

UNIVERSIDADE DO VALE DO RIO DOS SINOS - UNISINOS  
CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLÓGICAS,  
PROGRAMA INTERDISCIPLINAR DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO  
APLICADA - PIPCA  
NÍVEL MESTRADO

EDUARDO GARCIA

# **Modelagem e Simulação dos Músculos Temporomandibulares**

SÃO LEOPOLDO  
2011

EDUARDO GARCIA

# Modelagem e Simulação dos Músculos Temporomandibulares

Dissertação submetida à avaliação  
como requisito parcial para a obtenção  
do grau de Mestre em Computação  
Aplicada

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

SÃO LEOPOLDO  
2011

G216m	<p data-bbox="499 600 1356 741">Garcia, Eduardo Modelagem e simulação dos músculos temporomandibulares / por Eduardo Garcia. – São Leopoldo, 2011.</p> <p data-bbox="552 779 876 813">83 f. : il. color. ; 30 cm.</p> <p data-bbox="509 853 1356 960">Dissertação (mestrado) – Universidade do Vale do Rio dos Sinos, Programa Interdisciplinar de Pós-Graduação em Computação Aplicada, São Leopoldo, RS, 2011.</p> <p data-bbox="509 963 1324 1032">Orientação: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Marta Becker Villamil, Ciências Exatas e Tecnológicas.</p> <p data-bbox="509 1072 1321 1216">1.Computação gráfica. 2.Processamento de Imagens. 3.Articulação temporomandibular – Processamento de Imagens. 4.Músculos – Computação gráfica. 5.Interação homem-máquina. I.Villamil, Marta Becker. II.Título.</p> <p data-bbox="986 1256 1273 1357" style="text-align: right;">CDU 004.92 004.932 611.73:004.92</p>
-------	-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

Catalogação na publicação:  
Bibliotecária Carla Maria Goulart de Moraes – CRB 10/1252



## RESUMO

Os simuladores médicos têm um papel importante no desenvolvimento de protótipos de próteses, planejamento pré-cirúrgico e na melhor compreensão dos fenômenos mecânicos envolvidos na ação motora dos músculos.

A presente dissertação detalha a modelagem e simulação do sistema muscular que atua sobre a mandíbula nos movimentos de mastigação e de abertura e fechamento. O modelo envolve a utilização de um modelo tridimensional dos ossos e a modelagem de músculos utilizando atuadores de Hill. Foram modelados ligamentos no que concerne suas restrições no movimento mandibular. Este trabalho foi parcialmente parametrizado a partir de dados reais capturados para que possa ser usado em aplicações médicas. Além disso, foi utilizada uma nova metodologia na simulação dos músculos baseada no conceito de curvas de inserção com diversas linhas de ação para cada grupo muscular.

Foi desenvolvido um simulador para visualização da manipulação do modelo em tempo real, além de permitir a ativação de músculos individualmente em tempo de simulação.

A trajetória descrita pelo modelo foi comparada com a trajetória real capturada, permanecendo em grande parte dentro da envoltória convexa das trajetórias capturadas. Além disso, o modelo executou os movimentos bordejantes esperados.

**Palavras-chave:** Computação gráfica, Biomecânica, Articulação Temporomandibular.

# ABSTRACT

Computer Graphics, Biomechanics, Temporomandibular Joint

Medical simulators play an important role in the development of prototype prostheses, pre-surgical planning and better understanding of the mechanical phenomena involved in the muscle's motor action.

This thesis details modelling and simulation of the muscular system acting on the jaw. The model involves the use of three-dimensional bone models and muscle modelling based on Hill type actuators. Ligaments were modelled concerning their restrictions to mandible movement. This work was partially parameterized from real captured data in order to be used in medical applications. In addition, a new methodology is used in the simulation of muscles based on the concept of insertion curves, with many lines of action for each muscle group.

A simulator was developed for real time model visualization, allowing individual muscle activation during simulation time.

The trajectory described by the model was compared to the real captured data, remaining mostly within the the convex hull of the captured curves. Furthermore, the model described the desired border movements.

**Keywords:** Thesis: Temporomandibular Joint Muscles, Modelling and Simulation.

# Sumário

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>11</b>
1.1	MOTIVAÇÃO	12
1.2	PROBLEMA	13
1.3	OBJETIVOS	14
<b>1.3.1</b>	<b>Objetivo Geral</b>	<b>14</b>
<b>1.3.2</b>	<b>Objetivos Específicos</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b>	<b>15</b>
2.1	MODELAGEM DE MÚSCULOS EM COMPUTAÇÃO GRÁFICA	15
2.2	MODELAGEM DO SISTEMA MASTIGATÓRIO	17
<b>3</b>	<b>CONCEITOS BÁSICOS</b>	<b>20</b>
3.1	CONCEITOS DE SIMULAÇÃO	20
<b>3.1.1</b>	<b>Conceitos Gerais</b>	<b>20</b>
3.1.1.1	Modelo	20
3.1.1.2	Eventos	20
3.1.1.3	Variáveis de Estado	20
3.1.1.4	Entidades e Atributos	21
3.1.1.5	Construção de Modelos Contínuos	21
3.2	MODELAGEM FÍSICA	22
<b>3.2.1</b>	<b>Simulação de Corpos Rígidos</b>	<b>22</b>
3.2.1.1	Posição e Orientação	22
3.2.1.2	Velocidade Linear	24
3.2.1.3	Velocidade Angular	24
3.2.1.4	Massa de um Corpo	25
3.2.1.5	Velocidade de uma Partícula	26
3.2.1.6	Centro de Massa	27
3.2.1.7	Força e Torque	27
3.2.1.8	Momento Linear	27
3.2.1.9	Momento Angular	28
3.2.1.10	Tensor de Inércia	29
3.2.1.11	Equações de Movimento de um Corpo Rígido	29
<b>3.2.2</b>	<b>Simuladores de física</b>	<b>30</b>
3.3	BIOMECÂNICA	31
<b>3.3.1</b>	<b>Músculos Esqueléticos</b>	<b>31</b>
<b>3.3.2</b>	<b>Fibras</b>	<b>31</b>
<b>3.3.3</b>	<b>Modelo Unidimensional de um Músculo Esquelético</b>	<b>32</b>
<b>3.3.4</b>	<b>Modelo de Músculo de Hill</b>	<b>35</b>

3.3.4.1	Equação de Hill para Músculo Tetanizado . . . . .	35
3.3.4.2	Comportamento das Constantes $a$ , $b$ e $S_0$ , $v_0$ e $c$ na Equação de Hill . . . . .	36
3.3.4.3	Atuadores de Hill . . . . .	37
3.3.4.4	Modelo Matemático . . . . .	38
3.4	ANATOMIA TEMPOROMANDIBULAR . . . . .	40
<b>3.4.1</b>	<b>Articulação Temporomandibular . . . . .</b>	<b>41</b>
<b>3.4.2</b>	<b>Movimentos da ATM . . . . .</b>	<b>43</b>
<b>3.4.3</b>	<b>Musculatura Mastigatória . . . . .</b>	<b>44</b>
3.4.3.1	Músculo Temporal . . . . .	45
3.4.3.2	Músculo Masseter . . . . .	46
3.4.3.3	Músculo Pterigóideo Medial . . . . .	47
3.4.3.4	Músculo Pterigóideo Lateral . . . . .	47
<b>3.4.4</b>	<b>Ligamentos da ATM . . . . .</b>	<b>49</b>
<b>4</b>	<b>MODELAGEM E SIMULAÇÃO DOS MÚSCULOS . . . . .</b>	<b>50</b>
4.1	MODELO ADOTADO . . . . .	51
4.1.1	Modelo Geométrico - Aquisição de Dados Reais e Pré-processamento . . . . .	51
4.1.2	Modelagem de Músculos e Ligamentos . . . . .	55
4.1.2.1	Curvas de Origem e Inserção . . . . .	56
4.1.2.2	Modelo Estrutural Aplicado aos Músculos . . . . .	57
4.1.2.3	Curvas de Ativação Muscular . . . . .	58
4.1.2.4	Modelo Físico Aplicado aos Músculos . . . . .	59
4.1.2.5	Relação tensão-comprimento . . . . .	60
4.1.2.6	Relação velocidade-tensão . . . . .	60
4.1.2.7	Modelagem de ligamentos . . . . .	61
4.1.3	Simulador . . . . .	62
<b>5</b>	<b>RESULTADOS . . . . .</b>	<b>65</b>
5.0.4	Ambiente de simulação . . . . .	65
5.0.5	Parâmetros . . . . .	66
5.0.6	Correspondência à figura de Posselt . . . . .	67
5.0.7	Movimentos de lateralidade . . . . .	69
5.0.8	Comparação com dados reais . . . . .	71
5.0.8.1	Comparação de Movimentos de Abertura e Fechamento . . . . .	71
5.0.8.2	Comparação de Movimentos de Mastigação . . . . .	73
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO . . . . .</b>	<b>76</b>
6.1	AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS . . . . .	76
6.2	CONTRIBUIÇÕES . . . . .	77
6.3	TRABALHOS FUTUROS . . . . .	77
	<b>BIBLIOGRAFIA . . . . .</b>	<b>79</b>



## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Vista frontal do músculo peitoral maior e seu comportamento quando o braço é levantado. (SCHEEPERS et al., 1997). . . . .	15
FIGURA 2.2 – Músculo biceps braquial (1), linhas de ação (2) e pontos de origem, inserção e controle (NEDEL, 1998). . . . .	16
FIGURA 2.3 – Vista de reconstrução tridimensional do disco articular. . . . .	18
FIGURA 2.4 – Processo de captura da trajetória incisal de Villamil (2009). . . . .	19
FIGURA 3.1 – Ciclo de atualização de uma simulação de corpos rígidos, adaptado de (BANKS, 1998). . . . .	23
FIGURA 3.2 – Centro de massa transformado para o ponto $x(t)$ no espaço global no instante $t$ . . . . .	24
FIGURA 3.3 – Velocidade linear $v(t)$ e angular $\omega(t)$ de um corpo rígido. . . . .	25
FIGURA 3.4 – Velocidade da $i$ -ésima partícula de um corpo rígido. A velocidade de $r_i(t)$ pode ser decomposta em um termo linear $v(t)$ e um termo angular, $\omega(t) \times (r_i(t) - x(t))$ . . . . .	26
FIGURA 3.5 – Níveis de magnificação do músculo. . . . .	33
FIGURA 3.6 – Estrutura de um miofilamento, Warnick e Williams (1973) apud (FUNG, 1993). . . . .	34
FIGURA 3.7 – Dados experimentais de força (T, massa em gramas) e velocidade ( $v$ , cm/s) de encurtamento isotônico de um músculo esquelético de uma rã na condição de tetanizado. Por (HILL, 1938) apud (FUNG, 1993). . . . .	36
FIGURA 3.8 – Curva de tensão isométrica para fibras do músculo esquelético de rãs. Os segmentos OA e AB são referidos como limbos ascendentes, a porção superior (BC) é conhecida como platô e a porção CD como limbo descendente. Os comprimentos dos sarcômeros são exibidos na parte inferior do gráfico. Por (HILL, 1938) apud (FUNG, 1993). . . . .	37
FIGURA 3.9 – Modelo funcional do músculo, de (HILL, 1938) apud (FUNG, 1993). . . . .	38
FIGURA 3.10 – Modelo muscular, de McMahon (1984) . . . . .	39
FIGURA 3.11 – Conjunto cômulo-disco em corte (BUMANN; LOTZMANN, 2002). . . . .	41
FIGURA 3.12 – Eixo de rotação da mandíbula. . . . .	42
FIGURA 3.13 – Fossa medial, adaptado de Dawson (2008) e Putz (2006). . . . .	42
FIGURA 3.14 – Figura de Posselt contendo os pontos atingíveis pelo ponto incisal (VILLAMIL, 2009). . . . .	43
FIGURA 3.15 – Movimento de Bennet descrevendo o ciclo padrão de mastigação (VILLAMIL, 2009). . . . .	44

FIGURA 3.16 – Anatomia do músculo temporal e regiões de inserção, adaptado de Putz (2006). . . . .	45
FIGURA 3.17 – Anatomia do músculo masseter, adaptado de (NORTON, 2007).	46
FIGURA 3.18 – Anatomia do músculo pterigóideo medial, vista posterior (1), ponto de inserção no crânio (2) e ponto de inserção na mandíbula (3). Adaptado de Putz (2006). . . . .	47
FIGURA 3.19 – Anatomia do músculo pterigóideo lateral. Adaptado de Putz (2006). . . . .	48
FIGURA 3.20 – Ciclo de movimento do músculo pterigóideo lateral. Adaptado de Dawson (2008). . . . .	49
FIGURA 3.21 – Ligamentos associados à ATM. Adaptado de Gray (1958). . .	49
FIGURA 4.1 – Diagrama de blocos do relacionamento entre modelo, simulador e usuário. . . . .	50
FIGURA 4.2 – Exemplo do processo de marcação de dois pontos no modelo, sob o ponto de vista do usuário. Seleção dos pontos (a) e (b) na imagem (1), e resultado (2) . . . . .	52
FIGURA 4.3 – Escala de correspondência entre força muscular e cor de renderização do músculo . . . . .	52
FIGURA 4.4 – Modelo de estudo renderizado . . . . .	53
FIGURA 4.5 – Processo de conversão da malha tridimensional para corpos rígidos convexos. Modelo original (1), conversão incorreta (2) e conversão adequada (3). . . . .	54
FIGURA 4.6 – Esferas representando os dentes da arcada superior, no posição original (1) e isoladas, para melhor visualização (2). . . . .	55
FIGURA 4.7 – Superfícies de contato que substituem as regiões de contato dos côndilos. . . . .	56
FIGURA 4.8 – Processo de marcação de pontos (1), geração de curvas suavizadas por splines Catmull-Rom (2), e colisão dos pontos gerados com a superfície (3). . . . .	57
FIGURA 4.9 – Posicionamento e formatação das curvas de origem e inserção para os músculos temporal (a), temporal anterior (b), masseter (c), pterigóideo lateral superior (d) e inferior (e) e pterigóideo medial(f), vistos no modelo completo (1) e no modelo da mandíbula em vista externa (2) e interna (3). . . . .	58
FIGURA 4.10 – Exemplo de relação tensão-comprimento para $x^* = 200$ e $x_l = 50$ .	60
FIGURA 4.11 – Relação força-velocidade de Hill, adaptado de Winters e Woo (1990). . . . .	61

FIGURA 4.12 – Ligamentos capsular (a), posterior (b), temporomandibular (c) e estilomandibular (c) modelados. . . . .	62
FIGURA 4.13 – Formulários para entrada de dados sobre a simulação (1) e parâmetros do modelo muscular (2). No formulário principal pode-se controlar os passos de simulação (a), habilitar e desabilitar visualização do modelo e carregar parâmetros (b), controlar o nível de ativação dos músculos (c), posicionar músculos e ligamentos e ajustar seus parâmetros (d,e), controlar a linha de tempo para geração das curvas de ativação dos músculos (f) e importar/exportar trajetórias (g). No formulário de parâmetros musculares (2) pode-se alterar os parâmetros do modelo de Hill (h) e alterar os pontos que formam as curvas de origem e inserção (i). . . . .	63
FIGURA 4.14 – Ciclo de simulação. . . . .	64
FIGURA 5.1 – Tempos de etapas do ciclo da simulação obtidas durante simulação completa do modelo. . . . .	66
FIGURA 5.2 – Figura de Posselt gerada pelo simulador. Observa-se o modelo na posição de fechamento (1), abertura em ângulo sem avanço do côndilo (2), abertura total com avanço do côndilo (3), e fechamento com avanço da mandíbula (4). . . . .	68
FIGURA 5.3 – Figura de Posselt comparada com a registrada por Wilson e Banerjee (2004) e medidas de erro nos pontos de controle (medidas em <i>mm</i> ). . . . .	69
FIGURA 5.4 – Curvas de ativação ao qual o modelo foi submetido para obtenção da curva típica de Posselt, instantes de simulação (a-e). . . . .	69
FIGURA 5.5 – Modelo simulando ciclo de movimentação lateral, movimento à esquerda (1), centralizado (2) e à direita (3). Observa-se a curva nas imagens (4) e (5). . . . .	70
FIGURA 5.6 – Trajetórias obtidas por simulação de movimentos de lateralidade, medidas em <i>mm</i> . . . . .	70
FIGURA 5.7 – Curvas de ativação para movimentação lateral. Observa-se ação importante do músculo pterigóideo medial esquerdo nos instantes (a) e (c) para movimento à direita, e do pterigóideo medial direito, no instante (b), para movimento à direita. . . . .	71
FIGURA 5.8 – Comparação de curva simulada com curva capturada por Villamil (2009) referente à 15 ciclos de abertura e fechamento. Visualizações no plano frontal ou coronal (1) e (2), lateral ou sagital (3) e no plano inferior ou axial (4). Observa-se nas imagens a trajetória simulada (a) sobreposta à trajetória real capturada (b). . . . .	72

FIGURA 5.9 – Curvas de ativação para obtenção da trajetória de abertura e fechamento da mandíbula Início da abertura com ação do pterigóideo lateral superior (a), movimento à direita com pterigóideo medial (c) e fechamento com ação dos músculos temporal, masseter e pterigóideo lateral inferior (d). . . . .	72
FIGURA 5.10 – Comparação entre envoltória convexa da trajetória capturada e trajetória simulada, ambos em 15 ciclos de abertura e fechamento da mandíbula. Medidas em <i>mm</i> . . . . .	73
FIGURA 5.11 – Comparação de curva simulada com curva capturada por Villamil (2009), representando movimento de mastigação. Visualizações no plano frontal ou coronal (1) e (2), lateral ou sagital (3) e no plano inferior ou axial (4). Observa-se nas imagens a trajetória simulada (a) sobreposta à trajetória real capturada (b). . . . .	74
FIGURA 5.12 – Curvas de ativação para obtenção da trajetória de mastigação.	74
FIGURA 5.13 – Comparação entre envoltório convexo da trajetória capturada e trajetória simulada, ambos em 15 ciclos de mastigação. . . . .	75

## LISTA DE SIGLAS

ASC - Área da seção cruzada

ATM - Articulação temporomandibular

FDA - *Food and Drug Administration*

OBB - *Oriented Bounding Boxes*

OC - Oclusão cêntrica

RC - Relação cêntrica

RM - Ressonância Magnética

TC - Tomografia Computadorizada

# 1 INTRODUÇÃO

Os simuladores médicos têm auxiliado no ensino de procedimentos terapêuticos e de diagnóstico assim como na representação de conceitos médicos e no processo de decisão de profissionais de saúde. Os simuladores têm sido desenvolvidos para muitos procedimentos básicos, desde a extração de sangue até cirurgia laparoscópica e de trauma. Também são importantes no auxílio à prototipagem de novos utensílios da engenharia biomédica. São aplicados na pesquisa e no desenvolvimento de ferramentas úteis a novas terapias, tratamentos e diagnóstico precoce em medicina. O maior mérito do uso de simuladores está na diminuição da desnecessária alta frequência com que os pacientes sofrem com as adversidades clínicas advindas de mãos de médicos inexperientes.

Na maior parte dos simuladores, os componentes visuais do procedimento são reproduzidos por técnicas de computação gráfica, enquanto os componentes baseados em toque são reproduzidos por dispositivos de *haptic feedback*<sup>1</sup> combinados com simulações físicas em resposta às ações do usuário. Simulações médicas desta natureza muitas vezes usam dados reais de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética do paciente para aumentar o realismo. Na modelagem de figuras humanas, o maior desafio tem sido a representação de suas características com o maior grau de realismo possível.

As principais investigações nesta área situam-se na modelagem do movimento humano, deformações de músculos e pele, *rendering* realista da pele, olhos e cabelos, e na modelagem das emoções e do comportamento humano. Através destas investigações chega-se a simulações para posterior análise de muitas situações envolvendo humanos, inclusive análises médicas. Essas simulações permitem que se derivem informações dos modelos com o objetivo de prever ou reproduzir comportamentos que seriam observados em situações reais.

Dentre os sistemas de articulações presentes no corpo humano, o sistema mastigatório propicia muitos aspectos para investigação, pois os eventos físicos que ocorrem neste sistema, durante a função e eventual disfunção, são de difícil conceituação. A simulação dos elementos estruturais e funcionais que trabalham em conjunto é especialmente útil quando relaciona causa e efeito. As contrações de vários músculos de diferentes formas e tamanhos guiados por duas juntas torna, ainda, a física do sistema não totalmente conhecida (LEMOINE et al., 2005).

Esta dissertação está relacionada com a tese doutorado de Villamil (2009) que propôs a modelagem e simulação da articulação temporomandibular baseada em cinemática inversa e tratamento de colisões entre ossos. O modelo, neste trabalho, foi inteiramente construído a partir de dados reais, que representam a geometria dos ossos (reconstrução 3D

---

<sup>1</sup>Dispositivos de *haptic feedback* são um tipo de interface homem-máquina que tem como objetivo passar para o usuário o sentido táctil em ambientes virtuais.

a partir de imagens de tomografia e ressonância magnética), e os movimentos mandibulares de um paciente normal (movimento capturado), para que fossem corretos o suficiente para serem usados em aplicações médicas. Para a construção deste modelo, foram usadas várias técnicas de Computação Gráfica (animação e modelagem) e Processamento de Imagens (segmentação e registro de imagens) além da proposta de um nova topologia de animação de juntas.

A pesquisa de dissertação aqui descrita será aplicada à simulação dos músculos atuantes na articulação temporomandibular, com o objetivo de modelar as trajetórias presentes em um modelo humano real digitalizado.

## 1.1 MOTIVAÇÃO

O uso de simuladores de movimento da mandíbula na educação em odontologia, no ajuste ortodôntico de oclusões, ou no planejamento pré-operatório de cirurgias craniofaciais, pode ser extremamente útil, melhorando o diagnóstico e o tratamento pós-operatório.

A relação entre as ações musculares e o movimento mandibular é provavelmente o aspecto menos compreendido da biomecânica mandibular, apesar de seu significado importante. Estudos mais atualizados sobre a articulação temporomandibular (ATM) vêm sendo requisitados pela comunidade médica, científica e da área de bioengenharia, necessitando de continuidade no campo de pesquisa nesta articulação. Detamore et al. (2007) avalia como necessário o envolvimento de membros da comunidade de pacientes, da comunidade médica, de engenharia de tecidos e engenharia biomecânica, com o objetivo comum de identificar metas de pesquisa nesta área. A articulação temporomandibular é uma das menos estudadas no corpo humano, apesar de pesquisas apontarem que de 20% a 25% da população apresenta sintomas de distúrbios temporomandibulares (Solberg, 1979, apud DETAMORE et al., 2007). De fato, a maior razão para um estudo mais aprofundado da ATM são os próprios pacientes, muitos sofrem dores fortes para realização de tarefas cotidianas, como falar e comer. Até mesmo ações básicas como uma demonstração de afeto podem se tornar dolorosas.

Uma área que pode se beneficiar muito de estudos mais atualizados sobre os movimentos mandibulares é a área de implantes relacionados à esta articulação, visto que nas décadas de 70 e 80 popularizou-se a aplicação de implantes de discos da ATM. Nos anos 90 publicações apontaram que estes implantes apresentariam diversas complicações, gerando um alerta da Agência Americana de Medicamentos (FDA) para que os cirurgiões descontinuassem imediatamente o uso destes implantes. Observou-se que estes implantes sofreram rompimentos, rachaduras, perfuração e fragmentação (Trumpy, 1996, apud DETAMORE et al., 2007), ocasionando aos pacientes rejeições, reabsorção óssea, ou até mesmo disfunções imunológicas. Um modelo computadorizado

das juntas temporomandibulares pode ajudar médicos e cientistas a compreender as forças submetidas à articulação, podendo assim auxiliar no desenvolvimento destes implantes. Além disso, como a implantologia nesta área foi descontinuada e novos implantes estão em desenvolvimento, novos especialistas deverão ser formados, portanto um modelo computacional pode ser utilizado como ferramenta para formação destes cirurgiões.

A ênfase na biomecânica da articulação se faz presente pela necessidade do desenvolvimento de modelos de força da ATM, sendo que a determinação de padrões de deslocamento é parte integrante desses modelos. As forças que despertam o interesse da comunidade científica são as envolvidas nos movimentos de translação, mastigação e especificamente da mordida (DETAMORE et al., 2007). Modelos de força específicos para cada paciente podem ser utilizados para comparação das condições pré e pós-operatórias, e para a obtenção de dados de um grupo de pacientes saudáveis que possam ser utilizados como grupo de controle para estudos futuros. Modelos de força podem também ser utilizados para auxiliar nas respostas de questões como qual seria a força capaz de quebrar, desarticular a ATM, ou romper ligamentos. Estas forças são advindas principalmente das altas acelerações geradas em acidentes de trânsito com colisões traseiras, onde ocorre o chamado “efeito chicote”, e estão associadas também a lesões cervicais (DETAMORE et al., 2007).

Modelos computacionais mais elaborados são mais viáveis atualmente, devido à evolução dos instrumentos de imagem, além dos instrumentos para monitoração de forças e níveis de ativação dos músculos. Além disso, sistemas computacionais que permitam a simulação em tempo real dos movimentos, forças e deformações dos músculos são muito mais viáveis do que eram a poucos anos atrás.

O fato do estudo apresentado neste trabalho vir a requerer a definição e a manipulação de variáveis ainda ignoradas nas pesquisas crânio-mandibulares (em contraste com pesquisas em outras áreas do complexo musculoesquelético), não reduz seu valor. Ao invés disso, a presente dissertação vem a ser um meio de compreender o papel biomecânico dos diversos músculos envolvidos no movimento mandibular.

## 1.2 PROBLEMA

A simulação de músculos, apesar de ser bastante estudada, ainda está longe de representar um nível próximo à realidade. Existem diversos problemas relacionados à este tipo de simulação, o principal é a definição de um modelo que represente fielmente a dinâmica muscular. Problemas secundários são a definição dos parâmetros relativos ao modelo, as restrições impostas por ligamentos, tecidos moles, vasos sanguíneos e fluídos, assim como demais estruturas biológicas.

Apesar disso, sabe-se que simulação é uma simplificação da realidade, não contemplando todas as variáveis envolvidas. A definição de um modelo não precisa



necessariamente envolver todas as variáveis existentes, mas sim as necessárias para obtenção dos dados que sejam úteis para a melhor compreensão do sistema simulado.

## 1.3 OBJETIVOS

### 1.3.1 Objetivo Geral

Modelar de forma realista a contribuição das ativações/contrações dos principais músculos envolvidos no movimento mandibular com possíveis aplicações em medicina e odontologia.

### 1.3.2 Objetivos Específicos

- Investigar alternativas para modelar a ação que os músculos produzem sobre a mandíbula;
- investigar as restrições do movimento (colisões e grau de elasticidade dos músculos e graus de liberdade das articulações);
- analisar e descrever, através de técnicas de visualização de dados, a contribuição de cada um dos músculos no que concerne às contrações aplicadas à mandíbula quando de seu movimento.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este trabalho está baseado em estudos de modelagem muscular e modelagem de articulações. A modelagem dos músculos, normalmente, é composta de duas áreas de pesquisa, uma estuda a deformação muscular com o objetivo de reproduzir seu aspecto, outro grupo estuda as forças musculares, através de linhas de ação básicas e modelos de força conhecidos. Serão detalhados a seguir trabalhos relacionados nestas áreas.

### 2.1 MODELAGEM DE MÚSCULOS EM COMPUTAÇÃO GRÁFICA

Muitas abordagens têm sido propostas para a simulação de objetos deformáveis, seja para aplicação na medicina, seja para uso na produção de personagens animados. Estas abordagens utilizam técnicas de computação gráfica ou da área da biomecânica por meio de modelos matemáticos. Além da biomecânica, identifica-se ainda mais dois tipos de abordagem em se tratando de deformação de músculos: modelos baseados em física e modelos geométricos. A modelagem geométrica serve para representar a forma do objeto e a física impõe restrições e descreve a função do objeto, ou seja, como ele deve variar através do tempo e espaço (MCINERNEY; TERZOPOULOS, 1996).

Scheepers et al. (1997) apresenta um trabalho voltado para modelagem da musculatura humana baseado em anatomia, com o objetivo de representar o formato dos músculos de forma realista. O trabalho considera a influência da musculatura superficial, reagindo automaticamente às mudanças posturais do esqueleto humano. Os músculos longelíneos são representados por elispóides, que podem ser deformados nos seus três eixos para representar a contração muscular. Para representação de músculos largos, como o do peitoral (Figura 2.1), são utilizadas linhas de origem e linhas de inserção para distribuir o posicionamento de múltiplos elipsóides ao longo da região muscular.

O trabalho de Nedel (1998) representou músculos tratando-os em dois níveis: a ação que produzem sobre os ossos e a sua deformação. Para quantificar mecanicamente a força

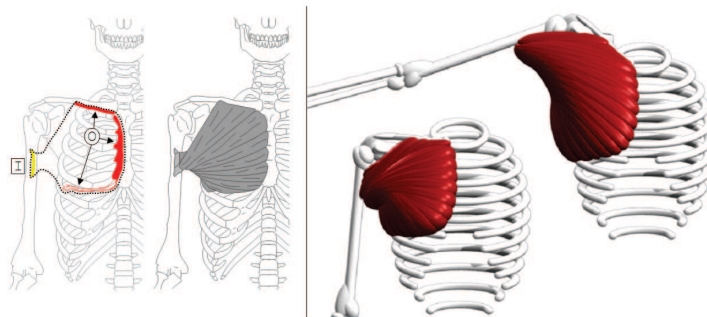


FIGURA 2.1 – Vista frontal do músculo peitoral maior e seu comportamento quando o braço é levantado. (SCHEEPERS et al., 1997).

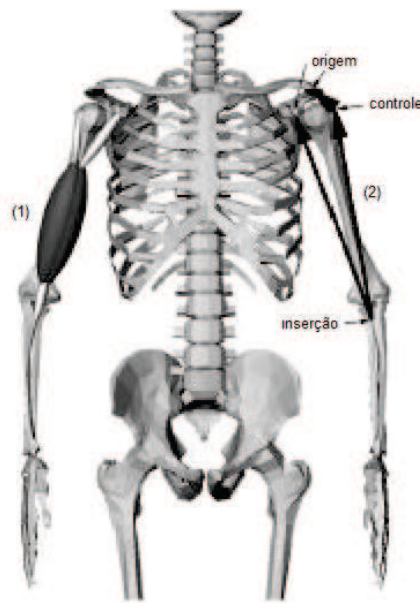


FIGURA 2.2 – Músculo biceps braquial (1), linhas de ação (2) e pontos de origem, inserção e controle (NEDEL, 1998).

que o músculo produz sobre o osso, representou os músculos através de linhas de ação. Para isto desenvolveu o conceito de pontos de controle com o objetivo de guiar as linhas, evitando a intersecção com os ossos (Figura 2.2). A deformação dos músculos depende então, da alteração do comprimento das linhas de ação. Para simular a deformação dos músculos foi usado um conjunto de pontos de massa interconectados por molas e organizados de uma maneira a permitir a correspondência entre as linhas de ação e a forma do músculo.

Um modelo baseado em geometria e cinemática, para descrever a forma global e apenas os movimentos predominantes da língua humana, foi proposto por Pelachaud et al. (1994). O modelo consiste da configuração espacial dos pontos de movimento que formam os vértices de uma malha de 9 triângulos no espaço. Alguns trabalhos que simulam algumas de suas propriedades biomecânicas foram propriamente formuladas através de elementos finitos para aplicações específicas como a laringoscopia por exemplo (RODRIGUES et al., 2001).

A área de Realidade Virtual aplicada à medicina tem utilizado técnicas de simulação de objetos deformáveis para a representação de músculos e órgãos em simuladores de cirurgia laparoscópica e simulações de articulações (WEBSTER et al., 2002), (VERNER et al., 2003), (MACIEL et al., 2007), (ASSASSI et al., 2009), (CHARBONNIER et al., 2009). Estes simuladores são desenvolvidos para treinar estudantes de medicina em cirurgias minimamente invasivas, visto que procedimentos para este tipo de cirurgia, requerem coordenação precisa entre olhos e mãos baseados em representações 2D de espaços 3D.

## 2.2 MODELAGEM DO SISTEMA MASTIGATÓRIO

Recentemente, trabalhos como o de Stavness et al. (2008) estão sendo desenvolvidos já com o intuito de simular os efeitos de reconstruções mandibulares. Tratamentos de pacientes com câncer muitas vezes requerem a retirada de parte da estrutura óssea e muscular, alterando a anatomia facial e as funções dos músculos. Estas alterações usualmente requerem uma reconstrução estética e funcional da mandíbula. Um sistema de simulação pré-operatório pode ajudar os especialistas a planejar os procedimentos, potencializando a sua análise decorrente da experiência e intuição. O trabalho de Stavness et al. (2008) utiliza uma plataforma de simulação, inicialmente descrita por Stavness et al. (2006) e chamada de *Artisynth*, baseia-se na simulação de corpos rígidos, com algoritmos de detecção de colisão e atuadores<sup>1</sup> ponto-a-ponto de tipos variáveis, como atuadores musculares dinâmicos não-lineares do tipo Hill (HILL, 1938). O controle da simulação é feito através de uma curva de nível de ativação *versus* linha de tempo, para cada músculo. Outra opção de controle neste caso é a otimização para controle automático, onde é utilizada modelagem reversa para geração dos padrões de ativação dos músculos, de forma que a mandíbula siga uma trajetória padronizada. O trabalho de SIFAKIS et al. (2005) foi utilizado como base para o desenvolvimento do controle automático.

Hannam et al. (2008) utiliza a mesma plataforma de simulação de Stavness et al. (2006), porém trabalha na investigação do movimento mastigatório. As propriedades de inércia da mandíbula foram extraídas de trabalhos prévios (LANGENBACH; HANNAM, 1999), e outras massas menores foram extraídas da própria malha tridimensional, considerando densidades fixas. Os movimentos da mandíbula foram acrescentados de constantes de amortecimento rotacionais e translacionais e os ligamentos foram modelados como malhas constituídas de molas. As juntas temporomandibulares foram modeladas rotacionando sobre um ponto coincidente com o centro do côndilo e restringida por uma superfície livre de atrito. Os movimentos de translação foram restringidos por uma superfície curvilínea, além de dois planos adicionais restringindo o movimento dentro da primeira superfície. Foi utilizada uma função lagrangiana para estabelecimento das restrições e das forças resultantes sobre elas. Um bolo alimentar elástico (10mm de diâmetro) foi posicionado entre os molares. O contato entre a arcada dentária superior e inferior foi simulado através de um plano fixo sobre os molares da arcada superior.

Ainda sobre o modelo desenvolvido por Hannam et al. (2008), as tensões nos músculos foram simuladas com atuadores de Hill, representando os músculos temporais anterior, médio e posterior, masseter superficial e interno, pterigóide lateral superior e inferior, e pterigóideo medial, esquerdos e direitos, além dos músculos anteriores digástricos. As áreas máximas das seções musculares, curvas tensão *versus* comprimento e tensão *versus* velocidade foram baseadas nos dados apresentados por (LANGENBACH;

---

<sup>1</sup>Atuadores são elementos que produzem movimento, atendendo a comandos manuais ou automáticos.



FIGURA 2.3 – Vista de reconstrução tridimensional do disco articular.

HANNAM, 1999) e por (PECK et al., 2000), assim como a constante ( $40N/cm^2$ ) utilizada para transformar as áreas musculares máximas em tensões possíveis máximas. Foram simulados ciclos mastigatórios de 0.7s, com trajetórias cinemáticas pré-determinadas através do estabelecimento de uma curva de ativação para cada músculo, utilizando como base os perfis traçados por Moeller (1966), Hannam e Wood (1981), Belser e Hannam (1986), Wood et al. (1986) apud (HANNAM et al., 2008), mas foram necessários ajustes por tentativa e erro para obtenção das trajetórias finais desejadas. No entanto como uma validação dos resultados deste trabalho é muito complexa, os resultados apresentados podem ser classificados como no melhor caso uma hipótese funcional reforçada pelo fato de executar as tarefas esperadas e haver produzido valores que encontram-se dentro de limites esperados, estabelecidos por (HANNAM, 2005) e (PECK; HANNAM, 2007). Além disso, este trabalho não utiliza um modelo real para simulação, o que dificulta ainda mais sua validação, pois a trajetória executada por ele não pôde ser comparada à uma trajetória adquirida do mesmo indivíduo que serviu como modelo.

O trabalho de Cascone et al. (2008) objetiva a construção de um modelo tridimensional da ATM de alta fidelidade, utilizando como base a captura fotográfica digital de um crânio humano. Um *designer* trabalhou em conjunto com um cirurgião maxilofacial para reconstrução virtual dos ligamentos. Não foi capturado ou reconstruído nenhum músculo. O projeto objetivou a reconstrução digital de um modelo de maior qualidade do que os adquiridos através de ressonância magnética ou tomografia computadorizada. Os movimentos da ATM foram representados utilizando como base funções matemáticas apoiadas em descrições das restrições biomecânicas encontradas em estudos já publicados. Sua principal contribuição foi apresentar um modelo de estudo com alto grau de detalhamento (Figura 2.3), apesar de não permitir a simulação de movimentos ou dos músculos.



FIGURA 2.4 – Processo de captura da trajetória incisal de Villamil (2009).

O trabalho de Villamil (2009) propõe um modelo da ATM baseado em anatomia, onde dados de um indivíduo foram coletados através de TC e um sistema para captura de movimentos. O processo de captura dos pontos, utilizando sensor de posição, é mostrado na Figura 2.4, onde o sensor foi posicionado entre os dentes incisivos inferiores. O modelo foi submetido à cinemática inversa para geração dos movimentos a partir das curvas incisais capturadas. O movimento do modelo utiliza tratamento de colisões para garantir um correto deslocamento do côndilo. O modelo do crânio original foi alterado, tendo como base análises cefalométricas de outros indivíduos, para que novas simulações sejam realizadas sem a necessidade de exames de TC adicionais. Este modelo já apresenta uma grande contribuição, por permitir a análise de movimentos de pacientes saudáveis e portadores de patologias, permitindo o planejamento pré-operatório ou simplesmente para melhor entendimento do funcionamento da complexa estrutura da ATM em pacientes diversos.

O presente trabalho difere-se dos trabalhos apresentados por utilizar um modelo baseado em dados reais, fornecidos por um voluntário. Além disso, serão utilizados conceitos mais complexos para simulação de músculos, ao invés de utilizar linhas de ação simples (HANNAM et al., 2008), com pontos de inserção, será utilizado o conceito de curvas de inserção, sendo geradas diversas linhas de ação para cada grupo muscular. Adicionalmente, para músculos que contornam regiões ósseas complexas, serão utilizadas trajetórias de controle para a movimentação do músculo.

## 3 CONCEITOS BÁSICOS

Sendo este trabalho aqui descrito um tipo de simulador, serão abordados conceitos acerca de simuladores de forma genérica e de simulação de modelos contínuos.

### 3.1 CONCEITOS DE SIMULAÇÃO

Simulação é, por definição, a imitação de uma operação ou sistema real ao longo do tempo (BANKS, 1998). Uma simulação envolve a geração de um histórico artificial do sistema e a observação deste histórico, para elaboração de inferências sobre as características operacionais do sistema real que é representado. Uma simulação pode ser utilizada para prever situações acerca de um sistema mediante condições diferentes de operação.

#### 3.1.1 Conceitos Gerais

##### 3.1.1.1 *Modelo*

De acordo com Banks (1998), um modelo é a representação de um sistema real. Existem fronteiras ou limitações no quanto o modelo representa a realidade. Ainda de acordo com Banks (1998), o modelo deve ser complexo o suficiente para responder às questões levantadas, mas não muito mais complexo do que isto.

##### 3.1.1.2 *Eventos*

Um evento pode ser considerado como uma ocorrência que altera o estado do sistema. Em simulações baseadas em eventos discretos, este evento pode ser a chegada de um novo cliente a uma fila ou a finalização de um serviço.

##### 3.1.1.3 *Variáveis de Estado*

As variáveis de estado são uma coleção de todas as informações necessárias para definição do que ocorre no sistema a um nível suficientemente detalhado. A determinação das variáveis de estado varia de acordo com os propósitos de investigação, portanto as variáveis de estado de um sistema podem não ser as mesmas para outro sistema, mesmo que o sistema físico modelado seja o mesmo. Pela sua dificuldade, a escolha das variáveis de estado pode ser considerada além de ciência, uma arte. Apesar disso, quaisquer omissões durante o processo de modelagem vêm à tona ao decorrer do desenvolvimento do modelo.

Em modelos discretos, as variáveis de estado permanecem constantes durante períodos de tempo e alteram o seu valor somente quando da ocorrência de um evento. Modelos contínuos como o desenvolvido neste trabalho possuem suas variáveis de estado definidas por equações diferenciais, permitindo que estas mudem o seu valor

continuamente a cada iteração do sistema.

Alguns modelos são considerados mistos de eventos discretos e contínuos, existem também modelos contínuos que são tratados como modelos de eventos discretos após alguma reinterpretação das variáveis de estado e vice-versa.

#### 3.1.1.4 *Entidades e Atributos*

Uma entidade representa um objeto que requer uma definição explícita. Uma entidade pode ser dinâmica, movendo-se através do sistema, ou estática, servindo de base para outras entidades. Uma entidade possui atributos pertinentes somente a ela. Portanto, atributos devem ser considerados como valores locais.

#### 3.1.1.5 *Construção de Modelos Contínuos*

As tarefas envolvidas na construção de um modelo contínuo são (BANKS, 1998):

- Identificar as variáveis de estado cujo comportamento deseja-se retratar;
- Desenvolver as equações que descrevem o comportamento das variáveis de estado;
- Identificar condições limites onde variações de estados possam ocorrer. Estes limites são referidos como eventos de estados;
- Determinar o valor das variáveis de estado de acordo com as equações, estando estas sujeitas a mudanças quando eventos de estados venham a ocorrer.

Modelos contínuos normalmente são altamente complexos, pelas seguintes razões:

- Podem ocorrer mudanças nas equações definidas. Estas mudanças podem ser em coeficientes ou na forma das equações e pode ocorrer em eventos de tempo ou de estado;
- Podem ocorrer discretizações (descontinuidades) nas variáveis de estado;
- Usualmente existem conjuntos simultâneos de equações devido à interação entre as variáveis de estado;
- Variáveis aleatórias podem ser incluídas nas equações definidas.

Pelo fato de estas complexidades normalmente ocorrerem nestas situações de resolução de problemas, as abordagens baseadas em simulação são as mais recomendadas para análise de modelos contínuos.



## 3.2 MODELAGEM FÍSICA

A partir dos anos 90 a modelagem baseada em física emergiu como uma nova e importante abordagem à animação computadorizada e modelagem em computação gráfica (BARAFF, 2001). Este tipo de modelagem envolve a construção de objetos animados e o cálculo de seus movimentos através de simulação física. Esta abordagem permite que o animador abstenha-se de especificar o movimento dos objetos, já que eles são definidos através das leis da física.

### 3.2.1 Simulação de Corpos Rígidos

Um objetivo comum em sistemas que simulam a realidade é tentar criar um movimento visualmente similar à corpos em movimento. Um movimento é considerado realista quando seu principal componente é fisicamente baseado na reação do corpo rígido a forças encontradas na natureza, como gravidade, viscosidade, fricção, atuadores e forças resultantes de colisões. Reproduzir um movimento com aspecto natural através de animações quadro-a-quadro é uma tarefa complexa, porém isto pode ser feito utilizando equações de movimento incorporadas ao sistema.

Em uma simulação de corpos rígidos, muitas forças podem ser modeladas, estas forças podem surgir devido à posição do objeto (ex. gravidade, colisões), velocidade do objeto (ex. viscosidade, amortecimento), pela posição absoluta do objeto no espaço de simulação (eg. vento), ou por atuadores mecânicos (ex. motores, molas ou músculos). Estas forças induzem ao objeto acelerações lineares e angulares, baseadas na massa do objeto, no caso linear, e na distribuição de massa do objeto, no caso angular. Estas acelerações, que são derivadas no tempo de velocidades, são integradas sobre um intervalo de tempo delta para produzir as mudanças nas velocidades do objeto. Estas velocidades, por sua vez, são novamente integradas sobre um período de tempo, produzindo mudanças na posição e orientação do objeto. As novas posições e velocidades do objeto geram novas forças, e o processo se repete para o próximo intervalo de tempo. A Figura 3.1 ilustra estes passos de simulação.

Serão introduzidos a seguir conceitos necessários para a simulação de corpos rígidos.

#### 3.2.1.1 Posição e Orientação

Um corpo rígido ocupa um volume do espaço e possui uma forma particular. Como um corpo rígido pode submeter-se somente à rotação e translação, define-se o formato de um corpo rígido em termos de um espaço fixo e não modificável, chamado de espaço do corpo. Dada uma descrição geométrica do corpo no seu espaço, utiliza-se  $x(t)$  e  $R(t)$  para transformação da descrição do corpo no seu espaço em uma descrição do corpo no mundo contendo outros corpos (espaço global). Para simplificação de equações que serão utilizadas no embasamento teórico, considera-se que o centro de massa do corpo está

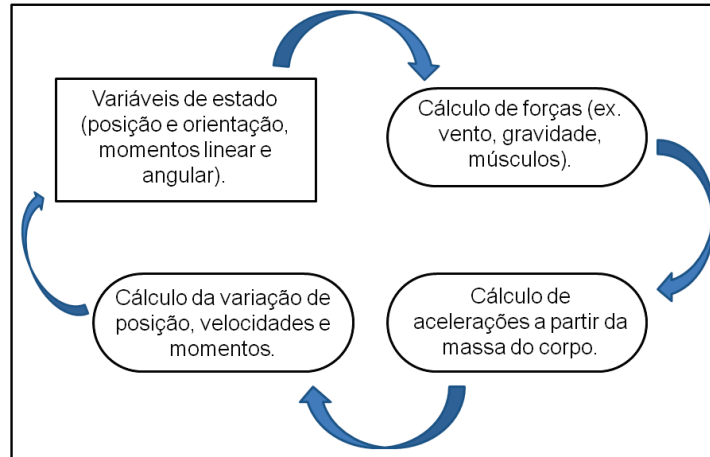


FIGURA 3.1 – Ciclo de atualização de uma simulação de corpos rígidos, adaptado de (BANKS, 1998).

centrado na origem do seu sistema de coordenadas  $(0, 0, 0)$ . Portanto, se  $R(t)$  especifica uma rotação do corpo sobre seu centro de massa, então um vetor fixo  $r$  no espaço do corpo será rotacionado para o espaço global  $R(t)r$  no tempo  $t$ . Similarmente, se  $p_0$  é um ponto arbitrário no corpo rígido, no seu espaço, então a localização no espaço global  $p(t)$  de  $p_0$  é o resultado de uma rotação  $p_0$  sobre a origem seguida de uma translação:

$$p(t) = R(t)p_0 + x(t) \quad (3.1)$$

Como o centro de massa de um corpo se encontra na origem, a localização global do centro de massa é dada diretamente por  $x(t)$ . Isto permite a atribuição de um significado bastante direto de  $x(t)$ , ao se afirmar que  $x(t)$  é a localização do centro de massa em coordenadas globais no tempo  $t$ . Pode-se também atribuir um significado físico a  $R(t)$ . Considerando-se o eixo  $x$  no espaço do corpo, ou seja, o vetor  $(1, 0, 0)$ , no tempo  $t$ , possui direção

$$R(t) \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

no espaço global. Os componentes de  $R(t)$  podem ser escritos como:

$$R(t) = \begin{pmatrix} r_{xx} & r_{yx} & r_{zx} \\ r_{xy} & r_{yy} & r_{zy} \\ r_{xz} & r_{yz} & r_{zz} \end{pmatrix},$$

portanto,

$$R(t) \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{xx} \\ r_{xy} \\ r_{xz} \end{pmatrix},$$

que é a primeira coluna de  $R(t)$ . O significado físico de  $R(t)$  é que a sua primeira coluna

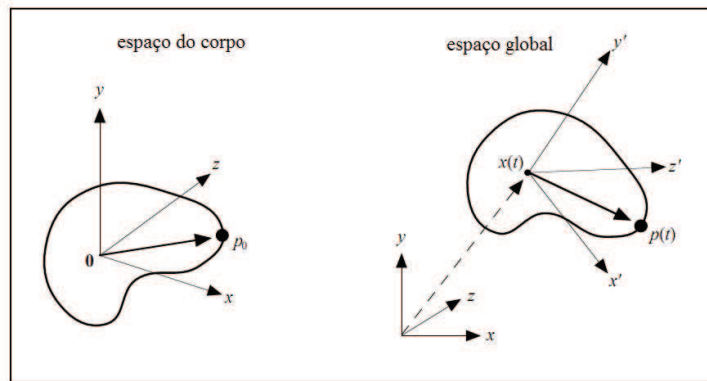


FIGURA 3.2 – Centro de massa transformado para o ponto  $x(t)$  no espaço global no instante  $t$ .

representa a direção para qual o eixo  $x$  do corpo rígido está apontado quando transformado para o espaço global no tempo  $t$ . Similarmente, a segunda e terceira coluna de  $R(t)$  são as direções dos eixos  $y$  e  $z$  do corpo rígido no espaço global no tempo  $t$ . A Figura 3.2 representa estas transformações, onde os eixos fixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  foram transformados para os vetores  $x' = R(t)x$ ,  $y' = R(t)y$  e  $z' = R(t)z$ . O ponto fixo  $p_0$  foi transformado para o ponto  $p(t) = R(t)p_0 + x(t)$ .

### 3.2.1.2 Velocidade Linear

Para simplificação, chama-se  $x(t)$  e  $R(t)$  a posição e orientação do corpo rígido no tempo  $t$ . A próxima definição que deve ser feita é de como a posição e orientação alteram-se ao longo do tempo. Isto significa que devem ser definidas as expressões para  $\dot{x}(t)$  e  $\dot{R}(t)$ . Define-se a velocidade linear do centro de massa do corpo rígido como

$$v(t) = \dot{x}(t).$$

Considerando-se uma orientação do corpo fixa, então o único movimento ao qual o corpo pode submeter-se é o de translação pura. A quantidade  $v(t)$  fornece a velocidade desta translação.

### 3.2.1.3 Velocidade Angular

Adicionalmente à translação, um corpo rígido pode também sofrer rotação. No movimento de rotação considera-se que o ponto referente ao centro de massa do corpo está imóvel, portanto qualquer movimento dos pontos do corpo é devido à rotação destes sobre um eixo que passa pelo seu centro de massa. Pode-se determinar esta rotação como um vetor  $\omega(t)$ . A direção de  $\omega(t)$  indica a direção do eixo sobre o qual o corpo está girando. A magnitude de  $\omega(t)$ ,  $|\omega(t)|$ , indica o quão rápida é a rotação.  $|\omega(t)|$  tem a

sua unidade em rotações/tempo. Portanto, a quantidade  $\omega(t)$  é chamada de velocidade angular. A Figura 3.3 ilustra  $v(t)$  e  $\omega(t)$

Para a velocidade linear,  $x(t)$  e  $v(t)$  estão relacionados por  $v(t) = \frac{d}{dt}x(t)$ , porém claramente  $\dot{R}(t)$  não pode ser  $\omega(t)$ , já que  $R(t)$  é uma matriz e  $\omega(t)$  é um vetor. Sabe-se que as colunas de  $R(t)$  informam as direções dos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  transformados, no tempo  $t$ . Isto significa que as colunas de  $\dot{R}(t)$  devem indicar a velocidade na qual os eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  estão sendo transformados. A relação entre  $\omega(t)$  e  $R(t)$  pode ser definida<sup>1</sup> por:

$$\dot{R}(t) = \omega(t)^* R(t) \quad (3.2)$$

O símbolo  $*$  é utilizado (BARAFF, 2001) para que dado um vetor  $a$ ,  $a^*$  seja a matriz

$$\begin{pmatrix} 0 & -a_z & a_y \\ a_z & 0 & -a_x \\ -a_y & a_x & 0 \end{pmatrix}$$

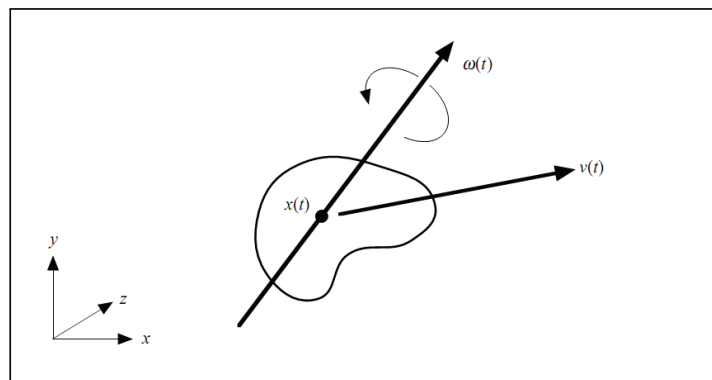


FIGURA 3.3 – Velocidade linear  $v(t)$  e angular  $\omega(t)$  de um corpo rígido.

#### 3.2.1.4 Massa de um Corpo

Para que algumas derivações possam ser feitas, define-se conceitualmente que volume do corpo rígido é composto de um número finito de partículas. As partículas são indexadas de 1 a  $N$ . A massa da  $i$ -ésima partícula é  $m_i$ , e cada partícula possui uma localização (constante)  $r_{0i}$  no espaço do corpo. A localização da  $i$ -ésima partícula no espaço global no tempo  $t$ , denotada por  $r_i(t)$ , é:

$$r_i(t) = R(t)r_{0i} + x(t) \quad (3.3)$$

<sup>1</sup>A dedução desta relação pode ser feita considerando-se um vetor  $r(t)$  preso ao corpo, a rotação deste vetor leva à relação  $\dot{r}(t) = \omega(t) \times r(t)$ . Este caso pode ser aplicado aos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  que compõem a matriz de rotação, e através do método de rotações infinitesimais (BARAFF, 2001) chega-se ao resultado subsequente.

A massa total do corpo,  $M$ , é portanto a soma <sup>2</sup>

$$M = \sum_{i=1}^N m_i \quad (3.4)$$

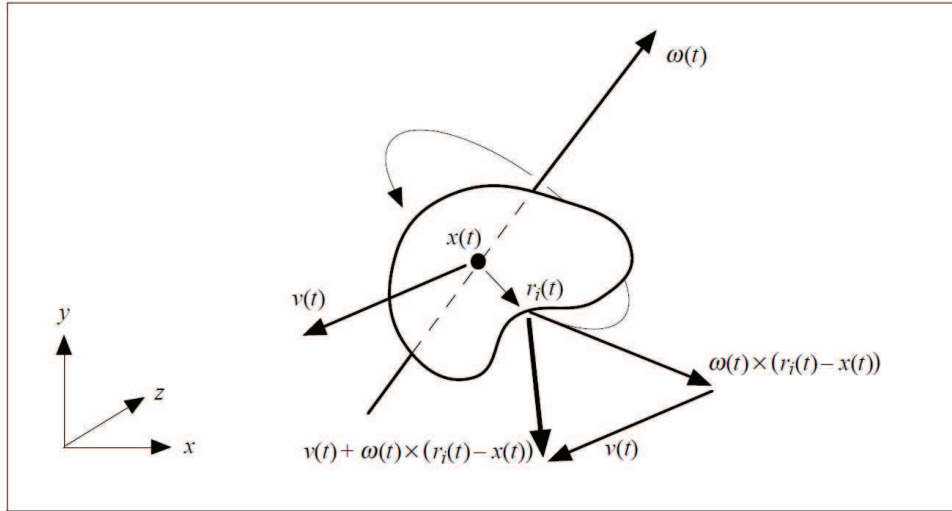


FIGURA 3.4 – Velocidade da  $i$ -ésima partícula de um corpo rígido. A velocidade de  $r_i(t)$  pode ser decomposta em um termo linear  $v(t)$  e um termo angular,  $\omega(t) \times (r_i(t) - x(t))$ .

### 3.2.1.5 Velocidade de uma Partícula

A velocidade  $\dot{r}_i(t)$  da  $i$ -ésima partícula é obtida pela diferenciação da equação (3.3), utilizando a relação  $\dot{R}(t) = \omega^* R(t)$ , obtendo-se

$$\dot{r}_i(t) = \omega^* R(t) r_{0i} + v(t), \quad (3.5)$$

que pode ser reescrita por

$$\begin{aligned} \dot{r}_i(t) &= \omega(t)^* R(t) r_{0i} + v(t) \\ &= \omega(t)^* (R(t) r_{0i} + x(t) - x(t)) + v(t) \\ &= \omega(t)^* (r_i(t) - x(t)) + v(t), \end{aligned} \quad (3.6)$$

utilizando a definição de  $r_i(t)$  pela equação (3.3). Através da definição do símbolo  $*$  e da relação  $\omega(t)^* a = \omega(t) \times a$  para qualquer vetor  $a$ , pode-se escrever:

$$\dot{r}_i(t) = \omega(t) \times (r_i(t) - x(t)) + v(t). \quad (3.7)$$

Esta equação separa a velocidade em dois componentes 3.4, um componente linear  $v(t)$  e um componente angular  $\omega \times (r_i(t) - x(t))$ .

<sup>2</sup>A partir deste momento as deduções com soma serão sempre de 1 até  $N$  com variável de índice  $i$

### 3.2.1.6 Centro de Massa

A definição de centro de massa permite a separação da dinâmica dos corpos em componentes lineares e angulares. O centro de massa de um corpo é definido por

$$\frac{\sum m_i r_i(t)}{M}, \quad (3.8)$$

onde  $M$  é a massa total do corpo.

### 3.2.1.7 Força e Torque

Quando uma força age sobre um corpo rígido devido à uma influência externa (ex. gravidade, ventos, forças de contato), pode-se considerar que esta força está agindo sobre uma partícula em particular do corpo. Denota-se  $F_i(t)$  a soma total de forças externas agindo sobre a  $i$ -ésima partícula no tempo  $t$ . Pode-se definir também o torque total  $\tau_i(t)$  agindo na  $i$ -ésima partícula como

$$\tau_i(t) = (r_i(t) - x(t)) \times F_i(t). \quad (3.9)$$

O torque difere da força no fato de depender da localização  $r_i(t)$  da partícula, relativa ao centro de massa  $x(t)$ .

A força total  $F(t)$  exercida sobre o corpo é a seguinte soma:

$$F(t) = \sum F_i(t), \quad (3.10)$$

enquanto o torque total é definido similarmente como:

$$\tau(t) = \sum \tau_i(t) = \sum (r_i(t) - x(t)) \times F_i(t) \quad (3.11)$$

Nota-se que  $F(t)$  não fornece nenhuma informação sobre onde as várias forças agem no corpo, mas  $\tau(t)$  possui informação de como é a distribuição de forças no corpo.

### 3.2.1.8 Momento Linear

O momento linear  $P(t)$  de um corpo rígido é a soma dos produtos de massa e velocidade de cada partícula:

$$P(t) = \sum m_i \dot{r}_i(t) \quad (3.12)$$

Da equação (3.7), a velocidade  $\dot{r}_i(t)$  da  $i$ -ésima partícula é  $\dot{r}_i(t) = v(t) + \omega(t) \times$

$(r_i(t) - x(t))$ , portanto, o momento linear total do corpo é:

$$\begin{aligned} P(t) &= \sum m_i \dot{r}_i(t) \\ &= \sum (m_i v(t) + m_i \omega(t) \times (r_i(t) - x(t))) \\ &= \sum m_i v(t) + \omega(t) \times \sum m_i (r_i(t) - x(t)). \end{aligned} \quad (3.13)$$

Como no sistema de coordenadas estudado o centro está localizado no centro de massa do corpo, ou seja,  $\sum m_i r_{0i} = 0$ , obtêm-se simplesmente que

$$P(t) = \sum m_i v(t) = \left( \sum m_i \right) v(t) = Mv(t). \quad (3.14)$$

O que comprova que o momento linear total do corpo rígido em estudo é o mesmo que seria se ele fosse uma simples partícula com massa  $M$  e velocidade  $v(t)$ . Por isto, obtêm-se uma transformação simples entre  $P(t)$  e  $v(t)$ :  $P(t) = Mv(t)$  e  $v(t) = P(t)/M$ . Já que  $M$  é constante:

$$\dot{v}(t) = \frac{\dot{P}(t)}{M} \quad (3.15)$$

O conceito de momento linear permite que se expresse o efeito da força total  $F(t)$  no corpo rígido de forma simples:  $\dot{P}(t) = F(t)$ .

Este resultado diz que a variação no momento linear é equivalente à força total agindo no corpo. Percebe-se que  $P(t)$  nada diz sobre a velocidade rotacional do corpo, o que é bom, porque  $F(t)$  também não agrega nenhum valor à velocidade rotacional.

Já que a relação entre  $P(t)$  e  $v(t)$  é simples, utiliza-se  $P(t)$  como variável de estado para o corpo rígido, ao invés de  $v(t)$ .

### 3.2.1.9 Momento Angular

Enquanto que o conceito de momento linear é intuitivo, o conceito de momento angular não o é. A razão para se utilizar o momento angular no lugar da velocidade angular é que ele permite que se escreva equações mais simples do que se escreveria para a velocidade angular. Sendo assim, seria uma melhor abordagem não atribuir um significado físico intuitivo ao momento angular. O momento angular simplifica as equações porque este é conservado na natureza, enquanto que a velocidade angular não é. Se um corpo está em deslocamento no espaço sem nenhum torque aplicado, o momento angular do corpo é constante. Porém isto não se aplica para a velocidade angular de um corpo: mesmo que o momento angular seja constante, a sua velocidade angular pode não ser. Consequentemente, a velocidade angular do corpo pode se alterar mesmo que nenhuma força atue sobre ele. Por esta razão é mais simples utilizar o momento angular como variável de estado.

Para o momento linear, existe a relação  $P(t) = Mv(t)$ . Similarmente, define-se um momento angular total  $L(t)$  para o corpo rígido pela equação  $L(t) = I(t)\omega(t)$ , onde  $I(t)$

é uma matriz  $3 \times 3$ , chamada de tensor de inércia. O tensor de inércia  $I(t)$  descreve como a massa do corpo está distribuída em relação ao seu centro de massa. O tensor  $I(t)$  depende da orientação do corpo, mas não depende da sua translação. Nota-se que para ambos os casos, linear e angular, o momento é uma função linear da velocidade, porém no caso angular o fator de escala é uma matriz, enquanto no caso linear é um escalar simples. Também percebe-se que  $L(t)$  é independente de quaisquer efeitos translacionais, enquanto  $P(t)$  é independente de quaisquer efeitos rotacionais.

A relação entre  $L(t)$  e o torque total  $\tau(t)$  é muito simples:

$$\dot{L}(t) = \tau(t), \quad (3.16)$$

que é análoga à relação  $\dot{P}(t) = F(t)$ .

### 3.2.1.10 Tensor de Inércia

O tensor de inércia  $I(t)$  é o fator de escala entre o momento angular  $L(t)$  e a velocidade angular  $\omega(t)$ . Em um dado momento  $t$ , seja  $r'_i$  a posição da  $i$ -ésima partícula em relação à  $x(t)$ , pela definição  $r'_i = r_i(t) - x(t)$ . O tensor  $I(t)$  é expresso em termos de  $r'_i$  como a matriz simétrica

$$I(t) = \sum_{i=1}^n \begin{pmatrix} m_i(r'^2_{iy} + r'^2_{iz}) & -m_i r'_ix r'_{iy} & -m_i r'_ix r'_{iz} \\ -m_i r_{iy} r'_{ix} & m_i(r'^2_{ix} + r'^2_{iz}) & -m_i r'_{iy} r'_{iz} \\ -m_i r'_{iz} r'_{ix} & -m_i r'_{iz} r'_{iy} & m_i(r'^2_{ix} + r'^2_{iy}) \end{pmatrix}. \quad (3.17)$$

Esta soma poderia ser representada como uma integral compreendendo o volume do corpo. Em um primeiro momento, aparentemente seria necessário avaliar esta soma para achar um novo  $I(t)$  sempre que a orientação  $R(t)$  for alterada, porém isto teria um custo computacional alto. Para resolver este problema utiliza-se um tensor de inércia pré-calculado em coordenadas relativas ao corpo. Este tensor é calculado antes do início da simulação, e a cada iteração o novo  $I(t)$  pode ser recalculado por (BARAFF, 2001):

$$I(t) = R(t)I_{corpo}R(t)^T. \quad (3.18)$$

Como  $I_{corpo}$  é especificado no espaço do corpo, ele é constante durante a simulação.

### 3.2.1.11 Equações de Movimento de um Corpo Rígido

Por fim, cobertos todos os conceitos que definem as variáveis de estado, pode-se definir o vetor de estados  $X(t)$  como:



$$X(t) = \begin{pmatrix} x(t) \\ R(t) \\ P(t) \\ L(t) \end{pmatrix}. \quad (3.19)$$

Sendo assim, o estado de um corpo rígido é composto de sua posição e orientação (informação espacial) e seus momentos linear e angular (informação sobre velocidade). A massa  $M$  do corpo e o tensor de inércia no espaço do corpo  $I_{corpo}$  são constantes. A qualquer dado momento, as quantidades auxiliares  $I(t)$ ,  $\omega(t)$  e  $V(t)$  são calculadas por

$$v(t) = \frac{P(t)}{M}; \quad (3.20)$$

$$I(t) = R(t)I_{corpo}R(t)^T; \quad (3.21)$$

$$\omega(t) = I(t)^{-1}L(t). \quad (3.22)$$

A derivada  $\frac{d}{dt}X(t)$  é

$$\frac{d}{dt}X(t) = \frac{d}{dt} \begin{pmatrix} x(t) \\ R(t) \\ P(t) \\ L(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v(t) \\ \omega(t)*R(t) \\ F(t) \\ \tau(t) \end{pmatrix}. \quad (3.23)$$

### 3.2.2 Simuladores de física

Existem atualmente diversos simuladores de física disponíveis, dentre eles pode-se citar o Bullet (BULLET, 2011), ODE (SMITH, 2007), Havok Physics (HAVOK.COM, 2011), PhysX (NVIDIA, 2011), desenvolvidos especialmente para uso em jogos.

O motor de física PhysX é um *Framework* distribuído e mantido pela NVIDIA Corp. O motor é uma biblioteca integrada para simulação física, cuja principal vantagem é a possibilidade de utilizar aceleração de hardware fornecida por Unidades de Processamento Gráfico (GPU's). O alto poder de processamento paralelo disponibilizado pelas placas gráficas atuais possibilita o desenvolvimento de modelos complexos, mantendo a simulação em tempo real.

O motor PhysX suporta, além da simulação de corpos rígidos, também objetos deformáveis, como tecidos, e fluídos. O motor trata também a colisão entre corpos e a existência de restrições entre eles, como juntas, cordas, dobradiças, entre outras.

Simuladores de física dedicados para jogos vêm sendo utilizados para criação de ambientes virtuais envolvendo simulações diversas. Maciel et al. (2009) utiliza PhysX integrado à mecanismo de *haptic feedback* para o desenvolvimento de um simulador

cirúrgico, utilizando seus recursos de simulação de tecidos moles. Pang et al. (2010) apresenta um protótipo rápido utilizando PhysX para simulação de tecidos moles e sangramentos, através do resolvidor de fluidos incluído na biblioteca.

### 3.3 BIOMECÂNICA

Biomecânica é a mecânica aplicada à biologia. Segundo (FUNG, 1993), a palavra “mecânica” foi usada por Galileu Galilei como subtítulo em seu livro *Dois novas ciências* (1638) para descrever força, movimento e resistência dos materiais. Através dos anos este significado se estendeu por diversas áreas de conhecimento e ao estudo de movimento de todos os tipos de materiais. A biologia naturalmente torna-se um objeto de estudo mecânico, no sentido de estudar suas dinâmicas.

A biomecânica busca compreender a mecânica de sistemas vivos, tratando-se de um assunto moderno com raízes antigas, e que cobre um vasto território de estudo.

Em um organismo, a biomecânica ajuda no entendimento de seu correto funcionamento, também na previsão de mudanças devido à possíveis alterações, além de propor métodos de intervenção artificial, como cirurgias e próteses.

#### 3.3.1 Músculos Esqueléticos

Existem três tipos diferentes de músculos: esquelético, cardíaco e liso. Os músculos esqueléticos correspondem à maior parte dos músculos no corpo humano, constituindo sua fonte primária de locomoção. Os músculos esqueléticos são controlados através de nervos voluntários. Quando são estimulados a uma frequência suficientemente alta, ele pode gerar sua tensão máxima, que permanece constante no tempo. Quando isto ocorre, diz-se que o músculo está tetanizado. A atividade do mecanismo de contração é considerada como máxima neste estado.

Como um músculo em estado de repouso é considerado simplesmente como um material visco-elástico com propriedades simples, o estudo mais interessante é o das propriedades musculares quando o músculo encontra-se em estado de contração. Assim sendo, o músculo esquelético é normalmente estudado na condição de tetanizado. O músculo sartório de uma rã em seu comprimento padrão possui uma tensão de contração em torno de  $200kPa$  (aprox.  $2kgf/cm^2$ ), o que é muito maior do que a tensão no mesmo comprimento quando em repouso. Portanto, a tensão em repouso não representa um papel importante na mecânica de um músculo esquelético.

#### 3.3.2 Fibras

Fibras e estruturas fibrosas desempenham um papel importante nas propriedades mecânicas de tecidos. Estruturas fibrosas estão presentes em quase todos os tecidos humanos. Fibras são corpos alongados e delgados que possuem uma capacidade de carga

somente ao longo de sua direção. Conforme Oomens e Baaijens (2009), a aproximação mecânica mais simples do comportamento de fibras é assumir que elas se comportam similarmente a molas.

Pode-se assumir, inicialmente, que uma fibra é representada por uma mola, sendo que em um lado a mola está fixa a uma estrutura rígida, e que, do outro lado, ela está sofrendo a ação de uma força  $F$ . Se nenhuma carga é aplicada à mola, o comprimento desta é  $l_0$ , após aplicação da força  $F$ , o comprimento é  $l$ . Assumimos portanto que existe uma relação linear entre a variação de comprimento da fibra  $l - l_0$  e a força aplicada:

$$F = \alpha(l - l_0) \quad (3.24)$$

A constante  $\alpha$  representa a rigidez da mola, entretanto, a equação (3.24) apesar de estar formalmente correta, não é muito conveniente, pois se outra mola fosse considerada com as mesmas propriedades intrínsecas, mas com comprimento inicial diferente, o coeficiente  $\alpha$  seria diferente. Portanto a relação representada pela equação (3.24) pode ser melhor descrita de forma proporcional ao comprimento inicial da mola de carga:

$$F = c \left( \frac{l - l_0}{l_0} \right) = c \left( \frac{l}{l_0} - 1 \right) \quad (3.25)$$

O coeficiente  $c$  é uma propriedade intrínseca da mola que independe do comprimento em repouso da mola. É usual definir o parâmetro de deformação  $\lambda$  como:

$$\lambda = \frac{l}{l_0}. \quad (3.26)$$

de forma que

$$F = c(\lambda - 1). \quad (3.27)$$

### 3.3.3 Modelo Unidimensional de um Músculo Esquelético

As fibras em um músculo esquelético possuem uma capacidade de contração única. Em um nível microscópico, um músculo é composto de fibras musculares e miofibrilas. Miofibrilas por sua vez são compostas de proteínas actina e miosina. A interação de filamentos destas proteínas através de pontes cruzadas possibilitam as propriedades de contração do músculo. Pode-se visualizar os vários níveis de magnificação na Figura 3.5. O arranjo destes filamentos em um sarcômero está esboçado na Figura 3.6.

A ativação do músculo se dá através da movimentação dos filamentos de actina e miosina, causando a aproximação destes e por consequência o encurtamento do sarcômero (ver Figura 3.6). Quando ocorre a desativação do músculo os filamentos retornam à sua posição original devido à elasticidade do tecido ao redor destes.

Em termos de modelagem, a variação no comprimento do sarcômero implica que o

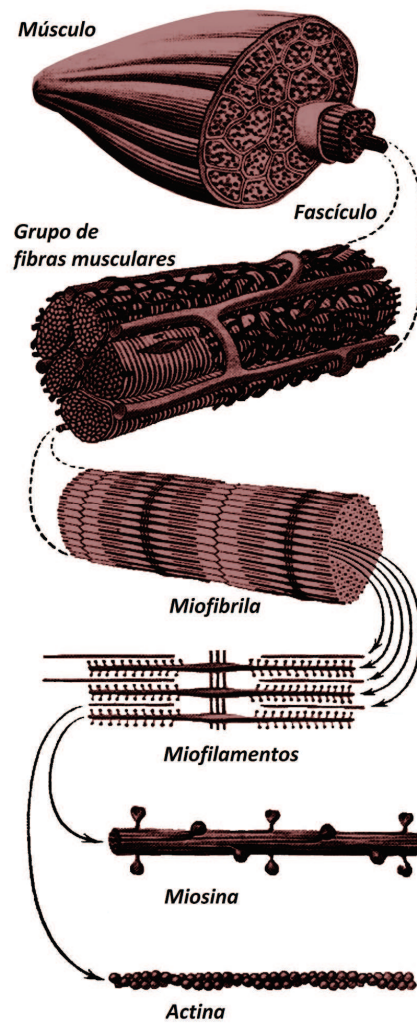


FIGURA 3.5 – Níveis de magnificação do músculo.

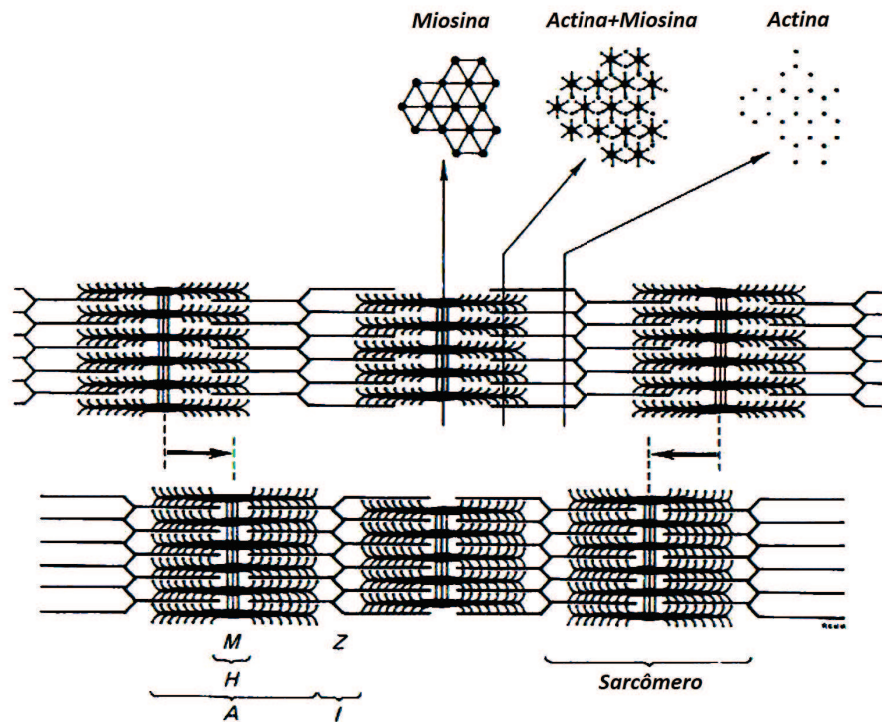


FIGURA 3.6 – Estrutura de um miofilamento, Warnick e Williams (1973) apud (FUNG, 1993).

comprimento inicial sem carga é alterado. Assume-se que  $l_0$  denota o comprimento inicial com músculo desativado, enquanto  $l_c$  denota o comprimento do músculo no estado de ativação ou contração, porém em um estado sem carga. Em uma comparação com uma mola elástica simples, o comprimento contraído  $l_c$  serve como referência de comprimento, tal que a força no músculo pode ser expressa como:

$$F = c \left( \frac{l}{l_c} - 1 \right). \quad (3.28)$$

Para isto assume-se que, apesar da contração,  $c$  é constante. O comprimento ativado, porém sem carga,  $l_c$  do músculo pode ser expresso em termos do comprimento não-ativado  $l_0$  utilizando um alongamento chamado de ativação ou de contração, definido por:

$$\lambda_c = \frac{l_c}{l_0}. \quad (3.29)$$

Tipicamente  $\lambda_c < 1$  pois representa uma ação de contração. Para simplificação considera-se que  $\lambda_c$  é conhecido para diferentes graus de ativação do músculo. Utilizando o alongamento de ativação  $\lambda_c$ , a relação força-alongamento para um músculo pode ser re-escrita como:

$$F = c \left( \frac{\lambda}{\lambda_c - 1} \right), \text{ com } \lambda = \frac{l}{l_0}. \quad (3.30)$$

Esta expressão implica que se o músculo é ativado, representado por um certo  $\lambda_c$ , e o músculo não está com carga, portanto  $F = 0$ . O músculo irá se contrair de forma que

$$\lambda = \lambda_c. \quad (3.31)$$

Se, por outro lado, o músculo for ativado e forçado a ter um comprimento constante  $l_0$ , portanto  $\lambda = 1$ . Neste caso a força no músculo será igual a:

$$F = c \left( \frac{1}{\lambda_c} - 1 \right). \quad (3.32)$$

### 3.3.4 Modelo de Músculo de Hill

Muitos modelos já foram desenvolvidos para descrever o nível de ativação dos músculos. Um grande grupo de modelos está baseado no modelo desenvolvido experimentalmente por A.V. Hill em 1938 (HILL, 1938), que será melhor descrito a seguir.

#### 3.3.4.1 Equação de Hill para Músculo Tetanizado

A equação de Hill (nome devido à Archibald Vivian Hill, 1938) é a equação mais famosa na mecânica musculatória. Esta equação é assim definida:

$$(v + b)(T + a) = b(T_0 + a), \quad (3.33)$$

onde  $T$  representa a tensão no músculo,  $v$  representa a velocidade de contração, e  $a$ ,  $b$ ,  $T_0$  são constantes. Se as constantes  $a$  e  $b$  no lado esquerdo da equação forem ignoradas, então ela representará que a taxa de trabalho executado, e portanto a taxa de conversão de energia para reação química, é constante. Isto é razoável para o músculo tetanizado, condição na qual ele foi estudado por Hill.

Nos experimentos de Hill (1938), um músculo foi fixado pelas extremidades a uma certa distância  $L_0$ , depois estimulado eletricamente a uma frequência suficientemente alta para tetanizar o músculo à tensão máxima  $T_0$ . Nesta condição o músculo é liberado em uma das extremidades e retorna para um novo comprimento  $L$ , que é menor do que  $L_0$ , ou a uma nova tensão  $T$ , que é menor do que  $T_0$ . Imediatamente após a liberação, a velocidade de contração  $v = -dL/dt$  e a tensão  $T$  foram medidas (Figura 3.7), surgindo daí a equação de Hill (3.33), que pode ser reescrita como:

$$v = b \frac{T_0 - T}{T + a}, \quad (3.34)$$

ou

$$T = \frac{bT_0 - av}{v + b} = a \frac{v_0 - v}{v + b}. \quad (3.35)$$

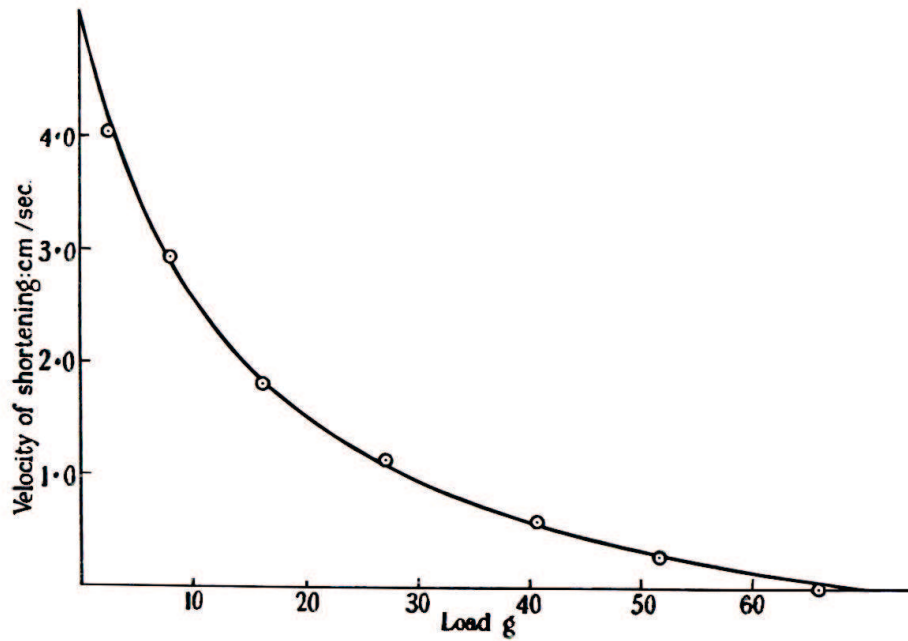


FIGURA 3.7 – Dados experimentais de força ( $T$ , massa em gramas) e velocidade ( $v$ , cm/s) de encurtamento isotônico de um músculo esquelético de uma rã na condição de tetanizado. Por (HILL, 1938) apud (FUNG, 1993).

Quando  $T = 0$ , a velocidade  $v$  atinge seu valor máximo

$$v_0 = \frac{bT_0}{a}, \quad (3.36)$$

que é utilizado na equação (3.35). Pode-se reescrever as equações (3.34) e (3.35) na forma adimensional

$$\frac{v}{v_0} = \frac{1 - (T/T_0)}{1 + c(T/T_0)} \quad (3.37)$$

ou

$$\frac{T}{T_0} = \frac{1 - (v/v_0)}{1 + c(v/v_0)}, \quad (3.38)$$

onde

$$c = \frac{T_0}{a}. \quad (3.39)$$

#### 3.3.4.2 Comportamento das Constantes $a$ , $b$ e $S_0$ , $v_0$ e $c$ na Equação de Hill

A equação de Hill contém três constantes independentes,  $a$ ,  $b$  e  $S_0$ , conforme a equação (3.33) ou  $T_0$ ,  $v_0$  e  $c = T_0/a$ , conforme a equação (3.37). Estas constantes variam de acordo com o comprimento inicial do músculo  $L_0$ , e de fatores como temperatura, composições químicas, drogas, etc.

A tensão máxima isométrica  $T_0$  depende fortemente de  $L_0$ . Se  $L_0$  é muito pequena ou muito grande,  $T_0$  cai a zero. Existe uma distância ótima  $L_0$  na qual  $T_0$  é máxima.

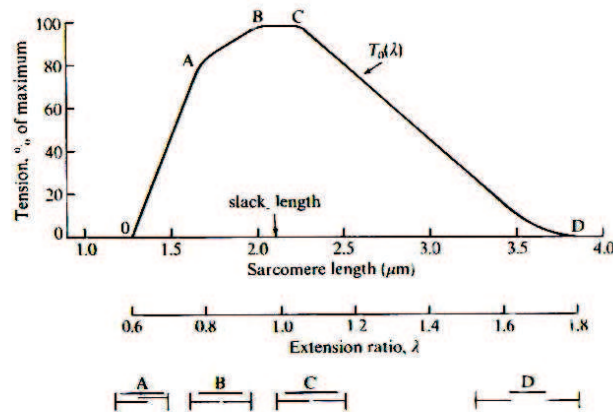


FIGURA 3.8 – Curva de tensão isométrica para fibras do músculo esquelético de rãs. Os segmentos OA e AB são referidos como limbos ascendentes, a porção superior (BC) é conhecida como platô e a porção CD como limbo descendente. Os comprimentos dos sarcômeros são exibidos na parte inferior do gráfico. Por (HILL, 1938) apud (FUNG, 1993).

Verifica-se na Figura 3.8 a relação entre  $T_0$  e  $L_0$  para uma fibra do músculo esquelético de uma rã.

### 3.3.4.3 Atuadores de Hill

Grande parte dos atuadores utilizados em simulação de músculos (HANNAM et al., 2008) (STAVNESS et al., 2008) (PECK; HANNAM, 2007) (PECK et al., 2000) (CHENG et al., 2000) *et al.* baseiam-se no modelo proposto por (HILL, 1938).

Hill representou os atuadores musculares como sendo compostos de três elementos:

- dois elementos em série: um elemento elástico representando a elasticidade muscular em condição isométrica (Figura 3.9-C), e um elemento contrátil (Figura 3.9-B), que pode ser estendido livremente quando em repouso, mas capaz de se contrair quando ativado;
- um elemento elástico posicionado em paralelo com os demais (Figura 3.9-A), reproduzindo a elasticidade do músculo quando em repouso, de forma que ele volte ao seu comprimento inicial.

O elemento elástico em paralelo tem sido utilizado para representar a ação intramuscular de tecidos interconectados ao redor das fibras, e o elemento elástico em série tem sido atribuído principalmente à elasticidade intrínseca das pontes cruzadas (HUXLEY; KRESS, 1985).

Um número de trabalhos desenvolvem estudos conduzidos com base no modelo de Hill, apresentando modelos alternativos. O aspecto limitante mais importante de todos



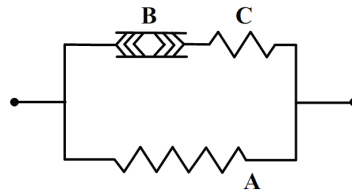


FIGURA 3.9 – Modelo funcional do músculo, de (HILL, 1938) apud (FUNG, 1993).

os modelos é a dificuldade para estimar os seus parâmetros, e apenas alguns estudos apresentam valores concretos. A maioria dos trabalhos utiliza parâmetros derivados de dados experimentais. Parâmetros experimentais são descritos por Cole et al. (1996), Deng e Goldsmith (1987), Magid e Law (1985), Rack e Westbury (1969), Winters e Stark (1988) e Winters e Woo (1990).

#### 3.3.4.4 Modelo Matemático

O modelo matemático de músculo que será descrito a seguir baseia-se no modelo descrito por McMahon (1984) e exibido na Figura 3.10. Um músculo produz dois tipos de forças, ativa e passiva, que se somam compondo a força total. O elemento contrátil do músculo fornece a energia ativa, através do mecanismo formado pela ação entre actina e miosina. Elementos não contráteis do músculo contribuem para sua força passiva. Tecnicamente, o elemento passivo de um músculo possui propriedades visco-elásticas, porém estas podem ser simplificadaamente modeladas mecanicamente através de molas. Como o elemento modelado como mola encontra-se em série com o elemento contrátil, pode-se considerar a força produzida pelo elemento contrátil como uma força ativa transmitida para os ossos através de um elemento elástico em série. Os músculos possuem, porém, mais um elemento elástico, chamando elemento elástico paralelo, que também contribui para sua força passiva.

Em 1922, nos experimentos conduzidos por A.V. Hill, percebeu-se que os músculos produzem mais força quando mantidos em condição isométrica, ou seja, a um comprimento fixo, do que quando eles se encurtavam. Quando músculos se encurtam, eles aparentemente gastam parte de sua energia ativa ao vencer uma resistência inerente ao músculo. Esta resistência não é advinda do elemento elástico em série, pois este age contra o alongamento, não contra o encurtamento. Portanto Hill considerou esta resistência como outro tipo de força passiva no músculo. Hill verificou que quanto mais rápido for o encurtamento muscular, menor será a força produzida pelo músculo. Considerando uma força ativa constante, Hill concluiu que altas velocidades de contração levam à altas forças resistivas. Este comportamento é análogo ao comportamento mecânico de um amortecedor. Em um amortecedor, para uma dada velocidade  $\dot{x}$ , a força necessária para mover seu pistão será  $T = b\dot{x}$ . Levando-se em consideração que um músculo produz menos força ao encurtar-se, Hill propôs que o elemento que contribui para a viscosidade se

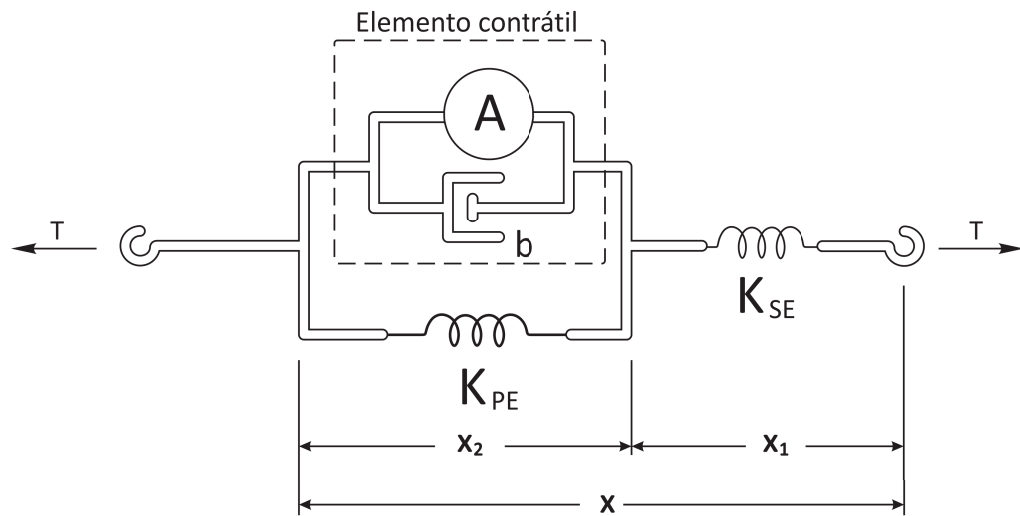


FIGURA 3.10 – Modelo muscular, de McMahon (1984)

encontraria em paralelo com o elemento contrátil, portanto este elemento foi denominado um elemento elástico paralelo.

O modelo proposto pode, portanto, descrever como o total de força produzida pelo músculo depende de seus componentes ativos e passivos, e a Figura 3.10, representa graficamente seus componentes análogos. O modelo matemático pode ser deduzido como segue (MCMAHON, 1984):

Assume-se que o elemento elástico em série possui comprimento em repouso  $x_1^*$ , e o elemento elástico paralelo possui comprimento em repouso  $x_2^*$ . A mesma força  $T$  é desenvolvida em ambos os elementos, pois o músculo pode ter somente uma força a qualquer dado momento. Portanto,

$$T = K_{SE}(x_1 - x_1^*), \quad (3.40)$$

e

$$T = K_{PE}(x_2 - x_2^*) + b\dot{x}_2 + A. \quad (3.41)$$

Como o comprimento total do músculo deve ser a soma de comprimentos dos elementos em série e em paralelo:

$$x = x_1 + x_2, \quad (3.42)$$

$$x^* = x_1^* + x_2^*, \quad (3.43)$$

e portanto

$$x - x^* = (x_1 - x_1^*) + (x_2 - x_2^*). \quad (3.44)$$

Substituindo na equação (3.41) temos:

$$T = K_{PE}(x - x^*) - K_{PE}(x_1 - x_1^*) + b\dot{x}_2 + A, \quad (3.45)$$

$$T = K_{PE}(x - x^*) - K_{PE}\frac{T}{K_{SE}} + b(\dot{x} - \dot{x}_1) + A, \quad (3.46)$$

$$x_1 = \frac{T}{K_{SE}} + x_1^* \Rightarrow \dot{x}_1 = \frac{\dot{T}}{K_{SE}}. \quad (3.47)$$

Chega-se assim à relação entre força, comprimento e força ativa:

$$T = K_{PE}(x - x^*) - K_{PE}\frac{T}{K_{SE}} + b(\dot{x} - \frac{\dot{T}}{K_{SE}}) + A. \quad (3.48)$$

Ao isolar a taxa de variação de força em relação ao tempo,  $\dot{T}$ , obtêm-se a equação diferencial de um músculo típico:

$$\dot{T} = \frac{K_{SE}}{b} \left( K_{PE}\Delta x + b\dot{x} - \left(1 + \frac{K_{PE}}{K_{SE}}\right)T + A \right). \quad (3.49)$$

Na equação (3.49) a força ativa  $A$ , comprimento muscular  $x$ , sua taxa de variação  $\dot{x}$  e força  $T$  são todas funções do tempo.

### 3.4 ANATOMIA TEMPOROMANDIBULAR

O movimento realizado pela mandíbula é considerado um dos mais complexos da anatomia humana (VILLAMIL, 2009), sendo esta utilizada a cada 3 minutos ou menos para funções como fala, mastigação e deglutição.

A mandíbula é um objeto que se move de acordo com leis dinâmicas. Possui atributos como massa, centro de massa e propriedades inerciais que não são geralmente descritos. A tensão produzida pela associação dos músculos da mastigação que atuam em diferentes localizações acelera esta massa, que pode mover-se tridimensionalmente. Este movimento desdobra-se em componentes com 6 graus de liberdade de movimento para cada uma das articulações temporomandibulares (direita e esquerda). A mandíbula é limitada por uma série de forças físicas que atuam em vários sítios, tipicamente na articulação e na dentição. Geralmente estas forças são geradas por elementos elásticos, viscosos e não-lineares em proporção variada. O movimento final da mandíbula é, deste modo, delineado por um ambiente em alteração dinâmica, tanto de forças não-lineares direcionadoras como de resistência. Uma vez que este movimento é definido dentro de um sistema coordenado, os movimentos regionais das partes componentes, tais como dentes e superfícies articulares, também são específicos, uma vez que todos pertencem a mesma

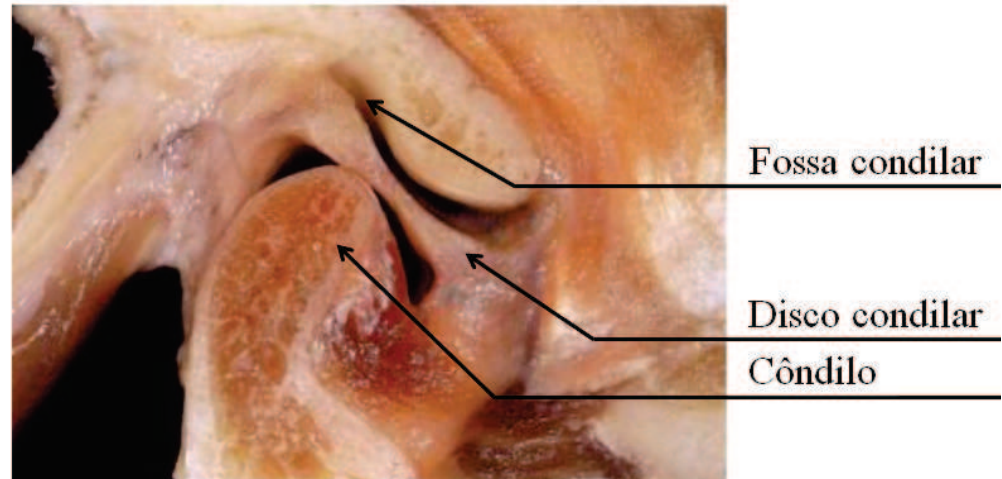


FIGURA 3.11 – Conjunto cômulo-disco em corte (BUMANN; LOTZMANN, 2002).

geometria (HANNAN, 2000).

Serão abordados a seguir dois aspectos fundamentais do funcionamento da mandíbula, sendo estes a articulação temporomandibular ou ATM, e os músculos responsáveis pelo seu movimento, o principal foco de estudo deste trabalho.

### 3.4.1 Articulação Temporomandibular

Uma articulação é o mecanismo que a natureza oferece a um sistema para capacitá-lo ao movimento com um mínimo de desgaste. A articulação atua como uma parte integral de um sistema de alavanca movido pela ação dos músculos.

O movimento da mandíbula se dá através da articulação temporomandibular, classificada como um articulação Sinovial (HALL, 1991 apud VILLAMIL, 2009). Articulações sinoviais possuem uma estrutura complexa e apresentam uma membrana altamente vascularizada que forra a articulação internamente. O líquido sinovial, produzido pela membrana, tem a função de lubrificar a articulação e nutrir os seus tecidos avasculares. Desta forma, o atrito durante a movimentação da articulação é reduzido, permitindo um grande número de movimentos entre as articulações.

As articulações sinoviais podem ser classificadas conforme a função que exercem ou segundo a característica das superfícies ósseas. A articulação temporomandibular é classificada como *Condilar*, pois possui uma superfície óssea saliente chamada de cômulo. O movimento da articulação é regulado pelo disco condilar, que tem a função de controlar o movimento do cômulo e evitar o seu contato direto com as estruturas ósseas (Figura 3.11).

Segundo Dawson (2008), as superfícies articulares do cômulo e da sua cavidade recíproca permitem um movimento mínimo. O cômulo geralmente é descrito como uma articulação universal, mas esta descrição não é correta, pois cada cômulo gera uma

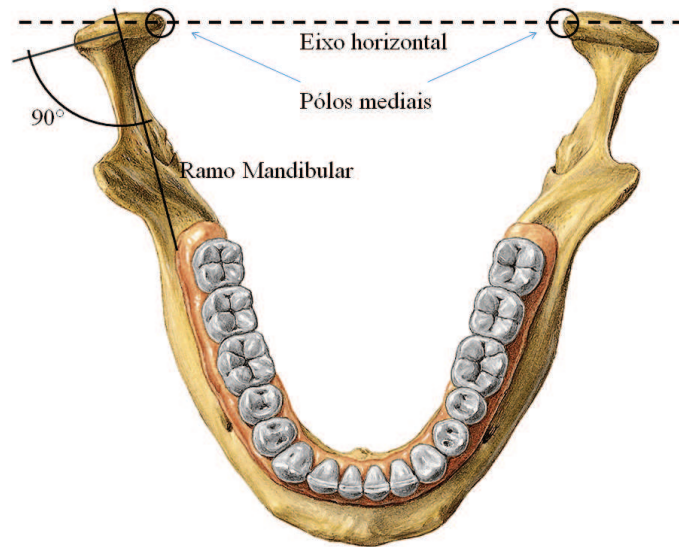


FIGURA 3.12 – Eixo de rotação da mandíbula.

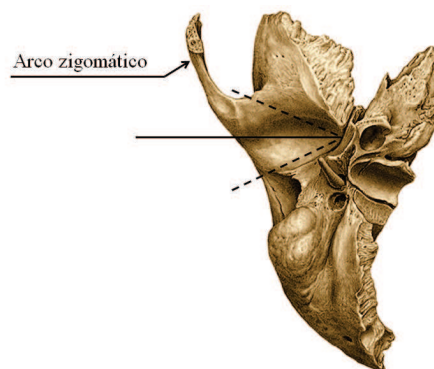


FIGURA 3.13 – Fossa medial, adaptado de Dawson (2008) e Putz (2006).

restrição no movimento do outro. No movimento de abertura, os côndilos possuem um eixo comum, agindo como uma dobradiça. Apesar de os côndilos raramente serem simétricos, a rotação axial ocorre ao redor de uma dobradiça verdadeira que está em um eixo fixo quando os côndilos estão assentados. A rotação através de um eixo fixo somente é possível se o eixo de rotação for posicionado nos pólos mediais. A Figura 3.12 ilustra esta situação. O motivo disto é que o eixo do côndilo não é paralelo ao eixo axial do corpo humano.

Para que a fossa medial possa receber o movimento do côndilo, ela possui um formato triangular (Figura 3.13). Além disso, sua porção medial é reforçada com um osso espesso, para que esta possa servir como um ponto de parada de força superior dos músculos elevadores e para a força interna dos músculos pterigóideos mediais, que serão vistos adiante.

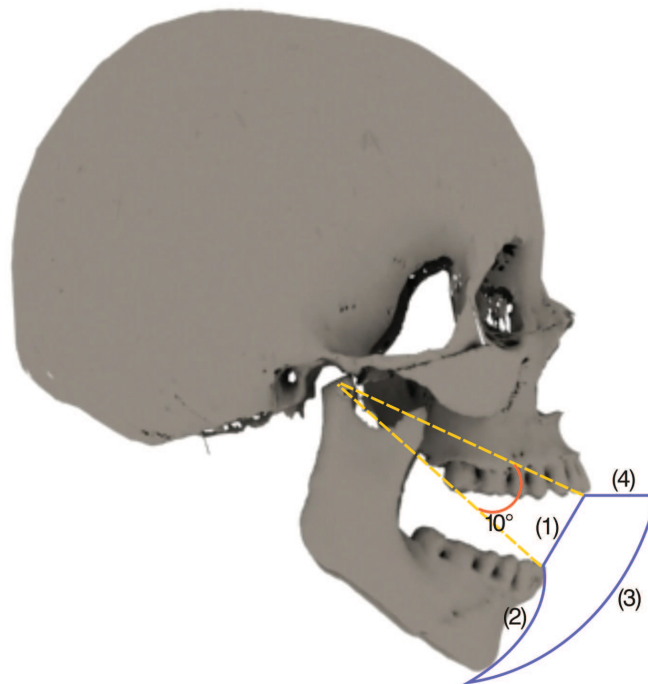


FIGURA 3.14 – Figura de Posselt contendo os pontos atingíveis pelo ponto incisal (VILLAMIL, 2009).

### 3.4.2 Movimentos da ATM

A ATM permite que a mandíbula reproduza várias trajetórias externas, que normalmente são descritas a partir do ponto incisal (ponto localizado entre os dentes incisivos). O movimento de abertura e fechamento da boca é um dos movimentos básicos mais utilizados para análise de patologias da ATM.

A área máxima que engloba todos os pontos que podem ser atingidos pelo ponto incisal é descrita conforme figura de Posselt (Posselt, 1952 apud VILLAMIL, 2009), Figura 3.14. A figura de Posselt pode ser dividida em 4 segmentos. No primeiro segmento (1) a mandíbula rotaciona aproximadamente 10 graus sobre o eixo da junta. Quando o movimento de abertura prossegue, ocorre a protrusão da mandíbula. O movimento de protrusão é naturalmente necessário, pois caso a abertura ocorresse em forma de uma dobradiça sobre um eixo fixo, ocorreria uma compressão das vias aéreas na altura da laringe. Desta forma, o movimento de abertura (2) é a combinação de um movimento de rotação combinado com um movimento de translação do eixo que passa pelos pólos mediais. O movimento de fechamento (3), que percorre o caminho frontal máximo, é uma combinação entre a rotação do eixo referencial e a máxima protrusão da mandíbula permitida pela ATM. Na parte final do fechamento (4) ocorre a translação de modo que os pólos mediais retornam para sua posição original, a fossa do osso temporal.

Além do movimento de abertura, também é bastante estudado o movimento de

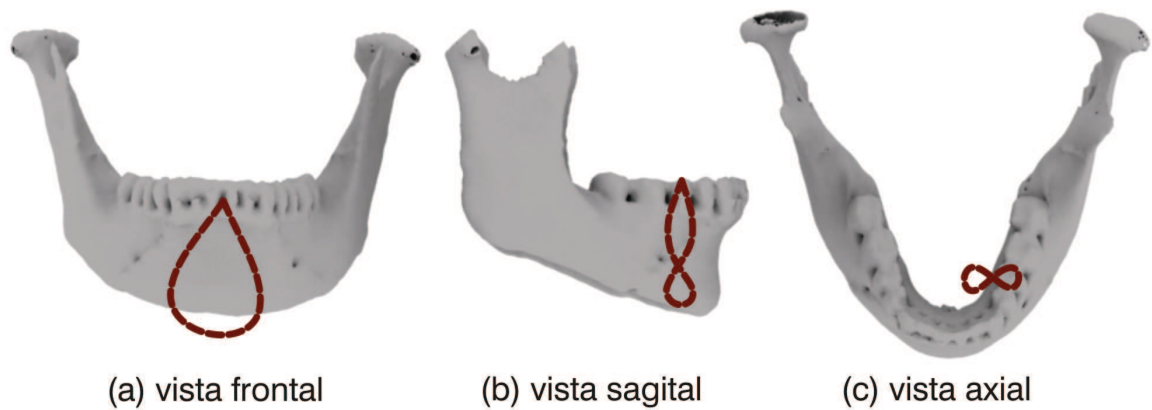


FIGURA 3.15 – Movimento de Bennet descrevendo o ciclo padrão de mastigação (VILLAMIL, 2009).

mastigação possibilitado pela ATM, principalmente pelo fato de este movimento ser o que gera as maiores cargas compressivas na articulação. Os movimentos de mastigação são os mais afetados por disfunções na ATM, que causam desconforto, dor, alterações na morfologia da face, entre outros efeitos indesejados. Ao analisar os movimentos mastigatórios, observa-se os ciclos de mastigação. Cada ciclo corresponde a um movimento mandibular completo. Quando os dentes encontram-se em máximo contato, diz-se que os mesmos encontram-se em posição de intercuspidação máxima. A posição de repouso da mandíbula é dita quando os músculos encontram-se em comprimento de repouso e em tônus equilibrado. O movimento que descreve aproximadamente o ciclo de mastigação é chamado de movimento de Bennett (MOHL et al, 1989 apud VILLAMIL, 2009). O movimento de Bennet, Figura 3.15, possui uma trajetória em forma de gota, vista no plano frontal, com uma abertura medial e um fechamento lateral. A curva descrita pelo eixo de movimento é diferente para os côndilos. O côndilo do lado onde o alimento está sendo mastigado percorre uma distância menor do que o côndilo de balanceio. Durante o fechamento, o côndilo de balanceio translada para trás, enquanto o côndilo de trabalho sofre uma pequena rotação.

### 3.4.3 Musculatura Mastigatória

Por exercerem forças muito importantes na estrutura mandibular, o estudo dos músculos da mastigação é parte essencial no estudo médico e odontológico da ATM. Segundo Dawson (2008), a força compressiva da musculatura de fechamento pode gerar uma pressão de até 975 psi (68,5 kgf/cm<sup>2</sup>). A devastação destas forças mastigatórias aberrantes pode ir além dos dentes, podendo, com o tempo, deslocar o disco condilar e causar uma variedade de deformações estruturais na ATM. Ainda segundo Dawson (2008), a musculatura deve também ser foco de estudo na odontologia restauradora, implantes,

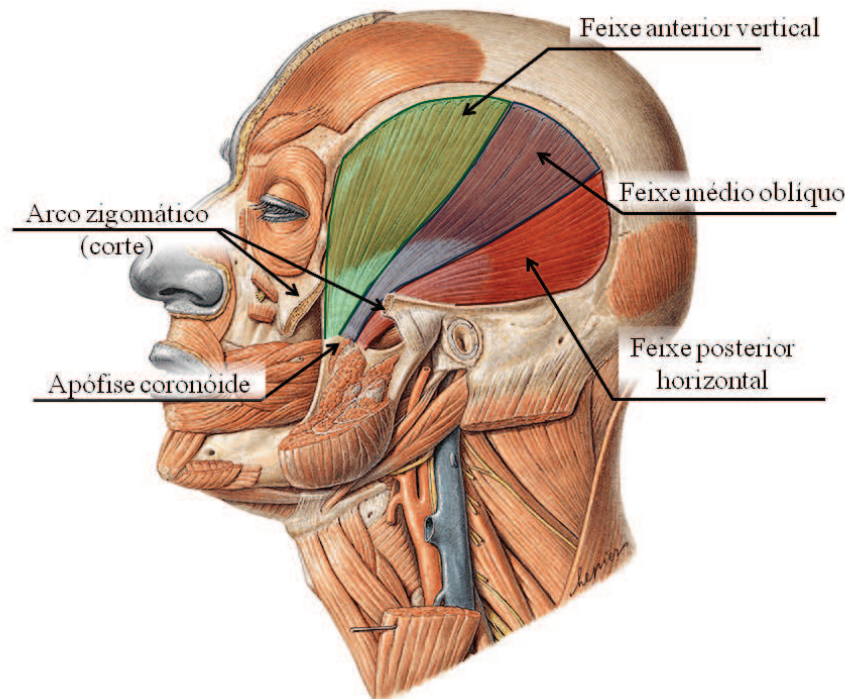


FIGURA 3.16 – Anatomia do músculo temporal e regiões de inserção, adaptado de Putz (2006).

ortodontia, ortopedia facial ou cirurgia maxilofacial.

Sabe-se que existe uma comunicação entre os dentes e a musculatura, pois estes atuam como sensores para guiar a ação dos músculos, atuando junto ao sistema neuromuscular e garantindo o movimento correto da mandíbula.

Geralmente é feita uma distinção entre os músculos elevadores e os depressores da mandíbula. O músculo pterigóideo lateral, porém, é ativo tanto durante a abertura quanto nos movimentos de fechamento. Serão detalhados a seguir os músculos responsáveis pela mastigação e que serão simulados no trabalho que está sendo descrito.

#### 3.4.3.1 *Músculo Temporal*

Este músculo é formado por três feixes fibrosos principais (MOLINA, 1989): as fibras menores que são quase verticais, as fibras do feixe médio que são oblíquas e as fibras posteriores que são quase horizontais. Os três feixes fibrosos se reúnem em uma área côncava logo acima do arco zigomático (Figura 3.16). Os feixes passam por trás do arco zigomático e se inserem na superfície interna superior e na borda anterior da apófise coronóide mandibular.

As fibras anteriores são ativas nos movimentos mandibulares de fechamento e protração. Estas fibras trabalham em conjunto com os músculos pterigóideos laterais e mediais, assim como as fibras superficiais do masseter nos movimentos protraçivos<sup>3</sup>.

<sup>3</sup>Movimentos protraçivos são os que avançam a mandíbula



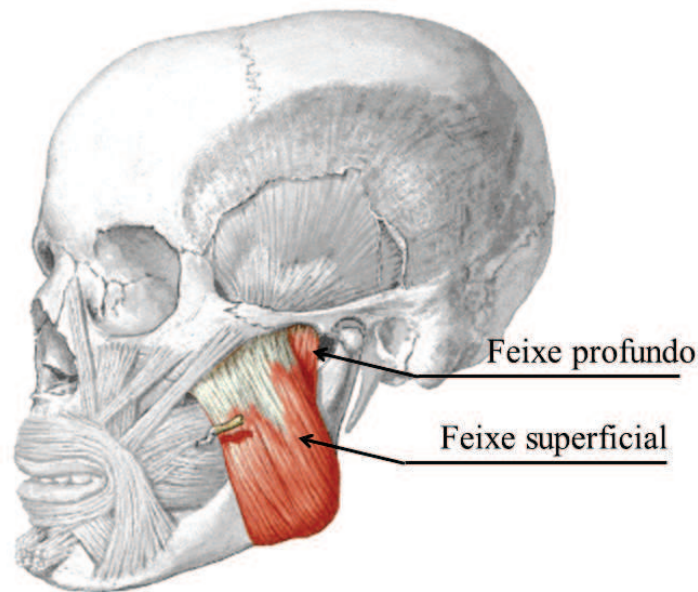


FIGURA 3.17 – Anatomia do músculo masseter, adaptado de (NORTON, 2007).

As fibras médias do músculo temporal são ativas nos movimentos laterais e de fechamento e são antagonistas às fibras do músculo masseter do mesmo lado e às fibras do músculo pterigóideo lateral e medial contralateral durante os movimentos laterais.

As fibras posteriores deste músculo são ativas no fechamento tanto em OC<sup>4</sup> como em RC<sup>5</sup>, e são antagonistas das fibras profundas do masseter e de um pequeno feixe fibroso do masseter que se insere na apófise coronóide.

#### 3.4.3.2 *Músculo Masseter*

O músculo masseter é um músculo forte grosso e retangular (Figura 3.17), formado por um feixe superficial e outro profundo (MOLINA, 1989). O feixe superficial se origina na borda inferior do arco zigomático. As fibras se direcionam para baixo e para trás e se inserem desde a superfície externa do ramo mandibular ascendente até as proximidades do primeiro molar inferior. O feixe profundo (menor) se insere na superfície do terço posterior da borda inferior e região interna do arco zigomático. As fibras deste feixe muscular descem e avançam até se inserirem na superfície externa da apófise coronóide. Outra porção deste feixe se insere na metade superior do ramo ascendente da mandíbula. A Figura 3.17 ilustra os pontos de inserção dos feixes principais do músculo masseter.

Este músculo é o que proporciona a força mastigatória principal, pois possui um maior número de fibras musculares do que o temporal, que é um músculo posicionador da mandíbula. O masseter participa também de movimentos de lateralidade para o

<sup>4</sup>Oclusão cêntrica (OC) é um termo que designa a posição de maior contato entre as arcadas dentárias.

<sup>5</sup>Relação cêntrica (RC) refere-se à posição onde os côndilos encontram-se posicionados mais superior e posteriormente.

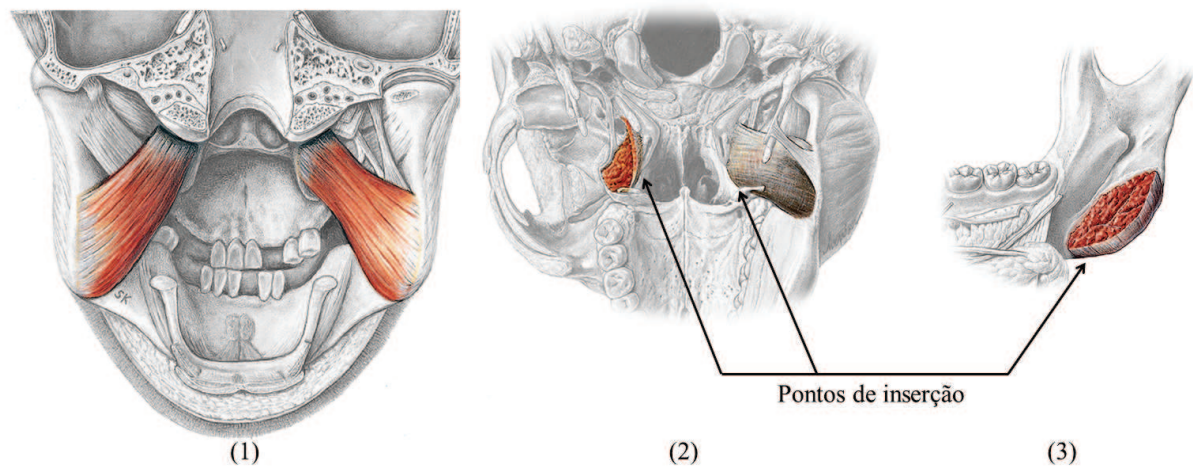


FIGURA 3.18 – Anatomia do músculo pterigóideo medial, vista posterior (1), ponto de inserção no crânio (2) e ponto de inserção na mandíbula (3). Adaptado de Putz (2006).

mesmo lado (homolateral), sendo agonista das fibras mediais do músculo temporal e dos músculos pterigóideos lateral e medial do lado oposto. Além disso, ele também atua em movimentos protrusivos, contraindo-se junto com as fibras anteriores do temporal e as fibras do pterigóideo lateral e medial bilateral.

#### 3.4.3.3 *Músculo Pterigóideo Medial*

Também chamado na literatura por pterigóideo interno (MOLINA, 1989). Este músculo insere-se na superfície interna da apófise pterigóidea (Figura 3.18) no processo piramidal do osso palatino e, inferiormente, na superfície interna do ramo ascendente da mandíbula e ângulo interno mandibular.

As ações deste músculo estão associadas a três movimentos distintos. O primeiro deles é o movimento de fechamento, quando se contrai em conjunto com as fibras do masseter e temporal. Atua também no movimento de lateralidade, contraindo-se com as fibras do pterigóideo lateral do mesmo lado e com as fibras do masseter e médias do temporal do lado oposto, e por fim no movimento de protrusão, quando ambos os feixes se contraem junto com as fibras anteriores bilaterais do temporal, as fibras do masseter e pterigóideo lateral bilateral.

#### 3.4.3.4 *Músculo Pterigóideo Lateral*

Este músculo é curto, grosso e cônico, é formado por dois feixes distintos, possuindo funções diferentes porém complementares. O feixe superior ou esfenoide está inserido através de fibras finas na porção anterior do disco articular (Figura 3.19). Internamente, está inserido na região lateral da asa maior do osso esfenoide e na crista infra-temporal. Este feixe determina a posição e função do disco articular junto com as fibras elásticas

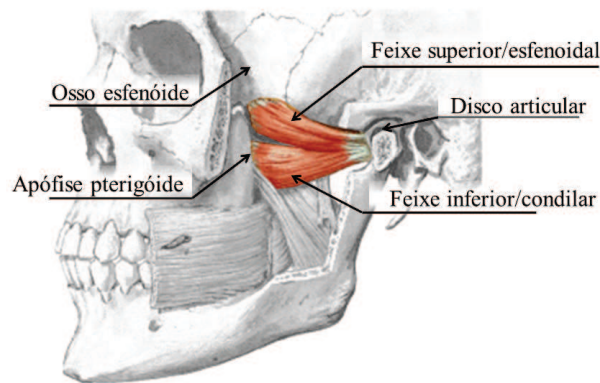


FIGURA 3.19 – Anatomia do músculo pterigóideo lateral. Adaptado de Putz (2006).

posteriores (MOLINA, 1989).

O outro feixe, inferior ou condilar, fica inserido lateralmente à asa menor da apófise pterigóide e externamente, em uma depressão conhecida como fôvea pterigóidea da região anterior do côndilo. Este feixe é conhecido como “posicionador do côndilo”.

Estes dois feixes trabalham em sinergia para controlar a posição do côndilo e do disco articular durante a abertura e fechamento da mandíbula. A Figura 3.20 descreve o processo de abertura e fechamento da mandíbula. No início do movimento, o disco está posicionado no topo do côndilo (1). À medida em que a porção inferior do músculo pterigóideo lateral (+) começa a tracionar o disco (2), o ventre superior do músculo pterigóideo lateral começa a liberar a contração para permitir que as fibras comecem a tracionar o disco mais para o topo do côndilo (3). No processo de fechamento da mandíbula (4), o côndilo começa a se mover para trás e para cima (5) na inclinação acentuada do côndilo, para que o disco seja tracionado de volta para sua posição anterior (6). Para isto, o ventre superior do pterigóideo lateral (+) começa sua contração à medida em que o feixe inferior (-) libera o côndilo para que os músculos elevadores o tracionem de volta (DAWSON, 2008).

Ainda na Figura 3.20, observa-se o ligamento posterior (LP), que tem a função de limitar o movimento do disco condilar, garantindo que este não se desloque muito para o interior ou para o exterior.

O papel exato deste músculo ainda não foi totalmente esclarecido. Além disso, no estudo de Murray et al. (2004), que utilizou sondas mais refinadas para monitoração do nível de estímulo dos músculos, foi possível a identificação de três zonas de fibras com níveis de ativação diferentes para cada feixe (superior e inferior), ressaltando o nível de refinamento dos movimentos destes feixes. Estes estudos questionam até mesmo se o pterigóideo lateral não poderia ser classificado como dois músculos separados.

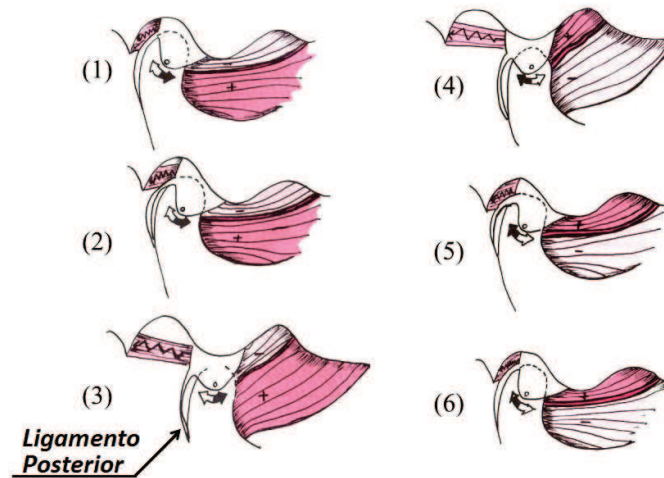


FIGURA 3.20 – Ciclo de movimento do músculo pterigóideo lateral. Adaptado de Dawson (2008).

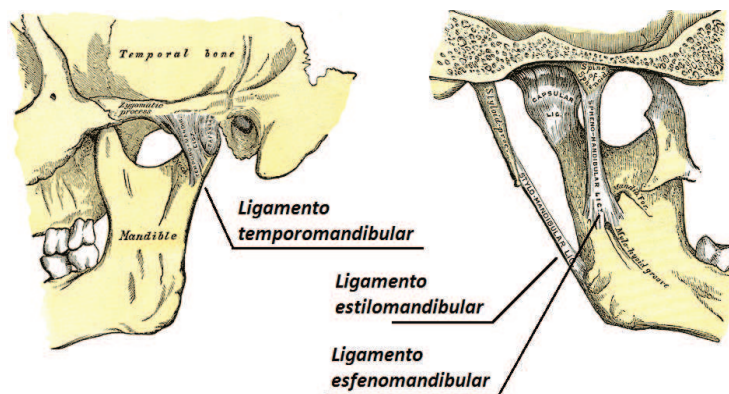


FIGURA 3.21 – Ligamentos associados à ATM. Adaptado de Gray (1958).

#### 3.4.4 Ligamentos da ATM

Ligamentos são bandas de tecidos conjuntivos que possuem como função a união entre duas estruturas, como dois ossos. Os ligamentos auxiliam na estabilização dos movimentos das articulações, limitando seus movimentos somente nas direções e amplitudes corretas. Existem três ligamentos associados à ATM, o maior deles é o ligamento temporomandibular, que possui duas porções, externa e interna. Os demais ligamentos são o estilomandibular ou ligamento estilomaxilar e o esfenomandibular ou ligamento lateral interno (Figura 3.21).

## 4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO DOS MÚSCULOS

O trabalho desenvolvido constitui um modelo baseado em física para simulação dos músculos temporomandibulares atuantes na função mastigatória, com o objetivo de reproduzir os movimentos da mandíbula. O desenvolvimento do modelo exigiu que fosse desenvolvido um simulador de física da ATM, com a possibilidade de alteração dos parâmetros advindos do modelo de músculo adotado. O simulador também foi importante na etapa de desenvolvimento do modelo muscular, que busca representar os principais músculos atuantes no movimento mastigatório. O modelo é constituído de três elementos básicos. O primeiro componente do modelo é o modelo geométrico, gerado a partir de imagens de tomografia computadorizada de um crânio, de onde foram segmentados os ossos. O indivíduo que submeteu-se aos exames para obtenção das imagens possui características anatômicas padrão, ou seja, sem nenhuma patologia nas articulações e músculos do complexo temporomandibular. O segundo componente do modelo é o modelo matemático muscular, e finalmente os modelos de ligamentos, para restrição e estabilização do movimento mandibular.

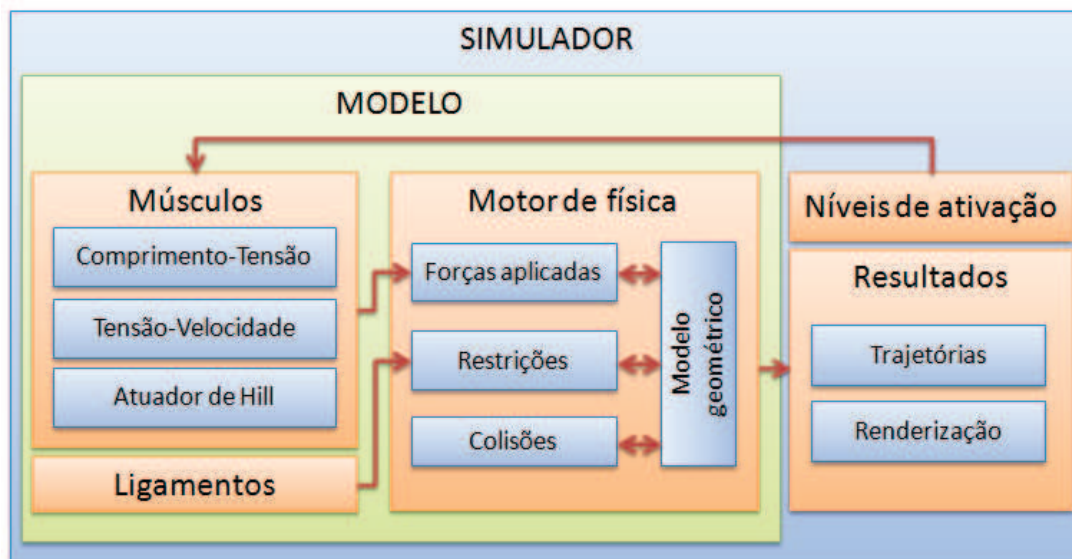


FIGURA 4.1 – Diagrama de blocos do relacionamento entre modelo, simulador e usuário.

A interação do usuário com o simulador se dá em um primeiro momento através da modelagem do posicionamento e formato dos músculos no modelo geométrico. Em um segundo momento o usuário pode atuar na modificação dos níveis de ativação dos músculos. O mecanismo de física *PhysX* é responsável pelo processamento das forças e restrições aplicadas ao modelo físico da mandíbula, além de verificar e responder a colisões entre corpos rígidos, atualizando suas variáveis de estado. O resultado da simulação é a visualização das respostas em tempo real através de modelo renderizado e a geração de

trajetórias do ponto incisal para comparação com trajetórias reais da mandíbula. Pode-se visualizar na Figura 4.1 um diagrama de blocos representando o simulador e o modelo desenvolvido.

## 4.1 MODELO ADOTADO

A construção do modelo para simulação dos músculos atuantes no processo de mastigação constitui-se em três etapas básicas: a primeira é a obtenção de imagens médicas *in-vivo*. A segunda etapa é a modelagem do conjunto formado pelos músculos, tendões e ligamentos, e finalmente a simulação física da atuação dos músculos, obtendo-se uma trajetória que deverá ser validada com base em aquisições de dados de movimentos reais.

A interação entre o usuário e o modelo gráfico geométrico se dá através da marcação de pontos no modelo. Para esta interação é gerada uma linha imaginária que parte de um ponto dentro da região bidimensional onde o usuário pode clicar com o *mouse*. A partir deste ponto é projetada uma linha que tem como direção o ângulo de visualização do usuário. A detecção de colisão entre a linha projetada e os corpos indica o ponto tridimensional desejado, e este é informado para o usuário através de uma esfera no modelo (Figura 4.2). A detecção de colisão entre raio e modelo foi feita utilizando uma biblioteca livre chamada Coldet (2005), esta biblioteca utiliza algoritmos de detecção do tipo OBB (*Oriented Bounding Boxes*) e também permite a detecção de colisões entre raios e corpos. A marcação de pontos possibilitou a indicação dos pontos componentes das linhas de inserção dos músculos e tendões. Salienta-se neste caso que o uso de bibliotecas disponíveis gratuitamente permite um enfoque no trabalho de simulação física e biomecânica, dispensando desenvolvimentos excessivos nesta área.

Os músculos, objetos de estudo deste trabalho, foram modelados através de curvas de origem e curvas de inserção, e suas fibras foram modeladas utilizando atuadores do tipo Hill (HILL, 1938). Durante a simulação, que ocorre em tempo real, o usuário pode alterar o nível de ativação de cada grupo muscular, observando a reação do modelo ao conjunto de forças exercidas pelos músculos.

O objetivo deste trabalho não é a modelagem anatômica dos músculos, e sim a modelagem biomecânica, porém para uma melhor visualização do nível de ativação dos músculos, os feixes foram renderizados de forma a representar visualmente o nível de força gerado pelos músculos (Figura 4.3), possibilitando uma interface mais intuitiva com o usuário do simulador.

### 4.1.1 Modelo Geométrico - Aquisição de Dados Reais e Pré-processamento

A primeira etapa na construção de um modelo humano virtual consiste na aquisição e processamento de imagens médicas, usadas como base para a reconstrução tridimensional

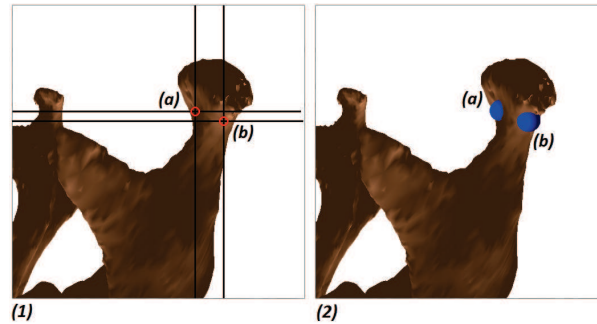


FIGURA 4.2 – Exemplo do processo de marcação de dois pontos no modelo, sob o ponto de vista do usuário. Seleção dos pontos (a) e (b) na imagem (1), e resultado (2)



FIGURA 4.3 – Escala de correspondência entre força muscular e cor de renderização do músculo

das partes que compõem o corpo humano. Uma vez que uma das principais razões para a simulação do sistema mastigatório humano é a compreensão do processo, os modelos precisam ser baseados em dados sólidos, tanto quanto possível. Os dados obtidos *in vivo* influenciam no formato estrutural, em geral definido em três dimensões pelos exames de imagem, com ressonância magnética ou tomografia computadorizada, em músculos, articulações e dentes.

A representação tridimensional pode ser feita na forma de fatias bidimensionais baseadas em pixels ou por matrizes tridimensionais, ambos fornecidos por um captador de imagens ou através do uso de um *Scanner* 3D em um molde de gesso de uma arcada real.

As imagens médicas que foram utilizadas encontram-se digitalizadas através de TC, foram adquiridas de um paciente voluntário para o trabalho de Villamil (2009), e cedidas para o uso neste trabalho. O modelo digitalizado encontra-se separado em três malhas de polígonos distintas, uma referente à mandíbula, uma representando a arcada superior, e outra representando o crânio. O crânio foi separado da arcada superior pois este foi digitalizado com uma menor resolução, consumindo menos recursos computacionais porém com o mesmo resultado final. Na Figura 4.4 pode-se visualizar o modelo em uso no trabalho.

Para que a renderização do modelo oferecesse um menor custo computacional a malha foi simplificada, além disso, o modelo da mandíbula foi unido ao modelo da arcada



FIGURA 4.4 – Modelo de estudo renderizado

superior, já que os mesmos formam um corpo único.

As malhas que representam o crânio e a mandíbula foram convertidos em atores, para que possam ser simulados no motor de física. É necessário neste momento uma diferenciação entre o tratamento dado para o crânio e o dado para a mandíbula, pois o crânio é um elemento que não possui dinâmica, ou seja, permanece estático, oferecendo apoio para a fixação dos músculos e as superfícies de contato para a colisão da mandíbula durante o processo de abertura e fechamento da boca. Para conversão da mandíbula em ator no motor de física, a malha tridimensional necessita ser convertida em um corpo convexo, pois o mesmo não é capaz de simular corpos dinâmicos côncavos. Este processo de conversão da malha não deve levar em consideração toda a mandíbula, pois estaria preenchendo de massa uma região onde ela não está presente. Portanto, para uma correta conversão, a malha representando a mandíbula foi dividida manualmente em 23 sub-regiões, que individualmente foram convertidas em corpos convexos e associadas a um único ator. O processo pode ser visualizado na Figura 4.5.

Como já mencionado, o modelo de crânio será estático, sendo uma de suas funções o fornecimento de superfícies de contato. As regiões de contato entre mandíbula e crânio encontram-se basicamente entre os dentes (arcada inferior com arcada superior) e entre o côndilo e a cavidade condilar. Como o estudo de oclusão envolvendo os modelos de colisão entre os dentes da arcada superior com os da arcada inferior não é o objeto de estudo deste trabalho, estes foram ignorados, portanto os dentes da arcada superior foram modelados



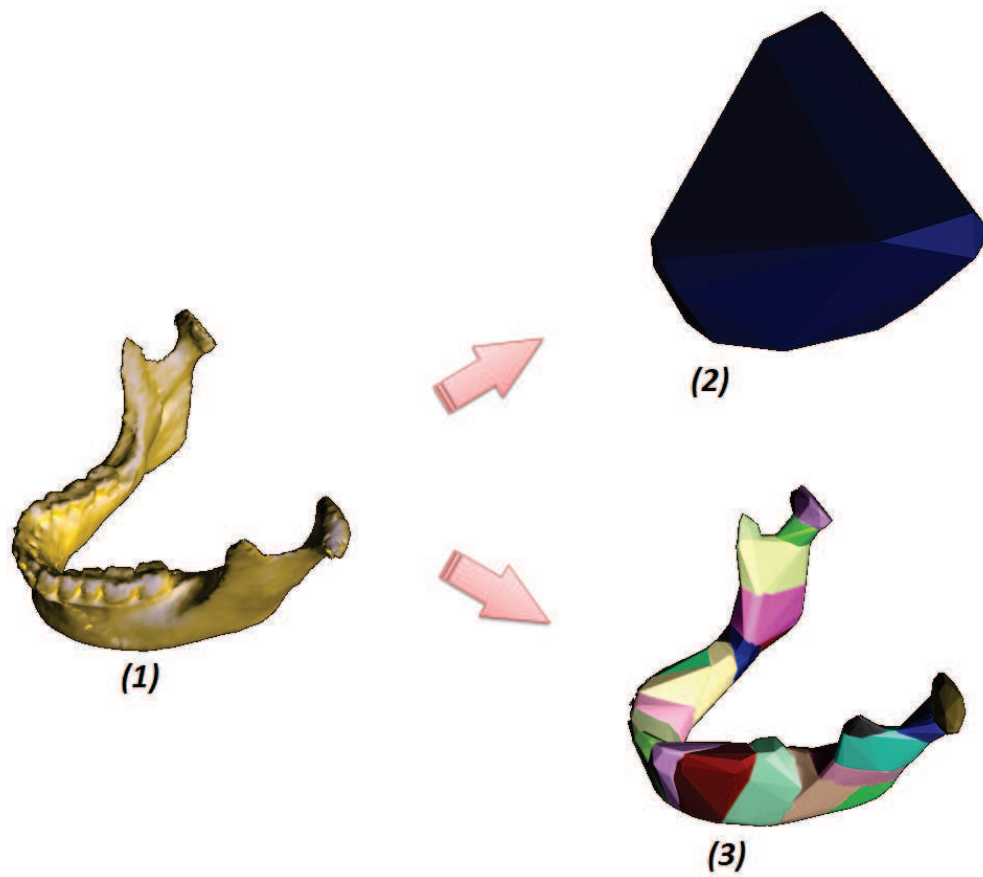


FIGURA 4.5 – Processo de conversão da malha tridimensional para corpos rígidos convexos. Modelo original (1), conversão incorreta (2) e conversão adequada (3).

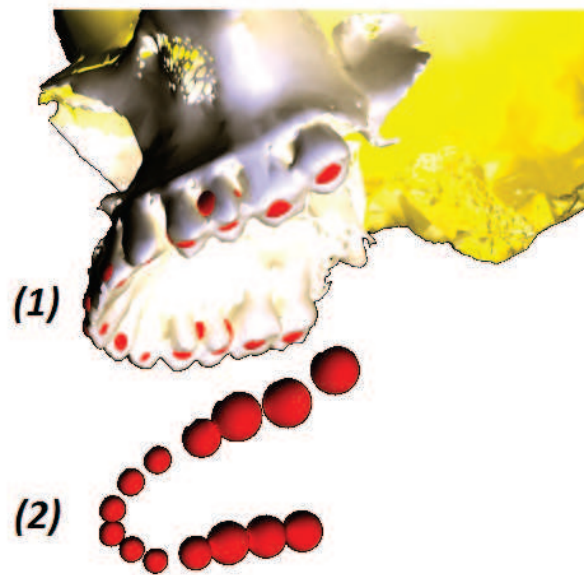


FIGURA 4.6 – Esferas representando os dentes da arcada superior, no posição original (1) e isoladas, para melhor visualização (2).

como esferas (Figura 4.6, e os dentes da arcada inferior foram incluídos nos corpos convexos componentes do ator que representa a mandíbula. Esta simplificação foi estabelecida porque este trabalho não engloba a simulação de movimentos mandibulares finos, como os envolvidos durante o contato entre os dentes. Já no caso da cavidade condilar, foi adicionada uma superfície de contato para deslizamento do côndilo. A utilização de superfícies simulando a cavidade condilar já foi utilizada por Hannam et al. (2008) e Stavness et al. (2008), porém nestes trabalhos o movimento do côndilo estava restrito somente à superfície. Neste trabalho, diferentemente dos trabalhos citados, a superfície está sendo utilizada como um limite superior de contato (Figura 4.7), com o intuito de melhor reproduzir a função das estruturas ósseas, cartilaginosas (disco articular) e demais tecidos. O formato da superfície foi definido através de pontos que formaram uma superfície *spline*. A definição dos parâmetros da curva foi parcialmente baseada no modelo do paciente, em literatura médica, trabalhos relacionados, e ajustada após algumas simulações.

#### 4.1.2 Modelagem de Músculos e Ligamentos

Compondo a segunda fase do desenvolvimento do modelo para simulação, a modelagem dos músculos e ligamentos é feita visando a obtenção das trajetórias de movimento desenvolvidas pela mandíbula. As trajetórias se dão através da atuação de forças resultantes da contração muscular, sendo estas em função do nível de ativação muscular e de diversos parâmetros, que foram ajustados para cada músculo. A seguir serão descritas as principais etapas do processo de modelagem destes elementos.

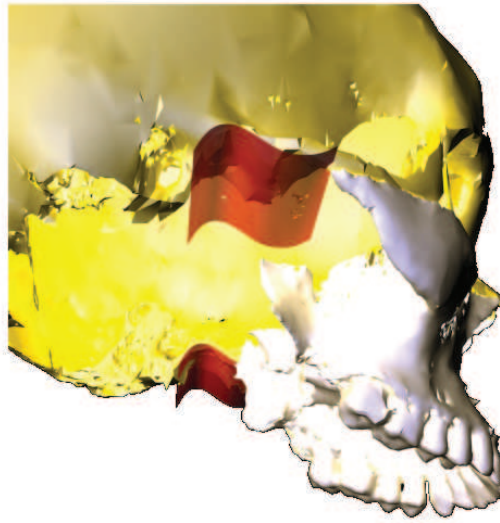


FIGURA 4.7 – Superfícies de contato que substituem as regiões de contato dos côndilos.

#### 4.1.2.1 *Curvas de Origem e Inserção*

Uma etapa importante no desenvolvimento do modelo foi a definição das curvas de inserção dos músculos no modelo tridimensional. Esta definição foi feita manualmente considerando a literatura médica e com auxílio das imagens de ressonância magnética obtidas do paciente voluntário, que serviram como ponto de apoio para uma correta definição destes pontos.

A abordagem de utilizar linhas de ação para os músculos é bastante comum para representar a força destes sobre a estrutura óssea. Esta representação, por uma linha reta, considera dois pontos principais: um ponto de origem, normalmente inserido na região que não se movimenta, e um ponto de inserção, fixado ao osso que se movimenta. Esta abordagem foi utilizada como base, porém ao invés de pontos de inserção foi utilizado o conceito de “de origem” e “curvas de inserção”. Estamos utilizando este conceito porque os músculos que atuam na ATM possuem um perfil muito mais retangular do que longelíneo, se comparados à outros músculos do corpo humano como os dos membros superiores e inferiores. Esperou-se a obtenção de resultados mais condizentes com a anatomia humana utilizando esta abordagem.

É comum também a utilização de pontos de controle para guiar a direção da força no caso dos músculos que contornam regiões ósseas. Neste trabalho estes pontos não foram considerados, já que o único caso de contorno de regiões ósseas é o do músculo temporal, e apenas de uma porção do mesmo.

A marcação dos pontos iniciais das linhas de origem e inserção foi feita manualmente, sendo que os pontos iniciais são definidos através de interação do usuário com modelo tridimensional. Para que a linha de inserção dos músculos tenha um aspecto natural, foi gerada automaticamente uma curva que contém os pontos marcados manualmente. Esta

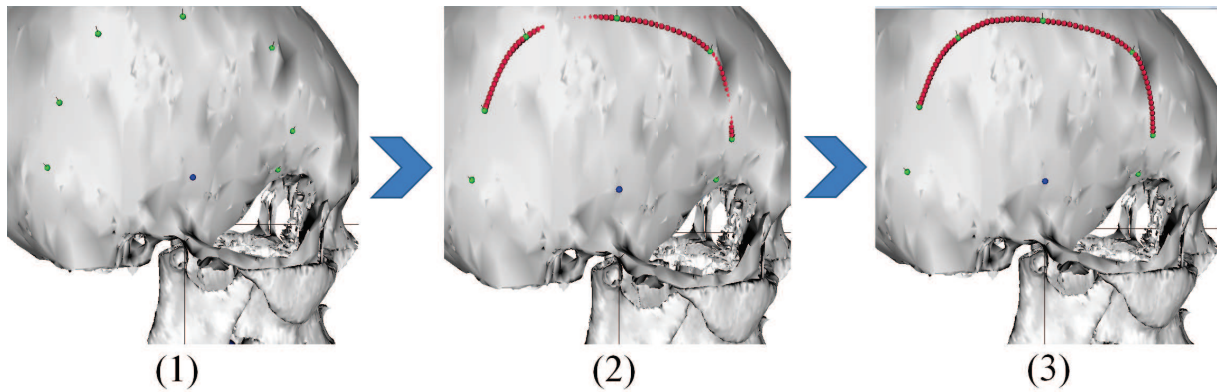


FIGURA 4.8 – Processo de marcação de pontos (1), geração de curvas suavizadas por splines Catmull-Rom (2), e colisão dos pontos gerados com a superfície (3).

curva foi gerada por uma *spline Catmull-Rom* (BARRY; GOLDMAN, 1988), tipo de curva muito utilizada em computação gráfica para geração de movimentos suaves.

Como a superfície óssea é muito complexa, após a geração da curva os pontos não se mantêm na superfície, por isso eles são movimentados no sentido contrário ao que os pontos iniciais foram inseridos, e são novamente colididos contra o modelo capturado. A Figura 4.8 mostra o processo de marcação dos pontos e geração da linha de inserção.

Após a definição das curvas de origem e inserção, é gerada uma quantidade de fibras, definida pelo usuário, para representar o músculo. A abordagem de utilizar curvas de inserção permite que se explore o uso de centenas ou milhares de fibras musculares, avaliando de que forma o aumento do número de fibras simuladas irá melhorar o resultado da simulação. Pode-se avaliar também o custo computacional envolvido nesta simulação. Entretanto, não sendo este o objetivo de estudo, arbitrou-se um número de fibras para cada grupo muscular e os parâmetros foram ajustados de forma a obter-se o melhor seguimento possível das trajetórias desejadas.

#### 4.1.2.2 Modelo Estrutural Aplicado aos Músculos

Constituindo uma das etapas de modelagem dos músculos, a definição da estrutura muscular desempenha um papel importante, pois a determinação do posicionamento e formato das curvas de origem e inserção são fatores que determinam o sentido de aplicação das forças, alterando dinamicamente ao longo da simulação o sentido das forças, já que os pontos de inserção serão movimentados em conjunto com o modelo geométrico referente à mandíbula. O posicionamento dos músculos através das curvas de origem e inserção foram baseados em dados da literatura médica 4.9, representando um indivíduo de características médias. Foram modelados seis grupos musculares. O primeiro músculo foi o temporal, contendo as porções medial e posterior, seguido do temporal anterior, masseter, pterigóideo lateral superior, pterigóideo lateral inferior e pterigóideo medial. A

modelagem destes músculos para o lado esquerdo é mostrada na Figura 4.9. A modelagem no lado direito foi feita manualmente objetivando a maior simetria possível entre os dois lados.

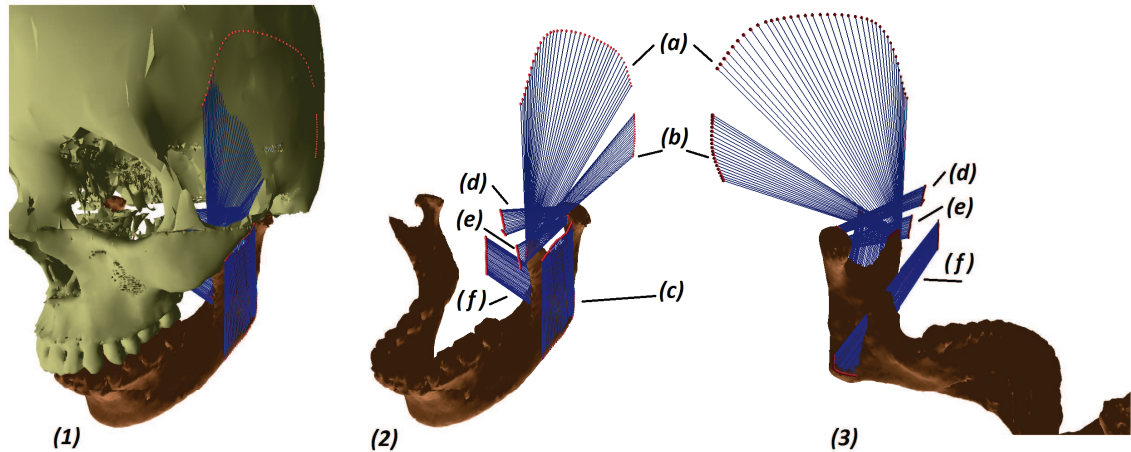


FIGURA 4.9 – Posicionamento e formatação das curvas de origem e inserção para os músculos temporal (a), temporal anterior (b), masseter (c), pterigóideo lateral superior (d) e inferior (e) e pterigóideo medial(f), vistos no modelo completo (1) e no modelo da mandíbula em vista externa (2) e interna (3).

#### 4.1.2.3 Curvas de Ativação Muscular

Para a simulação da ação dos músculos de forma a obter um movimento coordenado da mandíbula, foi necessário definir curvas de ativação muscular. As curvas de ativação simulam os estímulos nervosos gerados pelo indivíduo ao realizar os movimentos básicos da mandíbula.

A entrada dos dados é feita graficamente através de curvas de nível de ativação, variando de 0 a 1 (0 a 100%), em função do tempo. Dados acerca dos níveis de ativação já foram investigados entre outros por Moller (1966), Hannan e Wood (1981) e Hiraba et al. (2000). Estes trabalhos mensuram através de exames eletromiográficos a atividade muscular durante os movimentos de mastigação e mordida.

A abordagem de utilizar curvas de inserção em um primeiro momento pode levar ao entendimento de que seria necessário definir uma função para a variação da ativação ao longo da largura do músculo, pois caso contrário esta abordagem não traria nenhuma contribuição, já que a força média gerada pelo músculo seria a mesma e portanto uma simples linha de ação teria o mesmo efeito. De fato esta variação ocorrerá, mas será definida através principalmente da seção muscular e demais parâmetros musculares, que variam ao longo da sua extensão, alterando a dinâmica ao longo do músculo, o que justifica esta abordagem. Além disso, pode ficar em aberto para um trabalho futuro a definição

destas funções de ativação mais específicas por região, já que ainda não é totalmente compreendida a forma como o músculo é ativado em suas sub-regiões.

Apesar de estarem disponíveis muitos dados sobre a ativação muscular, acredita-se que são necessários ajustes empíricos para obtenção da trajetória final desejada.

#### 4.1.2.4 Modelo Físico Aplicado aos Músculos

A simulação dos músculos baseou-se no modelo de músculo de Hill (HILL, 1938), que trata de modelar músculos a partir do ponto de vista da engenharia, por isto está preocupado com o comportamento mecânico deste e não está preocupado com o processo químico envolvido no interior do músculo.

Outros tipos de abordagens à modelagem muscular baseiam-se na teoria dos filamentos deslizantes, proposta por Huxley e Kress (1985), que leva em consideração a estrutura molecular e objetiva prever a tensão desenvolvida, através da simulação das forças produzidas pelas pontes cruzadas formadas entre moléculas de actina e miosina. Este modelo é adequado quando o objetivo envolvido na simulação inclui o conhecimento sobre detalhes como a quantidade de energia gasta no músculo, ou propriedades musculares não reproduzidas por outros modelos. O alto nível de detalhamento do modelo de pontes cruzadas, entretanto, exige um enorme poder computacional.

O modelo de Hill, por esta razão, continua a ser largamente utilizado em simulações biomecânicas. Apesar de apresentar conhecidas limitações (FUNG, 1993), como a incapacidade de prover informações sobre a estrutura interna do músculo, este tipo de modelo de músculo é muito utilizado pelo seu baixo custo computacional e resultados práticos próximos à realidade, devido à sua capacidade de produzir torques em juntas para a geração de movimentos realistas.

Apresentamos na Figura 3.10 o modelo de Hill utilizado neste trabalho, consistindo de uma mola em série, simulando os elementos elásticos passivos do músculo, e outra mola em paralelo com um elemento contrátil. A dedução matemática deste modelo nos leva à equação diferencial 3.49 do presente trabalho, porém para que as forças possam ser inseridas no simulador de física estas devem ser calculadas a cada iteração da simulação, portanto partiu-se da equação 3.48 para o cálculo da força gerada por cada fibra muscular a cada passo de simulação. Ao isolarmos a tensão  $T$ , temos:

$$T = \frac{\left( K_{PE}(x - x^*) + b \left( \dot{x} - \frac{\dot{T}}{K_{SE}} \right) + A \right) K_{SE}}{K_{SE} + K_{PE}}. \quad (4.1)$$

A velocidade de contração  $\dot{x}$  e a taxa de variação da tensão  $\dot{T}$ , são aproximadas a cada iteração a partir dos resultados dos passos anteriores de simulação.

O fator de amortecimento  $b$  caracteriza a relação força-velocidade de forma linear. Adicionalmente uma relação que deve ser respeitada quando se utiliza modelos de Hill, que é a relação tensão-comprimento. As formas como estas relações foram simuladas serão

detalhadas a seguir.

#### 4.1.2.5 Relação tensão-comprimento

Na estrutura muscular existe uma relação entre o comprimento do músculo e a tensão ativa máxima que este pode desenvolver. Este relacionamento deve-se ao fato de o nível de tensão estar diretamente relacionado ao número de junções de pontes cruzadas que se formam dentro de cada sarcômero no tecido muscular. Quando o músculo está em posição de repouso, existe uma sobreposição máxima dos filamentos finos com os filamentos espessos, de miosina. Na medida em que o músculo altera seu comprimento a quantidade de sobreposição diminui e portanto reduz a quantidade de tensão que o sarcômero pode desenvolver (HUXLEY; KRESS, 1985). Pode-se visualizar na Figura 3.8 esta propriedade. Neste trabalho, esta relação foi simplificada, como no desenvolvimento de Cofer et al. (2010), através da seguinte equação:

$$T(x) = 1 - \frac{(x - x^*)^2}{x_l^2}, \quad (4.2)$$

onde  $x^*$  é o comprimento do músculo em repouso e  $x_l$  determina o quanto a força gerada será atenuada pela contração ou extensão do músculo. O aumento de  $x_l$  aumenta a distribuição da função quadrática inversa resultando em uma menor atenuação dos níveis de força (Figura 4.10).

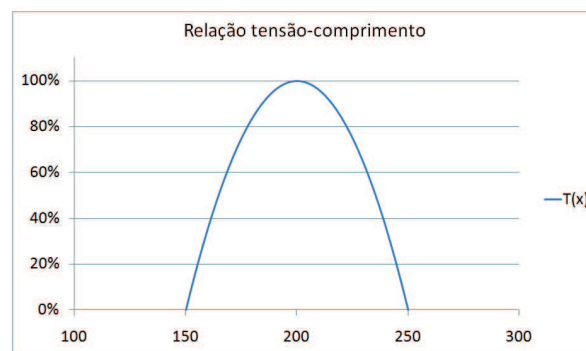


FIGURA 4.10 – Exemplo de relação tensão-comprimento para  $x^* = 200$  e  $x_l = 50$ .

#### 4.1.2.6 Relação velocidade-tensão

Uma propriedade do músculo é a sua incapacidade de contração rápida caso tenha que vencer altos níveis de força. Parte da explicação deste fenômeno está relacionada à inercia da carga a ser vencida, porém o fator primário é que o músculo somente é capaz de exercer sua força máxima quando sua velocidade de contração é próxima a zero (HILL, 1938). O relacionamento entre velocidade de contração e tensão desenvolvida foi inicialmente caracterizado por Hill (1938) ao estudar músculos de rãs, chegando à equação (3.33) e ao gráfico normalizado da Figura 4.11.

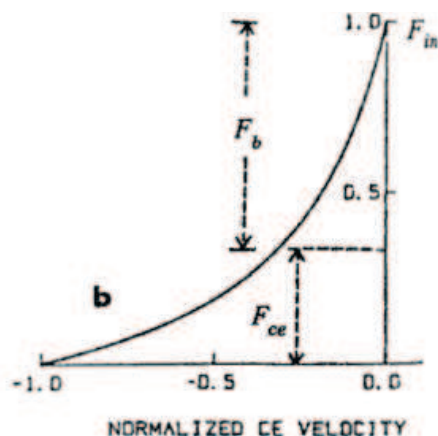


FIGURA 4.11 – Relação força-velocidade de Hill, adaptado de Winters e Woo (1990).

Neste trabalho, porém, foi utilizada uma aproximação linear ao invés da equação hiperbólica original. Este tipo de aproximação caracteriza o modelo utilizado como Músculo Linear de Hill (COFER et al., 2010). Por esta razão, no modelo muscular foi especificado um coeficiente de amortecimento  $b$ .

#### 4.1.2.7 Modelagem de ligamentos

Objetivando que o modelo possua uma resposta natural e dentro dos movimentos possíveis, faz-se necessária a modelagem dos ligamentos, já que esta é a função desempenhada pelos mesmos. A modelagem dos ligamentos foi realizada através de linhas de ação simples, e os mesmos foram modelados como molas diretamente no mecanismo de física, de forma que estes atuem de forma contínua no modelo simulado. O usuário não pode alterar seus parâmetros no decorrer da simulação, já que sua definição faz parte dos parâmetros da mesma.

Foram modelados quatro ligamentos: o primeiro foi o ligamento capsular, que possui a função de limitar o movimento inferior e posterior do côndilo. Após, modelou-se o ligamento posterior, limitando o movimento protrusivo do côndilo. Em seguida o ligamento temporomandibular foi adicionado, com a função de limitar movimentos de lateralidade, e finalmente o ligamento estilomandibular, que limita os movimentos protrusivos da mandíbula. Optou-se por não modelar o ligamento esfenomandibular, já que este é um ligamento acessório e não limita nenhum movimento mandibular.



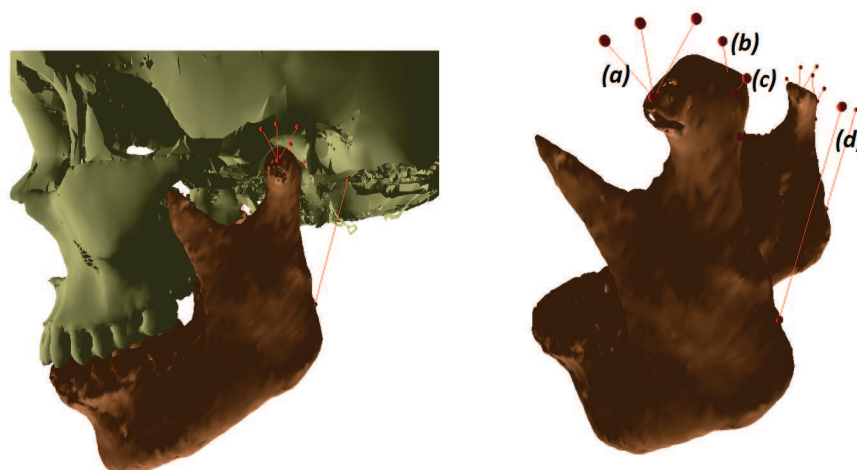


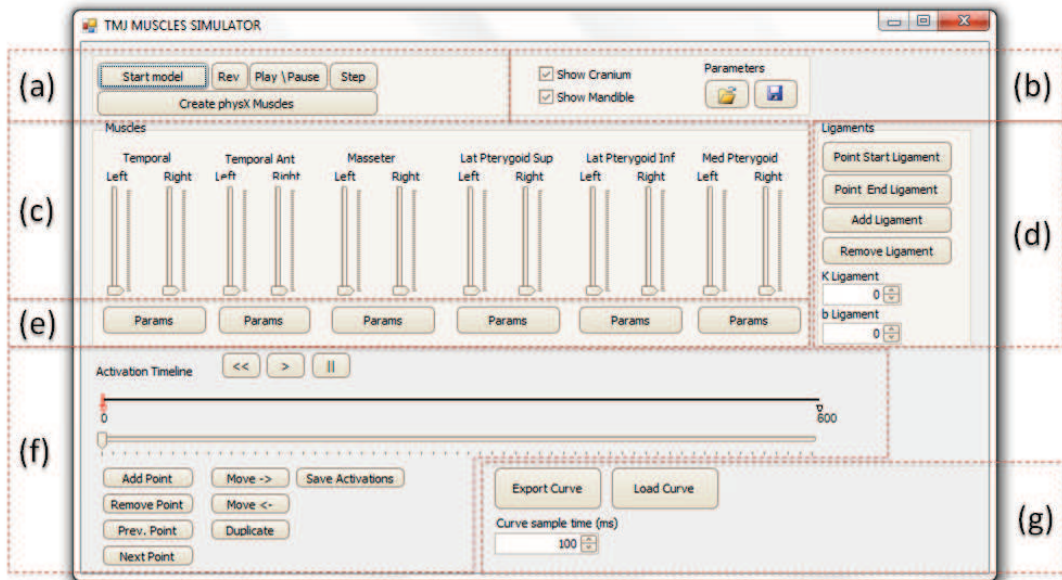
FIGURA 4.12 – Ligamentos capsular (a), posterior (b), temporomandibular (c) e estilomandibular (c) modelados.

#### 4.1.3 Simulador

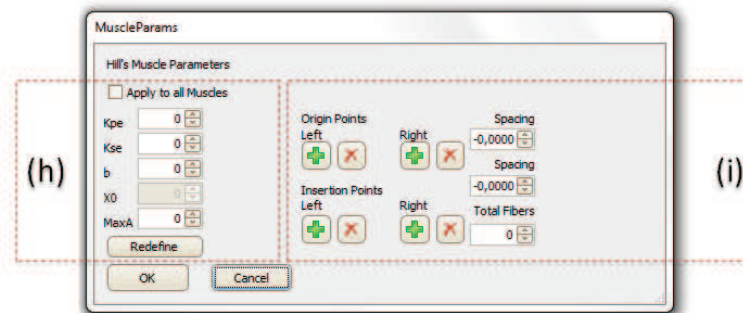
Uma simulação baseada em física deve levar em consideração todas as restrições e forças atuantes sobre um ou mais objetos na cena que está sendo simulada, assim como o relacionamento entre eles. O simulador foi desenvolvido na linguagem C++, utilizando as bibliotecas gráficas OpenGL e Glut, além do motor de física *PhysX*. Estas ferramentas foram integradas de forma a permitir uma interação do usuário ao mesmo tempo em um formulário de dados e em um ambiente gráfico. Para que o ambiente gráfico possa rodar simultaneamente com o formulário, este foi tratado como uma *thread* que roda paralelamente. O usuário pode enviar comandos ou alterar níveis de ativação através do formulário e ao mesmo tempo pode interagir com o modelo sob a forma de navegação ou marcação de pontos, sendo que estas ações ocorrem em tempo real durante o processo de simulação. Observa-se na Figura 4.13 o formulário para entrada de dados e envio de comandos sobre a simulação

O simulador dos músculos da ATM é responsável pela entrada de dados do usuário acerca dos parâmetros dos músculos, assim como suas curvas de inserção. A simulação pode ser programada através da edição das curvas de ativação de cada músculo, que é realizada visualmente. A inserção de dados anatômicos no modelo é feita interativamente através do *mouse*, sendo que todos os dados configurados podem ser salvos para futuras simulações.

Outra função importante do simulador desenvolvido constitui-se da simulação física da interação entre corpos rígidos. Este papel foi desempenhado pela biblioteca *PhysX* (NVIDIA, 2011). A escolha por esta plataforma foi devido à sua ampla utilização em jogos com alta capacidade de simulação de efeitos físicos, e à sua alta capacidade computacional, visto que seus algoritmos podem ser executados em GPU's de alto desempenho. O



(1)



(2)

FIGURA 4.13 – Formulários para entrada de dados sobre a simulação (1) e parâmetros do modelo muscular (2). No formulário principal pode-se controlar os passos de simulação (a), habilitar e desabilitar visualização do modelo e carregar parâmetros (b), controlar o nível de ativação dos músculos (c), posicionar músculos e ligamentos e ajustar seus parâmetros (d,e), controlar a linha de tempo para geração das curvas de ativação dos músculos (f) e importar/exportar trajetórias (g). No formulário de parâmetros musculares (2) pode-se alterar os parâmetros do modelo de Hill (h) e alterar os pontos que formam as curvas de origem e inserção (i).

motor de física utilizado permite a obtenção das variáveis de estado dos corpos rígidos simulados mediante a entrada de dados relativos ao modelo. As informações fornecidas para simulação são os dados geométricos do modelo, as suas restrições e as forças atuantes sobre os modelos.

A resposta desejada da simulação é a trajetória gerada por um ponto de controle marcado pelo usuário, sendo que normalmente este é ponto incisal, localizado entre os dentes incisivos centrais da arcada dentária inferior. Além disso, as tensões geradas pelos músculos podem ser visualizadas de forma gráfica para que se compreenda de forma mais fácil a contribuição de cada atuador.

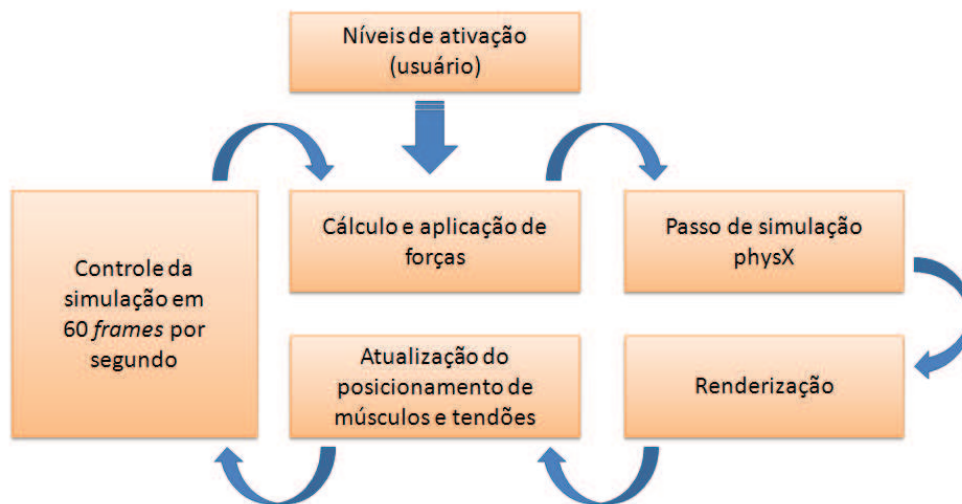


FIGURA 4.14 – Ciclo de simulação.

O processo de simulação se dá através de 4 etapas distintas. A primeira etapa é o cálculo das forças advindas dos músculos e suas respectivas aplicações ao modelo. A segunda etapa constitui-se do passo de simulação do motor de física. Posteriormente é feita a renderização do modelo tridimensional e trajetória desenvolvida pelo ponto incisal. Finalmente as variáveis de estado do modelo dos músculos são atualizadas. O simulador foi programado para executar até 60 ciclos de simulação por segundo, portanto caso as etapas anteriores ocorram mais rapidamente, o simulador irá aguardar o tempo restante até liberar um novo ciclo de simulação. Pode-se observar as etapas de simulação na Figura 4.14.

## 5 RESULTADOS

No trabalho de Villamil (2009), a trajetória descrita pela mandíbula durante movimentos básicos, como abertura, fechamento e mastigação foram capturados utilizando um sensor magnético para captura de posição tridimensional, fixado próximo aos dentes incisivos de um voluntário, o mesmo indivíduo que teve seu crânio digitalizado através de TC. Após o processo de simulação, a trajetória descrita pelo ponto de controle foi comparada à trajetória capturada. Como foram feitos ajustes nas curvas de ativação muscular com o objetivo de a trajetória ser alcançada, e não se tem informação das forças geradas pelos músculos do indivíduo durante a captura da trajetória, uma validação completa do modelo não será possível, já que somente as trajetórias serão validadas. No entanto, espera-se que os valores de força gerados pelos músculos estejam dentro de valores considerados normais, já que a contribuição de força máxima de cada músculo foi baseada em referências de estudos anteriores (LANGENBACH; HANNAM, 1999).

### 5.0.4 Ambiente de simulação

As simulações rodaram em um notebook com CPU Intel(R) i5 M430 de 2.26 *GHz*, GPU NVidia GeForce 310M com 512 Mb de memória. A GPU utilizada não possui suporte ao motor *PhysX* em hardware, portanto espera-se que para GPU's que possuam este recurso a simulação seja executada em um tempo significativamente menor. Observa-se, porém, através dos tempos de simulação mostrados na Figura 5.1, que a capacidade de processamento do equipamento utilizada foi suficiente para executar a simulação com uma taxa de 60 FPS (*Frames* por segundo), com tempo de processamento livre.

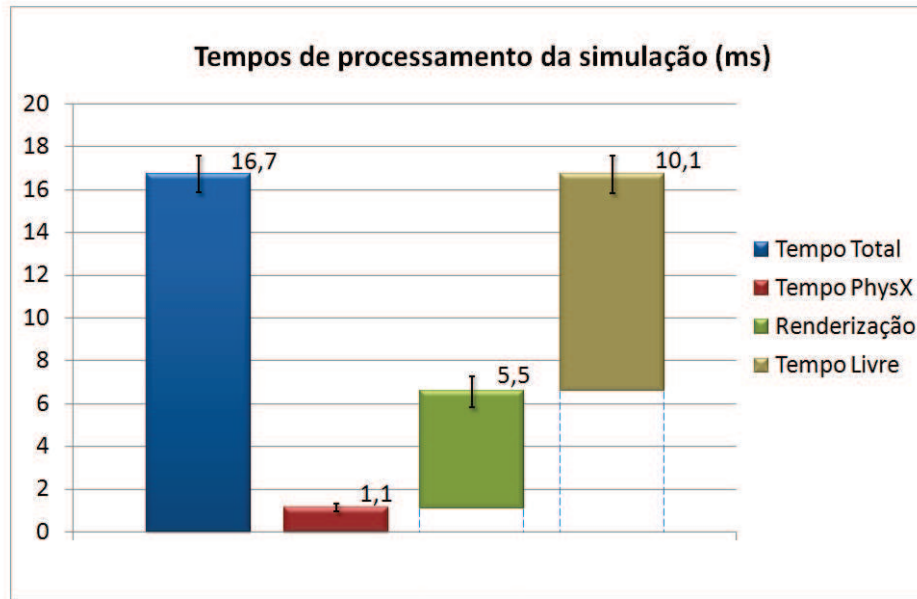


FIGURA 5.1 – Tempos de etapas do ciclo da simulação obtidas durante simulação completa do modelo.

### 5.0.5 Parâmetros

A definição dos parâmetros utilizados no modelo constitui uma etapa muito importante, e tem influência direta nos resultados das simulações. Entretanto, como o objetivo deste trabalho não foi a determinação de parâmetros ótimos, foram adotados parâmetros de referência, sendo que os mesmos foram utilizados para todas as simulações que geraram os resultados aqui apresentados.

Dois parâmetros relativos à morfologia muscular: área da seção cruzada (ASC) e força máxima, foram extraídos de Langenbach e Hannam (1999) e descritos na tabela abaixo.

	ASC ( $cm^2$ )	Força Máx. (N)
Temporal Anterior	3,95	158,0
Temporal (Posterior e Médio)	4,28	171,2
Masseter	6,8	272
Pterigóideo Lateral (Inferior e Superior)	1,67	66,8
Pterigóideo Medial	4,37	174,8

A simulação em tempo real permitiu que os parâmetros  $K_{PE}$  e  $K_{SE}$  relativos ao modelo de Hill fossem definidos empiricamente através de simulações, observando o comportamento dinâmico do modelo, objetivando a obtenção de movimentos suaves e minimizando a ocorrência de oscilações. Estas constantes foram definidas, respectivamente, como 300 e 200. O fator de amortecimento linear  $b$  foi definido

como  $0,030N/mm$  também empiricamente. Langenbach e Hannam (1999) definem o parâmetro  $b$  para cada músculo, sendo que estes se encontram variando entre  $0,019N/mm$  e  $0,060N/mm$ . O fator  $x_l$ , que determina a relação tensão-comprimento, foi definido como 50% do comprimento em repouso do músculo. O comprimento em repouso do músculo é definido graficamente através das curvas de origem e inserção modeladas.

### 5.0.6 Correspondência à figura de Posselt

Durante as primeiras simulações fez-se necessária a verificação dos movimentos bordejantes da mandíbula. A referência principal para estes movimentos é a figura de Posselt, portanto esta foi utilizada para garantir que todos os movimentos executados pelo modelo estivesse dentro de limites atingíveis na realidade. Esta etapa do processo de simulação foi importante para o ajuste de parâmetros como o comprimento máximo dos ligamentos e definição de restrições do modelo. O ajuste de tais parâmetros foi realizado objetivando a minimização do erro de posicionamento da mandíbula em relação à quatro pontos de controle estabelecidos através da figura de Posselt.

Observa-se na Figura 5.2 os movimentos em quatro fases de execução pelo simulador após todos os ajustes. Na primeira fase ocorre a abertura parcial com movimento de angulação da mandíbula, sem protrusão. Posteriormente ocorre o movimento de protrusão do côndilo e abertura total, por fim a protrusão sem abertura e o retorno para a posição inicial. A Figura 5.3 mostra uma comparação entre os pontos de uma figura típica de Posselt (WILSON; BANERJEE, 2004) com os pontos obtidos na simulação, e a Figura 5.4 mostra as curvas de ativação definidas para que o modelo executasse as trajetórias desejadas.

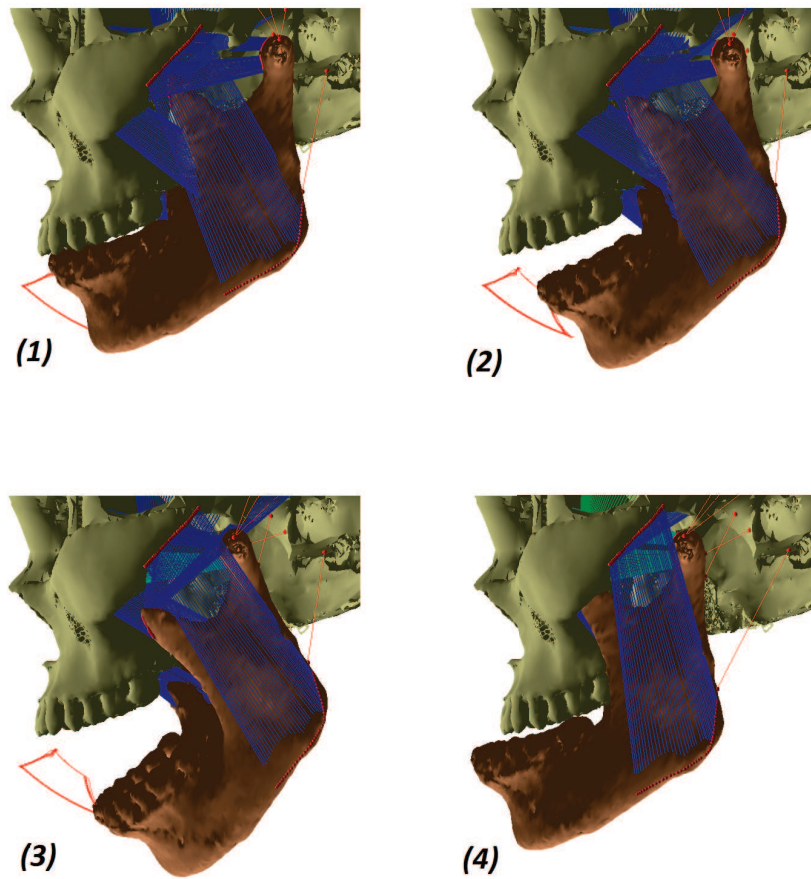


FIGURA 5.2 – Figura de Posselt gerada pelo simulador. Observa-se o modelo na posição de fechamento (1), abertura em ângulo sem avanço do côndilo (2), abertura total com avanço do côndilo (3), e fechamento com avanço da mandíbula (4).

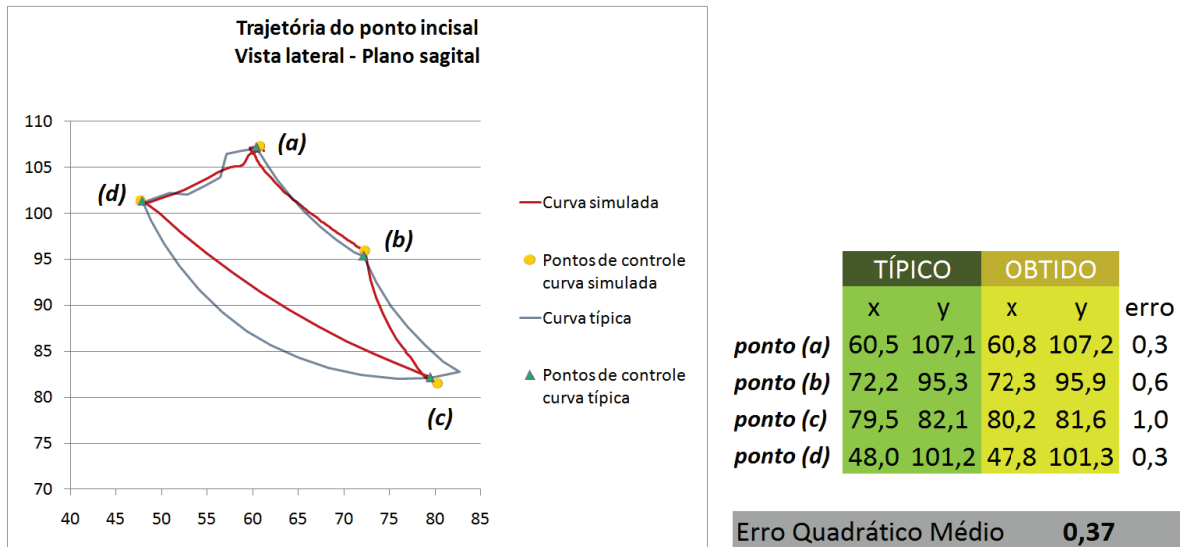


FIGURA 5.3 – Figura de Posselt comparada com a registrada por Wilson e Banerjee (2004) e medidas de erro nos pontos de controle (medidas em *mm*).

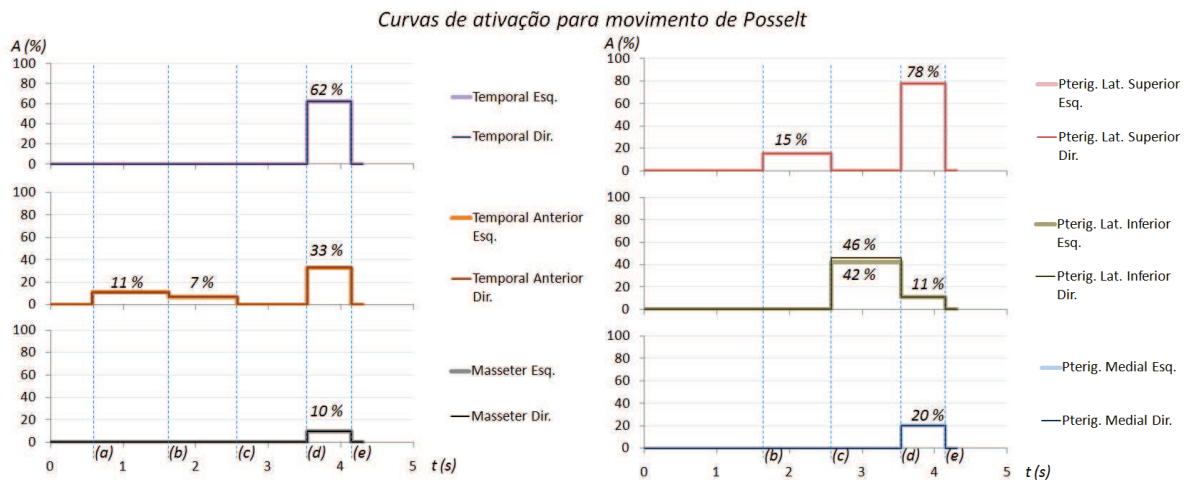


FIGURA 5.4 – Curvas de ativação ao qual o modelo foi submetido para obtenção da curva típica de Posselt, instantes de simulação (a-e).

### 5.0.7 Movimentos de lateralidade

Compondo um movimento importante para o processo mastigatório e também necessário para avaliação dos movimentos bordejantes da mandíbula, a função de lateralidade foi avaliada mediante testes de simulação. Este movimento é executado principalmente pelo músculo pterigóideo medial, que se contrai em conjunto com o músculo pterigóideo lateral do mesmo lado e com o músculo temporal e masseter do



lado oposto. Tal comportamento se observa nas curvas de ativação da Figura 5.7. As imagens do modelo e trajetória desenvolvida são exibidos nas Figura 5.5 e 5.6.

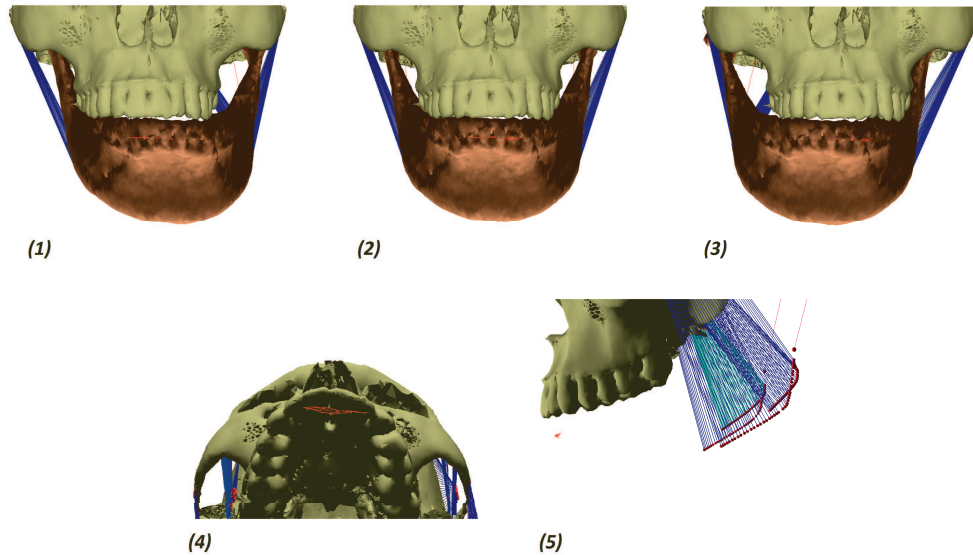


FIGURA 5.5 – Modelo simulando ciclo de movimentação lateral, movimento à esquerda (1), centralizado (2) e à direita (3). Observa-se a curva nas imagens (4) e (5).

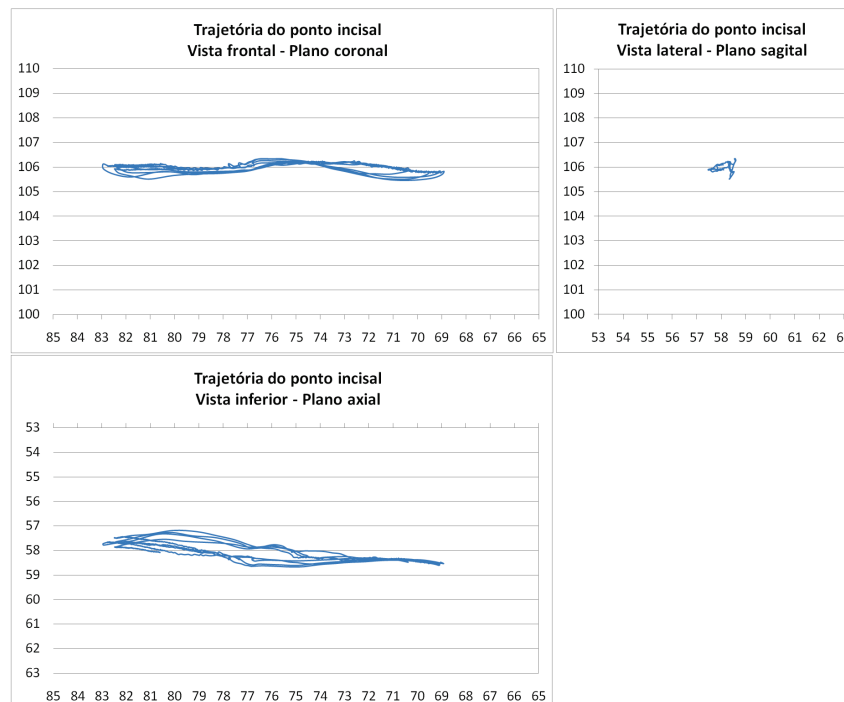


FIGURA 5.6 – Trajetórias obtidas por simulação de movimentos de lateralidade, medidas em *mm*.

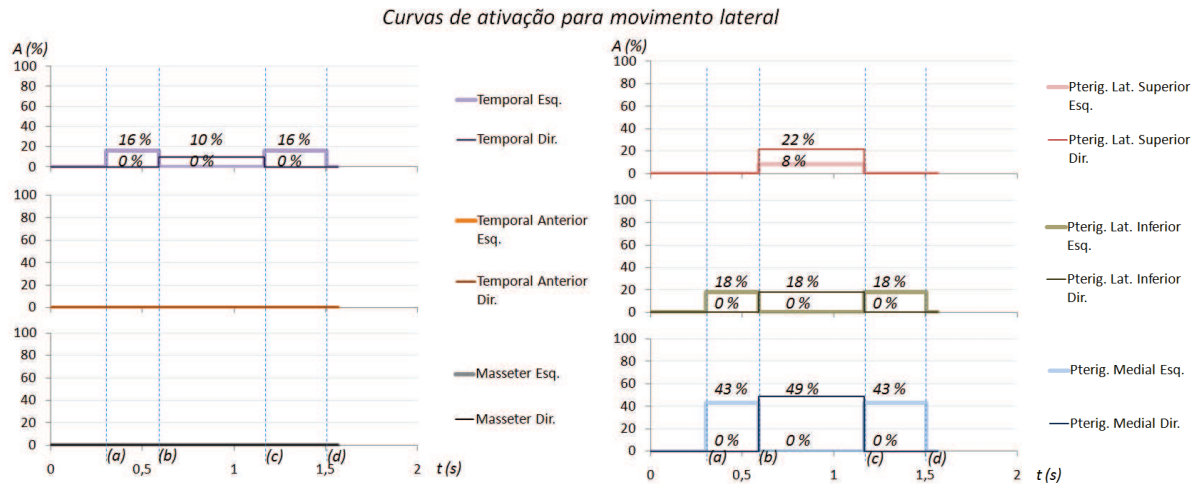


FIGURA 5.7 – Curvas de ativação para movimentação lateral. Observa-se ação importante do músculo pterigóideo medial esquerdo nos instantes (a) e (c) para movimento à direita, e do pterigóideo medial direito, no instante (b), para movimento à direita.

### 5.0.8 Comparação com dados reais

A validação do modelo pressupõe que as trajetórias geradas pelo mesmo sigam as trajetórias realizadas pelo voluntário que forneceu os dados para o modelo. Entretanto, verifica-se que na repetição de movimentos do voluntário este não repete a mesma trajetória. Além disso, faz-se importante salientar o papel do cérebro no controle dos movimentos, realizando de forma automática com base em nosso aprendizado neural os movimentos musculares coordenadamente. O modelo apresentado não possui nenhum sistema de realimentação para correção automática do posicionamento, portanto são esperadas variações entre a trajetória capturada do voluntário e a trajetória obtida pela simulação. Para que se demonstre que os movimentos simulados estão executando uma trajetória similar, está sendo considerada como validação a permanência das trajetórias simuladas dentro de uma região convexa formada pelas trajetórias adquiridas do voluntário.

#### 5.0.8.1 Comparação de Movimentos de Abertura e Fechamento

Observa-se nas Figuras 5.8, 5.9 e 5.10 os dados referentes à simulação de abertura e fechamento da mandíbula e comparação com dados adquiridos do voluntário em 15 ciclos. Na simulação e na aquisição real foram realizados 15 ciclos de abertura e fechamento.

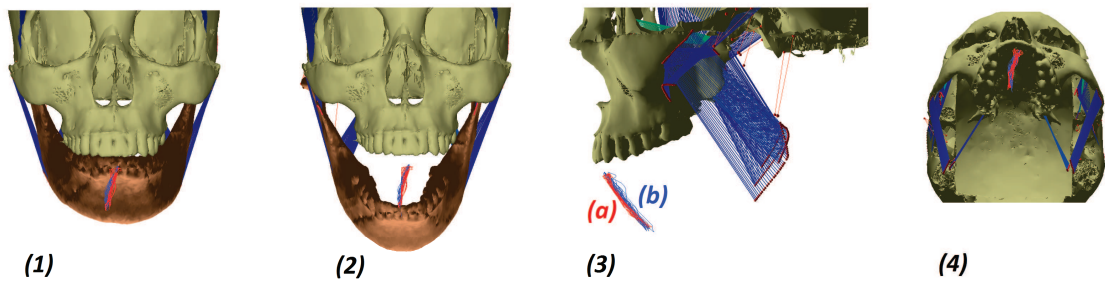


FIGURA 5.8 – Comparação de curva simulada com curva capturada por Villamil (2009) referente à 15 ciclos de abertura e fechamento. Visualizações no plano frontal ou coronal (1) e (2), lateral ou sagital (3) e no plano inferior ou axial (4). Observa-se nas imagens a trajetória simulada (a) sobreposta à trajetória real capturada (b).

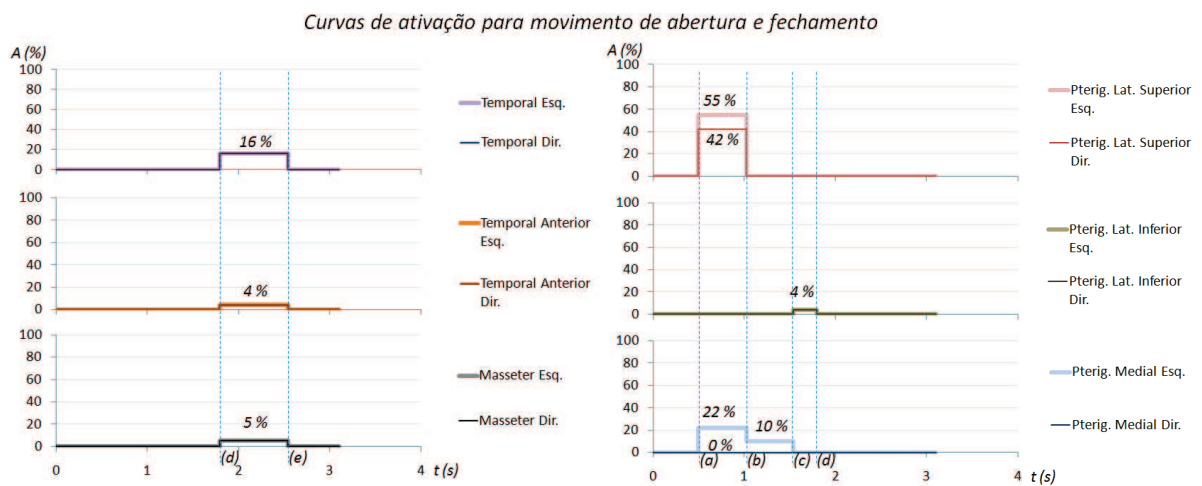


FIGURA 5.9 – Curvas de ativação para obtenção da trajetória de abertura e fechamento da mandíbula. Início da abertura com ação do pterigóideo lateral superior (a), movimento à direita com pterigóideo medial (c) e fechamento com ação dos músculos temporal, masseter e pterigóideo lateral inferior (d).

### Trajétórias em movimentos de abertura e fechamento

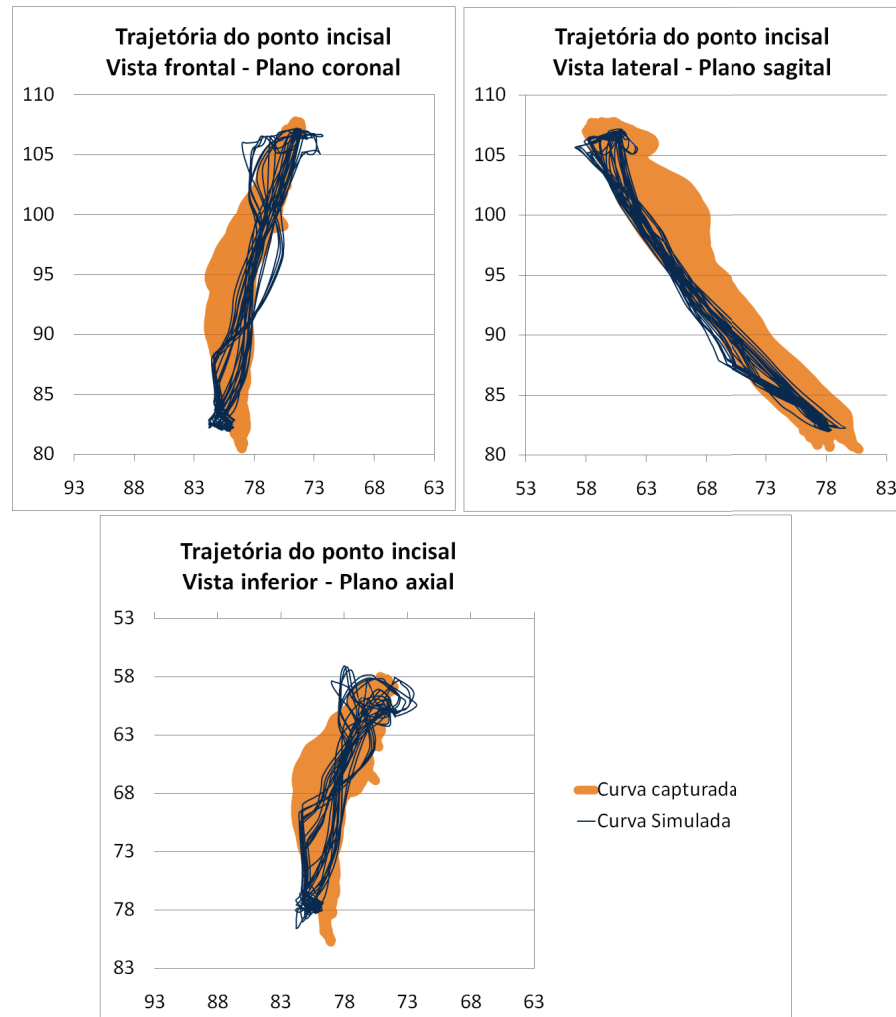


FIGURA 5.10 – Comparação entre envoltória convexa da trajetória capturada e trajetória simulada, ambos em 15 ciclos de abertura e fechamento da mandíbula. Medidas em *mm*.

#### 5.0.8.2 Comparação de Movimentos de Mastigação

Observa-se nas Figuras 5.11, 5.12 e 5.13 os dados referentes à simulação do movimento de mastigação, e comparação com dados adquiridos do voluntário em 15 ciclos. Na simulação e na aquisição real foram realizados 15 ciclos de abertura e fechamento.

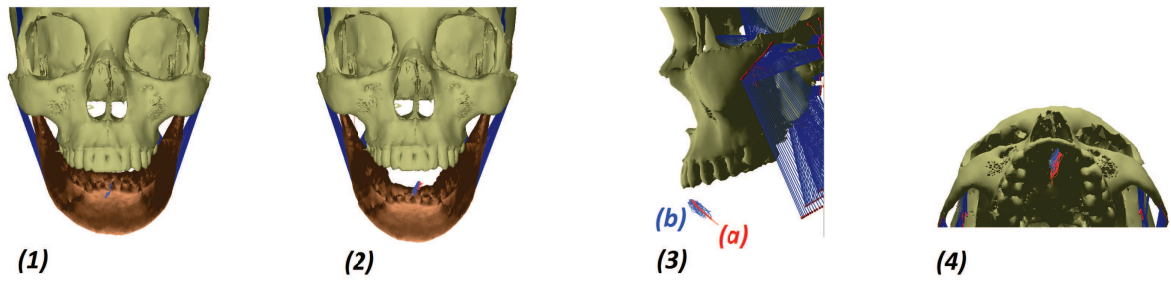


FIGURA 5.11 – Comparação de curva simulada com curva capturada por Villamil (2009), representando movimento de mastigação. Visualizações no plano frontal ou coronal (1) e (2), lateral ou sagital (3) e no plano inferior ou axial (4). Observa-se nas imagens a trajetória simulada (a) sobreposta à trajetória real capturada (b).

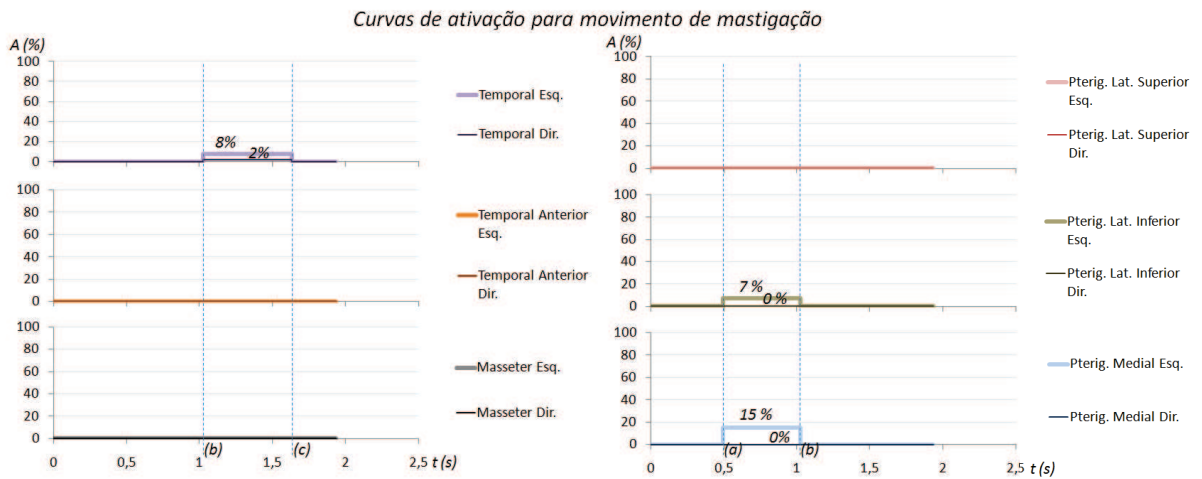


FIGURA 5.12 – Curvas de ativação para obtenção da trajetória de mastigação.

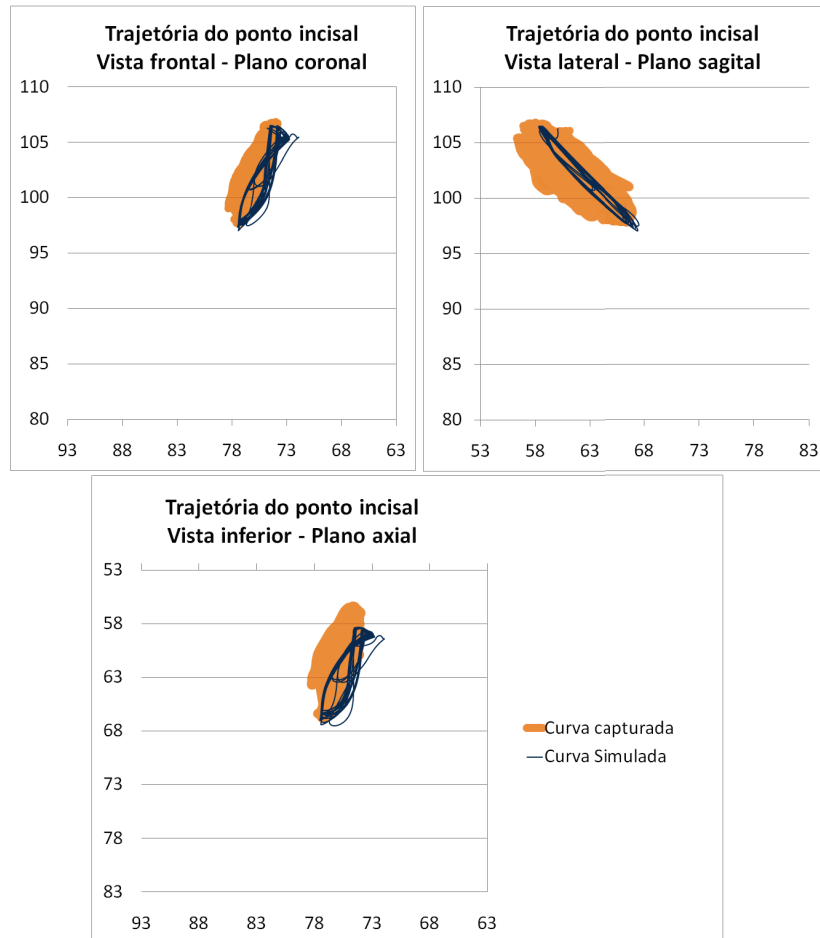
*Trajétórias em movimentos de mastigação*

FIGURA 5.13 – Comparação entre envoltório convexo da trajetória capturada e trajetória simulada, ambos em 15 ciclos de mastigação.

## 6 CONCLUSÃO

O presente trabalho apresenta uma abordagem à modelagem muscular envolvida nos movimentos da articulação temporomandibular. Foi desenvolvido um modelo composto de propriedades geométricas, representando a mandíbula e algumas das superfícies que fazem contato com a mesma, atuadores do tipo Hill, ligamentos e outras restrições. Um simulador baseado em física foi desenvolvido para o tratamento das forças aplicadas pelos músculos, restrições de movimentos do modelo e para as colisões entre os modelos geométricos. O simulador permitiu a entrada de parâmetros, a definição de níveis de ativação e a visualização dos resultados em tempo real.

Ao modelar os músculos como atuadores e os movimentos mandibulares com seus graus de liberdade corretamente atribuídos, pode-se aplicar simulações envolvendo deficiências musculares de certos grupos, permitindo estudos pré-cirúrgicos que investiguem a capacidade do indivíduo de realizar os movimentos necessários para seu bem estar. Além disso, cirurgiões-dentistas podem utilizar modelos tridimensionais para substituir articuladores mecânicos que auxiliam na reabilitação oral de pacientes.

### 6.1 AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS OBTIDOS

Os resultados obtidos através da comparação das trajetórias simuladas com as capturadas é considerado satisfatório, já que a simulação manteve-se em grande parte dentro da envoltória convexa capturada. Deve-se, além disso, salientar que o modelo desenvolvido não possui nenhuma forma de realimentação para controlar o posicionamento da mandíbula. Desta forma, a curva poderia ser melhor aproximada através do refinamento do sistema de controle da ativação muscular. Tratando-se de um sistema que é movimentado através da ativação de diversos grupos musculares, um sistema de controle objetivando o posicionamento mandibular seria um problema demasiadamente complexo para ser tratado neste trabalho. Desta forma, considerando que o modelo desenvolve uma trajetória similar à trajetória capturada, comprova-se a capacidade do mesmo de executar os movimentos necessários para reproduzir os movimentos reais.

Nota-se também que, apesar de a avaliação do comportamento dinâmico do sistema modelado não ser uma prioridade neste trabalho, visto que as respostas temporais não foram descritas, estas puderam serem avaliadas em tempo real durante a simulação. Percebe-se que o comportamento do modelo durante a simulação não possui a mesma estabilidade do sistema humano, porém este comportamento poderia ser melhorado caso fossem simulados os sistemas motores de controle fino da movimentação.

A contribuição das forças de cada grupo muscular pôde ser avaliada, porém as grandezas envolvidas não puderam ser validadas, já que não haviam dados reais do mesmo indivíduo para uma comparação. Além disso, a determinação dos parâmetros do modelo

muscular para que este se ajustasse ao modelo real não foi possível, contribuindo para as incertezas envolvidas no processo de validação do modelo.

## 6.2 CONTRIBUIÇÕES

Esta dissertação apresentou uma nova abordagem à modelagem da articulação temporomandibular, contribuindo para o desenvolvimento de simuladores médicos mais realistas e possibilitando o entendimento mais detalhado sobre a ação de cada músculo atuante na articulação temporomandibular.

A contribuição de forças dos músculos masseter, temporal e outros pequenos que atuam no controle fino de movimento da ATM ainda não está bem estabelecida, portanto espera-se que este trabalho contribua, através da utilização do conceito de curvas de inserção, para uma reprodução mais refinada da ação destes músculos. Desta forma pode-se permitir simulações mais precisas da biomecânica destes músculos.

A complementação do modelo baseado em cinemática (VILLAMIL, 2009) com um modelo baseado em física que simule a ação dos músculos sobre a mandíbula através de múltiplas linhas de ação nos leva a uma mais completa compreensão do movimento do sistema mastigatório.

Pode-se salientar também que a simulação em tempo real desenvolvida neste trabalho permite que se visualize as respostas do modelo de forma intuitiva, facilitando a compreensão acerca da contribuição de cada músculo no movimento mandibular.

## 6.3 TRABALHOS FUTUROS

A continuidade do modelo desenvolvido envolveria o desenvolvimento de um controle motor refinado, orientado à posicionamento, de forma que este possa seguir trajetórias capturadas, além de diversas outras melhorias. Pode-se citar a necessidade da modelagem do disco articular como fundamental para melhor descrever o comportamento de movimentação da mandíbula, além de já permitir a simulação de patologias associadas à este elemento.

Outro trabalho importante para refinamento do modelo seria a reprodução do formato anatômico dos músculos e ligamentos, assim como os demais tecidos e vasos sanguíneos presentes na região temporomandibular, permitindo uma compreensão mais profunda do movimento desta articulação. Além disso, modelos anatômicos podem ser utilizados para simulações de cirurgias e sistemas envolvendo realidade aumentada.

A investigação de parâmetros envolvidos no modelo muscular, e a utilização de modelos mais complexos do que o de Hill, utilizado neste trabalho, pode vir a contribuir para um modelo mais fiel à realidade. Tal investigação envolveria a captura de dados eletromiográficos, que descrevem a ativação muscular, e uma maior quantidade de



capturas de trajetórias. Além disso, uma captura dados de uma maior quantidade de indivíduos pode levar ao desenvolvimento de um modelo genérico, que poderia ser parametrizado para reproduzir qualquer outro indivíduo a partir de um conjunto de dados médicos.

Finalmente, trabalhos futuros envolveriam o desenvolvimento de um modelo que possa reproduzir em tempo real o movimento mandibular de um indivíduo através da captura dos sinais de ativação muscular.

## BIBLIOGRAFIA

- ASSASSI, L. et al. From mri to anatomical simulation of the hip joint. *Comput. Animat. Virtual Worlds*, Chichester, UK, v. 20, n. 1, p. 53–66, 2009.
- BANKS, J. *Handbook of Simulation*. [S.l.]: Wiley-Interscience, 1998.
- BARAFF, D. Physically based modeling: Rigid body simulation. *SIGGRAPH 2001 Course notes*, 2001.
- BARRY, P. J.; GOLDMAN, R. N. A recursive evaluation algorithm for a class of catmull-rom splines. In: *SIGGRAPH*. [S.l.: s.n.], 1988. p. 199–204.
- BULLET. Bullet physics library. fev. 2011. Disponível em: <bulletphysics.org>.
- BUMANN, A.; LOTZMANN, U. *TMJ Disorders and Orofacial Pain: The Role of Dentistry in a Multidisciplinary Diagnostic Approach*. [S.l.]: Thieme, 2002.
- CASCONE, P. et al. Three-dimensional temporomandibular joint modeling and animation. *J Craniofac Surg*, v. 19, n. 6, p. 1526–1531, Nov 2008.
- CHARBONNIER, C. et al. Virtual hip joint: from computer graphics to computer-assisted diagnosis. In: *Eurographics 2009 - First Medical Prize, Eurographics Association, Munich, Germany*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1–4.
- CHENG, E. J.; BROWN, I. E.; LOEB, G. E. Virtual muscle: a computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control. *J Neurosci Methods*, v. 101, n. 2, p. 117–130, Sep 2000.
- COFER, D. et al. Animatlab: a 3d graphics environment for neuromechanical simulations. *J Neurosci Methods*, v. 187, n. 2, p. 280–288, Mar 2010.
- COLDET. Coldet library. 2005.
- COLE, G. K. et al. Modelling of force production in skeletal muscle undergoing stretch. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 8, p. 1091 – 1104, 1996.
- DAWSON, P. E. *Oclusão Funcional - Da ATM ao Desenho do Sorriso*. [S.l.]: Santos, 2008.
- DENG, Y.; GOLDSMITH, W. Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading-i. physical model. *Journal of Biomechanics*, v. 20, n. 5, p. 471 – 486, 1987.

- DETAMORE et al. A call to action for bioengineers and dental professionals: Directives for the future of tmj bioengineering. *Annals of Biomedical Engineering*, v. 35, n. 8, p. 1301–1311, August 2007.
- FUNG, Y. *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. [S.l.]: Springer, 1993.
- GRAY, H. *Anatomy of the human body*. [S.l.]: Lea & Febiger, 1958.
- HANNAM, A. G. The biomechanical-biological interface and its significance in oral disease. *International Congress Series*, v. 1284, p. 3 – 10, 2005.
- HANNAM, A. G. et al. A dynamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing. *J Biomech*, v. 41, n. 5, p. 1069–1076, 2008.
- HANNAN, A. *Estrutura e Função dos Músculos da Mastigação. Ciência e Prática da Oclusão*. [S.l.]: Quintessence, 2000.
- HANNAN, A.; WOOD, W. Medial pterygoid activity during the closing and compressive phases of human mastication. *American Journal of Physical Anthropology*, v. 55, p. 359–367, 1981.
- HAVOK.COM. Havok physics. fev. 2011. Disponível em: <www.havok.com>.
- HILL, A. The heat of shortening and the dynamic constants in muscle. *Proc.Roy.Soc.London*, v. 126, p. 136–195, 1938.
- HIRABA, K. et al. Emg activities of two heads of the human lateral pterygoid muscle in relation to mandibular condyle movement and biting force. *J Neurophysiol*, v. 83, n. 4, p. 2120–2137, Apr 2000.
- HUXLEY, H. E.; KRESS, M. Crossbridge behaviour during muscle contraction. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, Chichester, UK, v. 6, n. 2, p. 153–161, 1985.
- LANGENBACH, G. E.; HANNAM, A. G. The role of passive muscle tensions in a three-dimensional dynamic model of the human jaw. *Arch Oral Biol*, v. 44, n. 7, p. 557–573, Jul 1999.
- LEMOINE, J. J. et al. Radiographic analysis for jaw motion normalization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 63, n. 7, p. 961 – 967, 2005.
- MACIEL, A.; BOULIC, R.; THALMANN, D. Efficient collision detection within deforming spherical sliding contact. *IEEE Trans Vis Comput Graph*, v. 13, n. 3, p. 518–529, 2007.

- MACIEL, A. et al. Using the physx engine for physics-based virtual surgery with force feedback. *Int J Med Robot*, v. 5, n. 3, 2009.
- MAGID, A.; LAW, D. Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. *Science*, v. 230, n. 4731, p. 1280–1282, 1985.
- MCINERNEY, T.; TERZOPOULOS, D. Deformable models in medical image analysis: A survey. *Medical Image Analysis*, v. 1, p. 91–108, 1996.
- MCMAHON, T. *Muscles, reflexes and locomotion*. [S.l.]: Priceton University Press, 1984.
- MOLINA, O. F. *Fisiopatologia Craniomandibular (Oclusão e ATM)*. [S.l.]: Pancast, 1989.
- MOLLER, E. The chewing apparatus. an electromyographic study of the action of the muscles of mastication and its correlation to facial morphology. *Acta Physiol Scand Suppl*, v. 280, 1966.
- MURRAY, G. M. et al. The human lateral pterygoid muscle: a review of some experimental aspects and possible clinical relevance. *Aust Dent J*, v. 49, n. 1, p. 2–8, Mar 2004.
- NEDEL, L. P. *Anatomic modeling of human bodies using physically-based muscle simulation*. Tese (Doutorado) — École Polytechnique Fédérale de Lausanne, 1998.
- NORTON, N. S. *Netter : anatomía de cabeza y cuello para odontólogos*. Barcelona: Elsevier Masson, 2007.
- NVIDIA. Physx engine. fev. 2011. Disponível em:  
<[nvidia.com/object/physx\\_new.html](http://nvidia.com/object/physx_new.html)>.
- OOMENS, M. B. C.; BAAIJENS, F. *Biomechanics: concepts and computation*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2009.
- PANG, W.-M. et al. Fast prototyping of virtual reality based surgical simulators with physx-enabled gpu. *T. Edutainment*, Springer, v. 4, p. 176–188, 2010.
- PECK, C. C.; HANNAM, A. G. Human jaw and muscle modelling. *Archives of Oral Biology*, v. 52, n. 4, p. 300 – 304, 2007. Special Issue: International Mastication Symposium, Brisbane, June 2006.
- PECK, C. C.; LANGENBACH, G. E. J.; HANNAM, A. G. Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening. *Archives of Oral Biology*, v. 45, n. 11, p. 963 – 982, 2000.

- PELACHAUD, C.; OVERVELD, C. van; SEAH, C. Modeling and animating the human tongue during speech production. In: *In Computer Animation '94*. [S.l.]: Springer-Verlag, 1994. p. 40–49.
- PUTZ, R. P. R. *Sobotta - Atlas de Anatomia Humana*. [S.l.]: Médica Panamericana, 2006.
- RACK, P.; WESTBURY, D. The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J Physiol*, v. 204, n. 2, p. 443–60, 1969.
- RODRIGUES, M. A.; GILLIES, D.; CHARTERS, P. A biomechanical model of the upper airways for simulating laryngoscopy. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, v. 4, n. 2, p. 127–148, Feb 2001.
- SCHEEPERS, F. et al. Anatomy-based modeling of the human musculature. In: *SIGGRAPH'97*. [S.l.: s.n.], 1997. p. 163–172.
- SIFAKIS, E.; NEVEROV, I.; FEDKIW, R. Automatic determination of facial muscle activations from sparse motion capture marker data. *ACM Trans. Graph. (Proc. SIGGRAPH)*, n. 24, p. 417–425, 2005.
- SMITH, R. Open dynamics engine. maio 2007. Disponível em: <[www.ode.org/ode.html](http://www.ode.org/ode.html)>.
- STAVNESS, I. et al. An integrated, dynamic jaw and laryngeal model constructed from ct data. In: *Proc ISBMS06 in Springer LNCS 4072*. [S.l.]: Springer, 2006. p. 169–177.
- STAVNESS, I. et al. Towards predicting biomechanical consequences of jaw reconstruction. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, v. 2008, p. 4567–4570, 2008.
- VERNER, L. et al. Measurements of the level of surgical expertise using flight path analysis from da vinci robotic surgical system. *Stud Health Technol Inform*, v. 94, p. 373–378, 2003.
- VILLAMIL, M. B. *Modelagem e Simulação da Articulação Temporomandibular*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009.
- WEBSTER, R. et al. Elastically deformable 3d organs for haptic surgical simulation. *Stud Health Technol Inform*, v. 85, p. 570–572, 2002.
- WILSON, P. H. R.; BANERJEE, A. Recording the retruded contact position: a review of clinical techniques. *British Dental Journal*, v. 196, p. 395–402, 2004.

WINTERS, J. M.; STARK, L. Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *J Biomech*, v. 21, n. 12, p. 1027–1041, 1988.

WINTERS, J. M.; WOO, S. L. Y. *Multiple Muscle Systems. Biomechanics and Movement Organization*. New York, US-NY: Springer, 1990.