este teve enfoque apenas no comportamento do disco articular, desta forma este não apresentava os ligamentos adjacentes, além de apenas partes do crânio e da mandíbula terem sido representados, enquanto que aquele não considerava o atrito entre as superfícies em contato.

No modelo de Hattori-Hara et al. (2014), os tecidos moles ao redor do disco articular, como a parte anterior da capsula, os ligamentos capsulares medial e lateral, e o tecido retrodiscal foram modelados como uma massa única de tecido conjuntivo. Já o modelo de Commisso et al. (2015) apresentou uma construção simétrica dos dois lados da mandíbula, e apenas um dos lados foi utilizado na captura de dados.

### **3.2 Estado da Arte**

Os modelos de simulação da ATM que fazem uso de corpos deformáveis desenvolvidos até o momento tiveram como foco principal pesquisas científicas, com pouca aplicabilidade clínica prática, em virtude da complexidade que apresentam,

das ferramentas utilizadas, ou mesmo ao foco que é dado à pesquisa. O principal tema abordado nos estudos tem sido estresse sofrido pelos discos articulares durante os movimentos da mandíbula (COMMISSO *et al.*, 2015; KOOLSTRA; VAN EIJDEN, 2005; PÉREZ DEL PALOMAR; DOBLARÉ, 2007b), ou o deslocamento dos discos articulares (HATTORI-HARA *et al.*, 2014; PÉREZ DEL PALOMAR; DOBLARÉ, 2007a).

Estes modelos utilizam métodos de elementos finitos para simular características físicas de determinados objetos, através de softwares de mecânica de meios contínuos ou engenharia. A Tabela 1 apresenta uma visão geral de alguns dos principais modelos desenvolvidos e as suas características:

**Tabela 1 - Modelos de Simulação da ATM**

Modelo	A	B	C	D
Autores	(KOOLSTRA; VAN EIJDEN, 2005)	(PÉREZ DEL PALOMAR; DOBLARÉ, 2007b)	(HATTORI-HARA <i>et al.</i> , 2014)	(COMMISSO <i>et al.</i> , 2015)
Crânio	Sim	Sim	Apenas fossa	Apenas fossa
Mandíbula	Sim	Sim	Sim	Sim
Juntas interdependetes	Sim	Sim	Sim	Sim
Lados espelhados	Sim	Não	Sim	Sim
Imagens de TC/IRM	Não	Sim	Sim	Não
Tendões	Não	Não	Não	Não
Ligamentos	Não	Sim	Não	Sim
Disco Articular	Sim	Sim	Sim	Sim
Cartilagens	Sim	Não	Sim	Não
Tecido retro discal	Não	Sim	Sim	Não
Forças Musculares	Sim	Sim	Sim	Sim
Ferramentas	MADYMO	I-DEAS v.9, Abaqus v6.4	Nastran	Abaqus FEA v6.10
Tecnologias	MEF	MEF	MEF	MEF

Fonte: Elaborada pelo autor

Como é possível observar pela tabela, todos os modelos possuem características que permitem representar o comportamento da ATM de maneira satisfatória: ambos os lados da articulação são representados; há atuação de forças musculares para definir a dinâmica dos movimentos; e há a presença do disco articular. Contudo, alguns elementos como os tendões, os ligamentos, o tecido retrodiscal e a representação completa do crânio não aparecem em todos os modelos. Além disso, percebe-se que apenas o modelo B não utiliza uma geometria com os lados esquerdo e direito espelhados, provendo um cenário um pouco mais realista para realização dos estudos.



Podemos dizer que o modelo B é um dos mais completos para simulação da ATM, visto que as características que ele deixa de representar, como as cartilagens e os tendões, que geralmente são ignoradas ou implementadas de maneira limitada. Também é um dos mais complexos, visto que foram utilizados dois softwares diferentes durante o estudo.

Outro ponto a ser destacado é que os modelos apresentam um custo computacional alto devido à tecnologia empregada e são complexos para serem aplicados.

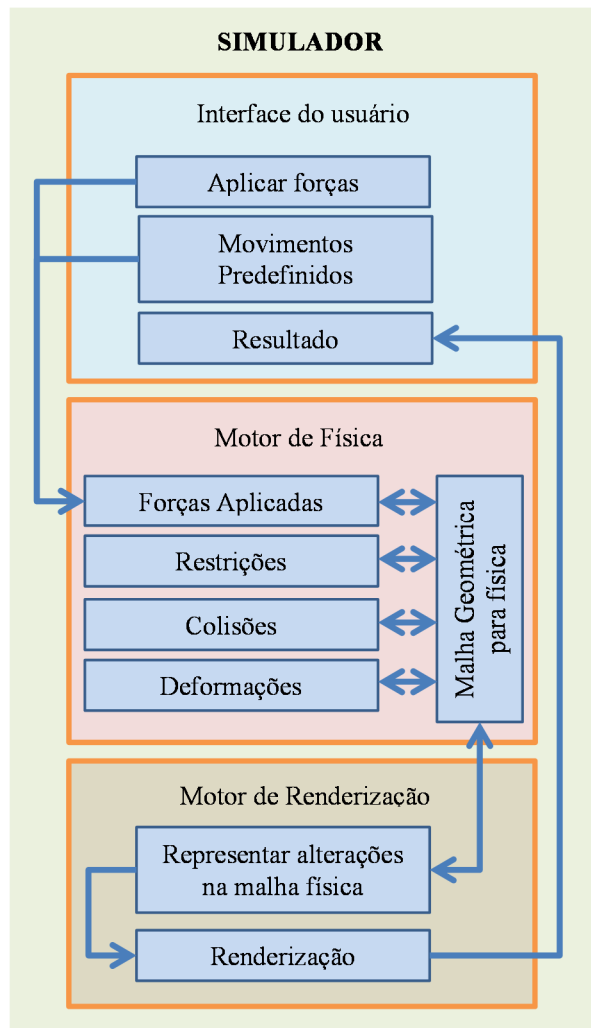
#### **4 MODELO DESENVOLVIDO**

O trabalho desenvolvido constitui um modelo de simulação computadorizado em três dimensões (3D) com motor de física integrado, com o objetivo de reproduzir os movimentos da mandíbula e a deformação dos discos articulares em função das restrições impostas pelos ligamentos que compõem a articulação temporomandibular e pela ação dos músculos responsáveis pelos movimentos da mandíbula e dos discos.

O modelo é constituído de três elementos básico: o primeiro é o modelo geométrico, gerado a partir de imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética do crânio de um paciente, de onde foram segmentados os ossos e os discos articulares; o segundo elemento é o motor de física, responsável pela produção dos movimentos da mandíbula e pela deformação dos discos; o terceiro elemento é a interface do usuário, que permite a visualização dos resultados calculados pelo motor de física e a modificação de parâmetros de deformação dos discos, da intensidade das forças aplicadas e das configurações gerais da simulação.

Além disso, todos os submodelos que dão suporte a simulação, como os modelos dos músculos e ligamentos, foram desenvolvidos com base nas características anatômicas do paciente, através de marcações inseridas diretamente nas geometrias segmentadas ou nas imagens de TC e RMI. A Figura 10 apresenta o diagrama de blocos da interação entre os três elementos do modelo.

**Figura 10 - Diagrama de blocos do modelo**



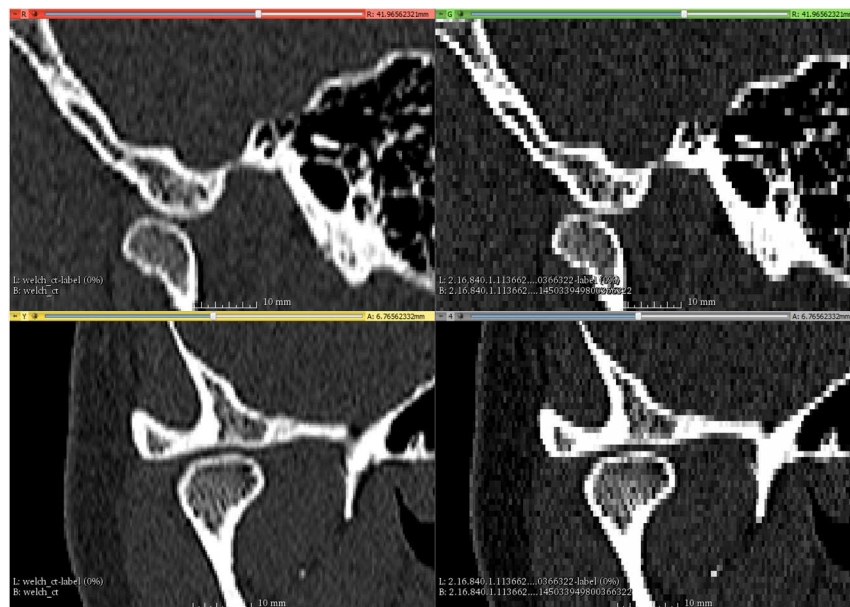
Fonte: Elaborado pelo autor

A modelagem do sistema foi realizada utilizando a biblioteca Bullet Physics (COUMANS, 2015) para detecção de colisões com algoritmo de detecção por caixas delimitadoras alinhadas (AABB). O sistema foi desenvolvido na linguagem C++, utilizando o motor gráfico Ogre3D e a biblioteca CEGUI para os controles da interface do usuário. Foram utilizados os softwares Slicer (FEDOROV *et al.*, 2012), Blender (Blender, 2015), Meshmixer (Meshmixer, 2015) e Tetgen (SI, 2015) para segmentação, edição e criação dos modelos utilizados no simulador.

#### 4.1 Modelos Geométricos

Os modelos geométricos dos ossos do crânio e da mandíbula foram segmentados das imagens de tomografia computadorizada de um paciente com a boca aberta. As imagens foram adquiridas de um paciente voluntário para o trabalho de Villamil (2009) e cedidas para uso neste trabalho. Estas imagens foram redimensionadas usando técnicas de interpolação para a resolução de 0.4-mm, uma vez que resoluções menores não apresentam diferenças de precisão no modelo de superfície (DAMSTRA *et al.*, 2010). O redimensionamento teve como propósito uniformizar o tamanho dos voxels (representação de um pixel em um espaço volumétrico) de forma que eles correspondessem a cubos geométricos no espaço físico, a fim de facilitar a manipulação das imagens como resultado de uma resolução mais homogênea (THÉVENAZ; BLU; UNSER, 2000).

**Figura 11 - Redimensionamento pelo algoritmo de interpolação welch**



Fonte: Elaborado pelo autor

Para o redimensionamento foi utilizado o algoritmo de interpolação de janela Welch (WELCH, 1967) definido pela equação (5):

$$w(n) = 1 - \left( \frac{n - \frac{N-1}{2}}{\frac{N-1}{2}} \right)^2 \quad (5)$$

Este algoritmo foi escolhido em virtude da sua taxa de correção de erros (entre 44% a 95%) se comparado aos algoritmos de interpolação linear (MEIJERING, E. H. W. *et al.*, 1999), e por ter desempenho comparável ao algoritmo spline, não havendo diferença significativa em relação à este (MEIJERING, ERIK H.W.; NIESSEN; VIERGEVER, 2001).

Para segmentação dos ossos foi utilizando o processo de limiarização (SANKUR, 2004). A segmentação das imagens de TC resultou em cinco modelos geométricos: o primeiro é o modelo da mandíbula, do qual foram gerados os modelos para serem utilizados pelo motor de renderização e pelo motor de física. Este modelo precisou ser trabalhado de modo a corrigir alguns defeitos na malha geométrica originados das imperfeições das estruturas ósseas, a fim de gerar o modelo para decomposição em geometrias convexas e simplificação dos triângulos.

O segundo é o modelo do crânio, utilizado pelo motor de renderização de modo que o usuário tenha melhor percepção dos movimentos da mandíbula em relação ao crânio. Este modelo também foi trabalhado para reduzir a quantidade de vértices, de modo a diminuir a carga de processamento das imagens.

Os três modelos restantes foram segmentados de regiões de interesse das fossas articulares e parte do arco zigomático, e da arcada superior. Devido à complexidade destes modelos, eles receberam um tratamento diferente do aplicado à mandíbula para correção de imperfeições a fim de serem utilizados na criação dos modelos físicos.

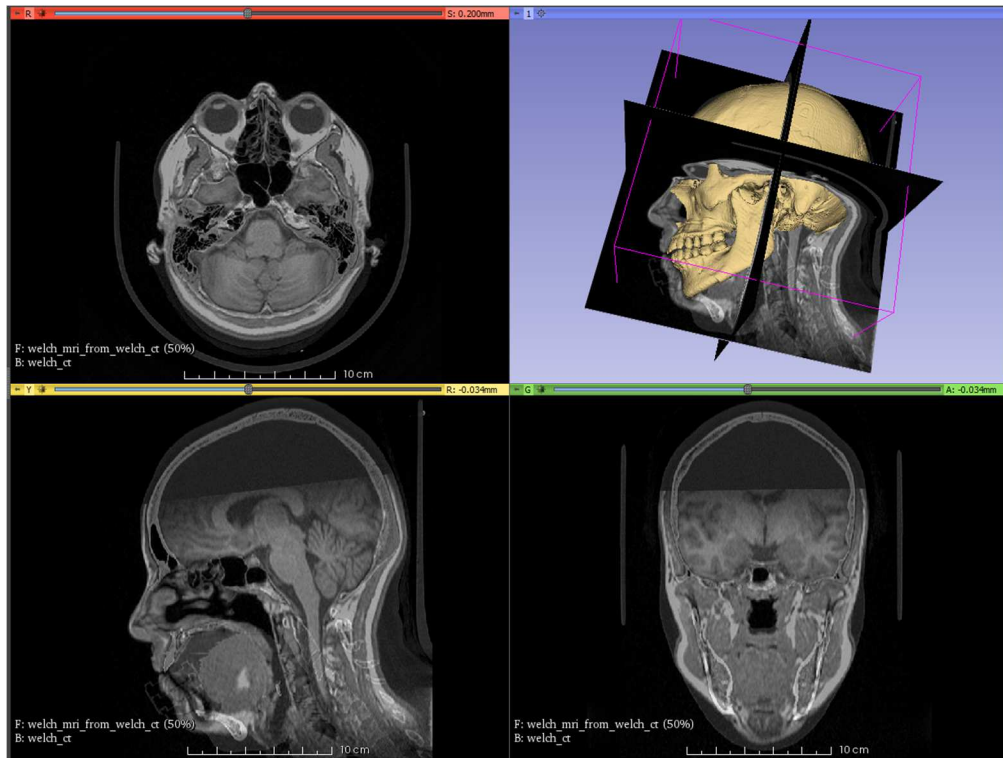
A modelagem dos discos foi realizada a partir da segmentação das imagens de ressonância magnética. O registro das imagens procedeu com o alinhamento da parte superior do crânio nas imagens de RM com o crânio das imagens de TC, de forma a determinar a posição correta dos discos e a posição da mandíbula do paciente com a boca fechada.

O registro das imagens de TC e RM foi realizado através do alinhamento de três pontos definidos em cada imagem, localizados um na parte posterior dos dentes superiores e os outros dois próximos às fossas articulares, através da técnica de forma fechada de orientação absoluta usando quatérnios (HORN, 1987).

Estas imagens também foram redimensionadas com a mesma resolução usada nas imagens de TC, permitindo a criação de modelos mais detalhados dos discos.

Com as imagens alinhadas, foi aplicada uma transformação na mandíbula de modo que ela refletisse a posição da boca fechada. Para registrar os dados, foram definidos três pontos de controle, dois na parte superior média dos côndilos e um no centro das bordas dos incisos inferiores.

**Figura 12 - Processo de registro das imagens de TC e RM com os modelos segmentados**



Fonte: Elaborado pelo autor

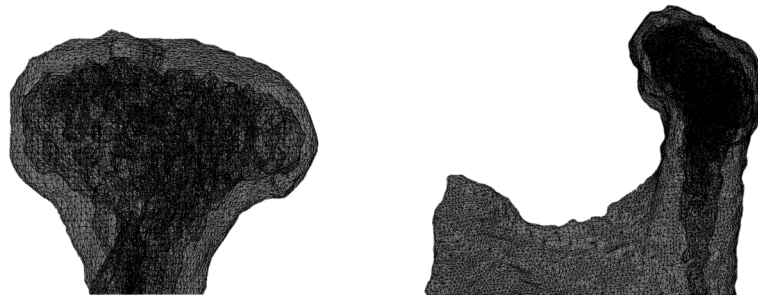
#### 4.1.1 Modelagem da mandíbula

O modelo geométrico da mandíbula passou por diversos processos antes que pudesse ser utilizado no simulador. As geometrias construídas a partir de imagens de tomografia computadorizada possuem diversas imperfeições que precisam ser corrigidas, como buracos na malha geométrica e a presença de formas estranhas no interior dos modelos. O primeiro passo é a remoção destas formas internas resultantes da segmentação.

Os ossos do corpo humano possuem diversas cavidades chamadas de forames nutritivos, por onde penetram os vasos sanguíneos responsáveis pela vascularização e entrega de nutrientes para o osso. Essas cavidades permitem a

extensão da malha geométrica dos modelos gerados para dentro do osso, resultando nas geometrias rugosas. O modelo da mandíbula possuía diversas dessas falhas.

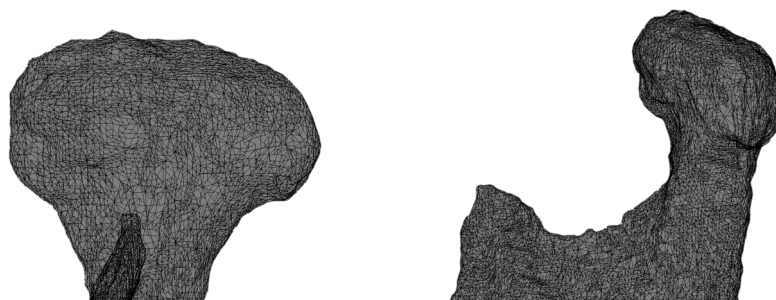
**Figura 13 - Modelo geométrico do côndilo com geometrias internas**



Fonte: Elaborado pelo autor

A correção destas imperfeições foi realizada manualmente pela exclusão dos vértices que conectam a malha externa a malha interna. Uma vez que todos os vértices que ligam as malhas interna e externa tenham sido removidos, a malha interna pode ser excluída, restando apenas o modelo de superfície. Em seguida, os buracos restantes na malha externa são fechados para tornar o modelo sólido e as faces resultantes são convertidas para formas triangulares.

**Figura 14 - Modelo geométrico do côndilo após a correção**



Fonte: Elaborado pelo autor

Com a geometria corrigida, foi possível gerar o modelo decomposto convexo. Este processo consiste em decompor uma forma côncava em diversas formas convexas menores, agrupando-as para criar um modelo composto. A decomposição gera formas mais simples para a realização dos cálculos de colisão, tornando-os mais eficientes do que se realizados em objetos não convexas (LIEN; AMATO, 2004). Para a decomposição da mandíbula, foi utilizado o processo de

decomposição convexa hierárquica aproximada (MAMOU; GHORBEL, 2009), resultando em um modelo composto da mandíbula com 125 formas convexas.

**Figura 15 - Mandíbula decomposta**



Fonte: Elaborado pelo autor

O próximo passo foi determinar a posição do centro de massa da mandíbula. Nas bibliotecas de física em geral, o centro de massa de um corpo é determinado pela posição do ponto de origem do modelo geométrico (o vértice na posição  $x=0$ ,  $y=0$  e  $z=0$ ). A localização do centro de massa influencia como as forças são aplicadas a um corpo rígido.

No modelo segmentado da mandíbula, a origem estava localizada entre os côndilos, o que pressionaria a mandíbula para baixo através dos mesmos. Durante a simulação em queda livre, a mandíbula ficava virada ao tocar o solo, apoiada apenas nos côndilos, de maneira incompatível com a realidade. Desta forma, a origem do modelo foi movida para o seu centro de massa através do software de edição.

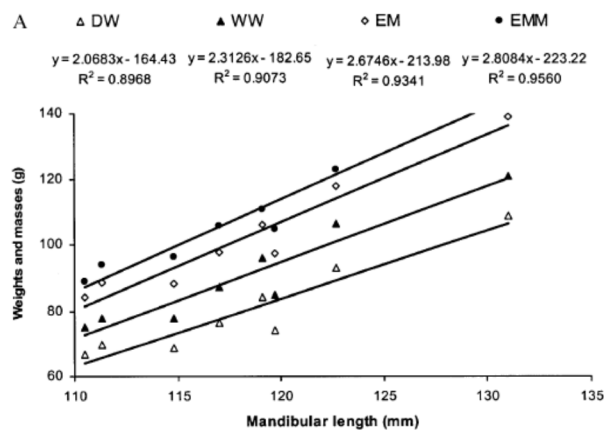
Os valores de deslocamento da origem nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  foram usados para alinhar os modelos do crânio e da mandíbula em suas posições iniciais no simulador. Isto porque quando inserida na simulação, a mandíbula é alinhada de acordo com o seu centro de massa na posição no ponto central do mundo físico, colocando a mandíbula dentro do crânio. Desta forma, são aplicadas translações à mandíbula nos três eixos, nos valores do centro de massa, fazendo-a voltar à posição inicial.

A massa da mandíbula foi calculada em função do volume segmentado, assumindo o peso da mandíbula calculado com a medula óssea (ZHANG; PECK;



HANNAM, 2002). O volume segmentado da mandíbula foi de 43809.08mm<sup>3</sup>. Assumindo o cálculo da massa pela fórmula  $1.72 \pm 0.02 \text{ g/cm}^3$ , resultou em uma massa de aproximadamente 75g. O comprimento da mandíbula medindo do côndilo direito ao gnátio (ponto craniométrico que corresponde ao ponto inferior médio do maxilar inferior foi de 113mm, corroborando com os resultados apresentados por (ZHANG; PECK; HANNAM, 2002).

**Figura 16 - Massa da mandíbula em função do comprimento**



Fonte: (ZHANG; PECK; HANNAM, 2002)

#### 4.1.2 Modelagem do crânio, das fossas temporais e da arcada superior

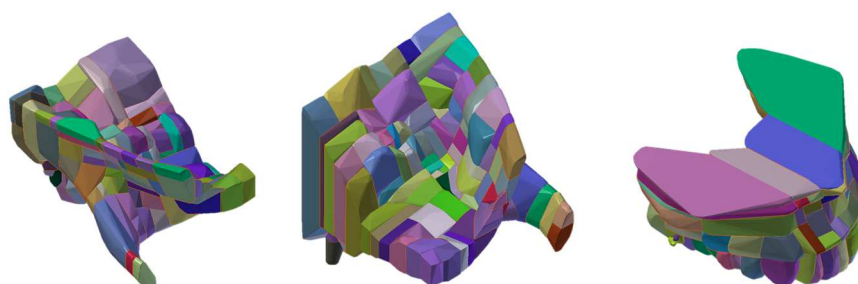
O modelo segmentado do crânio foi trabalhado de modo a remover as geometrias internas e reduzir a quantidade de triângulos para diminuir os custos computacionais. O crânio completo permite ao usuário a visualização da amplitude dos movimentos da mandíbula, podendo ser ocultado se desejado.

A modelagem das fossas passou por um processo similar ao da mandíbula, requerendo a correção dos defeitos na geometria antes da criação do modelo composto de formas convexas. Contudo, devido à anatomia da região das fossas, a quantidade de geometrias internas geradas conectadas à malha da superfície e o número de buracos presentes dificultavam a correção manual.

Neste caso, foi utilizado o processo de embalagem e reorganização da malha geométrica. Este processo consiste na utilização de outra geometria maior que a primeira, uma esfera, por exemplo, que é reduzida até os limites da primeira (como em uma embalagem a vácuo). Os vértices dessa nova geometria são reorganizados e o processo é repetido várias vezes até que a malha cubra toda a superfície da

primeira geometria. Em seguida são feitos cortes nas extremidades e os buracos são preenchidos, de forma a gerar superfícies mais planas. Com o modelo sólido corrigido, é possível gerar o modelo decomposto para utilização no simulador. A decomposição resultou em modelos compostos por 107 formas para a fossa direita, 116 formas para a fossa esquerda e 73 formas para a arcada superior.

**Figura 17 - Modelos decompostos das fossas e da arcada superior**



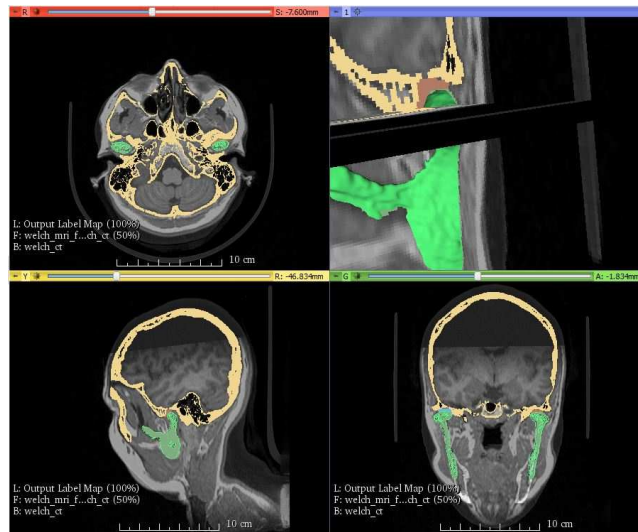
Fonte: Elaborado pelo autor

Como os modelos das fossas e da arcada superior são estáticos, eles não precisam de massa.

#### 4.1.3 Modelagem dos discos e tecido retrodiscal

Os discos foram segmentados das imagens de ressonância magnética usando métodos de segmentação manual. Para garantir que os modelos dos discos não iriam sobrepor os outros modelos, a segmentação foi realizada seguindo a interseção dos modelos dos ossos nas imagens e as descrições do disco na literatura média, uma vez que a qualidade das imagens de ressonância magnética não permite a visualização dos discos com clareza.

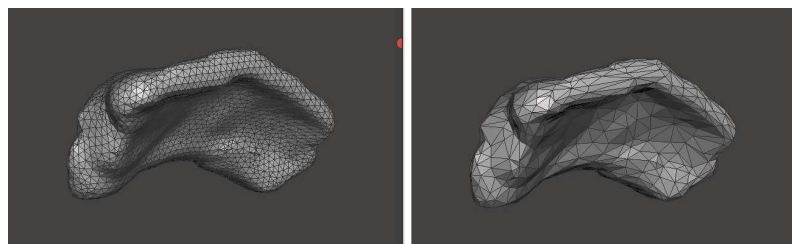
**Figura 18 - Processo de segmentação dos discos**



Fonte: Elaborado pelo autor

O processo de segmentação resultou em um modelo com 2983 vértices e 5962 triângulos para o disco direito e 3401 vértices e 6798 triângulos para o disco esquerdo. Um segundo modelo gerado a partir da simplificação dos discos resultou em 298 vértices e 1192 triângulos para o disco esquerdo e 681 vértices e 1358 triângulos para o disco direito. Estes discos foram chamados respectivamente de AR (alta resolução) e BR (baixa resolução).

**Figura 19 - Modelo gerado dos discos, AR(esquerda) e BR(direita)**

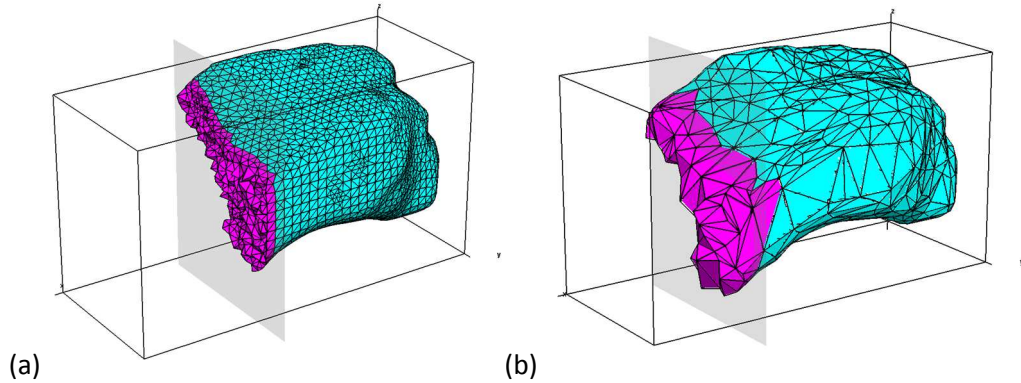


Fonte: Elaborado pelo autor

A partir dos modelos segmentados, também foram gerados modelos dos discos articulares compostos por tetraedros, tal como nas simulações utilizando métodos de elementos finitos. Os discos originais resultarem em modelos (Figura 20a) com 63500 tetraedros para o disco direito e 64506 tetraedros para o disco esquerdo. A criação a partir dos modelos simplificados (Figura 20b) resultou em

2397 tetraedros para o disco direito e 3918 tetraedros para o disco esquerdo. Estes discos foram chamados respectivamente de MEF AR e MEF BR.

**Figura 20 - Modelos dos discos gerados utilizando tetraedros:  
MEF AR(a) e MEF BR(b)**

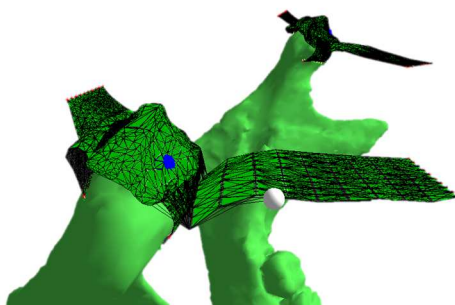


Fonte: Elaborado pelo autor

Além dos discos, foi preciso modelar as estruturas que servem de fixação ao disco, de modo que ele permanecesse na posição quando a mandíbula estivesse relaxada, mas pudesse se mover juntamente com a mandíbula quando acionada pelos músculos. Para o modelo de simulação, foram utilizados quatro dos pontos de fixação descritos por (WILLARD; ARZI; ATHANASIOU, 2012).

A fixação dos discos se deu pela modelagem do tecido retrodiscal, da porção superior do músculo pterigoideo lateral, do tecido de fixação posterior inferior e do tecido de fixação anterior inferior. Estas estruturas foram modeladas utilizando corpos moles, formados por uma grade de nós com uma fração da massa total do tecido, interligados por juntas com propriedades elásticas. Às extremidades junto ao crânio foi atribuída massa zero, de modo que os nós dessas extremidades permanecessem fixos.

**Figura 21 - Estruturas de fixação dos discos**



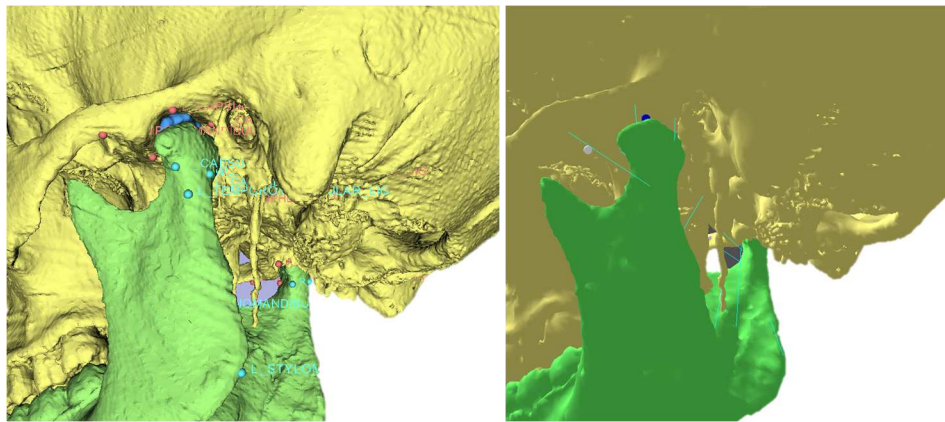
Fonte: Elaborado pelo autor

#### **4.2 Modelagem dos ligamentos**

Os ligamentos foram modelados utilizando corpos rígidos conectados por juntas ponto a ponto. Neste tipo de articulação, as extremidades são ligadas de modo a permitir o movimento de rotação em três eixos, formando uma articulação triaxial ou esferóide. A modelagem correta dos ligamentos constituiu um ponto importante do simulador, tendo em vista que a mandíbula deveria obedecer às restrições destes. Desta forma, foram modelados os ligamentos temporomandibular, esfenomandibular, estilomandibular, e a capsula articular, sendo a mandíbula presa ao crânio unicamente através destes ligamentos.

A posição dos ligamentos foi definida com base na literatura médica, através de pontos de origem, fixados no crânio, e pontos de inserção, fixados na mandíbula. Estes pontos foram posicionados diretamente sobre o modelo geométrico gerado a partir das imagens de tomografia computadorizada. Para representar a capsula articular foram utilizados quatro ligamentos, dois nas partes anterior e posterior da fossa articular e côndilo e dois nas laterais interna e externa.

**Figura 22 - Modelagem dos ligamentos**



Fonte: Elaborado pelo autor

Os ligamentos foram modelados através de esferas rígidas inseridas nos pontos de inserção. Essas esferas foram fixadas às fossas através de juntas ponto a ponto.

A elasticidade do ligamento é dada em função do intervalo de execução da simulação, da taxa permitida de erro (Constraint Force Mix - CFM(SMITH, 2002)) após cada tempo intervalo e da proporção de correção de erro (Erro Reduction Param - ERP(SMITH, 2002)). O valor da CFM determina o quanto um ligamento pode ser violado, ou seja, o quanto é permitido aos pontos de contato afastar-se quando é aplicada uma força contrária a eles. O valor de ERP define quanto dessa violação será corrigida no próximo intervalo de simulação. A proporção de correção de erro é calculada pela fórmula:

$$ERP = \frac{hk_p}{(hk_p + k_d)} \quad (6)$$

Onde  $h$  é o intervalo de simulação,  $k_p$  é o coeficiente de rigidez do ligamento e  $k_d$  o coeficiente de amortecimento. Já a taxa de erro permitido (CFM) pode ser calculada com a fórmula:

$$CFM = \frac{1}{(hk_p + k_d)} \quad (7)$$

A elasticidade foi configurada para a capsula articular e para o ligamento stylomandibular, usando o valor de 272.4 para rigidez e 0.49 para amortecimento (WANG, XIAOYUN *et al.*, 2012).

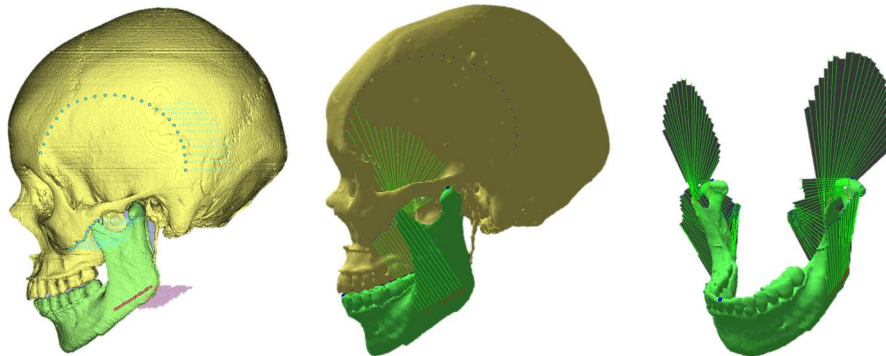
### 4.3 Modelagem dos músculos

Para realização dos movimentos da mandíbula e dos discos condilares, foram modelados dois tipos de músculos: o primeiro formado por corpos rígidos, para prover os movimentos da mandíbula; o segundo formado por corpos moles, responsável pela tração dos discos ao longo dos movimentos da mandíbula.

#### 4.3.1 Músculos rígidos

A modelagem dos músculos rígidos foi realizada através de linhas de ação que definem a trajetória das forças aplicadas nos pontos de inserção do músculo em direção aos pontos de origem correspondentes, representando as fibras musculares. A contração do músculo ocorre com a aproximação dos pontos de origem e de inserção. No ponto de inserção de cada fibra muscular que compõe o músculo foram inseridos corpos rígidos no formato de esferas, com diâmetro de 0.4mm e massa igual a 01 (um) grama. Estas esferas foram fixadas à mandíbula através de conexões ponto a ponto, de modo a permitir o movimento de rotação em três eixos.

Os pontos de origem e inserção foram definidos manualmente, com base na literatura médica disponível e nas imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética do paciente. A posição dos pontos foi determinada de acordo com as características anatômicas do paciente, colocados diretamente na geometria segmentadas das imagens de TC. A largura de um músculo em cada extremidade é representada pela distância do primeiro ao último pontos de origem e inserção que compõe aquele músculo. Esta largura foi definida com base na forma dos músculos obtidas das imagens RM.

**Figura 23 - Modelagem dos músculos**

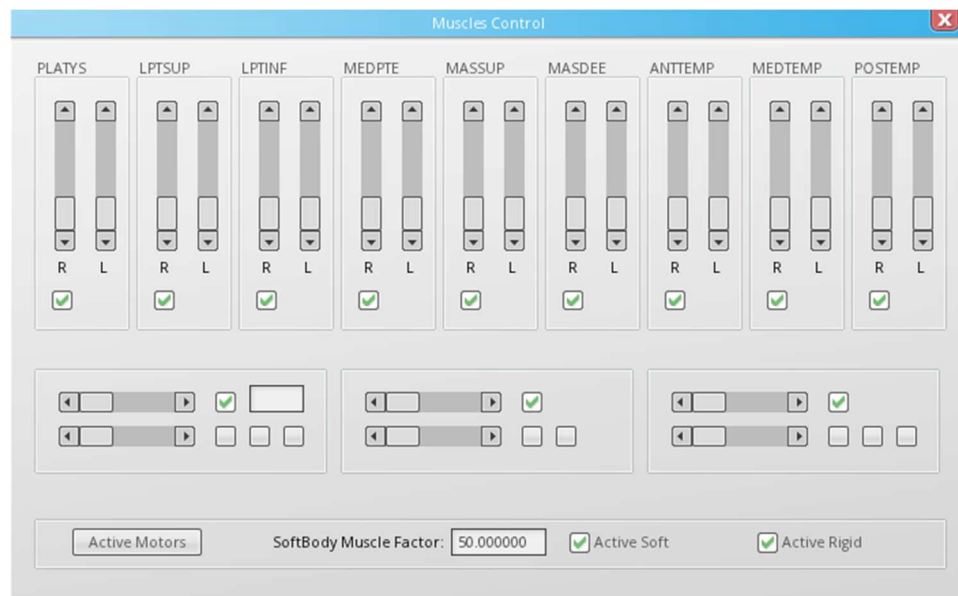
Fonte: Elaborado pelo autor

Foram modelados os seguintes músculos para movimentar a mandíbula: os feixes superior e inferior do músculo pterigoideo lateral, o músculo pterigoideo medial, os músculos masseter superior e profundo e o músculo temporal. Este foi dividido em três feixes que podem ser controlados individualmente: o feixe anterior, posicionado próximo ao rosto, o feixe medial e o feixe posterior, mais próximo da parte de trás da cabeça. Os pontos de origem do músculo temporal foram definidos em função da curva que eles fazem na superfície do crânio. O músculo platisma foi modelado como acessório, de forma a verificar sua influência na abertura da mandíbula.

A ativação do músculo ocorre em função de uma variável que é multiplicada pela força aplicada ao centro de massa de cada esfera pertencente ao músculo. Esta força é uma constante representada pelo valor da origem de cada fibra muscular. Barras deslizantes para cada lado da cabeça controlam o valor desta variável (Figura 24). A força de um músculo é dada por  $\sum F_n(t)$ , onde  $F_n$  é o valor da origem multiplicada x multiplicador x escala.



**Figura 24 - Interface de controle dos músculos**

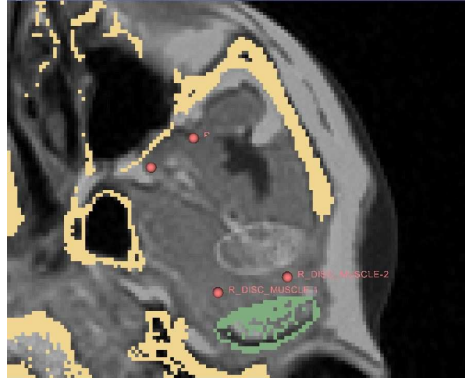


Fonte: Elaborado pelo autor

#### 4.3.2 Músculos moles

Os músculos moles foram modelados utilizando corpos deformáveis no formato de tecidos. Para modelar estes músculos, foi criada uma grade retangular de 10x10 formada por nós, que representam os vértices da malha geométrica. Esta malha foi gerada a partir de quatro pontos no espaço geométrico, dois próximos à origem do músculo e dois próximos à inserção, junto à parte anterior dos discos articulares. Estes pontos foram determinados com base nas imagens de ressonância magnética do paciente, de forma a representar a porção superior do músculo pterigoideo lateral responsável pelo movimento do disco.

**Figura 25 - Posicionamento dos pontos para criação dos músculos moles**



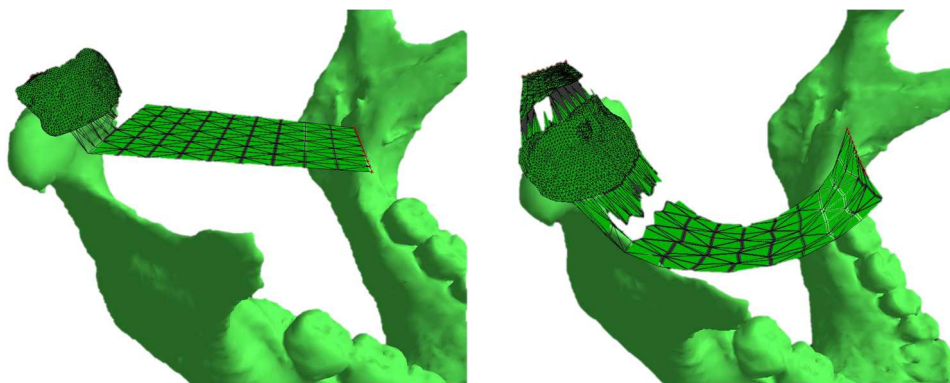
Fonte: Elaborado pelo autor

Cada nó é conectado aos demais ao redor por juntas com propriedades elásticas, e a cada um deles é atribuída uma fração da massa total do músculo. À primeira fileira de nós localizada na origem do músculo foi atribuída massa zero, de modo que os nós fiquem fixos no espaço. Os nós mais próximos do disco foram conectados por juntas elásticas, de modo a puxar o disco quando o músculo for acionado.

A ativação dos músculos moles se dá pela aplicação de forças aos nós mais próximos ao disco em direção ao nó seguinte na mesma coluna, até o ponto de origem. O nível de ativação de cada nó do músculo é definido por

$$F_n(t) = kxF(t) \quad (8)$$

onde  $F(t)$  é a força aplicada ao nó no instante  $t$ ,  $k$  é a constante que representa a porcentagem de ativação do músculo mole em relação ao músculo rígido e  $x$  o nível de ativação desejado. Esta constante foi definida empiricamente em função da massa dos discos e estruturas adjacentes e do deslocamento dos discos em função do movimento da mandíbula, de modo que estes se mantivessem sobre os côndilos durante os movimentos.

**Figura 26 - Músculos moles quando ativados**

Fonte: Elaborado pelo autor

#### **4.4 Ambiente da simulação**

Para execução da simulação, foram adotados milímetros e gramas como unidades de medida padrão para a simulação. Isto foi feito para manter os modelos segmentados em sua escala original e facilitar o trabalho com geometrias menores, como os discos. Como resultado, todas as forças precisam ser escaladas para se adequarem ao ambiente de simulação. Neste caso, as forças aplicadas, inclusive as a gravidade, são multiplicadas por mil, realizando a conversão de metros para milímetros.

A simulação foi executada em um computador com processador Core i5 4690, 8GB de RAM e uma placa de vídeo AMD Radeon HD 6850. O processamento dos cálculos físicos ficou a cargo do processador, enquanto que a visualização dos elementos gráficos foi realizada pela placa de vídeo.

Os parâmetros utilizados no ambiente de simulação estão descritos na Tabela 2. Estes parâmetros determinam o tempo de cada frame de simulação, como eles são divididos, a quantidade de cálculos realizados a cada frame e o coeficiente de multiplicação dos músculos moles.

**Tabela 2 – Parâmetros gerais de simulação**

Configuração	Valor
<i>TimeStep</i>	0,008333
<i>Solvers</i>	500
<i>Max SubSteps</i>	1
<i>Fixed TimeStep</i>	0,008333
<i>SoftBody Muscle Factor</i>	50,000

Fonte: elaborado pelo autor

As configurações dos corpos deformáveis se encontram na Tabela 3, referente ao lado direito da cabeça; e na Tabela 4, referente ao lado direito. As colunas representam o disco articular, o tecido retrodiscal, a porção do músculo pterigoideo lateral superior responsável pelo movimento do disco, e as cartilagens que prendem os discos aos côndilos na parte anterior e posterior. As cinco primeiras linhas definem as propriedades dos corpos deformáveis, e as demais configuram os contatos dos corpos deformáveis com outros objetos da simulação.

**Tabela 3 – Configuração dos corpos deformáveis do lado direito**

	<i>R disc</i>	<i>R Retrotissue</i>	<i>R Muscle</i>	<i>R AntAttach</i>	<i>R PosAttach</i>
<i>Linear Stiffness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Friction</i>	0,200000	0,200000	0,200000	0,200000	0,200000
<i>Damping</i>	0,100000	0,010000	0,010000	-	0,010000
<i>Mass</i>	10,000000	10,000000	10,000000	10,000000	10,000000
<i>Shape Matching</i>	Sim	Não	Não	Não	Não
<i>Shape Coefficient</i>	0,200000	0,200000	0,200000	0,200000	0,200000
<i>Rigid Contact Hardness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Kinect Contact Hardness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Soft Contact Hardness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Anchor Contact Hardness</i>	0,700000	0,500000	0,500000	0,700000	0,500000

Fonte: elaborado pelo autor

**Tabela 4 – Configuração dos corpos deformáveis do lado esquerdo**

	<i>L disc</i>	<i>L Retrotissue</i>	<i>L Muscle</i>	<i>L AntAttach</i>	<i>L PosAttach</i>
<i>Linear Stiffness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Friction</i>	0,200000	0,200000	0,200000	0,200000	0,200000
<i>Damping</i>	0,100000	0,010000	0,010000	0,010000	0,010000
<i>Mass</i>	10,000000	10,000000	10,000000	10,000000	10,000000
<i>Shape Matching</i>	Sim	Não	Não	Não	Não
<i>Shape Coefficient</i>	0,200000	-	-	-	-
<i>Rigid Contact Hardness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Kinect Contact Hardness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Soft Contact Hardness</i>	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000	1,000000
<i>Anchor Contact Hardness</i>	0,700000	0,500000	0,500000	0,500000	0,500000

Fonte: elaborado pelo autor

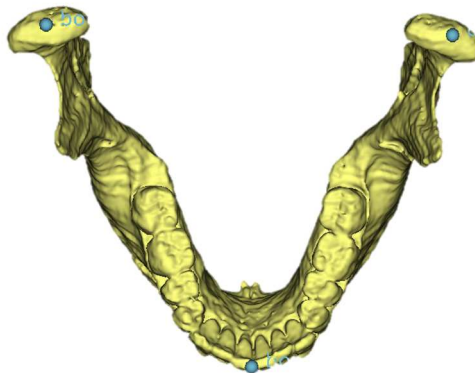
## 5 RESULTADOS

O simulador foi testado em duas situações diferentes. Na primeira, a trajetória dos movimentos da mandíbula foi registrada sem o disco. Na segunda, inseriu-se o disco para verificar sua influência no movimento da mandíbula. Foram registrados dois tipos de movimento: o movimento de depressão da mandíbula e o movimento de protrusão.

Para o registro dos movimentos, foram definidos três pontos de controle (Figura 27): dois no ponto médio superior da cabeça de cada côndilo e o terceiro no ponto médio superior dos incisos da arcada inferior. O registro dos movimentos foi realizado por um *thread* separado, que captura a posição dos pontos de controle em determinado instante e a força aplicada pelos músculos naquele instante. Para a análise, foi considerado o instante a partir da primeira captura da ativação dos músculos.

A ativação dos músculos durante o registro foi automatizada, de modo que a força aplicada fosse aumentada progressivamente em intervalos de tempo constantes até o limite estabelecido empiricamente para alcançar a posição desejada.

**Figura 27 - Pontos de controle definidos para a mandíbula**



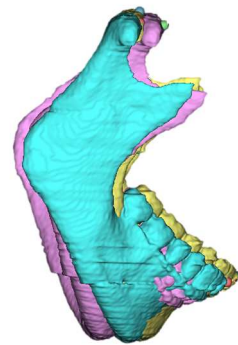
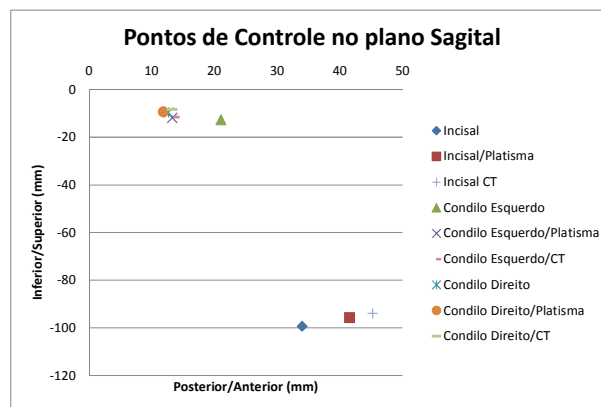
Fonte: Elaborado pelo autor

### 5.1 Validação do Modelo

O modelo foi validado tendo em vista a posição dos pontos de controle capturados em relação à posição estabelecida nas imagens de tomografia

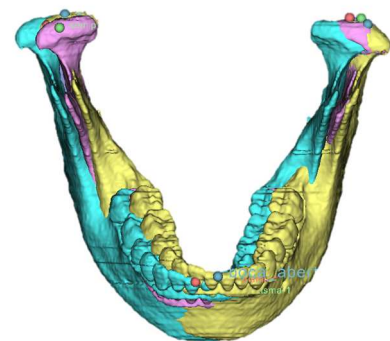
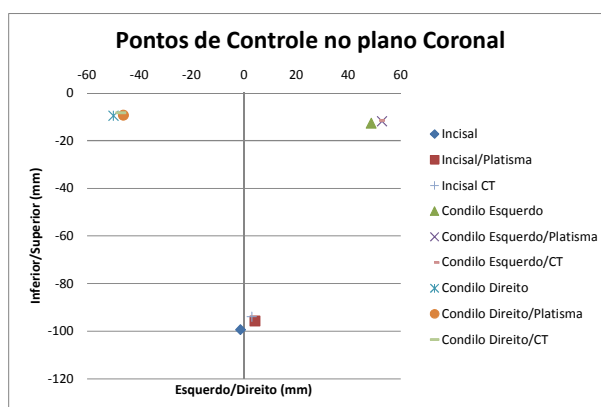
computadorizada do paciente com a boca aberta. Também foi verificada a influência do músculo platíma como músculo acessório na posição da mandíbula em depressão. Esta verificação ocorreu no cenário onde os discos estavam presentes, assim como a força da gravidade. Os dados foram capturados com a mandíbula em depressão a partir da ativação dos músculos pterigoideos laterais e a partir da ativação destes juntamente com o músculo platíma (Figura 28, Figura 29 e Figura 30).

**Figura 28 - Pontos de controle e posicionamento da mandíbula no plano sagital**



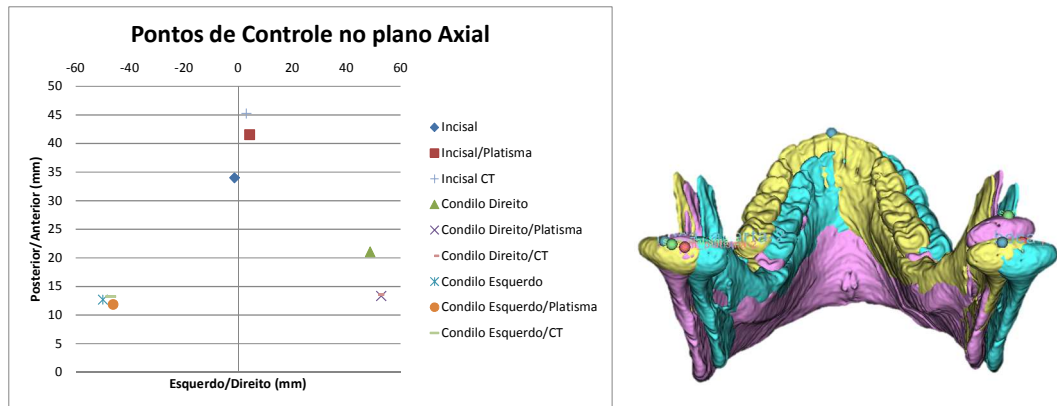
Fonte: Elaborado pelo autor

**Figura 29 - Pontos de controle e posicionamento da mandíbula no plano coronal**



Fonte: Elaborado pelo autor

**Figura 30 - Pontos de controle e posicionamento da mandíbula no plano axial**



Fonte: Elaborado pelo autor

Embora haja diferenças na localização dos pontos de controle definidos nas imagens de tomografia computadorizada (mandíbula amarela) para os capturados com e sem o auxílio do músculo platisma (mandíbulas azul e rosa), a trajetória final é muito similar, sendo que em ambos os casos é observado o posicionamento dos côndilos fora da fossa tal como nas imagens de tomográfica computadorizada do paciente capturadas com a boca aberta.

A Tabela 5 apresenta a distância em milímetros entre os pontos de controle definidos nas imagens de tomografia computadorizada e os seus correspondentes capturados do simulador com e sem o auxílio o músculo plastima.

**Tabela 5 - Distância entre os pontos de controle capturados no simulador para os pontos das imagens de TC (mm)**

	Com plastima	Sem plástima
Ponto Incisal	4,28	13,19
Côndilo Esquerdo	1,02	8,21
Côndilo Direito	1,99	3,20

Fonte: elaborado pelo autor

A distância entre os pontos foi calculada pela equação:

$$D_{p_2 p_1} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (9)$$

Podemos observar pela tabela que os pontos de controle no simulador se aproximam mais dos pontos definidos nas imagens de TC com o auxílio do músculo plastima do que sem o auxílio deste.

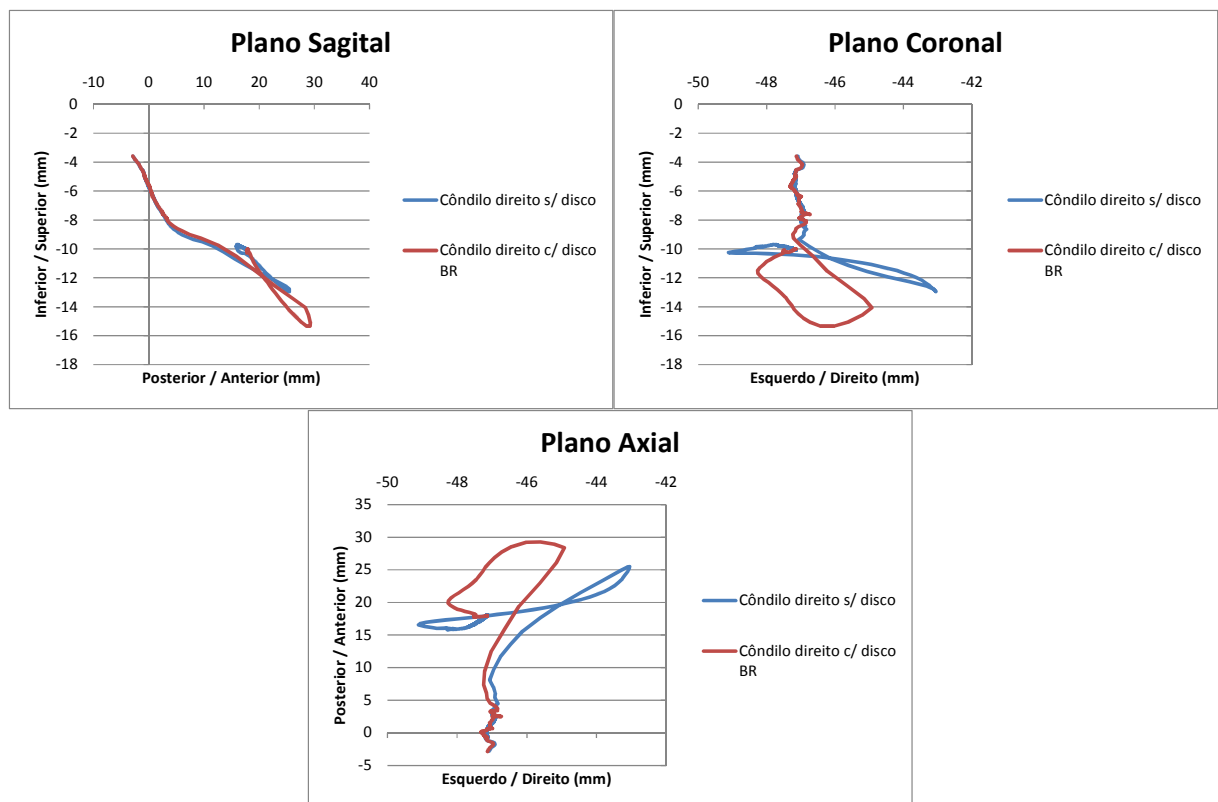


## 5.2 Avaliação do movimento de depressão da mandíbula

O movimento de depressão da mandíbula é o mais simples que pode ser avaliado, visto que ele é realizado basicamente pelo músculo pterigoideo lateral nas suas porções superior e inferior. Este movimento consiste da abertura ampla da boca, posição na qual os côndilos se projetam para fora das fossas articulares.

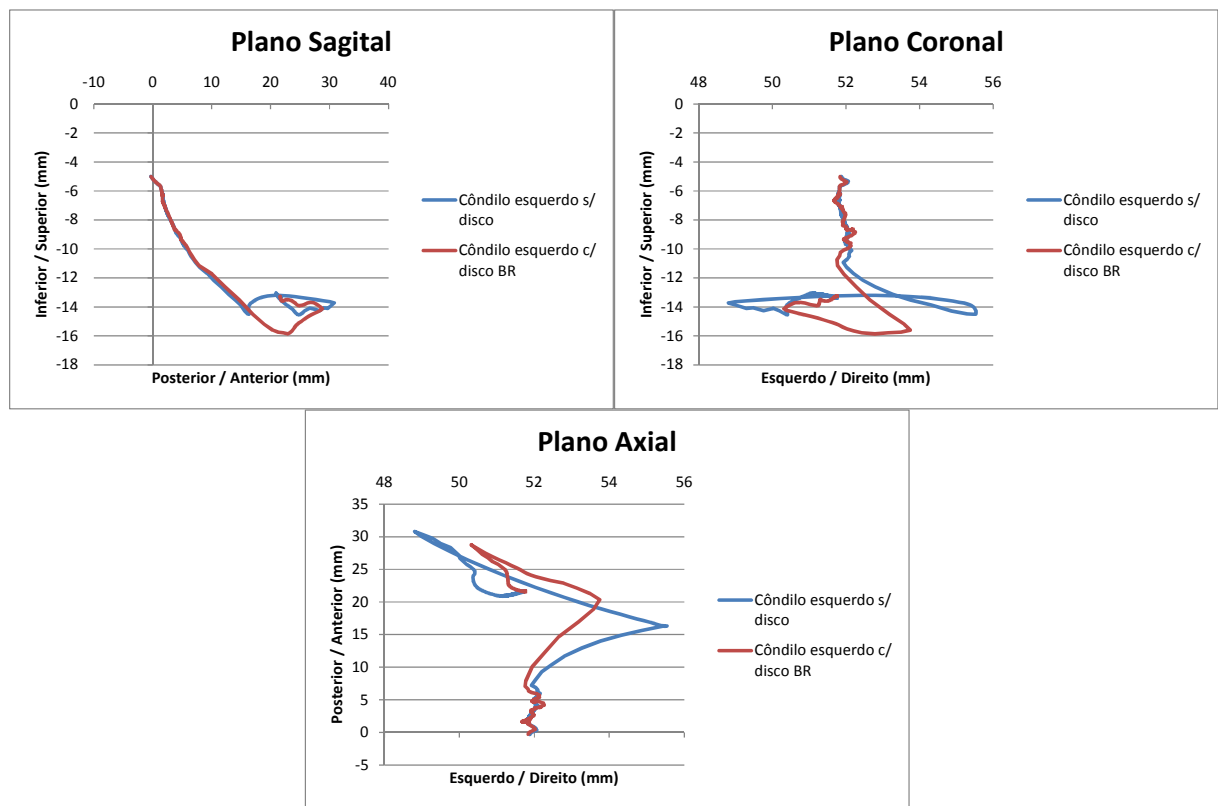
Além da comparação do movimento da mandíbula com o sem o disco, o movimento de depressão foi usado para avaliar os quatro tipos de discos modelados. A seguir são descritos os movimentos dos três pontos de controle nos planos sagital, axial e coronal (Figura 31, Figura 32 e Figura 33). Para o registro, não foi considerada a força da gravidade, de modo que a mandíbula permanecesse fechada. Os movimentos foram produzidos pela ativação dos músculos pterigoideos laterais. Foi usado o modelo de baixa resolução do disco para a comparação.

**Figura 31- Trajetória do movimento do côndilo direito**



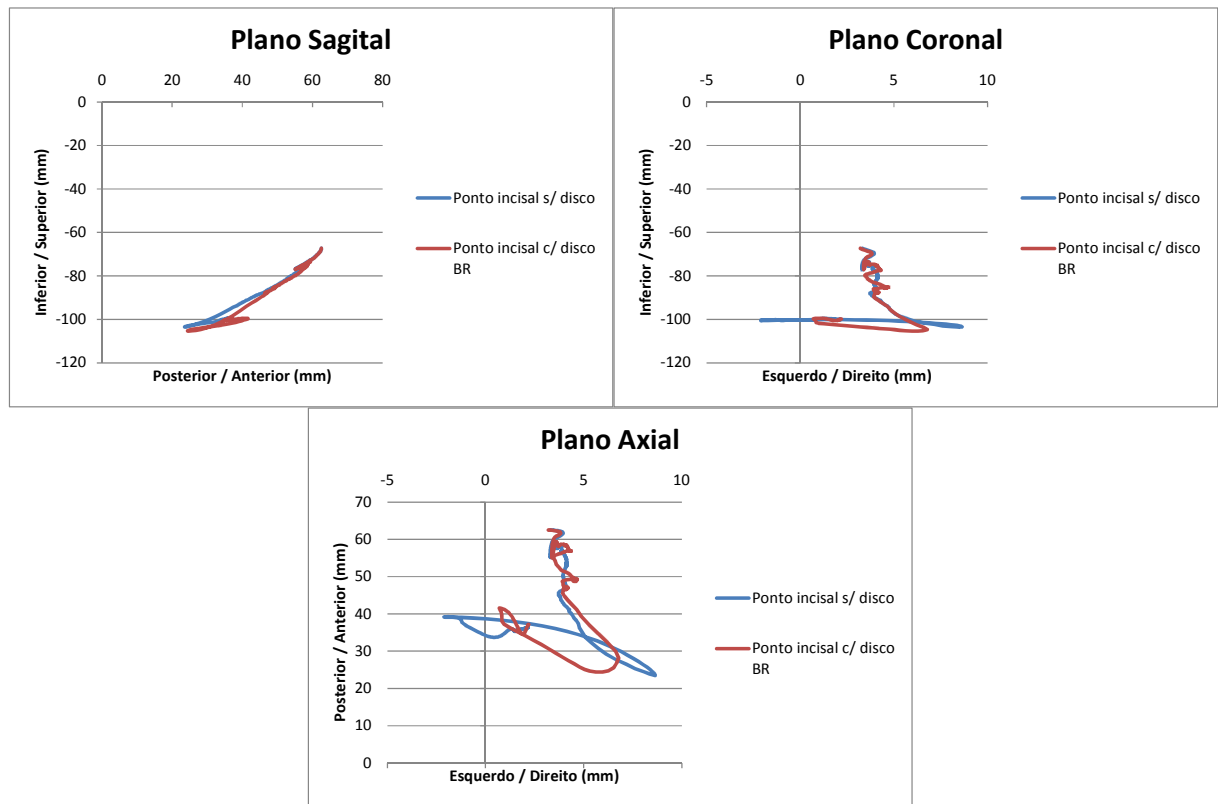
Fonte: elaborado pelo autor

Figura 32 - Trajetória do movimento do côndilo esquerdo



Fonte: elaborado pelo autor

**Figura 33- Trajetória do movimento do ponto incisal**

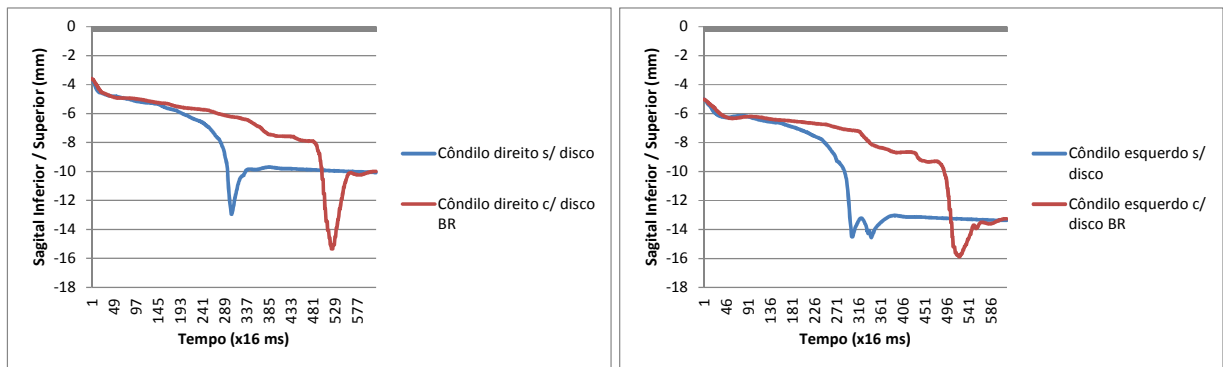


Fonte: elaborado pelo autor

Embora as trajetórias inicial e final sejam as mesmas, os gráficos demonstram um pouco mais de estabilidade durante o movimento quando o disco está presente, diminuindo a oscilação dos pontos para as laterais. Também é possível observar uma depressão maior dos cêndilos de cerca de 2mm quando deixam as fossas em razão da presença dos discos, o que já é esperado.

Embora os tempos de simulação sejam equivalentes, há diferenças no momento em que os cêndilos deixam as fossas (Figura 34), ocorrendo aproximadamente 4,86 segundos após o início da simulação no modelo sem o disco e 8,37 segundos no modelo com disco; e nas forças necessárias para que isso ocorra (Figura 35). Isto se deve ao fato das estruturas que envolvem o disco, como os tecidos de fixação presos ao cêndilo, e o tecido retrodiscal preso ao crânio adicionarem uma resistência a mais na aplicação das forças.

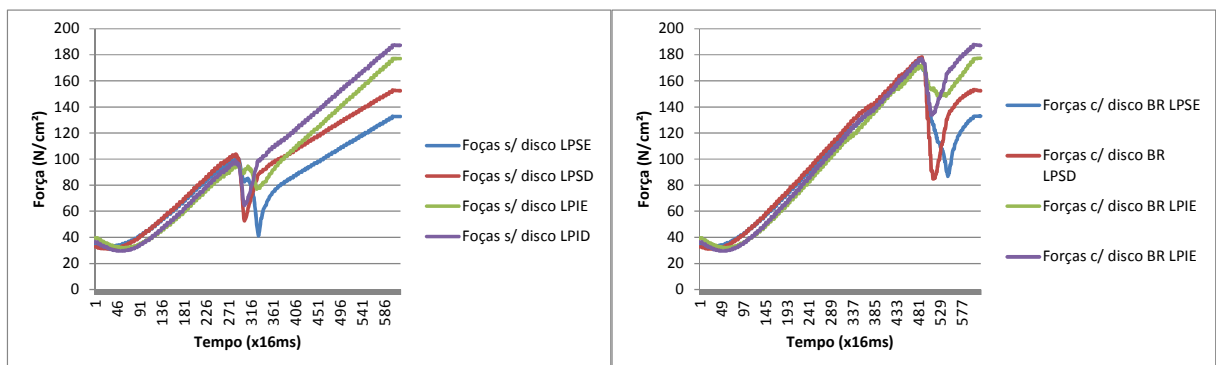
**Figura 34- Momento em que os cõndilos deixam as fossas**



Fonte: elaborado pelo autor

Nota-se que há uma redução das forças aplicadas quando os discos deixam as fossas, uma vez que eles deixam de sofrer a resistência aplicada pelas cavidades. O momento em que isso ocorre e a intensidade das forças são diferentes nas situações com e sem o disco.

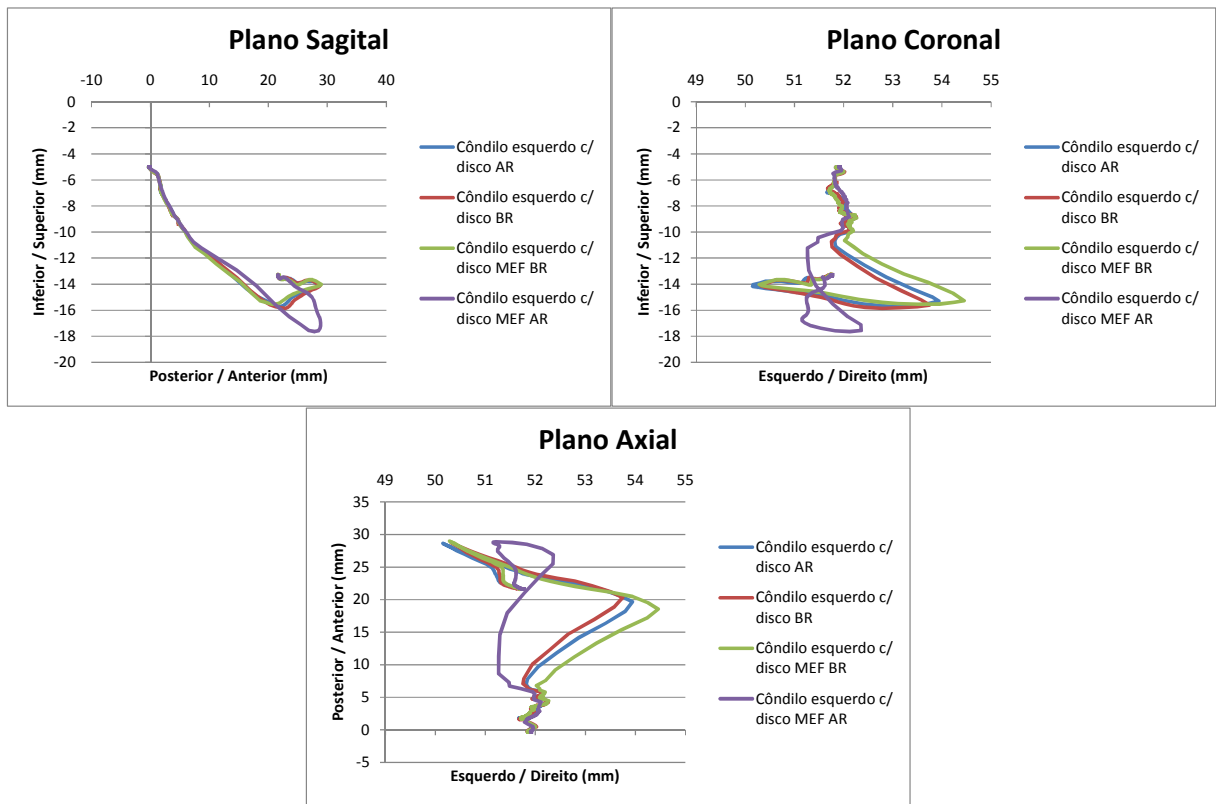
**Figura 35 - Intensidade das forças aplicadas**



Fonte: elaborado pelo autor

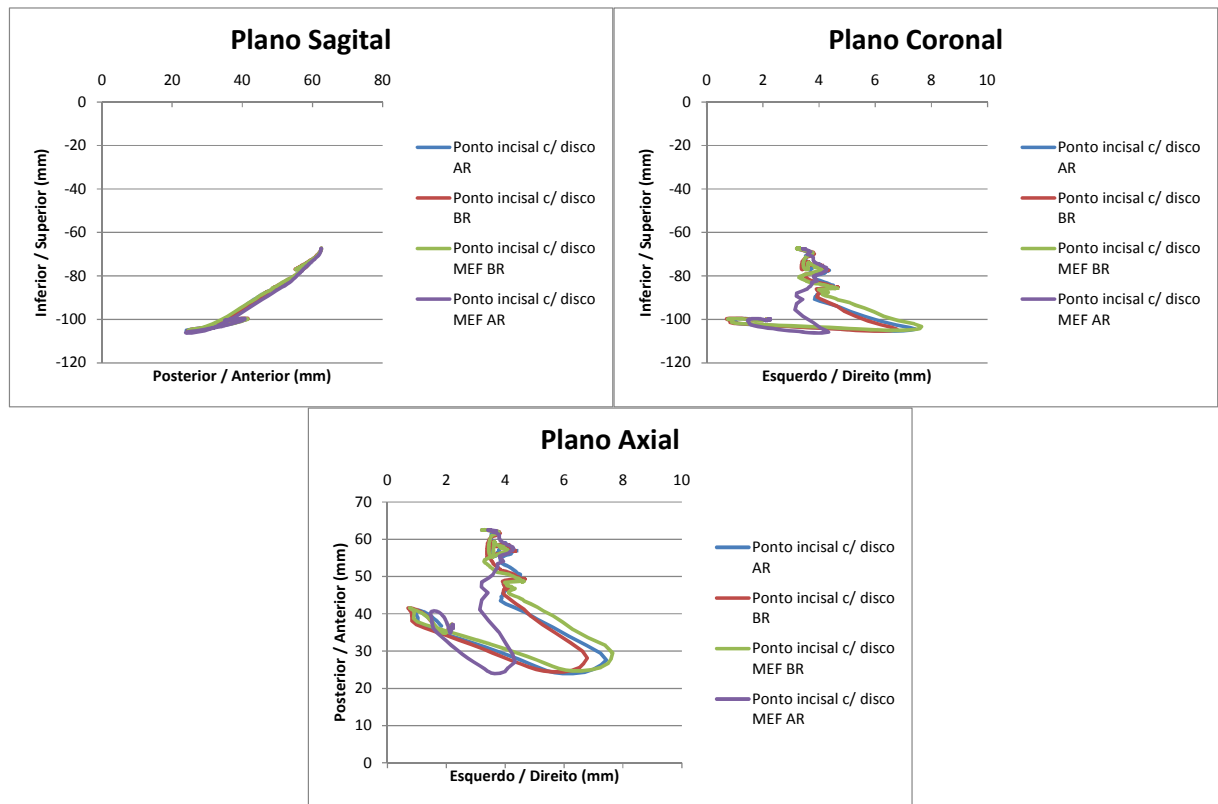
Também foram avaliados os diferentes modelos de disco gerados, de forma a determinar a influência destes na trajetória dos movimentos da mandíbula em função da complexidade do modelo. Desta forma, a simulação foi repetida com os discos em alta resolução e com os discos MEF BR e MEF AR. Os resultados foram comparados com o da primeira simulação dos discos, onde foi utilizado o modelo de baixa resolução (Figura 36, Figura 37 e Figura 38).

**Figura 36 - Trajetória do côndilo esquerdo com vários modelos de discos**



Fonte: elaborado pelo autor

**Figura 37 - Trajetória do ponto incisal com vários modelos de discos**



Fonte: elaborado pelo autor

Os únicos componentes diferentes nas simulações foram os discos. Todos os demais parâmetros de configuração foram mantidos os mesmos. Pelos gráficos não é possível observar mudanças significativas na trajetória do movimento do modelo do disco de baixa resolução em comparação com o modelo de alta resolução e com o modelo MEF BR. A única exceção é o modelo MEF AR, no qual a trajetória foi mais contida.

Isso demonstra que no cenário apresentado, a complexidade de modelo não influencia significativamente na trajetória do movimento, à exceção do modelo MEF AR. As mudanças podem ser percebidas especialmente nos planos axial e coronal, devido às oscilações para esquerda ou para direita dos pontos de controle. Estas oscilações podem ser explicadas em virtude das características do simulador, já que o modelo geométrico utilizado não foi gerado com lados simétricos.

Já no plano sagital, as mudanças mais significativas são nos pontos de controle junto aos cêndilos, visto que o ponto de controle incisal apresenta praticamente a mesma trajetória no plano sagital em todos os modelos.

Contudo, cabe salientar que se eliminarmos das simulações todas as posições repetidas, levando-se em consideração apenas os pontos que definem as trajetórias, a quantidade de pontos distintos capturados na simulação com o disco MEF AR é a menor de todas, apesar do maior tempo de simulação, conforme a Tabela 6.

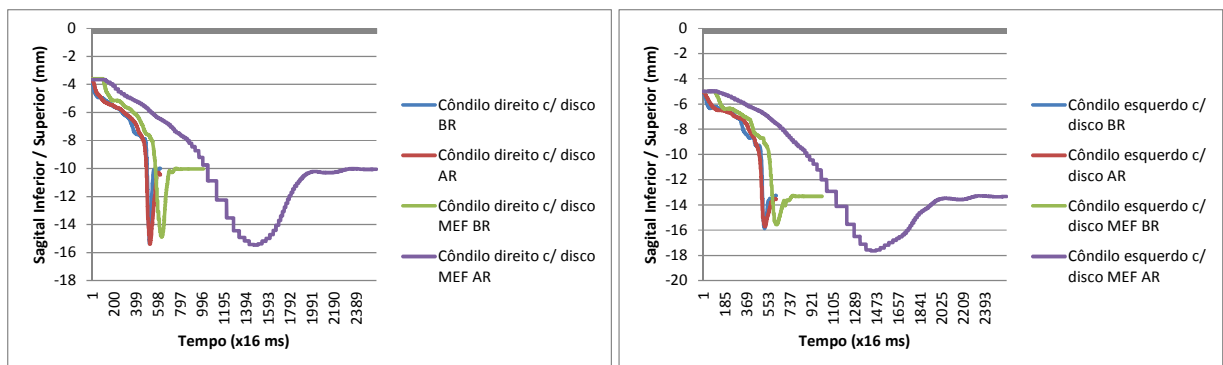
**Tabela 6 – Tempo de simulação e posições registradas**

	Tempo de simulação (s)	Posições registradas	Posições distintas registradas
Simulação s/ disco	9,89	618	613
Simulação c/ disco BR	9,89	618	464
Simulação c/ disco AR	12,42	776	223
Simulação c/ disco MEF BR	16,13	1008	630
Simulação c/ disco MEF AR	41,20	2575	193

Fonte: elaborado pelo autor

Como se pode observar, o tempo de simulação com o modelo de disco MEF AR foi quatro vezes superior à simulação sem disco e com os discos de baixa resolução, enquanto que a simulação com os discos MEF BR levou 1/3 a mais de tempo em relação à com discos BR (Figura 38).

**Figura 38 - Deslocamento dos côndilos em função do tempo**



Fonte: elaborado pelo autor

Na Tabela 7, Tabela 8 e Tabela 9 são apresentados os desvios médios entre as trajetórias dos pontos de controle nas cinco situações, sem disco, com discos BR e AR e com discos MEF BR e MEF AR. Estes desvios foram calculados com base nos pontos que definem cada trajetória, eliminando a princípio os registros repetidos. Como as séries capturadas possuíam tamanhos diferentes, foi

desenvolvida uma aplicação para alinhar os pontos da série maior com os da série menor com base na equação (9). Com as duas séries alinhadas, foi utilizada a equação (10) para cálculo dos desvios médios.

$$DQM(a, b) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n ((a_{ix} - b_{ix})^2 + (a_{iy} - b_{iy})^2 + (a_{iz} - b_{iz})^2)} \quad (10)$$

**Tabela 7 – Desvio Quadrático Médio Côndilo direito**

	Côndilo direito s/ disco	Côndilo direito c/ disco BR	Côndilo direito c/ disco AR	Côndilo direito c/ disco MEF BR	Côndilo direito c/ disco MEF AR
Côndilo direito s/ disco	-	0,83	0,95	0,76	1,11
Côndilo direito c/ disco BR	0,83	-	0,18	0,15	0,33
Côndilo direito c/ disco AR	0,95	0,18	-	0,32	0,51
Côndilo direito c/ disco MEF BR	0,76	0,15	0,32	-	0,35
Côndilo direito c/ disco MEF AR	1,11	0,33	0,51	0,35	-

Fonte: elaborado pelo autor

**Tabela 8 – Desvio Quadrático Médio Côndilo esquerdo**

	Côndilo esquerdo s/ disco	Côndilo esquerdo c/ disco BR	Côndilo esquerdo c/ disco AR	Côndilo esquerdo c/ disco MEF BR	Côndilo esquerdo c/ disco MEF AR
Côndilo esquerdo s/ disco	-	0,62	0,98	0,36	0,93
Côndilo esquerdo c/ disco BR	0,62	-	0,27	0,16	0,38
Côndilo esquerdo c/ disco AR	0,98	0,27	-	0,61	0,58
Côndilo esquerdo c/ disco MEF BR	0,36	0,16	0,61	-	0,40
Côndilo esquerdo c/ disco MEF AR	0,93	0,38	0,58	0,40	-

Fonte: elaborado pelo autor



**Tabela 9 – Desvio Quadrático Médio ponto incisal**

	Incisal s/ disco	Incisal c/ disco BR	Incisal c/ disco AR	Incisal c/ disco MEF BR	Incisal c/ disco MEF AR
Incisal s/ disco	-	0,99	1,19	0,74	1,59
Incisal c/ disco BR	0,99	-	0,49	0,29	1,11
Incisal c/ disco AR	1,19	0,49	-	0,53	1,15
Incisal c/ disco MEF BR	0,74	0,29	0,53	-	0,96
Incisal c/ disco MEF AR	1,59	1,11	1,15	0,96	-

Fonte: elaborado pelo autor

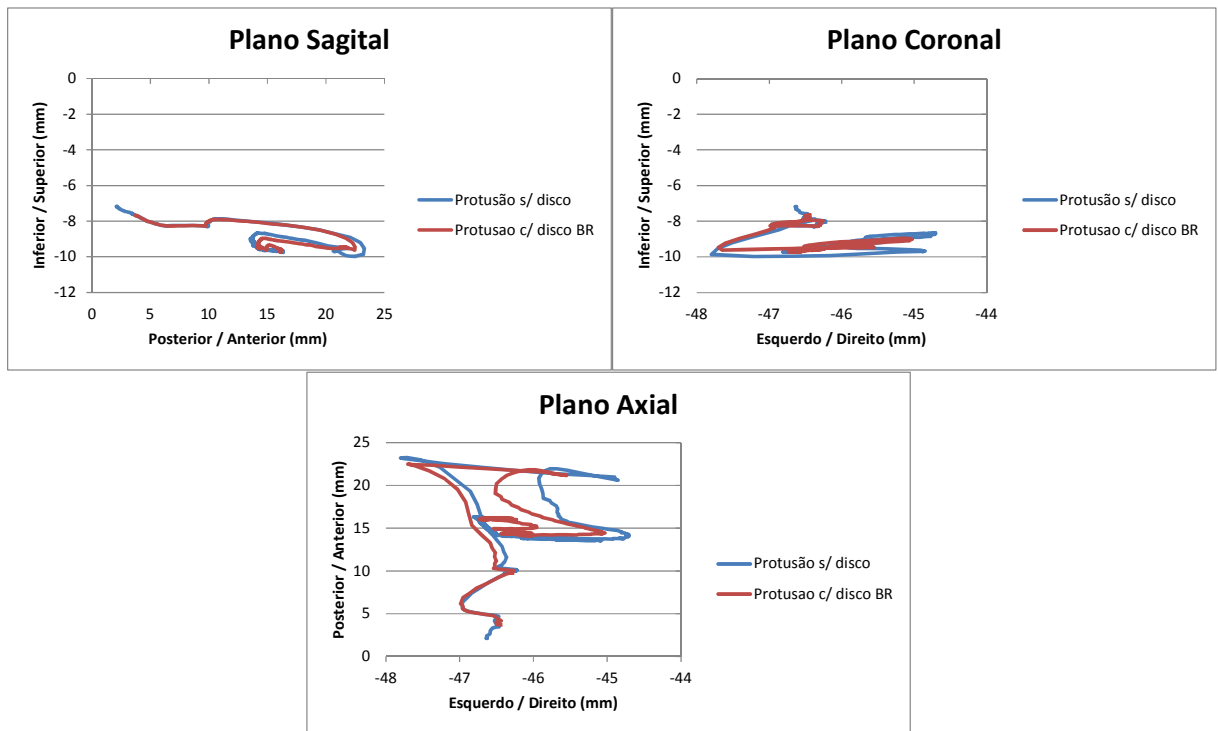
Observa-se que o maior desvio se dá justamente no ponto incisal, devido à liberdade proporcionada pelo simulador ao movimento da mandíbula, resultando nas oscilações já apontadas.

### 5.3 Avaliação do movimento de protrusão

O movimento de protrusão foi registrado com a captura da posição dos pontos de controle durante a ativação dos músculos pterigoideos laterais superior e inferior. Para manter a posição da mandíbula fechada, os músculos masseter superior e profundo, o pterigoideo medial e a parte anterior do músculo temporal foram ativados constantemente com uma força fixa durante o registro. A captura foi realizada sem os discos e com os discos BR, AR, MEF BR e MEF AR.

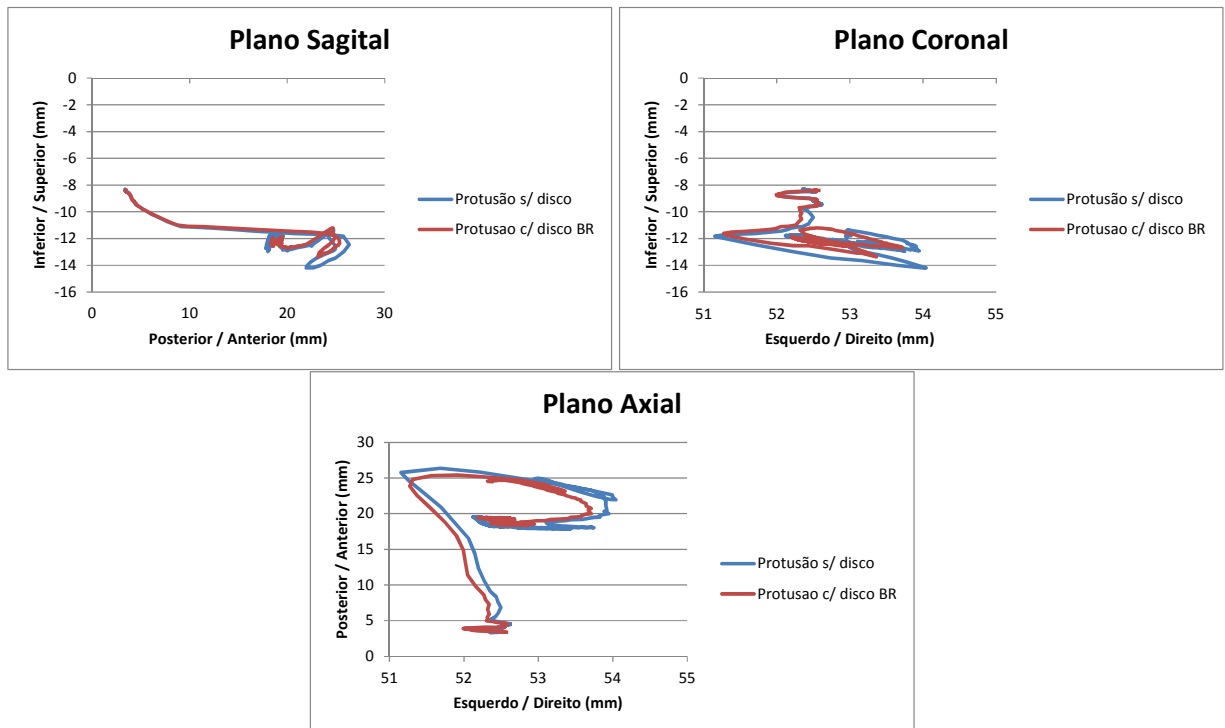
É possível observar que a trajetória dos movimentos da mandíbula (Figura 39, Figura 40 e Figura 41) praticamente não sofre alterações da situação sem disco para a situação com disco de baixa resolução, visto que o movimento estava contido pela ação dos demais músculos. Algo que se deve destacar é o avanço e o retorno dos côndilos no plano sagital a partir de determinado ponto, resultado da saída destes das cavidades das fossas. Consequentemente, a resistência é diminuída, reduzindo a força necessária para puxar a mandíbula para frente.

**Figura 39 - Trajetória do cõndilo direito no movimento de protrusão**



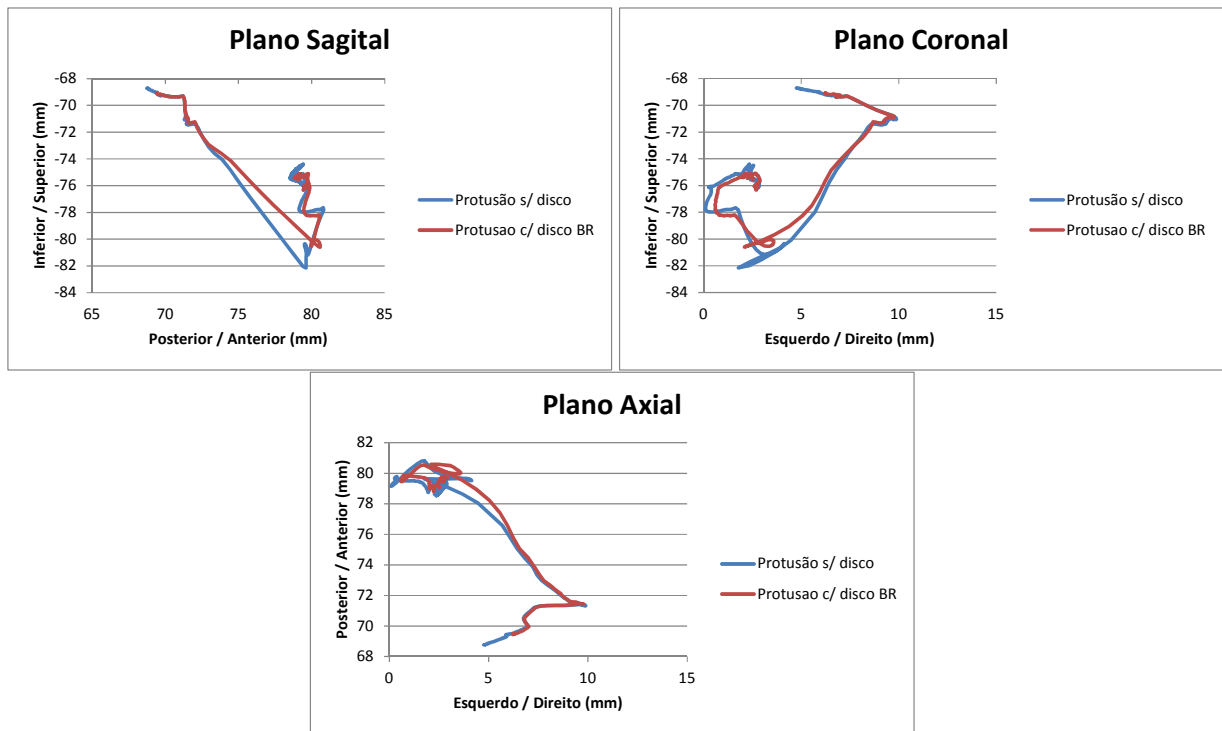
Fonte: elaborado pelo autor

**Figura 40 - Trajetória do cõndilo esquerdo no movimento de protrusão**



Fonte: elaborado pelo autor

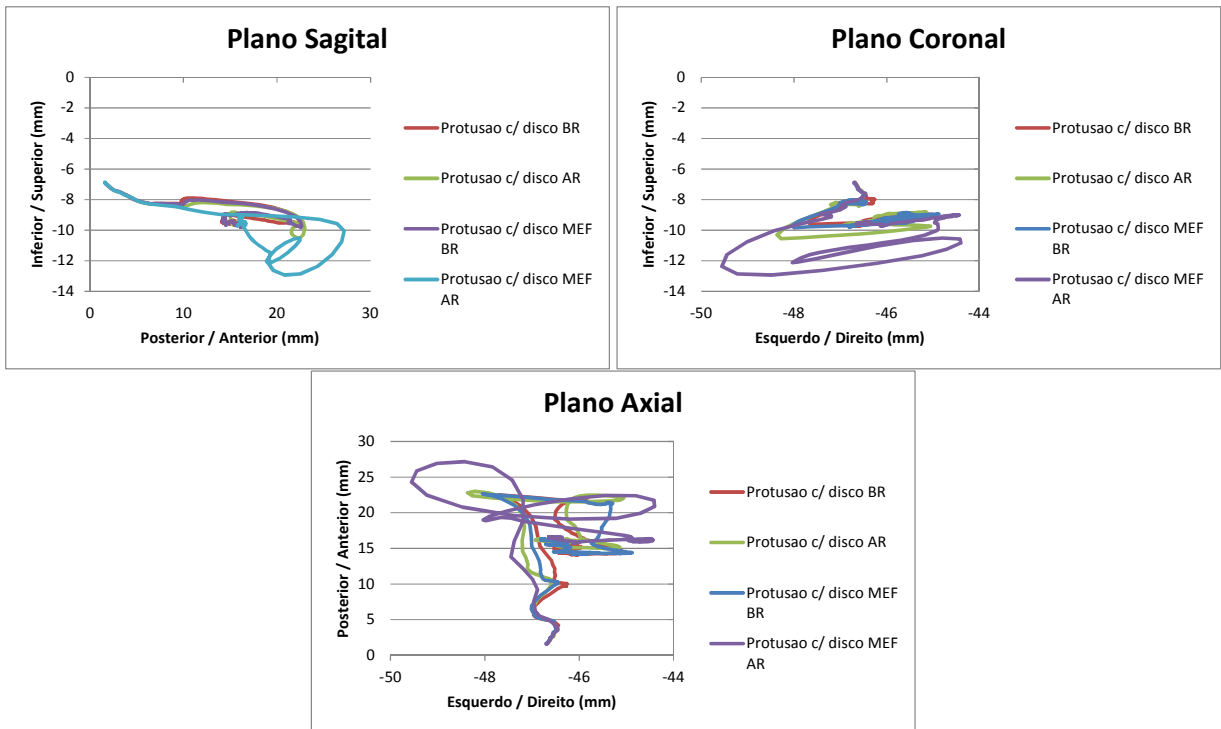
**Figura 41 - Trajetória do ponto incisal no movimento de protrusão**



Fonte: elaborado pelo autor

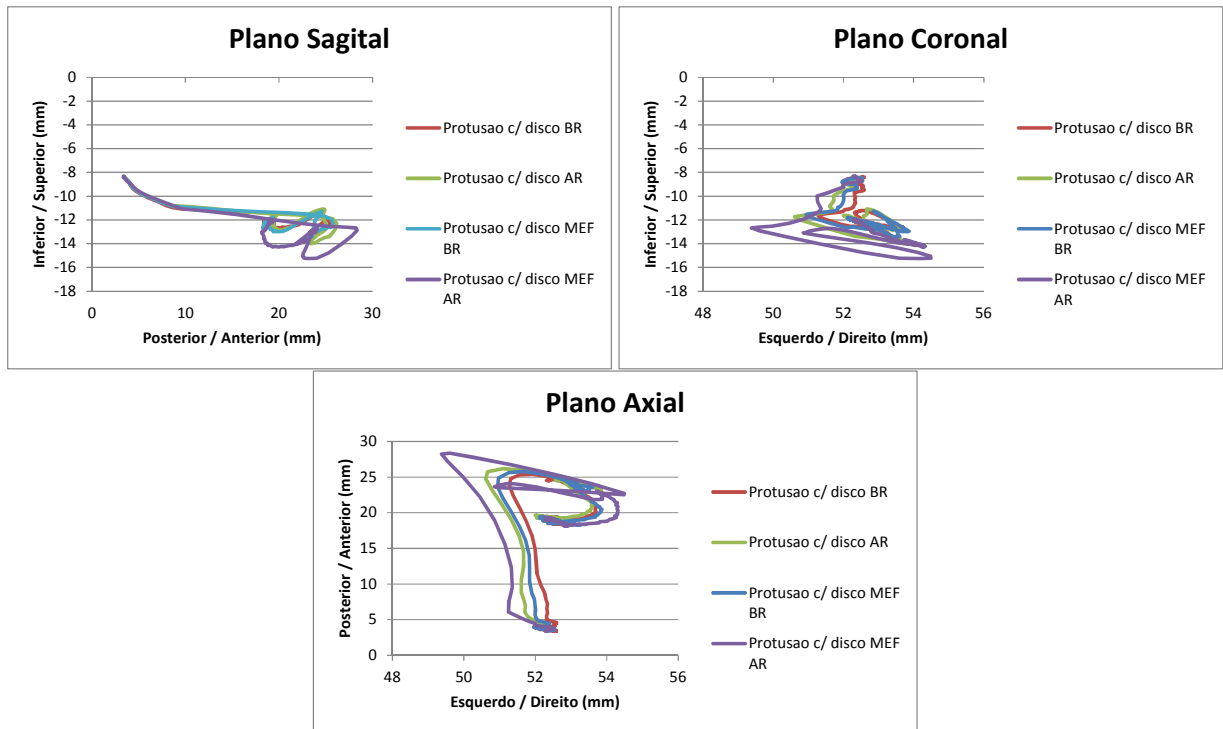
Também foram avaliados os diferentes modelos de disco gerados, de forma a determinar a influência destes na trajetória dos movimentos da mandíbula em função da complexidade do modelo. Desta forma, a simulação foi repetida com os discos em alta resolução e com os discos MEF BR e MF AR. Os resultados foram comparados com o da primeira simulação dos discos, onde foi utilizado o modelo de baixa resolução (Figura 42, Figura 43 e Figura 44). Pelos gráficos, podemos perceber que o modelo de disco MEF AR apresenta um desvio muito superior em relação aos demais modelos. Diferente do que ocorre no movimento de depressão, aqui as trajetórias com os disco MEF AR são mais abertas.

**Figura 42 - Trajetória do côndilo direito no movimento de protração com vários modelos**



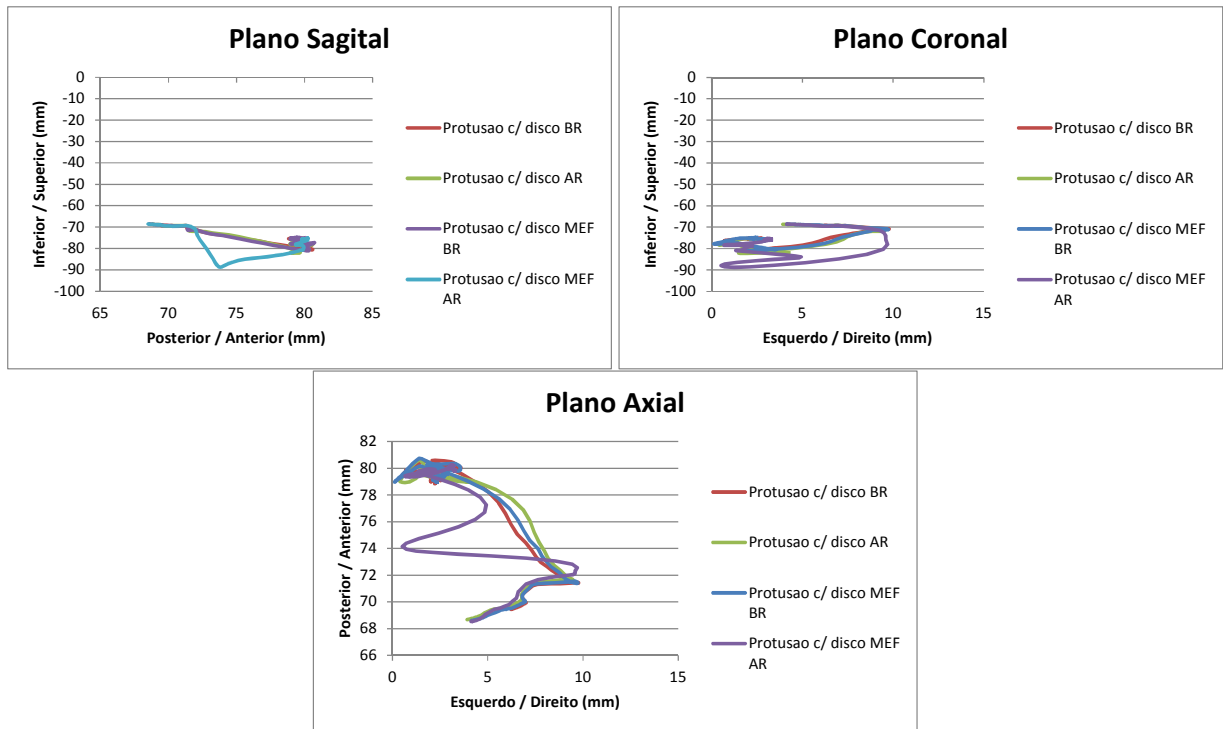
Fonte: elaborado pelo autor

**Figura 43 - Trajetória do côndilo esquerdo no movimento de protração com vários modelos**



Fonte: elaborado pelo autor

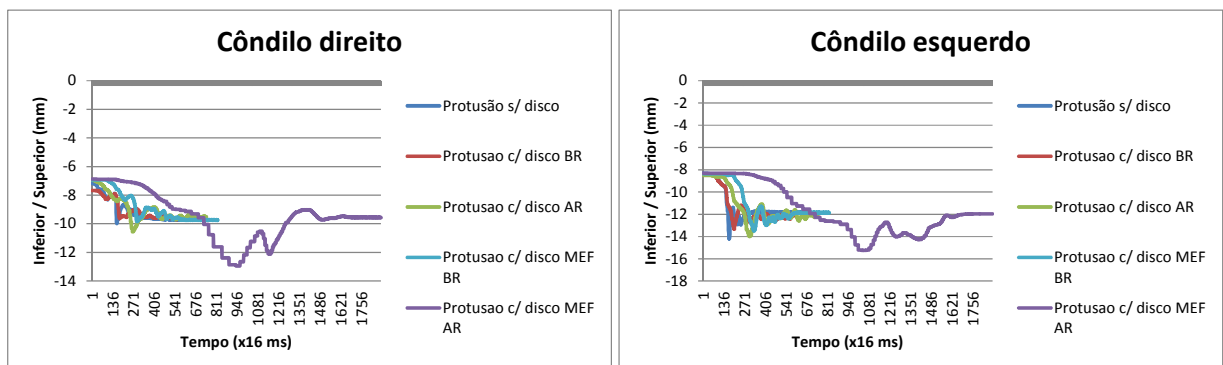
**Figura 44 - Trajetória do ponto incisal no movimento de protrusão com vários modelos**



Fonte: elaborado pelo autor

Neste movimento podemos perceber uma diferença entre os modelos dos discos. O disco de alta resolução uma resistência maior para que os côndilos deixem a fossa (Figura 45). Além disso, nos testes com o disco, a curva no momento em que isso ocorre é mais longa que no cenário sem o disco, indicando a influência destes na trajetória do movimento.

**Figura 45 - Posição dos pontos no plano sagital ao longo do tempo**



Fonte: elaborado pelo autor

A simulação com o disco MEF AR demorou três vezes mais que a simulação sem o disco ou com o disco de baixa resolução, conforme Tabela 10.

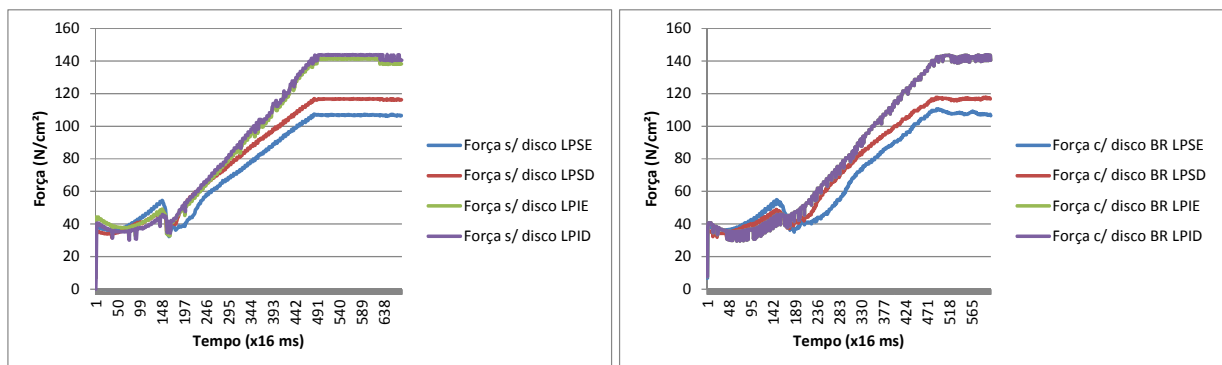
**Tabela 10 – Tempo de simulação e posições registradas no movimento de protrusão**

	Tempo de simulação (s)	Posições registradas	Posições distintas registradas
Simulação s/ disco	10,82	676	659
Simulação c/ disco BR	9,68	605	295
Simulação c/ disco AR	11,95	747	255
Simulação c/ disco MEF BR	13,12	820	532
Simulação c/ disco MEF AR	30,13	1883	229

Fonte: elaborado pelo autor

Diferente do que ocorre no movimento de depressão, aqui não há uma diferença significativa das forças sem o disco e com o disco de baixa resolução (Figura 46). Cabe lembrar que há outras forças atuando constantemente com os músculos pterigoideos laterais, com o pterigoideo medial, que pode ter contribuído para que as forças se mantivessem constantes nos dois modelos.

**Figura 46 – Intensidade das forças aplicadas no movimento de protrusão**



Fonte: elaborado pelo autor

O desvio médio entre as trajetórias foi calculada da mesma forma descrita no movimento de depressão, alinhando as séries com base na distância entre os pontos e calculando o desvio entre cada ponto. Os resultados dos cálculos encontram-se nas Tabelas 11, 12, e 13.

**Tabela 11 – Desvio Quadrático Médio Côndilo direito no movimento de protrusão**

	Côndilo direito s/ disco	Côndilo direito c/ disco BR	Côndilo direito c/ disco AR	Côndilo direito c/ disco MEF BR	Côndilo direito c/ disco MEF AR
Côndilo direito s/ disco	-	0,46	0,59	0,27	0,97
Côndilo direito c/ disco BR	0,46	-	0,44	0,90	0,91
Côndilo direito c/ disco AR	0,59	0,44	-	0,33	0,59
Côndilo direito c/ disco MEF BR	0,27	0,90	0,33	-	0,75
Côndilo direito c/ disco MEF AR	0,97	0,91	0,59	0,75	-

Fonte: elaborado pelo autor

**Tabela 12 – Desvio Quadrático Médio Côndilo esquerdo no movimento de protrusão**

	Côndilo esquerdo s/ disco	Côndilo esquerdo c/ disco BR	Côndilo esquerdo c/ disco AR	Côndilo esquerdo c/ disco MEF BR	Côndilo esquerdo c/ disco MEF AR
Côndilo esquerdo s/ disco	-	0,31	0,54	0,28	0,66
Côndilo esquerdo c/ disco BR	0,31	-	0,36	0,18	0,74
Côndilo esquerdo c/ disco AR	0,54	0,36	-	0,30	0,75
Côndilo esquerdo c/ disco MEF BR	0,28	0,18	0,30	-	0,55
Côndilo esquerdo c/ disco MEF AR	0,66	0,74	0,75	0,55	-

Fonte: elaborado pelo autor

**Tabela 13 – Desvio Quadrático Médio ponto incisal no movimento de protrusão**

	Incisal s/ disco	Incisal c/ disco BR	Incisal c/ disco AR	Incisal c/ disco MEF BR	Incisal c/ disco MEF AR
Incisal s/ disco	-	0,49	0,55	0,28	1,05
Incisal c/ disco BR	0,49	-	0,48	0,93	1,09
Incisal c/ disco AR	0,55	0,48	-	0,33	0,88
Incisal c/ disco MEF BR	0,28	0,93	0,33	-	0,83
Incisal c/ disco MEF AR	1,05	1,09	0,88	0,83	-

Fonte: elaborado pelo autor

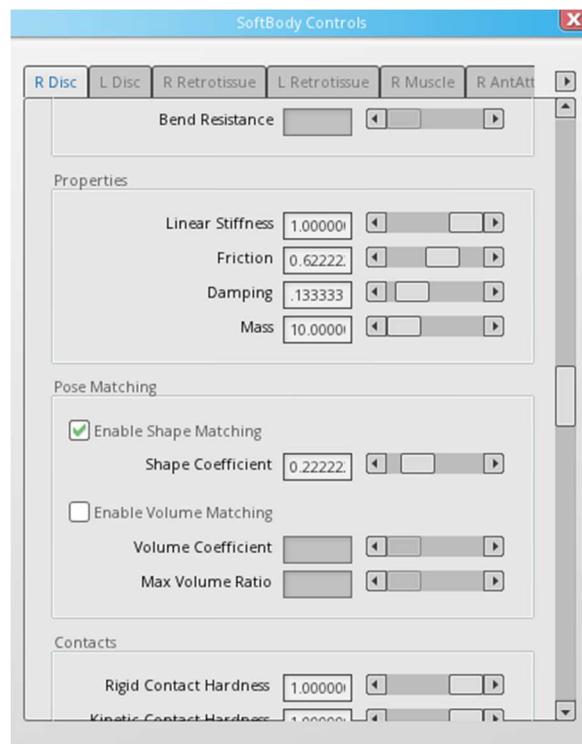


#### 5.4 Deformação do disco

Para que fosse avaliado o movimento da mandíbula em função dos discos, estes precisam apresentar características deformáveis, de modo a permitir aos cêndilos se moverem nas fossas articulares quando solicitados. Estas características são controladas por diversos parâmetros, como massa, coeficiente de amortecimento, fricção e coeficiente de retorno à posição, que influenciam na forma e no movimento do disco quando são aplicadas forças a ele. Estes parâmetros foram configurados de maneira que os discos acompanhem a cabeça dos cêndilos durante toda a trajetória do movimento destes. As estruturas adjacentes dos discos, assim como os músculos moles, também possuem os mesmos parâmetros que precisaram de definição.

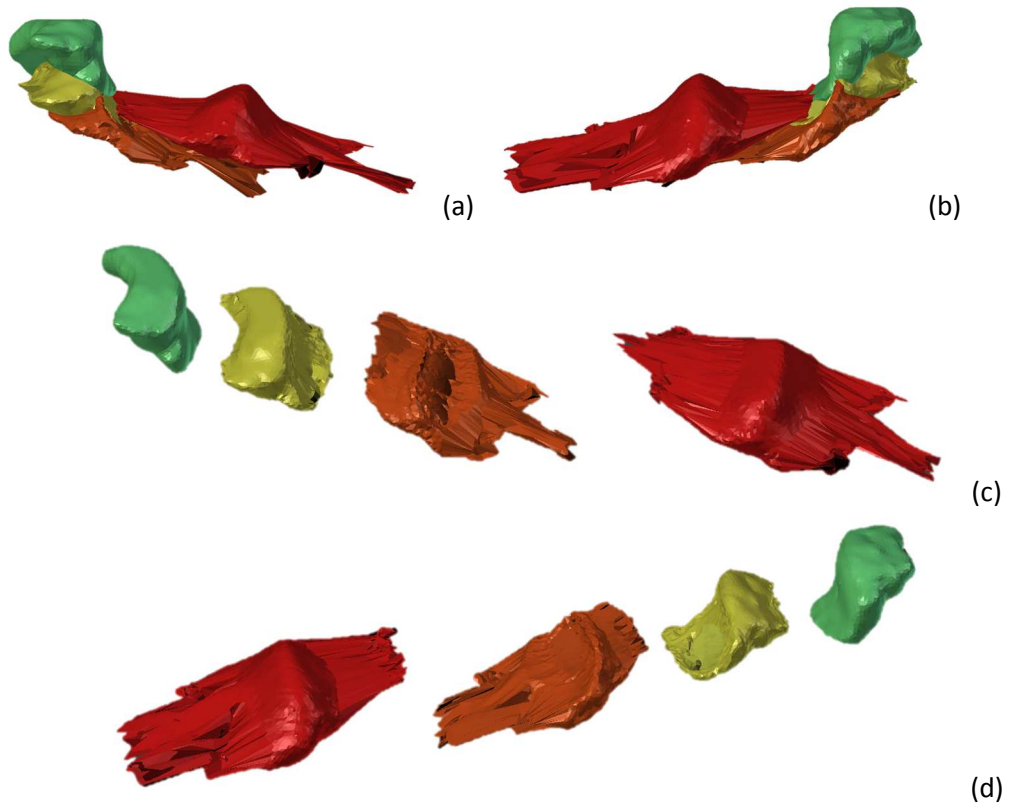
Como o objetivo deste trabalho não é encontrar os parâmetros ótimos de deformação dos discos e das estruturas adjacentes, estes foram definidos empiricamente através de uma interface desenvolvida para modificar os valores dinamicamente (Figura 47), enquanto a simulação estava sendo executada.

A deformação sofrida pelos discos direito e esquerdo ao longo do movimento (a e b), bem como a geometria resultante desta deformação (c e d) podem ser observadas na Figura 48. Podemos observar pelas imagens que o disco sofre maior deformação nas suas extremidades, onde estão os pontos de ancoragem dos músculos e do tecido retrodiscal, e na sua parte central quando pressionados entre os cêndilos e as eminências articulares.

**Figura 47 - Interface para controle dos parâmetros dos discos**

Fonte: elaborado pelo autor

**Figura 48 - Deformação dos discos condilares**



Fonte: elaborado pelo autor

## **6 CONCLUSÃO**

Este trabalho apresenta uma abordagem à modelagem dos movimentos mandibulares em função das restrições impostas pelos discos articulares. Foi desenvolvido um modelo baseado em física integrando modelos dos ossos segmentados de imagens de tomografia computadorizada, dos músculos, dos ligamentos, dos discos articulares segmentados de imagens de ressonância magnética e algumas das estruturas adjacentes.

A reprodução dos movimentos foi realizada unicamente pela atuação dos músculos e pela ação de forças externas, como a gravidade. Os testes realizados com e sem disco mostram certa influência do disco na trajetória dos movimentos, bem como nas forças aplicadas em algumas situações.

### **6.1 Avaliação dos resultados**

Os resultados apresentados demonstram a influência dos discos não apenas na trajetória dos movimentos da mandíbula, como também nas forças necessárias para realizar esta trajetória. A influência de tecidos moles nas forças já foi observada por Koolstra(KOOLSTRA; VAN EIJDEN, 2005), onde foi usado um modelo de corpos rígidos combinado com métodos de elementos finitos para analisar o deslocamento dos discos em função das forças aplicadas. Pérez del Palomar (PÉREZ DEL PALOMAR; DOBLARÉ, 2007a) sugere que o músculo pterigoideo lateral pode modificar a distribuição de estresse sofrida dentro do disco.

A modelagem das estruturas adjacentes contribuiu para manter o disco na posição e auxiliá-lo no retorno às fossas após sua saída, mas ainda houve momentos em que ele deslizava para a lateral do côndilo, impossibilitando seu retorno à posição inicial. Outros fatores que contribuíram para o deslocamento foi a aplicação excessiva de forças ao disco ou o baixo coeficiente de deformação

Os ligamentos modelados foram eficazes na restrição dos movimentos da mandíbula, mas em virtude da forma como foram implementados eles apresentam um elasticidade excessiva, sendo necessários ajustes nos parâmetros a partir dos valores de referência para definir uma configuração adequada.

O modelo dos músculos desenvolvido foi eficiente em mover a mandíbula e os discos, tendo em vista a abordagem utilizada. Contudo, algumas características com o tamanho máximo dos músculos estendidos não foram consideradas, e que se presente poderiam contribuir mais à restrição dos movimentos, impedindo, por exemplo, a abertura excessiva da mandíbula.

## **6.2 Contribuições**

Esta dissertação apresentou uma abordagem da modelagem dos movimentos da mandíbula através da simulação dinâmica de corpos rígidos em conjunto com corpos deformáveis baseados em massa-mola. Foram usados dados reais de pacientes no modelo, significando que este poderia ser aplicado a qualquer paciente, bastando substituir os modelos originais pelos novos.

Uma das grandes vantagens do modelo desenvolvido, além da apresentação de várias estruturas da ATM deformáveis, é a sua flexibilidade. Os dados dos pacientes podem ser substituídos facilmente para estudar diversas patologias, relacionadas aos ossos ou aos músculos, por exemplo.

O modelo de músculo deformável também é bastante promissor, visto que ele poderia ser adaptado para utilização no lugar dos músculos rígidos, proporcionado um limite físico ao movimento da mandíbula.

## **6.3 Trabalhos futuros**

O modelo desenvolvido apresenta uma grande flexibilidade, podendo ser utilizado em vários campos de estudo. Neste sentido, o trabalho com especialistas da área médica poderia direcionar o desenvolvimento do modelo, focando as análises na geometria óssea dos pacientes, nas patologias dos discos, nas disfunções dos músculos, etc. Além disso, os profissionais poderiam indicar quais dados seriam relevantes para a captura e como eles poderiam ser mostrados diretamente na aplicação.

A extensão do modelo consistiria no desenvolvimento de um modelo aprimorado dos músculos e dos ligamentos, através de modelos que levem em conta a extensão total permitida pelo músculo, ou a elasticidade natural dos

ligamentos. Neste caso, a utilização de músculos com geometrias deformáveis, obedecendo às características anatômicas dos pacientes, possibilitaria novos meios de análises das funções da ATM.

Ainda com relação aos músculos, a integração de um sistema de controle inteligente, com base na ativação dos músculos a partir da posição atual da mandíbula para uma posição desejada, permitiria a captura de dados de movimentação da mandíbula de maneira menos invasiva, através da movimentação de pontos na mandíbula capturados por câmeras ou sensores, por exemplo.

Outro ponto a ser aprimorando são os pontos de fixação do disco, no qual foram usados tecidos moles planos. A construção de modelos anatômicos dos músculos e das demais estruturas que fixam o disco permitiria uma melhor análise do comportamento da mandíbula.

Por fim, o modelo poderia ser trabalhado para utilizar o poder de processamento do adaptador de vídeo na realização dos cálculos físicos, permitindo sua integração com modelos mais completos de MEF. No caso da evolução do modelo com tendência para utilização predominantemente de corpos deformáveis, neles inclusos os músculos, a utilização do potencial completo da máquina de maneira otimizada se tornaria uma necessidade a fim de manter a dinâmica apresentada neste trabalho.



## REFERÊNCIAS

ALOMAR, X. *et al.* Anatomy of the Temporomandibular Joint. **Seminars in Ultrasound, CT and MRI** v. 28, n. 3, p. 170–183, jun. 2007.

AOUN, Mhamad *et al.* Stress Analysis of Temporomandibular Joint Disc During Maintained Clenching Using a Viscohyperelastic Finite Element Model. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery** v. 72, n. 6, p. 1070–1077, jun. 2014.

BANKS, Jerry (Org.). **Handbook of simulation: principles, methodology, advances, applications, and practice**. New York : [Norcross, Ga.]: Wiley, ; Co-published by Engineering & Management Press, 1998. 849 p. .978-0-471-13403-9.

**Blender**. Amsterdam: Blender Foundation, 2015. Disponível em: <<https://www.blender.org/>>. .

CABEZAS, Nicolas Tenorio; ARRUDA, Francine Ribeiro De. *Disfunção da Articulação Temporomandibular (ATM) e Dores Faciais*. Disponível em: <[http://www.dentofacial.com.br/bmf01\\_disfuncao.html](http://www.dentofacial.com.br/bmf01_disfuncao.html)>. Acesso em: 18 fev. 2015.

COMMISSO, Maria S. *et al.* Finite element analysis of the human mastication cycle. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials** v. 41, p. 23–35, jan. 2015.

COUMANS, Erwin. **Bullet Physics Library**. [S.l.: s.n.], 2015. Disponível em: <<http://www.bulletphysics.org>>. .

COUTINHO, Murilo G. **Guide to dynamic simulations of rigid bodies and particle systems**. London ; New York: Springer, 2013. 399 p. (Simulation foundations, methods and applications). .978-1-4471-4416-8.

DAMSTRA, Janalt *et al.* Accuracy of linear measurements from cone-beam computed tomography-derived surface models of different voxel sizes. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics** v. 137, n. 1, p. 16.e1–16.e6, jan. 2010.

DONZELLI, Peter S. *et al.* Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements. **Journal of Biomechanics** v. 37, n. 11, p. 1787–1791, nov. 2004.

FEDOROV, Andriy *et al.* 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. **Magnetic Resonance Imaging** PMID: 22770690PMCID: PMC3466397, v. 30, n. 9, p. 1323–1341, nov. 2012.

GARCIA, Eduardo. **Modelagem e Simulação dos Músculos Temporomandibulares**. Dissertação de Mestrado – Universidade do Vale do Rio dos Sinos - UNISINOS, São Leopoldo, 2011.

GARCIA, Eduardo; LEAL, Márcio Moura; VILLAMIL, Marta Becker. Modeling and Simulation of Masticatory Muscles. **Procedia Computer Science** v. 51, p. 2878–2882, 2015.

HALIC, Tansel *et al.* Soft Tissue Deformation and Optimized Data Structures for Mass Spring Methods. jun. 2009, [S.l.]: IEEE, jun. 2009. p.45–52. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5211316>>. Acesso em: 24 fev. 2015. 978-0-7695-3656-9. .



HATTORI-HARA, Erica *et al.* The influence of unilateral disc displacement on stress in the contralateral joint with a normally positioned disc in a human temporomandibular joint: An analytic approach using the finite element method. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery** v. 42, n. 8, p. 2018–2024 , dez. 2014.

HORN, Berthold K. P. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. **Journal of the Optical Society of America A** v. 4, n. 4, p. 629 , 1 abr. 1987.

JAISSON, Maxime *et al.* Finite element modeling of TMJ joint disc behavior. **International Orthodontics** v. 10, n. 1, p. 66–84 , mar. 2012.

KOOLSTRA, J.H.; VAN EIJDEN, T.M.G.J. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. **Journal of Biomechanics** v. 38, n. 12, p. 2431–2439 , dez. 2005.

KURODA, S. *et al.* Biomechanical and biochemical characteristics of the mandibular condylar cartilage. **Osteoarthritis and Cartilage** v. 17, n. 11, p. 1408–1415 , nov. 2009.

LENZ, Douglas; SOARES, Marcelo Marques; WECKER, Jonas. *Aula de Anatomia - Sistema Articular - Sinoviais (Diartroses) - ATM*. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/artrologia/atm.htm>>. Acesso em: 18 fev. 2015a.

LENZ, Douglas; SOARES, Marcelo Marques; WECKER, Jonas. *Aula de Anatomia - Sistema Muscular - ATM*. Aula de Anatomia. Disponível em: <<http://www.auladeanatomia.com/sistemamuscular/atm.htm>>. Acesso em: 18 fev. 2015b.

LIEN, Jyh-Ming; AMATO, Nancy M. Approximate convex decomposition. 2004, [S.l.]: ACM Press, 2004. p.457. Disponível em: <<http://portal.acm.org/citation.cfm?doid=997817.997889>>. Acesso em: 15 jan. 2016. 978-1-58113-885-6. .

MAMOU, Khaled; GHORBEL, Faouzi. A simple and efficient approach for 3D mesh approximate convex decomposition. nov. 2009, [S.l.]: IEEE, nov. 2009. p.3501–3504. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5414068>>. Acesso em: 14 jan. 2016. 978-1-4244-5653-6. .

MEIJERING, E. H. W. *et al.* International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. 22 nov. 1999, Cambridge, UK. **Anais...** Cambridge, UK: [s.n.], 22 nov. 1999.

MEIJERING, Erik H.W.; NIESSEN, Wiro J.; VIERGEVER, Max A. Quantitative evaluation of convolution-based methods for medical image interpolation. **Medical Image Analysis** v. 5, n. 2, p. 111–126 , jun. 2001.

**Meshmixer**. [S.l.]: Autodesk, 2015. Disponível em: <<http://www.meshmixer.com/>>. .

NEALEN, Andrew *et al.* Physically Based Deformable Models in Computer Graphics. **Computer Graphics Forum** v. 25, n. 4, p. 809–836 , dez. 2006.

PÉREZ DEL PALOMAR, A.; DOBLARÉ, M. An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction. **Medical Engineering & Physics** v. 29, n. 2, p. 216–226 , mar. 2007a.

PÉREZ DEL PALOMAR, A.; DOBLARÉ, M. Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication. **Journal of Anatomy** v. 0, n. 0, p. 070828020429001–???, 27 ago. 2007b.

PREIM, Bernhard. **Visual computing for medicine: theory, algorithms, and applications**. Second edition ed. Amsterdam ; Boston: Elsevier, 2014. 812 p. .978-0-12-415873-3.

SADRAEI, Ehsan *et al.* Real-time haptic simulation of soft tissue deformation. out. 2014, [S.l.]: IEEE, out. 2014. p.053–058. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6990876>>. Acesso em: 24 fev. 2015. 978-1-4799-6743-8. .

SANKUR, Buğlent. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. **Journal of Electronic Imaging** v. 13, n. 1, p. 146 , 1 jan. 2004.

SI, Hang. TetGen, a Delaunay-Based Quality Tetrahedral Mesh Generator. **ACM Transactions on Mathematical Software** v. 41, n. 2, p. 1–36 , 4 fev. 2015.

SMITH, Russell. *How to make new joints in ODE* . [S.l: s.n.]. Disponível em: <<http://ode.org/joints.pdf>>. Acesso em: 21 jan. 2016. , 24 fev. 2002

TANAKA, E.; DETAMORE, M.S.; MERCURI, L.G. Degenerative Disorders of the Temporomandibular Joint: Etiology, Diagnosis, and Treatment. **Journal of Dental Research** v. 87, n. 4, p. 296–307 , 1 abr. 2008.

TANG, Wen; WAN, Tao Ruan. Simulation of deformable solids in interactive virtual reality applications. 2012, [S.l.]: ACM Press, 2012. p.77. Disponível em: <<http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2407336.2407351>>. Acesso em: 10 maio 2015. 978-1-4503-1469-5. .

TEMPOROMANDIBULAR JOINT Page Version ID: 642868599. TEMPOROMANDIBULAR JOINT Page Version ID: 642868599. **Wikipedia, the free encyclopedia**. [S.l: s.n.], 17 jan. 2015. Disponível em: <[http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Temporomandibular\\_joint&oldid=642868599](http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Temporomandibular_joint&oldid=642868599)>. Acesso em: 18 fev. 2015.

THÉVENAZ, Philippe; BLU, Thierry; UNSER, Michael. Image Interpolation and Resampling. **Handbook of Medical Imaging**. [S.l.]: Elsevier, 2000. p. 393–420. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780120777907500308>>. Acesso em: 14 jan. 2016. 978-0-12-077790-7.

VILLAMIL, Marta B. *et al.* Simulation of the human TMJ behavior based on interdependent joints topology. **Computer Methods and Programs in Biomedicine** v. 105, n. 3, p. 217–232 , mar. 2012.

WANG, Shuguo *et al.* An Unfixed-elasticity Mass Spring Model based simulation for soft tissue deformation. ago. 2014, [S.l.]: IEEE, ago. 2014. p.309–314. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6885714>>. Acesso em: 24 fev. 2015. 978-1-4799-3979-4. .

WANG, Xiaoyun *et al.* Review of the biomechanics of TMJ. In: MECHATRONICS AND MACHINE VISION IN PRACTICE (M2VIP), 2012 19TH INTERNATIONAL CONFERENCE, nov. 2012, [S.l: s.n.], nov. 2012. p.381–386.

WELCH, P. The use of fast Fourier transform for the estimation of power spectra: A method based on time averaging over short, modified periodograms. **IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics** v. 15, n. 2, p. 70–73 , jun. 1967.

WILLARD, Vincent P.; ARZI, Boaz; ATHANASIOU, Kyriacos A. The attachments of the temporomandibular joint disc: A biochemical and histological investigation. **Archives of Oral Biology** v. 57, n. 6, p. 599–606 , jun. 2012.

ZHANG, Futang; PECK, Christopher C; HANNAM, Alan G. Mass properties of the human mandible. **Journal of Biomechanics** v. 35, n. 7, p. 975–978 , jul. 2002.