



Programa Interdisciplinar de Pós-Graduação em
Computação Aplicada
Mestrado Acadêmico

Deivith Gonçalves da Cunha

Simulação dos Movimentos Mandibulares baseado em
Colisões com e sem Anteposição dos Discos
Articulares

São Leopoldo, 2015

Deivith Gonçalves da Cunha

**SIMULAÇÃO DOS MOVIMENTOS MANDIBULARES BASEADO EM
COLISÕES COM E SEM ANTEPOSIÇÃO DOS DISCOS
ARTICULARES**

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

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Marta Becker Villamil

São Leopoldo

2015

C972s Cunha, Deivith Gonçalves da
Simulação dos movimentos mandibulares baseado em
colisões com e sem anteposição dos discos articulares / Deivith
Gonçalves da Cunha. – 2015.

57 f. : il. ; 30 cm.

Dissertação (mestrado) – Universidade do Vale do Rio dos
Sinos, Programa Interdisciplinar de Pós-Graduação em
Computação Aplicada. São Leopoldo, RS, 2015.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Marta Becker Villamil.

1. Computação gráfica – Processamento de imagens. 2.
Articulação temporomandibular - colisões. 3. Deslocamento
mandibular. I. Título. II. Villamil Marta Becker.

CDU 004.92

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
(Bibliotecária Raquel Herbcz França – CRB 10/1795)

Dedico este trabalho a minha família em especial a minha esposa e meu filho que sempre me apoiaram e estiveram ao meu lado em todos os momentos.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus que está sempre do meu lado me guiando e protegendo. A minha esposa Melissa pelo apoio, companheirismo me motivando sempre a seguir em frente. Ao meu filho Davi por encher minha vida de alegria. Minha orientadora Prof^a. Dr^a. Marta Becker Villamil pelo apoio, compreensão e orientação neste trabalho. A meu colega de turma Gustavo Schwarz que compartilhou comigo as dificuldades e vitórias de cada etapa do mestrado. A meu amigo Humberto Moura pelo incentivo e ajuda no gerenciamento dos estudos das disciplinas. A bolsista Vanessa Viana pela ajuda com os modelos tridimensionais. A Dr^a. Lígia Yavich e ao Dr. Luís Daniel Matos pelos esclarecimentos médicos. Aos meus pais pelos valores que me ensinaram.

RESUMO

O uso de simuladores médicos é de grande importância para o estudo, diagnóstico e decisão sobre a melhor forma de tratamento de inúmeras patologias. Uma patologia que afeta inúmeras pessoas é o deslocamento ou displasia dos discos da articulação temporomandibular trazendo grandes transtornos no processo de abertura e fechamento da boca e fortes dores no momento da mastigação.

O presente trabalho tem por objetivo modelar os deslocamentos mandibulares baseado em colisões entre os côndilos e as fossas temporais, bem como a interferência do disco articular com patologia na trajetória do movimento da mandíbula. O presente estudo utilizou dados reais de um paciente traduzidos por modelos tridimensionais de ossos reconstruídos a partir de imagens de tomografia computadorizada e de discos articulares reconstruídos a partir de imagens de ressonância magnética.

O modelo de movimento da Articulação Temporomandibular é baseado no movimento mandibular de Posselt aliado ao tratamento de colisões entre as partes anatômicas em questão a partir de leis da física. Como resultado é apresentado comparações de trajetórias de movimento entre uma articulação saudável e uma articulação com patologia relacionada ao disco articular. No movimento realizado por uma ATM com anteposição de disco, a mandíbula é impedida de se deslocar corretamente, impossibilitando a abertura total da boca.

Palavras-Chave: Computação Gráfica. Articulação Temporomandibular. Colisões.

ABSTRACT

The use of medical simulators is of great importance for the study, diagnosis and decision about how best to treat numerous diseases. A condition that affects many people is the displacement or dysplasia of temporomandibular joint discs bringing major disruptions in the process of opening and closing the mouth and severe pain when chewing.

This study aims to model the mandibular displacements based on collisions between the condyles and temporal fossa, and the disc with pathology interference on jaw motion trajectory. Real data as three-dimensional models of bones reconstructed from CT images and articular disc reconstructed from RM images was used as model parameters.

The Temporomandibular joint motion model is based on Posselt's mandibular movement joined to the processing of collisions between anatomical parts in question using physics laws. As a result is presented comparisons of motion trajectories between a healthy joint and a joint with pathology related to articular disk. In the motion carried by an ATM with disk fronting , the jaw is prevented from moving correctly, making it impossible to fully open the mouth.

Keywords: Computer Graphics. Temporomandibular Joints. Collisions.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Disco articular, fossa glenoidea e côndilo em vista de perfil.....	18
Figura 2: Disco articular, fossa glenoidea e côndilo (vista anterior).....	18
Figura 3: Articulação Temporomandibular.	19
Figura 4: Processo de abertura da boca em três situações.....	20
Figura 5: Pontos de movimentos máximos da mandíbula.....	21
Figura 6: Três níveis de BVHs	23
Figura 7: Tipos de hierarquias delimitadoras de volume BVHs	23
Figura 8: Diagrama de definição de colisão	24
Figura 9: Colisão caixa e plano	25
Figura 10: Colisão caixa e caixa.....	25
Figura 11: Colisão esfera e caixa.....	26
Figura 12: Colisão elástica frontal.....	27
Figura 13: Colisão elástica oblíqua	27
Figura 14: Colisão elástica oblíqua em objeto estático	28
Figura 15: Parentesco nos movimentos mandibulares	30
Figura 16: Mandíbula humana com fratura. Sequência de imagens com várias técnicas de colocações de mini placas.....	30
Figura 17: a) Guia de corte e região afetada por tumores. b) A placa óssea, incluindo a prótese anatômica do côndilo, em comparação com a condição pré-operatório.....	31
Figura 18: Modelo mandibular e prótese após a substituição total da articulação	32
Figura 19: Evolução do movimento de abertura mandibular; posição fechada, 50% aberta, 100% aberta	33
Figura 20: Voluntária durante a tomografia computadorizada por raios X.....	35
Figura 21: a) Segmentação de disco articular no plano sagital b)Segmentação de disco articular plano coronal	36
Figura 22: a) Segmentação de disco articular no plano transversal b) Segmentação de disco articular – modelo 3D	37
Figura 23: Reconstrução das fossas temporais	37
Figura 24: Simulador e medições da Figura de Posselt.....	38
Figura 25: Ângulos de colisão do côndilo e fossa temporal.....	39
Figura 26: Ângulo de rotação da mandíbula na primeira etapa de Posselt.....	40
Figura 27: Abertura máxima da boca conforme imagem médica sobreposta	41
Figura 28: Colisão entre côndilo e margem da fossa temporal	41
Figura 29: Colisão entre côndilo e disco articular anteposto.....	42

Figura 30: Diagrama de blocos do relacionamento entre modelo, simulador e usuário.	43
Figura 31: Janela do simulador.....	44
Figura 32: Imagens médicas em três etapas: a) boca fechada; b) boca com rotação da mandíbula no plano sagital; c) boca com abertura máxima.	45
Figura 33: a) Imagem médica com abertura máxima da boca; b) Posicionamento do crânio e mandíbula no plano sagital	46
Figura 34: a) Imagem médica com abertura máxima da boca; b) Posicionamento do crânio e mandíbula no plano coronal	46
Figura 35: Imagem médica em vista sagital	47
Figura 36: Translações da mandíbula.....	49
Figura 37: Final da terceira etapa da Figura de Posselt.....	50
Figura 38: Retorno a posição inicial da mandíbula	50
Figura 39: Final da segunda etapa da Figura de Posselt.....	52
Figura 40: Abertura máxima da boca: a) ATM Saudável; b) ATM com anteposição de disco sem redução.	53

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Deslocamentos da mandíbula nos eixos Y e Z.....	51
Gráfico 2: Deslocamentos da mandíbula nos eixos Y e Z com disco anteposto.....	52
Gráfico 3: Comparação entre as distâncias percorridas pela mandíbula.....	54
Gráfico 4: Comparação entre as rotações realizadas pela mandíbula	54

SUMÁRIO

1 Introdução	13
1.1 Motivação	14
2 CONCEITOS BÁSICOS	17
2.1 Anatomia Temporomandibular	17
2.1.1 Discos Articulares da ATM	17
2.1.2 Displasia ou Deslocamento dos Discos Articulares	19
2.2 Descrição do Movimento da ATM	21
2.3 Modelagem Física	22
2.3.1 Colisões	22
2.3.2 Momento Linear e Colisões.....	26
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	29
3.1 Modelos de ATM	29
3.2 Modelos de Discos Articulares da ATM	32
4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA ATM	29
4.1 Modelo Geométrico baseado em Anatomia	36
4.2 Modelo de Movimento	38
4.2.1 Movimento gerado de uma ATM saudável	40
4.2.2 Movimento gerado de uma ATM com anteposição de disco articular sem redução	40
4.3 Simulador	43
4.3.1 Posicionamento e Validação	45
5 Resultados	49
5.1 Movimentos mandibulares em uma ATM saudável	49
5.2 Movimentos mandibulares em uma ATM com anteposição de disco sem redução.....	51
5.3 Comparação entre ATM saudável e ATM com anteposição de disco sem redução	52
6 Conclusão	55
6.1 Avaliação dos resultados obtidos.....	55
6.2 Contribuições	55
6.3 Trabalhos Futuros	56
7 Referências Bibliográficas	57

1 INTRODUÇÃO

A simulação na área médica tem se tornado uma importante ferramenta no auxílio ao ensino de procedimentos terapêuticos, diagnósticos e visualização de conceitos médicos. Combinada com a engenharia biomédica são desenvolvidas próteses que substituem partes do corpo com funcionamento e proporções fiéis à realidade. Outro ponto importante no uso de simuladores está no fato de proporcionar aos estudantes de medicina o enfrentamento de situações de risco e de circunstâncias delicadas, sem oferecer perigo a saúde dos pacientes.

O objetivo de um simulador é o de prever ou reproduzir comportamentos que seriam observados em situações reais através de informações obtidas a partir de um modelo criado. O maior desafio na construção de um simulador está na obtenção do maior grau de realismo possível. Para isso muitos se utilizam de dados reais de tomografia computadorizada e ressonância magnética do paciente. Os componentes visuais são exibidos através de computação gráfica, enquanto que os elementos físicos são simulados através de bibliotecas programadas para representar com fidelidade todos os processos mecânicos e cinemáticos.

Entre todas as articulações do corpo humano, uma das menos estudadas e com maior grau de complexidade é a articulação temporomandibular. Seus movimentos são responsáveis pelo processo de abertura e fechamento da boca, bem como o processo de mastigação. Dentre vários elementos que compõe esse sistema estão os discos articulares. Eles funcionam como elemento que amortece e guia a mandíbula durante a abertura da boca. O deslocamento irregular dos discos pode prejudicar os movimentos mandibulares, o que acaba impedindo a abertura total da boca e causando fortes dores no local.

O presente trabalho está relacionado à tese de doutorado de Villamil (2009), na qual foi proposta uma modelagem e uma simulação da articulação temporomandibular baseada em cinemática inversa e tratamento de colisões entre ossos. A captura de dados para este trabalho, que incluem o modelo tridimensional de crânio e mandíbula, foi realizada a partir de tomografia computadorizada e ressonância magnética de um paciente saudável.

A pesquisa será aplicada em uma simulação da displasia dos discos articulares e das restrições de movimento da mandíbula, com o objetivo de modelar as trajetórias presentes em um modelo humano real digitalizado.

1.1 Motivação

As condições que afetam os músculos mastigatórios ou as articulações temporomandibulares são classificadas como desordens temporomandibulares (DTM). Cerca de 8% da população adulta apresenta sintomas semelhantes as DTMs (Seesle, 2009).

A ocorrência de alterações estruturais no complexo côndilo-disco leva à alteração da biomecânica da ATM. Segundo Okeson (2003), essas alterações podem compreender:

- O deslocamento de disco com redução;
- O deslocamento de disco sem redução e com restrição da abertura da boca;
- O deslocamento de disco sem redução e sem restrição da abertura da boca.

A ATM produz uma grande variedade de movimentos, devido a sua estrutura e a ação de forças aplicadas pelos músculos mandibulares. Face a esses movimentos, inúmeras patologias podem ser constatadas, como dores de cabeça, dores localizadas na ATM durante a movimentação mandibular, travamentos, estalos, limitação de abertura, entre outras. Patologias como essas necessitam de análise minuciosa para seu tratamento e determinação da utilização de técnicas que sejam mais ou menos invasivas.

Visando o diagnóstico e estudo mais preciso do comportamento dos movimentos mandibulares, são utilizados simuladores para reprodução e visualização de seu comportamento. O modelo a ser desenvolvido neste trabalho permitirá a simulação dos movimentos da mandíbula através de colisões entre côndilos e fossas temporais, em uma articulação saudável, bem como em uma situação de anteposição de discos articulares.

O fato do estudo apresentado neste trabalho vir a requerer a definição e a manipulação de variáveis - como coeficiente de elasticidade e densidade dos discos articulares - ainda ignoradas nas pesquisas crânio-mandibulares (em contraste com pesquisas em outras áreas do complexo musculoesquelético), não reduz seu valor. Ao invés disso, o presente projeto vem ser um meio de compreender o papel biomecânico do movimento mandibular, o qual baseia-se em colisões assim como nos comportamentos devido as obstruções causadas por patologias.

O papel de um articulador é simular os movimentos da ATM, a partir de ajustes feitos com base em certos dados do paciente, auxiliando na fase de tratamento e permitindo uma análise de impactos para determinados procedimentos. Um simulador pode ser utilizado em casos de diagnósticos em substituição aos articuladores mecânicos devido a sua precisão e fácil adaptação aos dados do paciente (Villamil et al. 2011).

O presente modelo pretende simular os movimentos mandibulares através de colisões de côndilos com as fossas temporais, levando-se em consideração um paciente saudável em relação a um paciente com anteposição de disco. Serão analisados os movimentos de translação, rotação e as restrições naturais impostas a mandíbula, bem como as restrições impostas pela patologia analisada.

Outro objetivo pretendido é de incorporar suas funcionalidades ao software TMJsim - Simulador de auxílio ao diagnóstico, planejamento pré-cirúrgico e acompanhamento de tratamento bucomaxilofacial (Villamil et al. 2011). Ele é um simulador de movimento da mandíbula construído a partir de dados reais advindos de imagens de tomografia computadorizada e ressonância magnética. Ele consiste de um sistema, para utilização na

odontologia e medicina, que permite um avanço no diagnóstico e no planejamento de tratamentos e procedimentos cirúrgicos, nos casos que envolvem a ATM.

TMJsim é uma ferramenta que mescla computação gráfica, realidade virtual e medicina, tendo, desta forma, o objetivo de substituir o trabalho realizado pelos simuladores mecânicos. A partir de dados obtidos através de ressonância magnética e tomografia computadorizada, gerando com isso um modelo tridimensional reconstruindo uma ATM virtual e simulando seus movimentos de forma realista. O TMJsim permite analisar em profundidade um determinado caso numa fase de diagnóstico ou, até mesmo, antever o resultado de procedimentos, inclusive cirúrgicos. As restrições de movimento mandibulares devido a patologias como a displasia dos discos articulares da ATM trariam um grande acréscimo ao software, aumentando o realismo e as possibilidades de simulação.

O capítulo 2 descreve os conceitos básicos, abordados na presente dissertação. Este trabalho se organiza de forma que, inicialmente, o leitor tenha uma breve visão do ponto de vista da anatomia da ATM e discos articulares. Também é descrita a patologia da anteposição dos discos articulares e como a mesma afeta os movimentos mandibulares. Além disso, é apresentada a movimentação de uma mandíbula saudável, segundo a Figura de Posselt.

O Capítulo 3 traz uma revisão da literatura diretamente relacionada e necessária ao desenvolvimento deste trabalho. São apresentados trabalhos relacionados à modelagem e simulação da ATM, bem como simulações dos discos articulares.

O Capítulo 4 expõe o processo de modelagem da articulação temporomandibular. Neste capítulo são descritos todos os passos metodológicos para a construção do modelo, desde sua construção geométrica, descrição dos movimentos e validação.

O Capítulo 5 traz os resultados gerados a partir dos movimentos mandibulares de uma ATM saudável e outra com anteposição dos discos articulares sem redução.

No Capítulo 6 são tecidas algumas conclusões e comentários finais sobre o trabalho desenvolvido.

2 CONCEITOS BÁSICOS

O presente capítulo irá apresentar os principais conceitos envolvidos na presente pesquisa entre os temas estão: a anatomia temporomandibular, a descrição do movimento da ATM e a modelagem física dos movimentos.

2.1 Anatomia Temporomandibular

A ATM é composta de várias estruturas entre ossos, cartilagens, músculos e tecidos que funcionam de forma conjunta para realizar os movimentos da boca como abertura, fechamento, mastigação e fala. Nos movimentos de abertura e fechamento, os côndilos deslocam-se pela fossa do osso temporal, sendo acompanhados pelos discos articulares. Nessa fossa ainda está presente o líquido sinovial que permite a lubrificação das superfícies articulares reduzindo sua erosão.

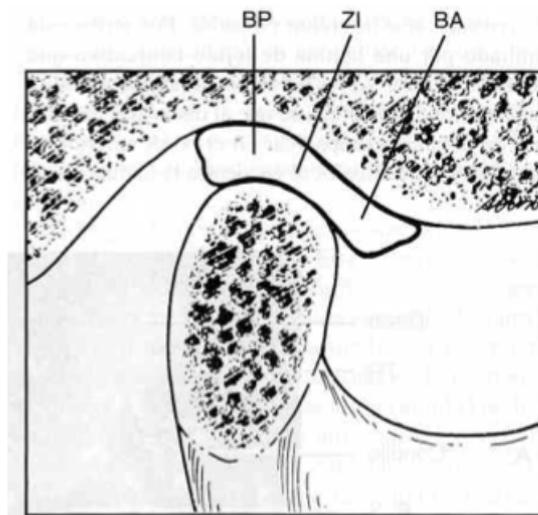
São abordados a seguir os discos articulares, foco deste trabalho, assim como as patologias encontradas nos mesmos.

2.1.1 Discos Articulares da ATM

O disco articular é a estrutura anatômica mais importante da ATM, sendo fundamental para os movimentos de abertura e fechamento da boca. A ATM permite o movimento sem atrito entre o osso temporal e a mandíbula (Pérez-Del Palomar, 2007). Segundo Okeson (2007) os discos articulares são compostos de tecido conjuntivo fibroso e denso, desprovido de vasos sanguíneos ou fibras nervosas. Está dividido em três regiões de acordo com sua espessura: uma zona intermediária mais delgada com 1 mm e bordas mais grossas tendo a anterior 2mm e a posterior 3mm. Segundo Alomar (2007), “é uma estrutura fibrocartilaginosa bicôncava localizada entre o côndilo e o componente do osso temporal da articulação”.

A parte superior do disco tem a forma de sela e encaixa-se no contorno craniano, enquanto que a parte inferior tem a forma côncava para se encaixar no côndilo. O movimento da articulação acontece na parte inferior do disco, enquanto que na sua parte superior ocorrem deslizamentos. Em condições normais o côndilo está situado sobre a zona intermediária mais delgada (ZI) do disco (Figura 1). A borda anterior do disco (BA) é mais grossa que a zona intermediária, sendo que a borda posterior maior (BP) ainda que ela.

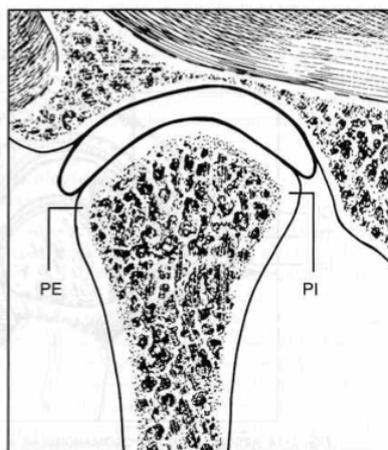
Figura 1: Disco articular, fossa glenoideia e condilo em vista de perfil.



Fonte: Okeson(2007).

O disco  ligeiramente mais grosso no polo interno (PI) que no polo externo (PE) (Figura 2).

Figura 2: Disco articular, fossa glenoideia e condilo (vista anterior).

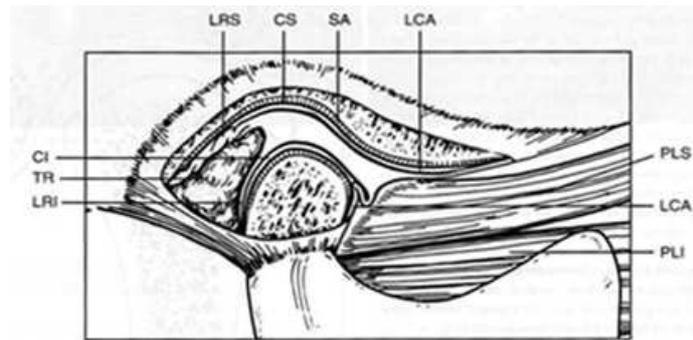


Fonte: Okeson(2007).

A parte posterior dos discos condilares est unida a um tecido conjuntivo muito vascularizado e innervado, chamado tecido retrodiscal. Enquanto que sua parte posterior liga-se a fibras tendinosas do msculo pterigdeo lateral superior (Okeson, 2007).

Os componentes anatômicos são: cavidade articular inferior (CI); cavidade articular superior (CS); ligamento capsular anterior (colagenoso) (LCA); lâmina retrodiscal inferior (colagenosa) (LRI); lâmina retrodiscal superior (elástica) (LRS); músculos pterigoideos laterais inferiores (PLI); músculo pterigóideo lateral superior (PLS); Não há representação do ligamento discal (colateral); superfície articular (AS); tecidos retrodiscais (TR) (Figura 3).

Figura 3: Articulação Temporomandibular.



Fonte: Okeson (2007).

2.1.2 Displasia ou Deslocamento dos Discos Articulares

Os discos articulares têm por função envolver os côndilos e acompanhá-los durante o processo de abertura e fechamento da boca. Para isso, eles se deslocam pela fossa do osso temporal. Quando ocorre um desalinhamento entre disco e côndilo, o primeiro terá dificuldade de acompanhar o segundo e o movimento poderá causar dores no local (McNeill, 1997).

As patologias que afetam a ATM podem ser de ordem intra-articular, alterações das estruturas ósseas ou ainda alterações dos tecidos moles. Essas patologias são também chamadas de desordens temporomandibulares (DTM), entre elas, a displasia (deslocamento) dos discos articulares, ou seja seu deslocamento indevido. Esses deslocamentos estão entre as patologias mais comuns e são encontrados em grande parte da população, onde muitas pessoas inicialmente não apresentam qualquer sintoma. Essas patologias trazem dores nas articulações, movimentos mandibulares limitados, ruídos articulares e alterações osteoarticulares na ATM. A maior causa dos deslocamentos de discos são os traumas na região mandibular (Learreta, 2004).

As displasias dos discos articulares podem ser classificadas em: anteposição discal com redução (ADCR) e anteposição discal sem redução (ADSR) (McNeill, 1997). Na anteposição discal com redução (ADCR), o disco encontra-se desalinhado com o côndilo já na etapa da boca fechada. Antes da recaptura do disco as maiores tensões ocorrem nas regiões medial e lateral da parte posterior do disco, pois o côndilo empurra o disco posteriormente (Pérez-Del Palomar et al. 2006). A medida que a boca está abrindo, o disco é achatado até encaixar novamente no côndilo, ou seja, ocorre a recaptura do disco o que causa um estalo ou “clique”. Após a recaptura as tensões maiores ficam na região intermediária dos discos (Pérez-Del Palomar et al. 2006). Durante o processo de fechamento um novo estalo de menor intensidade é verificado e o disco volta a ficar desalinhado com o côndilo. Durante o processo

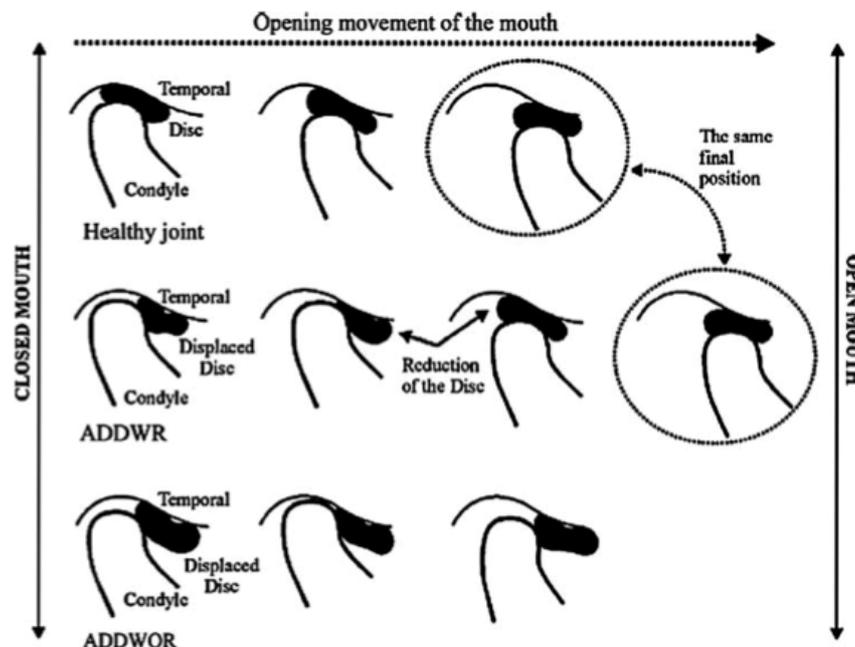
de abertura, pouco antes do disco ser reduzido, ocorre uma parada temporária no movimento de translação da mandíbula (Okesen, 2007).

Na anteposição discal sem redução (ADSR), o disco fica permanentemente na posição deslocada não retornando a posição original. Nessa situação não ocorre o estalo ou “clique”, porém há limitação na abertura total da boca, causando dores no local.

O processo de abertura da boca pode ser analisado considerando três situações da articulação temporomandibular (Figura 4):

- Articulação saudável: à medida que há o deslocamento do côndilo ao longo da fossa temporal, o disco o acompanha, mantendo-se centralizado em relação ao mesmo;
- Anteposição Discal Com Redução (ADDWR): no momento de abertura da boca o disco articular já se encontra em posição anterior ao côndilo. Durante o processo de abertura da boca, há uma redução de disco, fazendo com que o mesmo desloque-se para a posição correta (ocorrendo um clique) que será mantida até a abertura total da boca;
- Anteposição Discal Sem Redução de Disco (ADDWOR): no momento de abertura da boca o disco articular já se encontra em posição anterior ao côndilo. Durante o processo de abertura da boca, não há redução de disco, fazendo com que o côndilo encontre-se próximo a fossa temporal, mas seja impedido pelo disco de deslocar-se pela mesma, dificultando a abertura da boca.

Figura 4: Processo de abertura da boca em três situações



Fonte: Pérez-Palomar e Doblaré (2007).

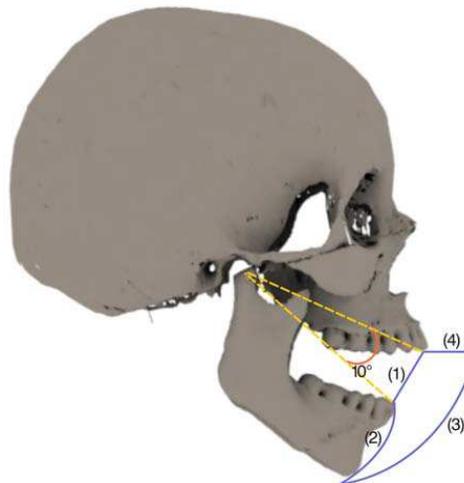
2.2 Descrição do Movimento da ATM

A articulação temporomandibular assim como todas as estruturas do corpo humano movimenta-se de acordo com as leis da dinâmica. Os movimentos da articulação temporomandibular possuem 6 graus de liberdade (DOFs), ou seja, rotaciona e translada nos três eixos cartesianos (X, Y, Z).

Segundo Villamil (2009), o lado esquerdo e direito da ATM devem funcionar concomitantemente para movimentar a mandíbula, sendo que os côndilos impõem restrições um ao outro durante esses movimentos. Os côndilos, por sua vez, deslocam-se pela fossa do osso temporal acompanhados pelos discos articulares que amortecem e impedem o contato direto com o osso citado.

No estudo proposto por Posselt (1952), do ponto de vista sagital os movimentos da mandíbula podem ser divididos em 4 segmentos principais, conforme apresentado na Figura 5. No processo de abertura da boca, os movimentos laterais e frontais são guiados pela forma dos ossos e ação dos ligamentos e músculos, enquanto o ponto final de fechamento é controlado pela oclusão dentária. A imagem que descreve a área máxima que engloba todos os limites que o ponto incisivo pode atingir é conhecida como figura de Posselt (Posselt, 1952). Na primeira parte (1), a mandíbula rotaciona 10 graus em torno do eixo do disco articular. Logo, ocorre uma protrusão da mandíbula face ao deslocamento dos côndilos. O período de abertura final (2) é a combinação do movimento de rotação e translação do eixo referencial que situa-se no centro da cabeça da mandíbula. Na parte 3 ocorre o movimento de fechamento (3), descrito pelo caminho frontal máximo, que é uma combinação de rotação do eixo referencial e uma protrusão máxima da mandíbula que normalmente fica em torno de 40mm. Na última parte do fechamento (4) ocorre uma translação de modo que a cabeça da mandíbula volte a sua posição inicial, localizada na fossa do osso temporal.

Figura 5: Pontos de movimentos máximos da mandíbula



Fonte: Villamil (2009) apud Posselt (1952).

2.3 Modelagem Física

Todos os elementos que fazem parte do corpo humano baseiam seus comportamentos segundo as leis da física. A construção de objetos animados, com o realismo exigido para simulações médicas deve estar baseada em um modelo cujos movimentos estejam definidos nos princípios da cinemática dos corpos. Além disso, alguns simuladores devem considerar outros fatores como colisões entre objetos, deformações, atrito entre outros parâmetros que garantem um maior realismo para o modelo proposto.

2.3.1 Colisões

A detecção de colisão tem sido um assunto de grande interesse da comunidade de computação gráfica. Sua aplicação se dá em inúmeras áreas como jogos, simulação de cirurgias, robótica, biologia computacional e simulação de tecidos.

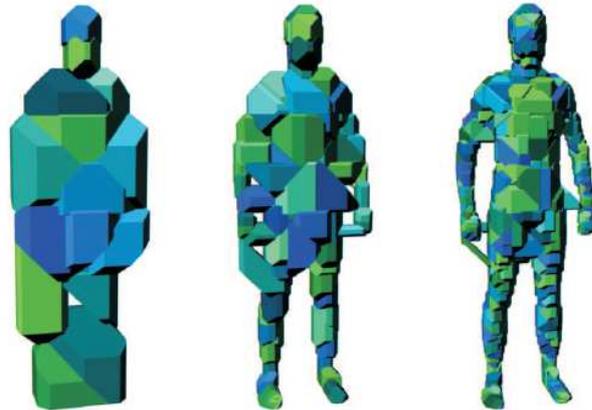
Softwares de simulações físicas são normalmente encontrados em games, animações, softwares educacionais, médicos, etc. Esses softwares utilizam bibliotecas de física que funcionam como um *middleware*, que permite calcular e simular o comportamento de vários fenômenos físicos como gravidade, elasticidade, fricção e colisões trazendo um maior realismo para a aplicação proposta. Nessas bibliotecas, as colisões são detectadas através de algoritmos computacionais que informam a distância entre os possíveis pontos de contatos entre os objetos, bem como sua aceleração e, em alguns casos sua penetração (Coumans, 2013).

A detecção de colisão pode ter como objeto de estudo tanto corpos rígidos quanto corpos deformáveis. Pensando nesses últimos, a detecção de colisão tem grande importância nas simulações cirúrgicas, onde é necessária a detecção de colisões entre dois ou mais órgãos e também dos mesmos com as ferramentas cirúrgicas.

Segundo Teschner et al. (2005), algoritmos são desenvolvidos para proporcionar detecções de colisão cada vez mais realistas. Esses algoritmos devem estar preparados para situações de colisão realistas sem comprometer o desempenho do software. Ao contrário dos objetos rígidos, hierarquias de objetos deformáveis precisam ser atualizadas em cada passo de tempo, o que muitas vezes afeta o desempenho.

Entre os modelos de algoritmos utilizados para detecção de colisão estão as BVHs (ou hierarquia delimitadora de volume). Nela os objetos são delimitados em grupos cada vez menores (de forma recursiva) e organizados em forma de árvore. Cada nó da árvore é associado a um subconjunto de primitivas do objeto maior, juntamente com um BV (volume delimitador) que encerra esse subconjunto (Figura 6).

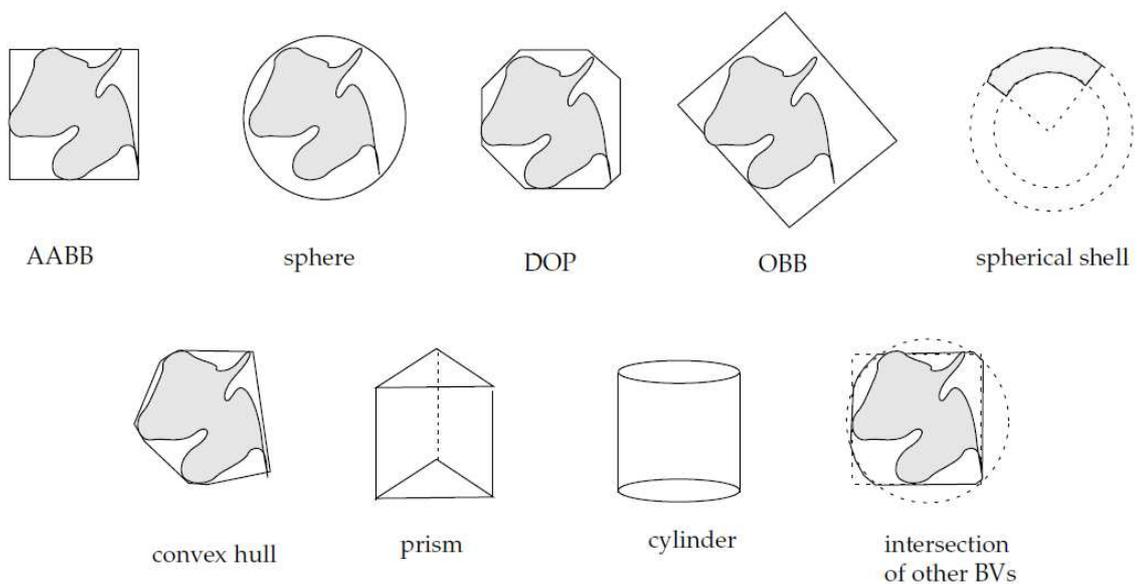
Figura 6: Três níveis de BVHs



Fonte: Teschner et al. (2005).

Na detecção de colisão devem ser utilizadas formas geométricas simples visando menor custo de processamento. Então os BHs podem ser do tipo AABB (*Axis Aligned Bounding Boxes*) no qual uma caixa alinhada com os eixos da cena verifica a colisão do objeto, OBB (*Oriented Bounding Boxes*) no qual uma caixa alinhada com os eixos do objeto verifica a colisão do mesmo, K-DOP (*Discrete Orientation Polytopes*) no qual uma caixa contendo k lados verifica a colisão do objeto. Outros tipos de BHs são esferas, prismas, cilindros, entre outros (Figura 7).

Figura 7: Tipos de hierarquias delimitadoras de volume BVHs



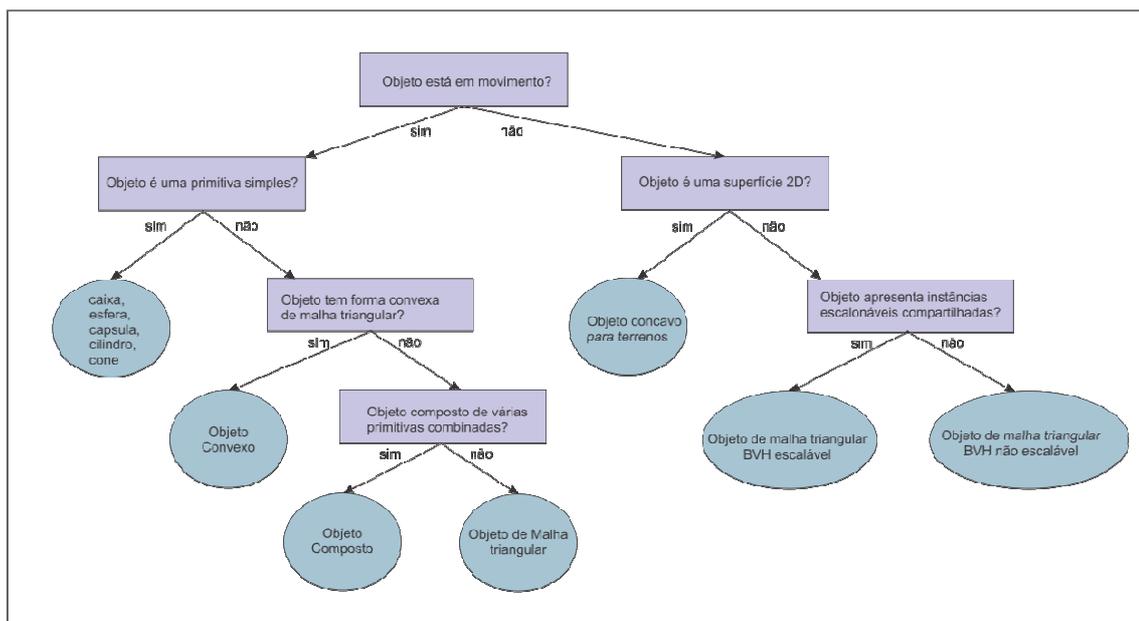
Fonte: Teschner et al. (2005).

Os objetos que sofrerão as colisões precisam ser definidos com essas características. É necessário definir ainda, a forma desses objetos, pois o comportamento em relação a colisões trarão resultados diferentes para uma esfera, uma caixa, um objeto convexo ou ainda uma malha de triângulos.

Os algoritmos de colisão utilizam métodos chamados *broadphases* que tem por objetivo verificar se pares de objetos podem potencialmente colidir. Além disso, esses métodos devem eliminar um grande número de verificações de colisões entre objetos cuja distância e velocidade não permitam a colisão. O *broadphase* lida com mundos dinâmicos, onde muitos objetos estão em movimento, então outro fator importante em cada método é a sua velocidade nos cálculos de colisões (Coumans, 2013).

Uma biblioteca de física suporta uma grande variedade de formas diferentes de colisão e, para um melhor desempenho e qualidade, é importante escolher a forma de colisão que combina com o seu propósito. O diagrama a seguir pode ajudar a tomar uma decisão (Figura 8):

Figura 8: Diagrama de definição de colisão



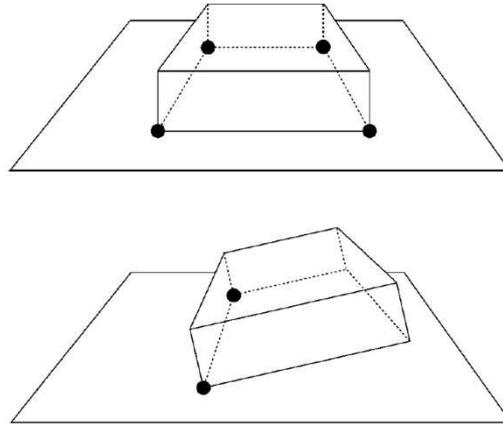
Fonte: Coumans (2013)

Visando um melhor desempenho e confiabilidade algumas bibliotecas utilizam uma pequena margem de colisão entre os objetos envolvidos. Em geral, a margem de colisão expande o objeto.

Os algoritmos de detecção de colisão verificam o contato e geram estruturas de dados para diferentes tipos de primitivas (Millington, 2007). A colisão entre duas esferas é bastante simples, pois o algoritmo de colisão precisa somente verificar a distância entre seus centros. Se essa distância for igual a soma dos raios, ocorre a colisão. Se for menor uma esfera está penetrando na outra. Já colisão entre uma esfera e um plano, se a distância entre centro da esfera e o plano for igual ao raio, então ocorre a colisão.

Em algoritmos para colisões de caixa e plano, procura-se simplificar o máximo possível verificando a colisão entre ponto e face (Figura 9).

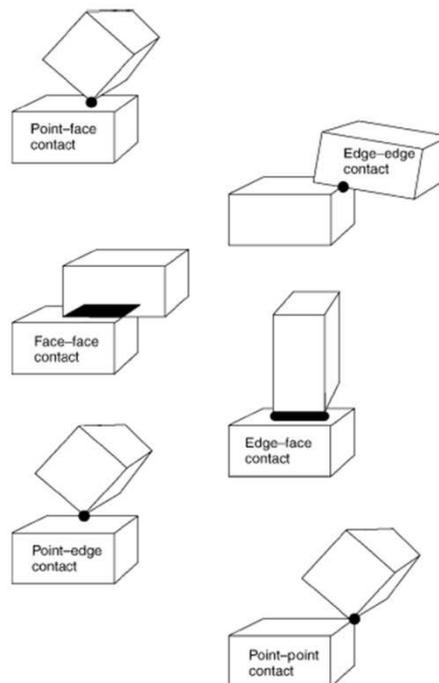
Figura 9: Colisão caixa e plano



Fonte: Millington (2007)

No caso de colisões entre caixa ela poderá ocorrer de um ponto sobre uma face, uma aresta com outra aresta (na forma de um ponto), uma face com outra face (formando um plano), uma aresta sobre uma face, um ponto sobre uma aresta ou ainda um ponto sobre outro ponto (Figura 10).

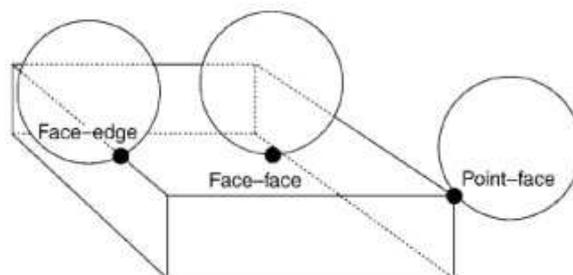
Figura 10: Colisão caixa e caixa



Fonte: Millington (2007)

Em uma colisão entre uma caixa e uma esfera podemos ter um contato face-face, um contato de aresta-face, ou um ponto-face. Em cada caso, a esfera contribui com uma face para o contato, mas pode tocar em qualquer face, aresta ou ponto de uma caixa (Figura 11).

Figura 11: Colisão esfera e caixa



Fonte: Millington (2007)

2.3.2 Momento Linear e Colisões

A detecção de um evento de colisão, o tempo de contato, a posição dos objetos no momento da colisão são informações importantes para o tratamento que será dado para a mesma. Para um melhor entendimento de um evento de colisão, devemos considerar algumas leis da física.

A segunda Lei de Newton diz que: “força de um objeto é resultante do produto de sua massa com sua aceleração”, o que é representado pela seguinte equação:

$$f = m.a$$

A força resultante de um objeto pode ser representada como a taxa de variação de seu momento linear em um referencial inercial. Considerando uma massa constante para o objeto podemos derivar o tempo e chegamos no conceito de momento linear, conforme pode ser visto a seguir:

$$f = m.dv/dt$$

$$f = d(mv)/dt$$

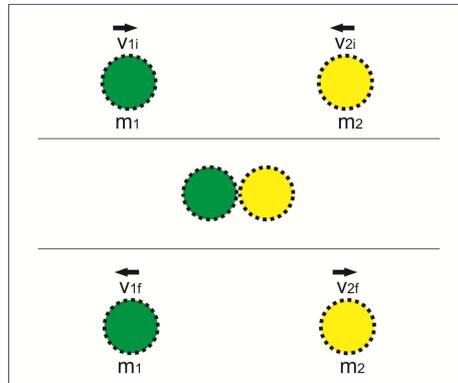
$$p = m.v$$

O produto da massa de uma partícula por sua velocidade é chamado de momento linear, ou ainda quantidade de movimento.

Segundo Halliday (1996), as colisões podem ser divididas em dois tipos: elásticas e inelásticas. As colisões elásticas não sofrem deformações permanentes durante o impacto. Esse tipo de colisão conserva o momento linear resultante, bem como a energia cinética dos elementos participantes. Já em uma colisão inelástica ocorrem deformações nos corpos, havendo perda de energia cinética.

Em uma colisão elástica frontal entre dois objetos (Figura 12) temos que $\Delta p = \Delta p1 + \Delta p2$.

Figura 12: Colisão elástica frontal



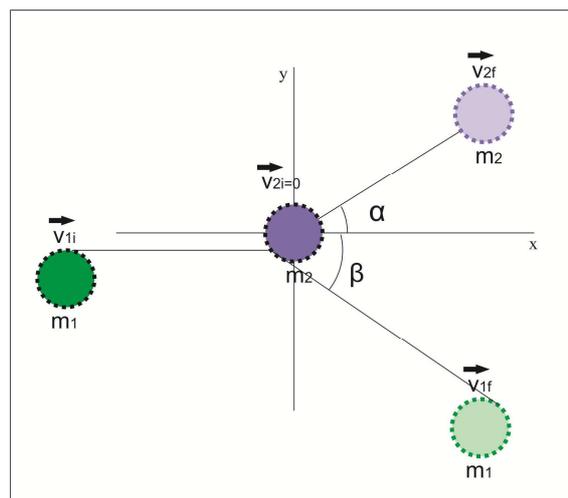
Fonte: elaborado pelo autor.

Logo:

$$m_1(\mathbf{p}_{1f} - \mathbf{p}_{1i}) = m_2(\mathbf{p}_{2f} - \mathbf{p}_{2i})$$

Em uma colisão não frontal (Figura 13), onde um objeto está em movimento e outro parado, temos:

Figura 13: Colisão elástica oblíqua



Fonte: elaborado pelo autor.

$$\mathbf{p}_{1i} = \mathbf{p}_{1f} + \mathbf{p}_{2f}$$

Decompondo nos eixos x e y temos:

Momento em x :

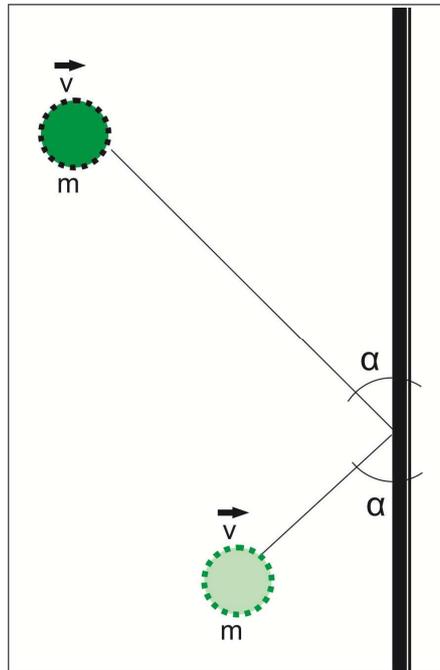
$$m_1 v_{1i} = m_1 v_{1f} \cos(\beta) + m_2 v_{2f} \cos(\alpha)$$

Momento em y:

$$0 = m_1 v_{1f} \sin(\beta) + m_2 v_{2f} \sin(\alpha)$$

Em uma colisão entre um objeto em movimento de massa m e um outro que não pode ser movido o ângulo de incidência é igual ao ângulo pós colisão (Figura 14).

Figura 14: Colisão elástica oblíqua em objeto estático



Fonte: elaborado pelo autor.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

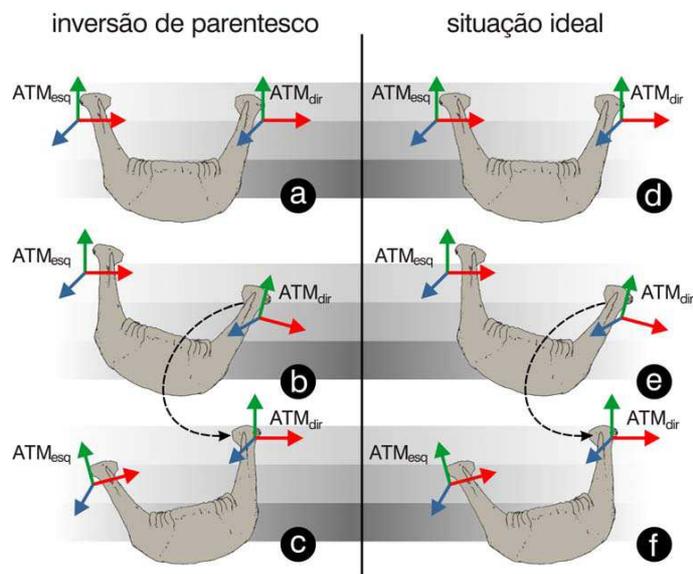
Este trabalho está baseado em estudos de modelagem e animação do sistema mastigatório humano, dando especial enfoque nos movimentos mandibulares. A modelagem da ATM leva em consideração aspectos como as forças envolvidas, colisões entre os elementos, além de deformações ocorridas nos mesmos. Serão detalhados a seguir trabalhos relacionados nessas áreas.

3.1 Modelos de ATM

Algumas abordagens têm sido propostas para modelar os movimentos mandibulares e simular possíveis patologias encontradas nos mesmos. Essas abordagens utilizam-se de técnicas de computação gráfica para permitir a visualização apropriada do que será simulado. Além disso, para um maior realismo, a biomecânica utiliza softwares apropriados à medicina, assim como bibliotecas de física que também são apropriados para a construção de simuladores das mais diversas áreas, incluindo jogos e engenharias. Modelos físicos e matemáticos são propostos para o entendimento mais preciso de cada processo simulado.

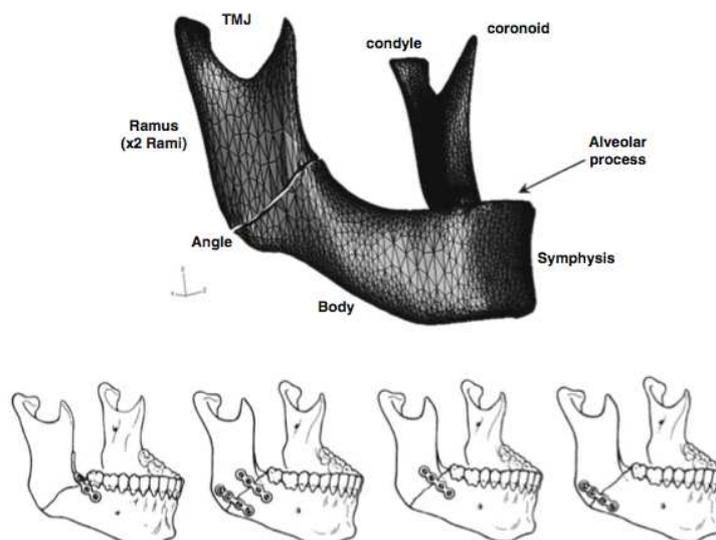
Tuijt et al. (2010) estudaram a hipótese das forças que atuam sobre a ATM durante os movimentos de abertura e fechamento da boca serem diferentes. Para isso foi criado um modelo tridimensional do sistema mastigatório e matemático para o cálculo das forças. Nesse modelo as estruturas de ligamentos e discos articulares não foram implementados. Um elipsoide foi utilizado para representar o côndilo e, juntamente com ele, uma camada de cartilagem homogênea na parte craniana da ATM foram utilizados para simular o complexo côndilo-disco, sendo este o centro cinemático do movimento.

Nos modelos de simulações dos movimentos da ATM propostos até então uma articulação não era levada em consideração para o movimento da outra. No trabalho desenvolvido por Villamil (2009) foi proposto um modelo baseado em uma topologia de articulações, na qual há um movimento equilibrado entre ATMs esquerda e direita. Nesse modelo foi considerado a interdependência de uma articulação em relação a outra, já que ambas movimentam o mesmo osso: a mandíbula (Figura 15). Nos dois tipos de modelagem do movimento mandibular temos: à esquerda, com uma simples inversão de parentesco do objeto gráfico em relação às juntas; à direita, o modelo proposto. As rotações devem ser sempre baseadas na última posição alcançada, mesmo que a junta que controla o movimento tenha alternado, Villamil (2009).

Figura 15: Parentesco nos movimentos mandibulares

Fonte: Villamil (2012).

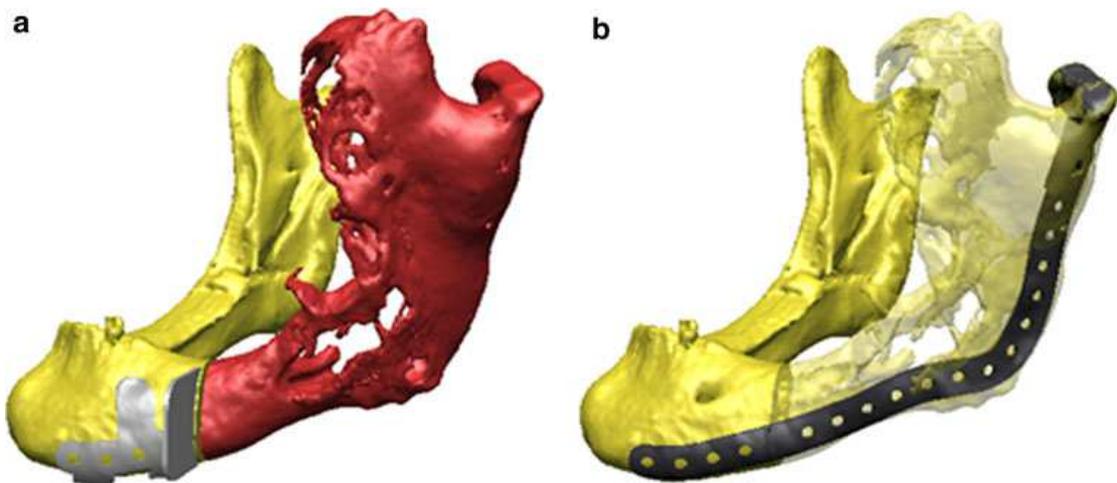
O uso de simuladores médicos se faz de grande importância para a concepção de protótipos e planejamento cirúrgico. Nesse sentido Kavanagh et al. (2008) propuseram um estudo de reconstrução 3D baseada em tomografia computadorizada, no qual foi desenvolvido um modelo matemático para simulações de fraturas na mandíbula. Além disso, foi feito também um estudo de forças realizadas sobre vários pontos da mandíbula, que prevê a colocação de parafusos e placas de fixação no local da fratura, o qual visa facilitar a análise comportamental do movimento mandibular. O modelo matemático foi baseado em análise de elementos finitos (FEA) (Figura 16).

Figura 16: Mandíbula humana com fratura. Sequência de imagens com várias técnicas de colocações de mini placas.

Fonte: Kavanagh et al. (2008).

As tecnologias de CAD (Desenho Assistido por Computador) e CAM (Manufatura Auxiliada por Computador) foram utilizadas para a reconstrução do osso maxilofacial de um paciente, o que permitiu um aumento na precisão, além da redução do tempo de operação. Para isso foi desenvolvido um dispositivo cirúrgico personalizado, o qual foi composto de uma guia de corte para extração de tumores, bem como a construção de placas de enxerto ósseas obtidas a partir de retalhos de fíbula livre. No trabalho de Ciocca et al. (2012) uma placa de osso, incluindo uma prótese condilar anatômica, foi concebida usando a superfície exterior do lado saudável da mandíbula, isso foi realizado de forma a obter um contorno ideal e evitar as deformidades ósseas presentes no lado afetado pelo tumor (Figura 17). O ambiente virtual permitiu o planejamento pré-operatório ideal para extração do tumor, reduzindo o tempo e os custos, simplificando assim a cirurgia. Como resultado o paciente recuperou boa parte dos movimentos mastigatórios em apenas duas semanas após a cirurgia.

Figura 17: a) Guia de corte e região afetada por tumores. b) A placa óssea, incluindo a prótese anatômica do côndilo, em comparação com a condição pré-operatório.



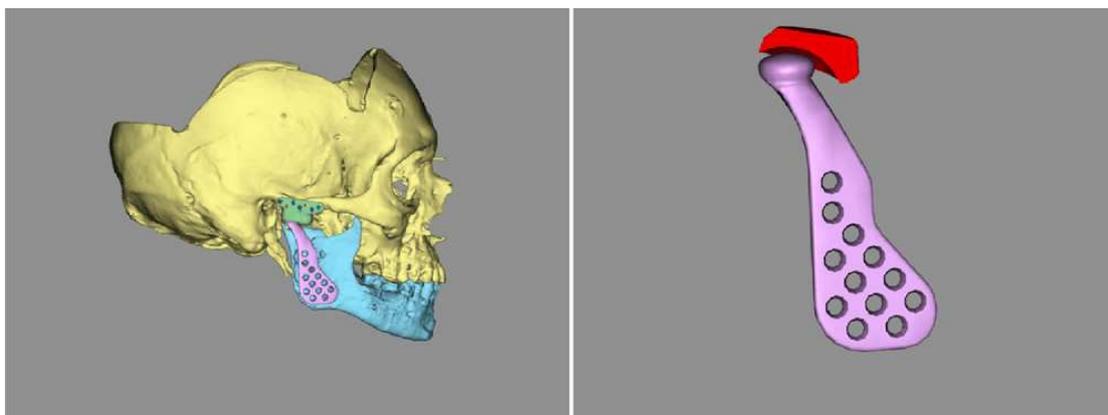
Fonte: Ciocca et al. (2012).

A cinemática 3D da articulação temporomandibular foi analisada no trabalho de Baeyens et al. (2012), através do uso de rastreadores eletromagnéticos miniaturizados. Estes foram fixados sobre os dentes da maxila e mandíbula para realização de uma análise *in vivo*. Sete mulheres e cinco homens com disfunção assintomática da ATM foram recrutados para este estudo, no qual foi gravada a cinemática 3D da mandíbula em relação ao osso temporal. Como resultado obteve-se uma ferramenta clínica potencial na avaliação e gestão de disfunções relacionadas com a ATM, de fácil utilização e não invasivo para o paciente. A metodologia proposta pode ser mais explorada em combinação com reconstruções 3D a partir de imagens médicas.

No trabalho de Celebi et al. (2011), foi desenvolvida uma metodologia para recriar a cinemática da mandíbula de um cadáver e realizar uma análise no computador. Teve como objetivo desenvolver um simulador de movimento, o qual é capaz de gravar e recriar toda

gama de movimentos mandibulares através de tomografia computadorizada. A cabeça do cadáver foi então dissecada e conectada a cabos de ativação muscular e montado no simulador ATM. Durante o movimento mandibular, cada movimento foi gravado utilizando um scanner a laser de alta resolução. Foi então criada uma prótese total de ATM (Figura 18), sendo que todos os movimentos mandibulares foram registrados novamente para comparação. Os dados digitalizados a laser durante o movimento mandibular foram utilizados para conduzir os modelos 3D gerados a partir de tomografia computadorizada. Os movimentos de protusão e lateralidade mostraram-se muito limitados em comparação com os da ATM original.

Figura 18: Modelo mandibular e prótese após a substituição total da articulação



Fonte: Celebi et al. (2011).

3.2 Modelos de Discos Articulares da ATM

O estudo dos discos articulares da ATM tem sido foco de diversos trabalhos devido ao seu alto grau de complexidade. Modelos matemáticos do sistema mastigatório humano, incluindo a articulação temporomandibular, constituem-se de uma ferramenta poderosa para prever as cargas que agem sobre este conjunto.

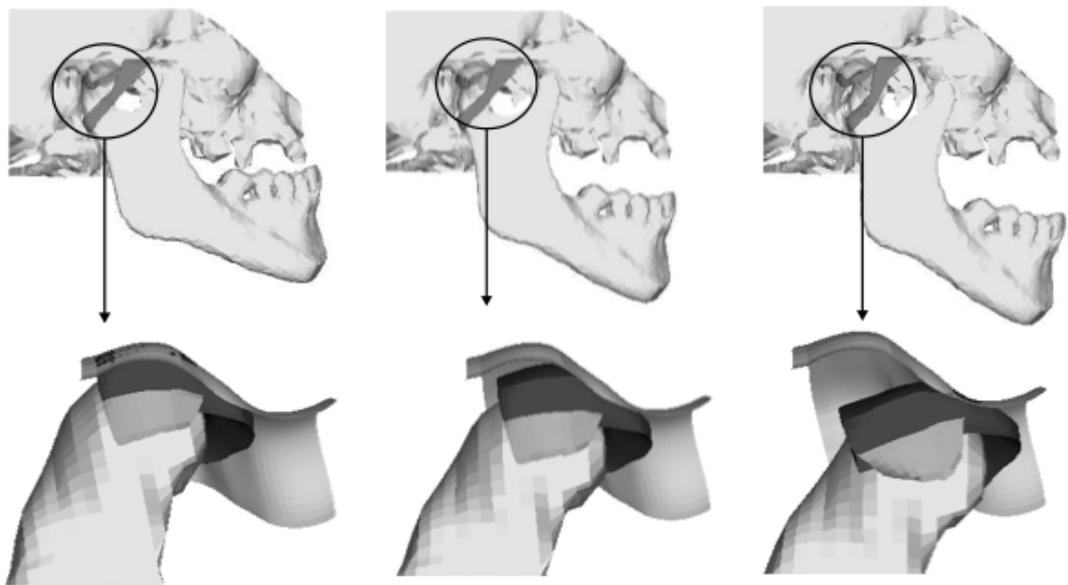
Em 2000, Beek et al. propuseram um modelo de elementos finitos tridimensional do disco articular. Nele funções polinomiais foram ajustadas de acordo com o rastreamento magnético realizado em um cadáver. Logo, esses dados foram transformados em malha tridimensional onde o disco tinha irrestrito deslizamento sobre as superfícies da articulação. Esse modelo foi utilizado para investigar o carregamento de cargas estáticas no disco.

O trabalho proposto por Donzelli et al. (2004) apresenta uma ferramenta para compreender a resposta cinética do disco da ATM. Foi estudado a relação entre velocidade e pressão tridimensional ocorridas nos discos condilares durante as fases iniciais de abertura da mandíbula. Para a captura dos movimentos foram utilizados sensores optoeletrônicos, onde LEDs (Diodo Emissor de Luz) foram colocados no maxilar, canino mandibular e primeiro pré-molar, além de câmeras que registraram suas posições. Esse modelo não simulou o contato móvel entre disco, fossa e côndilo.

No modelo proposto por Pérez-Del Palomar et al. (2006) foram utilizadas imagens médicas de ossos, discos condilares e ligamentos. Nele foi estudado a concentração das maiores tensões nos discos e a pressão em seus poros durante o movimento de abertura e

fechamento da boca. Foi modelado o componente fibrocartilaginoso do disco com fibras colágenas seguindo determinada orientação (Figura 19). Foi concluído que, durante a parte inicial de abertura da boca, a região de maior tensão foi a zona intermediária do disco em sua parte lateral e o nível de tensão aumentou ao longo do movimento. A utilização de um material poro elástico junto ao disco possibilitou perceber que a pressão máxima sobre os poros do disco ocorreu na zona central quando o mesmo era pressionado sobre a fossa mandibular.

Figura 19: Evolução do movimento de abertura mandibular; posição fechada, 50% aberta, 100% aberta



Fonte: Pérez-Del Palomar et al. (2006).

O trabalho de Gallo et al. (2005) trata de um estudo cinemático da ATM, no qual são analisadas as tensões sofridas pelos discos condilares que podem afetar sua integridade. Faz também uma descrição precisa dos pontos de movimentação mandibulares, levando-se em consideração as forças musculares e torques envolvidos no processo. A pesquisa ajuda a compreender a complexidade do côndilo mandibular e seus movimentos.

As tensões também foram foco do trabalho de Hu et al. (2003) que propôs a colocação de uma fibrocartilagem articular entre côndilo e disco para reduzir as tensões do primeiro. Para isso foi desenvolvido um modelo tridimensional de elemento finito não-linear para a análise das cargas antes e após a colocação da fibrocartilagem. Na construção do modelo foram realizadas um total de 36 tomografias seriadas em incrementos de 1,5 milímetros (mm). A fibrocartilagem articular foi construída com uma espessura uniforme de 0,2 mm e adicionada à superfície óssea do osso mandibular. As cargas musculares da articulação foram simuladas através de 16 vetores.

Pérez-Del Palomar et al. (2007) em seu trabalho simularam o comportamento dos discos no processo de abertura da boca em situações de anteposição usando geometria realista dos ligamentos da articulação. Os discos e ligamento foram modelados manualmente a partir de imagens médicas de um paciente saudável. Nesse trabalho, foi comparada a distribuição

das tensões em discos com posicionamento correto e em discos deslocados (com anteposição). Para o cálculo dessas tensões foi utilizado o modelo de tensão Neo-Hookean¹ devido a falta de dados sobre esses tecidos nessa articulação. Foi ainda verificado que, em discos sem deslocamento, a tensão maior ocorreu na região intermediária, enquanto que em discos com deslocamento elas se dão na banda posterior dos mesmos. Na modelagem do tecido retrodiscal, foi utilizada uma aproximação, na qual o tecido foi substituído por um conjunto equivalente de molas, pois o objetivo era analisar a resposta do disco e os ligamentos colaterais e não o comportamento do tecido retrodiscal. Os resultados mostraram que sendo maior o deslocamento, ocorrerão tensões de compressão e tangenciais mais elevadas na faixa posterior o que, por sua vez, podem levar a perfurações que modificam a geometria do disco.

Jaisson et al. (2012) propôs um modelo anatômico de elementos finitos da ATM obtido através de imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada. Sabendo que os discos articulares deformam quando sujeitos a esforços repetitivos causados pelos músculos mastigatórios foi criado um modelo para analisar como isso acontece. Nesse modelo, as forças aplicadas na articulação do indivíduo foram obtidas através da realização de decomposição vetorial das forças musculares máximas produzidas por ele. O modelo aplicava forças sobre os discos durante a simulação dos movimentos de mastigação e calculava as tensões na superfície dos mesmos. As forças aplicadas pelos músculos foi simulada levando em consideração a área de superfície de sua secção transversal e a sua direção. Nesse estudo de tensões e deformações no disco, o côndilo mandibular não foi corrigido e os movimentos da mandíbula eram resultantes das forças aplicadas.

No trabalho desenvolvido por Cheng et al. (2012) foi proposto um modelo de elementos finitos das ATMs, o qual visa investigar a distribuição de tensões determinando assim as causas de disfunção temporomandibular (DTM), a magnitude e a localização das tensões máximas. Foi usado um modelo mandíbula bilateral que inclui fechamento e abertura máxima. Os autores definiram um índice de assimetria para os diferentes valores de tensão em cada articulação. Foram selecionados voluntários com e sem patologias na ATM para realização do estudo. Os resultados conduziram a uma hipótese de que o côndilo funciona muitas vezes como amortecedor, assim como fazem os discos articulares. O estudo também forneceu informações úteis relacionadas à distribuição de estresse e a probabilidade de localizar áreas mais prováveis para distúrbios da ATM.

Assim sendo, o objetivo deste trabalho é criar um modelo que simule a cinética da mandíbula face a patologia da anteposição dos discos articulares. Os movimentos mandibulares são descritos através da rotação e translação da mandíbula, levando em consideração as colisões entre côndilos, discos articulares e fossa temporal. Os trabalhos mencionados até agora não simularam a movimentação da mandíbula considerando os elementos acima citados. A comparação da movimentação da mandíbula através de colisões de côndilos com as fossas temporais, levando-se em consideração um paciente saudável em relação a um paciente com anteposição de disco, é o foco deste trabalho sendo que este assunto não foi simulado nos trabalhos anteriores.

¹ Modelo para materiais hiperelásticos, usado para prever o comportamento de tensão-deformação não linear dos materiais submetidos a grandes deformações.

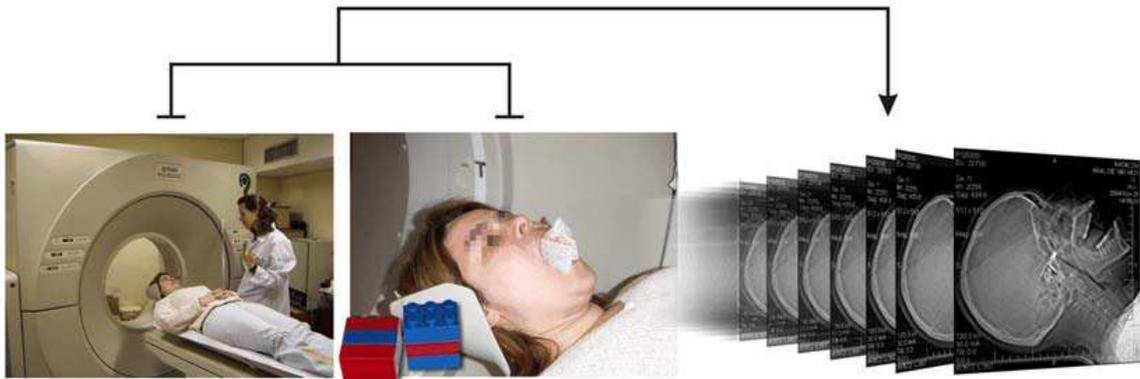
4 MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA ATM

O presente trabalho propõe um modelo baseado em física para simulação dos movimentos mandibulares com ou sem interferência do deslocamento inapropriado dos discos articulares. A construção de um modelo humano virtual pode ser dividida em três etapas básicas: obtenção das imagens médicas, reconstrução tridimensional do modelo e simulação de movimento.

A primeira etapa consiste na aquisição e processamento de imagens médicas, usadas como base para a reconstrução tridimensional 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* influem no formato estrutural (em geral definido em três dimensões) pelos exames de imagem, com ressonância magnética ou tomografia computadorizada, em músculos, articulações e dentes. As imagens foram obtidas de um indivíduo que possuía características anatômicas padrões, ou seja, sem nenhuma patologia nas articulações e músculos do complexo mandibular (Figura 20). A representação tridimensional pode ser feita na forma de fatias bidimensionais baseadas em pixels ou por matrizes tridimensionais, ambas fornecidas por um captador de imagens ou através do uso de um scanner 3D em um molde de gesso de uma arcada real. Nesta etapa, são empregadas técnicas usuais para melhoria das imagens e seu registro (alinhamento), se for o caso.

Figura 20: Voluntária durante a tomografia computadorizada por raios X.



Fonte: Villamil et al. (2007)

Na segunda etapa, métodos de segmentação, modelagem geométrica e topológica de elementos básicos (ossos, músculos, pele, tendões, vasos, gordura, etc.) fornecem os componentes fundamentais para a reconstrução do corpo humano. Finalmente, a terceira etapa do processo consiste na simulação do movimento, sendo necessários algoritmos para simulação de corpos humanos baseados em conceitos anatômicos, suprindo assim as necessidades impostas ao uso de seres humanos virtuais em aplicações médicas.

Para atingir os objetivos do trabalho, em primeiro lugar, foi necessário um estudo na literatura e observações dos movimentos mandibulares por meio de exames de ressonância magnética funcional. A variação das características físicas da mandíbula e dos discos também deve ser considerada para que se possa entender a correlação entre forma e função dos componentes do sistema a fim de representá-lo de maneira mais realista possível.

4.1 Modelo Geométrico baseado em Anatomia

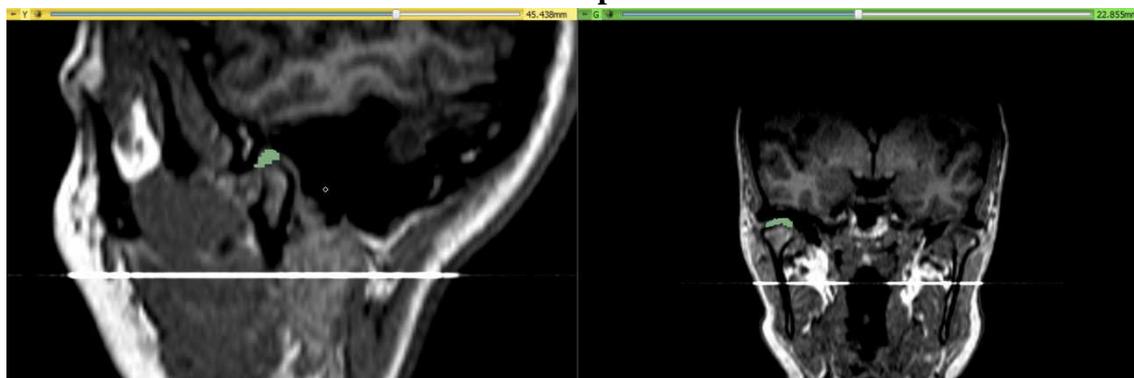
Para reproduzir e visualizar o movimento mandibular é necessário que a mandíbula seja um objeto separado do resto da cabeça. O modelo 3D foi planejado com três malhas de triângulos: uma para a mandíbula, outra para o maxilar superior e outra para o resto do crânio (Villamil, 2005). Para a obtenção destas malhas, primeiro houve um processo de segmentação manual dos ossos do crânio e dentes, para posteriormente ser aplicada uma técnica de extração de malhas. Estes procedimentos foram realizados utilizando o programa chamado *Slicer 3D* (Slicer, 2005), um software livre e de código aberto para visualização, registro, segmentação e quantificação de imagens médicas.

O modelo tridimensional dos discos foi reconstruído a partir de imagens de ressonância magnética de discos condilares reais, usando o algoritmo *Marching Cubes* para a construção de uma malha poligonal. Logo após a modelagem tridimensional foram aplicadas funções da física de colisões com os ossos e o movimento mandibular. Uma vez que o modelo foi criado, os parâmetros físicos foram ajustados e testados para simular os movimentos do disco de forma a se aproximar do movimento real.

Enquanto que os ossos foram representados através de imagens de tomografia computadorizada, os discos articulares foram capturados através de imagens de ressonância magnética, devido a sua composição fibrocartilaginosa.

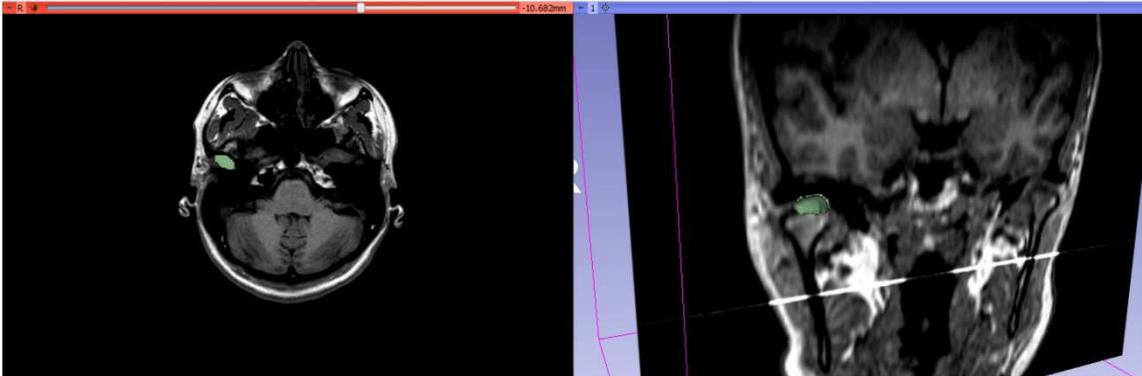
As Figuras 21 e 22 mostram parte do processo de segmentação dos discos através do software *Slicer 3D*.

Figura 21: a) Segmentação de disco articular no plano sagital b) Segmentação de disco articular plano coronal



Fonte: elaborado pelo autor.

Figura 22: a) Segmentação de disco articular no plano transversal b) Segmentação de disco articular – modelo 3D

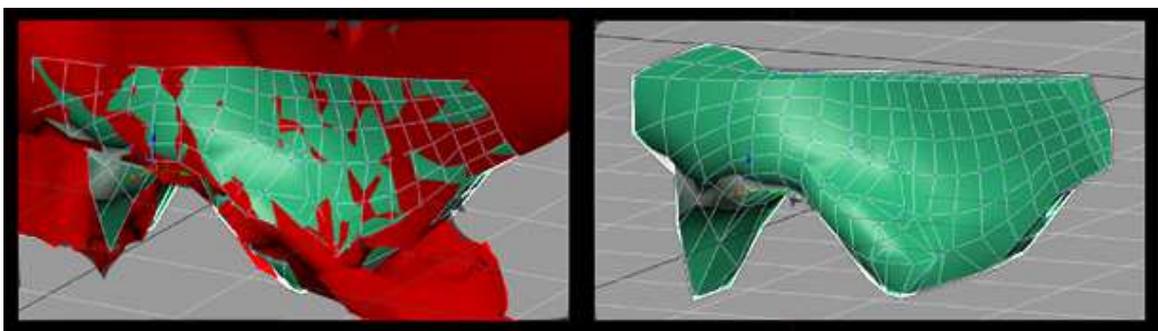


Fonte: elaborado pelo autor.

A irregularidade da malha 3D original, devido ao ruído na captura dos dados, poderia impedir a precisão da detecção de colisões propostas. Devido a este fato, ao grande número de polígonos dos modelos obtidos e ao fato de que apenas pequenas partes são essenciais para realização das colisões, foram desenvolvidos reconstruídos os modelos das fossas temporais, côndilos e discos articulares separadamente. Uma nova modelagem da superfície foi realizada obtendo um menor número de polígonos sobre a malha do modelo original, por meio da inserção de novos vértices nas posições mais importantes.

A Figura 23 mostra o processo de reconstrução da fossa temporal direita. A área vermelha (sem arestas) corresponde ao crânio 3D reconstruído pelo *Slicer*. Os modelos gerados pelo referido software além de apresentarem distorções nos polígonos, eram constituídos de um número muito grande de vértices, o que demandaria um tempo elevado de processamento para o cálculo das colisões. A região verde (com arestas) corresponde a fossa temporal modelada através do software *Autodesk 3DS MAX*. A reconstrução possibilita uma organização dos vértices, arestas e faces sem a perda da anatomia original visando a sua preparação para uma melhor renderização.

Figura 23: Reconstrução das fossas temporais



Fonte: elaborado pelo autor.

O simulador visualiza também modelos 3D gerados a partir das imagens de ressonância magnética (crânio, maxilar superior e mandíbula), porém esses elementos não

possuem propriedades de colisões. A colisão ocorrerá nos elementos gerados a partir de reconstrução (fossas temporais, cêndilos e discos articulares).

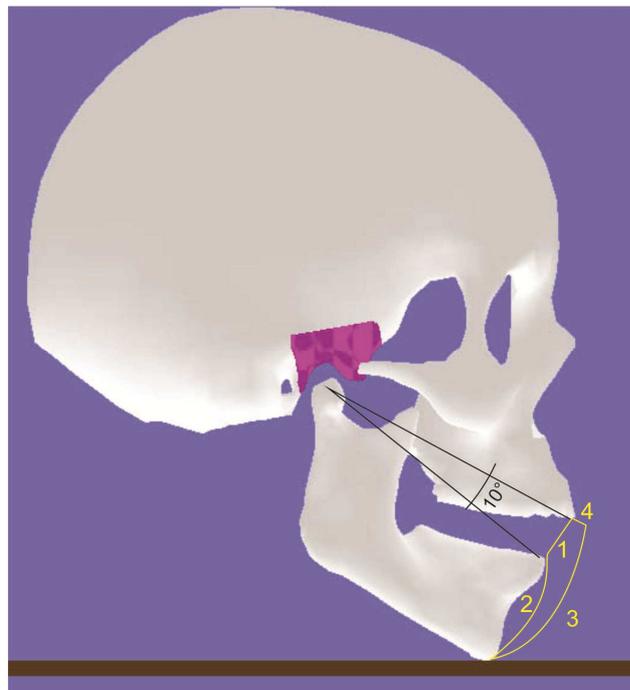
A movimentação mandibular teve como referências a Figura de Posselt explicada no capítulo 3.2. Descrição do Movimento da ATM, acrescentadas das colisões entre esses elementos. Para simplificação do modelo, fossas temporais assim como os cêndilos e discos articulares foram tratados como corpos rígidos.

4.2 Modelo de Movimento

Na abertura e fechamento da boca, o movimento descrito pela mandíbula corresponde ao deslocamento dos cêndilos pelas fossas temporais. Os cêndilos realizam movimentos de rotação, translação e ambas combinadas. O controle desses movimentos é realizado pelos músculos mandibulares e temporais.

Os movimentos de abertura e fechamento da boca podem ser melhor representados e simulados com um maior realismo tomando como referência a Figura de Posselt. Através dela podemos visualizar as quatro etapas no processo de abertura e fechamento da boca (Figura 24). A primeira etapa consiste do movimento de rotação. Na segunda ocorre translação e rotação até que se atinja o ponto de máxima abertura. A referência utilizada foram as imagens médicas do paciente. Na terceira etapa ocorre a rotação e translação até os dentes superiores e inferiores se toquem. Na quarta etapa ocorre apenas a translação para que a mandíbula volte à posição inicial.

Figura 24: Simulador e medições da Figura de Posselt



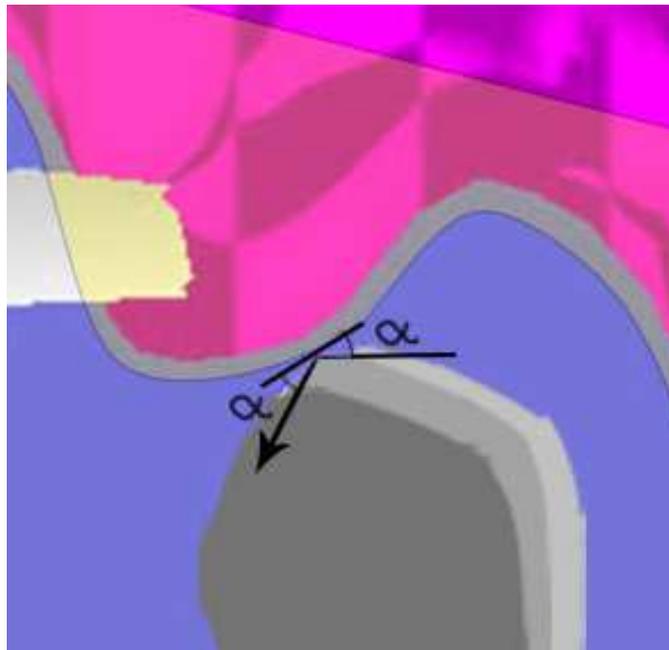
Fonte: elaborado pelo autor.

As restrições no fechamento da boca são impostas pelas colisões dos dentes superiores e inferiores, enquanto que a abertura máxima é imposta pelos músculos.

No modelo desenvolvido, as fossas temporais, côndilos e discos articulares são elementos rígidos que colidem entre si. O disco articular por ser um tecido fibro-cartilaginoso apresenta uma consistência mais maleável, porém esta maleabilidade não é abordada no presente trabalho. Os demais elementos, como ossos do crânio por exemplo, apenas auxiliam na visualização do modelo, porém não apresentam colisões. As fossas temporais são objetos rígidos e estáticos, sendo que no simulador são parametrizados com uma massa infinita e não são deslocados.

O movimento dos côndilos é controlado pelo movimento de Posselt permitindo o deslocamento da mandíbula para frente. A altura da mesma é determinada através das colisões, de forma que o ângulo de incidência entre as faces normais dos côndilos com a fossa temporal será o mesmo ângulo pós-tratamento de colisão (Figura 25).

Figura 25: Ângulos de colisão do côndilo e fossa temporal



Fonte: elaborado pelo autor.

Os discos articulares antepostos também foram considerados objetos estáticos, logo não tem sua posição alterada.

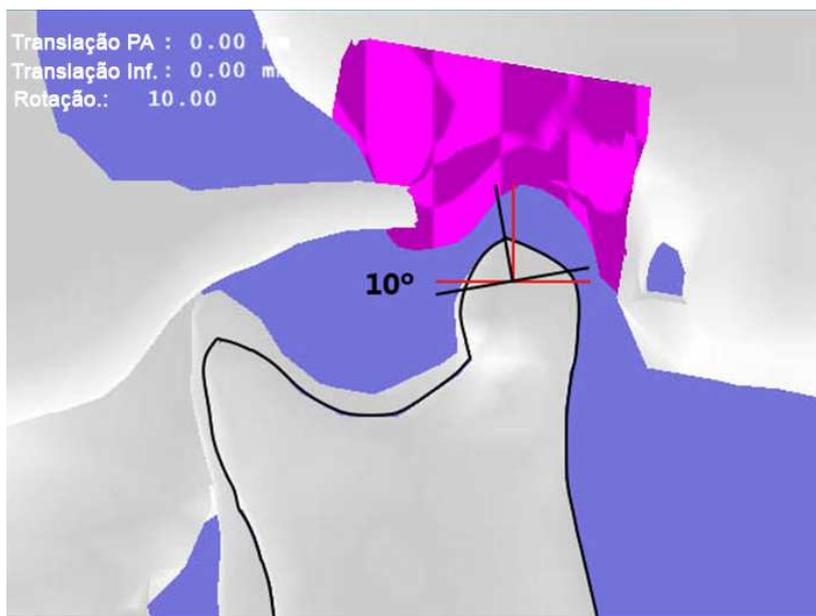
O modelo contempla duas situações: a primeira com a movimentação de uma ATM saudável sem obstrução alguma dos discos articulares e uma situação em que os discos articulares estão antepostos e sem redução.

4.2.1 Movimento gerado de uma ATM saudável

Para a movimentação de uma mandíbula em uma ATM saudável foi criado um modelo que levou em consideração as imagens médicas capturadas da paciente e o Movimento de Posselt. A detecção de colisões e parte do tratamento foi realizado por simulação baseada em física. Nesta simulação os discos articulares não foram inseridos, pois sendo uma ATM saudável, os mesmos apresentariam propriedades elásticas que não interferem no movimento. Porém, seu espaço permaneceu preservado e as fossas temporais foram configuradas com uma margem delimitadora, fazendo com isso o papel dos discos nas colisões com os côndilos.

Segundo a Figura de Posselt, o movimento de abertura e fechamento da boca pode ser dividido em quatro etapas. Na primeira etapa, ocorre apenas o movimento de rotação da mandíbula no plano sagital que, segundo a Figura de Posselt, tem um valor de 10° . Nesta etapa cada frame corresponde a 1° de rotação no plano sagital (Figura 26).

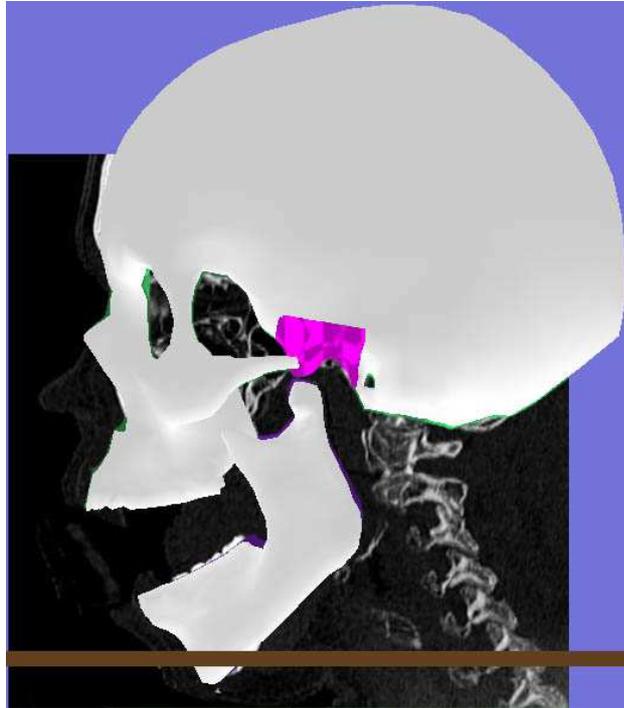
Figura 26: Ângulo de rotação da mandíbula na primeira etapa de Posselt



Fonte: elaborado pelo autor.

Na segunda etapa ocorrem tanto rotações quanto translações. A condição de parada teve como referência a imagem médica na qual o paciente apresentava abertura total da boca. Foi levado em consideração no algoritmo sua rotação e translações finais (Figura 27).

Figura 27: Abertura máxima da boca conforme imagem médica sobreposta

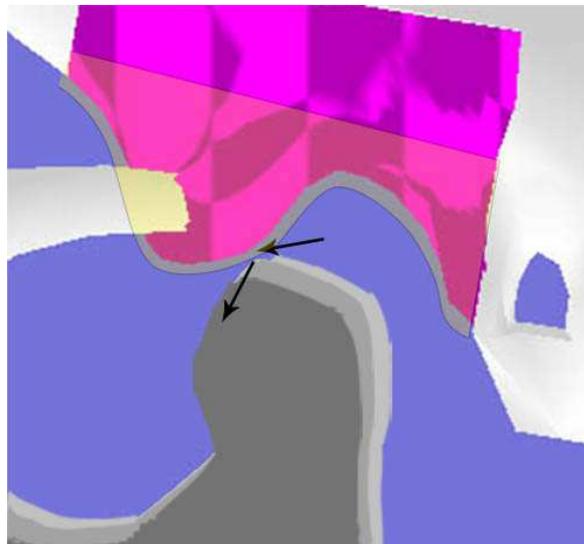


Fonte: elaborado pelo autor.

Em cada frame a rotação no plano sagital foi incrementada em $1,6^\circ$, translação no plano sagital inferior é de 0,04 mm e no plano sagital posteroanterior é de 0,15 mm. Uma força de 1cm/s é aplicada aos côndilos, realizando as translações citadas acima. Leis da física quando detecta as colisões bloqueia o deslocamento dos côndilos.

Nesta simulação os côndilos colidem com as margens definidas para as fossas temporais que ocupam o lugar dos discos articulares (Figura 28).

Figura 28: Colisão entre côndilo e margem da fossa temporal



Fonte: elaborado pelo autor.

A terceira etapa consiste em movimentos de rotação e translação da mandíbula até que os dentes se encontrem. Novamente foi utilizada uma imagem médica para fazer o posicionamento correto da mandíbula. A rotação no plano sagital é decrementada em 3°, enquanto que a translação no plano sagital inferior é de 0,15 mm e no plano sagital posteroanterior é de 0,11 mm.

Na quarta etapa, com a boca já fechada a mandíbula desliza para trás, percorrendo as fossas temporais até retornar a posição inicial. O algoritmo não rotaciona a mandíbula, apenas faz sua translação, decrementando no plano sagital inferior 0,08 mm e no plano sagital posteroanterior 0,15mm. Novamente as leis da física ficam encarregadas de reposicionar os côndilos ao detectar a colisão com as fossas temporais.

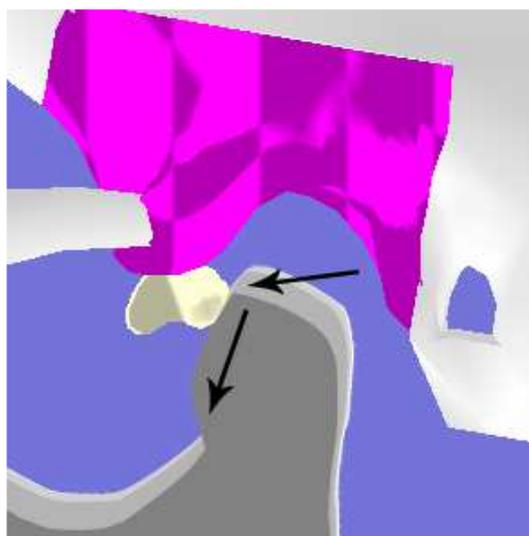
4.2.2 – Movimento gerado de uma ATM com anteposição de disco articular sem redução

Nesta segunda simulação os discos articulares foram posicionados antepostos aos côndilos caracterizando a patologia citada anteriormente. O disco foi considerado um corpo rígido para simular a condição em que o mesmo não reduz sua forma. A margem de colisão das fossas temporais foi desativada para não influenciar no posicionamento dos discos.

O mesmo modelo foi utilizado para movimentação da mandíbula, porém a execução passa por algumas condições diferentes. Na primeira etapa ocorre o mesmo processo de rotação no plano sagital até que seja atingido 10°.

Na segunda etapa ocorre a rotação e translação dos côndilos, porém os discos antepostos obstruem seu deslocamento no plano sagital posteroanterior sendo empurrados para baixo (Figura 29).

Figura 29: Colisão entre côndilo e disco articular anteposto



Fonte: elaborado pelo autor.

No algoritmo a condição de parada é a translação máxima no plano sagital inferior, então os côndilos ficam com sua translação no plano sagital posteroanterior obstruída e não podem mais rotacionar.

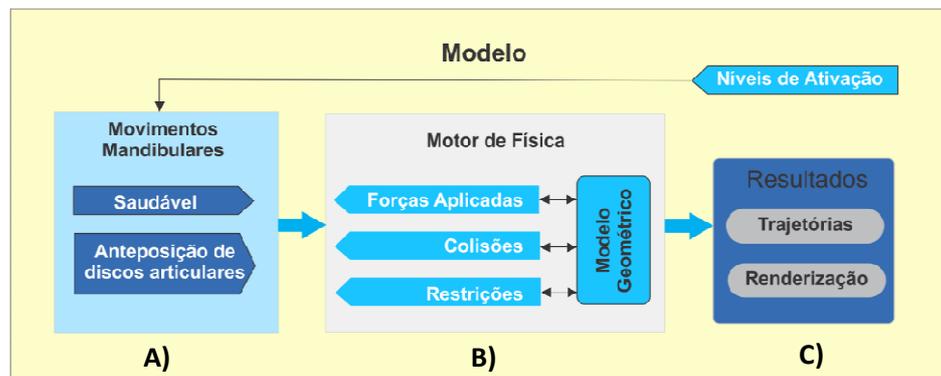
A terceira etapa é iniciada fazendo o fechamento da boca, rotacionando e transladando os cêndilos.

A quarta etapa corresponde ao retorno dos cêndilos a posição inicial.

4.3 Simulador

Para o desenvolvimento do modelo foi criado um simulador de física da ATM onde o usuário acompanha quadro-a-quadro o movimento mandibular baseado no movimento de Posselt, verificando as restrições do mesmo em função das colisões entre cêndilos e fossas temporais, bem como o posicionamento irregular dos discos articulares.

Figura 30: Diagrama de blocos do relacionamento entre modelo, simulador e usuário.



Fonte: elaborado pelo autor.

O modelo proposto está dividido em três partes bem definidas (Figura 30):

- Os movimentos mandibulares: são ativados pelo usuário e podem atuar em uma ATM saudável, assim como em uma ATM com anteposição de discos articulares sem redução.
- Motor de Física: responsável por fazer todos os cálculos de forças aplicadas, colisões e restrições de movimentos sobre os objetos geométricos.
- Resultados: exibe em uma janela gráfica a trajetória de movimento da mandíbula, fazendo a renderização correta para visualização do usuário.

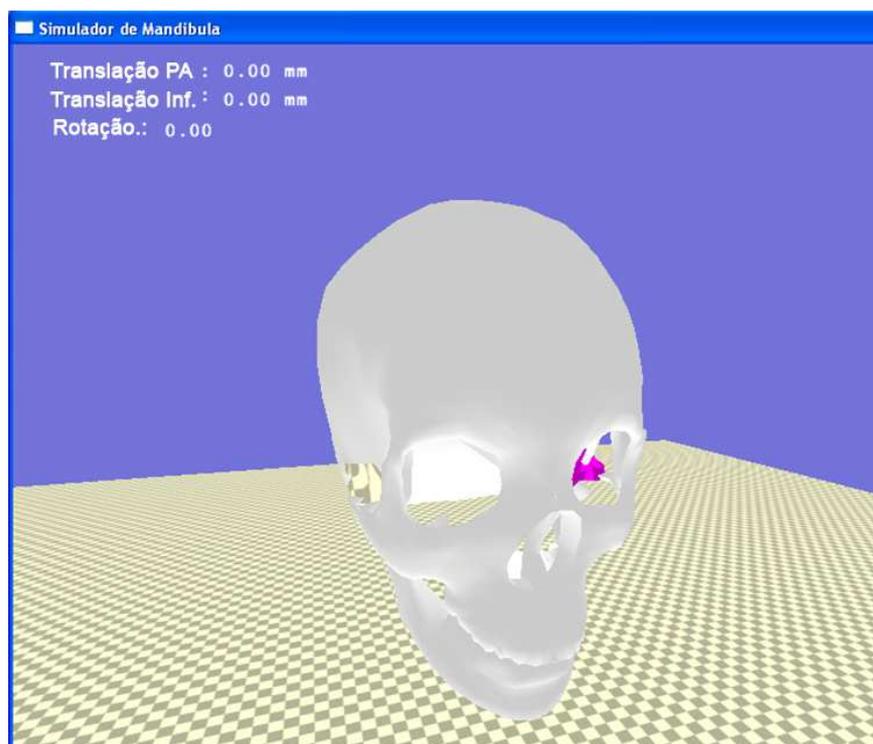
O usuário tem a possibilidade de controlar através do teclado a sequência dos frames da animação de movimentação da mandíbula verificando sua rotação, translação e colisões. Em um segundo momento o usuário pode adicionar os discos articulares com anteposição e verificar todos os itens acima, bem como a obstrução causada pelos mesmos. A simulação física é de responsabilidade de um mecanismo chamado *Bullet Physics* (Coumans, 2013), uma biblioteca de código livre amplamente utilizada em simulações e jogos. Ela é responsável pelo tratamento das colisões entre os elementos da ATM, bem como configurações como massa e aplicações de forças no sistema.

O simulador apresentado no estudo busca reproduzir o comportamento dos movimentos mandibulares, o qual compara uma articulação saudável e a mesma com a interferência provocada pelo deslocamento indevido dos discos articulares. O simulador foi desenvolvido na linguagem C++, utilizando as bibliotecas gráficas OpenGL e Glut, além do motor de física *Bullet Physics*. As bibliotecas gráficas são responsáveis pela criação da janela do software, bem como a visualização dos modelos tridimensionais. Já a biblioteca física gerencia a criação dos objetos rígidos e a colisão entre todos os elementos.

A interação entre o usuário e sistema ocorre através de teclas pré-definidas. Com isso o usuário visualiza sobre diversos ângulos os movimentos mandibulares, tendo o controle quadro-a-quadro nos mesmos.

A Figura 31 mostra o crânio e a mandíbula carregados na janela de visualização 3D. Outra possibilidade permitida pelo simulador é a de ocultar elementos como crânio e mandíbula, sendo exibido apenas fossas temporais, discos articulares e côndilos já que estes são as partes anatômicas que efetivamente participam do tratamento de colisão.

Figura 31: Janela do simulador



Fonte: elaborado pelo autor.

Os modelos tridimensionais são gerados sob o formato OBJ (Lagae, 2007). Esse formato é facilmente encontrado na representação de dados poligonais em forma ASCII. Um arquivo OBJ descreve o modelo tridimensional através de uma sequência de vértices, vetores, normais e faces, podendo ainda trazer informações como materiais e coordenadas de mapeamento de texturas.

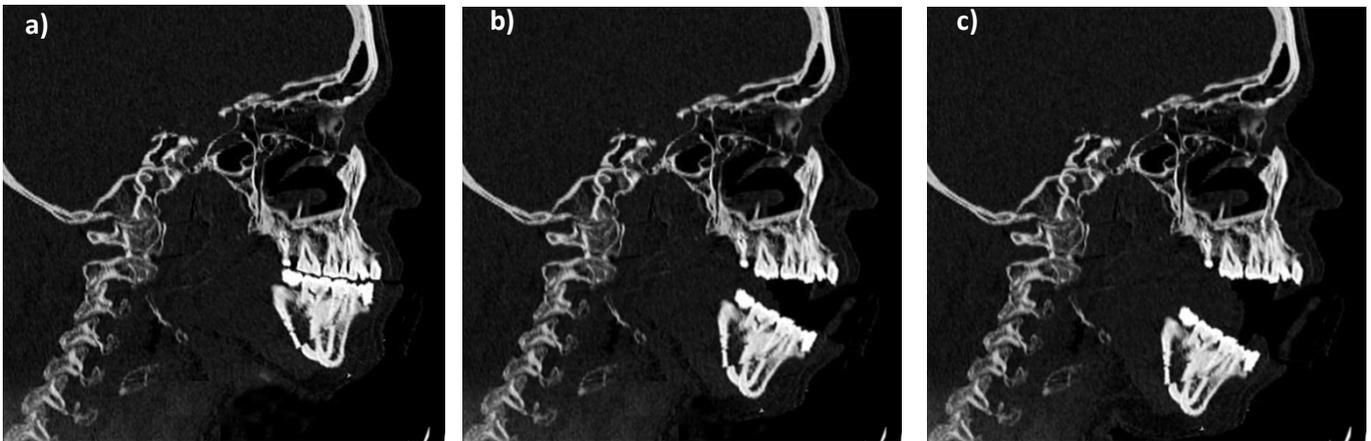
Funções de código do simulador são responsáveis em carregar todas essas informações do arquivo OBJ em *arrays* para que a biblioteca gráfica se encarregue de mostrá-los na janela de visualização. Após o desenvolvimento dos modelos tridimensionais, os mesmos foram

carregados dinamicamente no simulador e exibidos através das bibliotecas gráficas OpenGL e GLUT. (The Khronos Group, 2015)

4.3.1 Posicionamento e Validação

Os modelos tridimensionais são visualizados no mesmo tamanho das imagens médicas. Para um maior realismo, seu posicionamento teve como referência os planos coronal e sagital, com imagens de tomografia computadorizada carregadas em suas faces. Para o movimento de abertura e fechamento da boca foram observadas três posições chaves: boca fechada, boca com abertura intermediária (antes da translação) e abertura máxima (Figura 32).

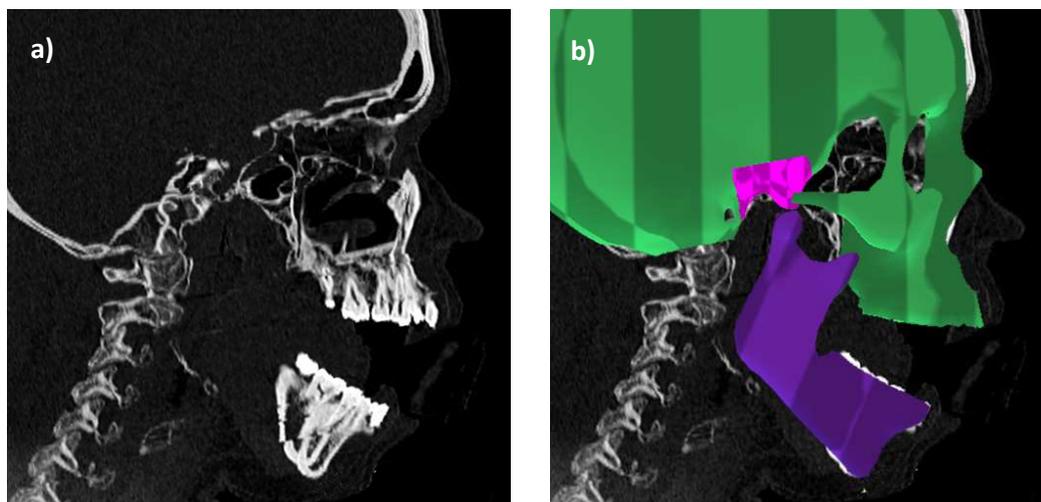
Figura 32: Imagens médicas em três etapas: a) boca fechada; b) boca com rotação da mandíbula no plano sagital; c) boca com abertura máxima.



Fonte: elaborado pelo autor.

A Figura 33b mostra os modelos tridimensionais no formato OBJ do crânio, mandíbula e fossas temporais carregados e posicionados de acordo com o plano sagital das imagens médicas do paciente estudado (Figura 33-a).

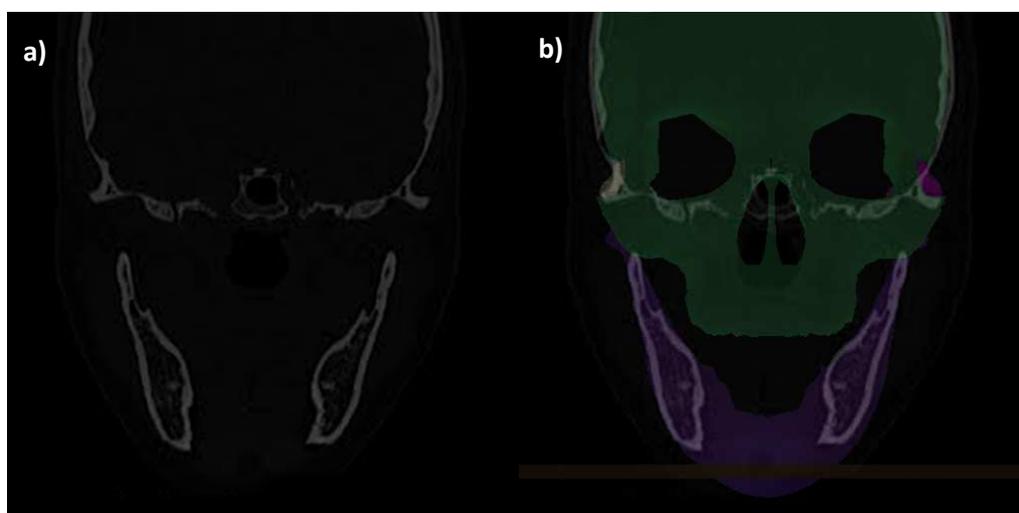
Figura 33: a) Imagem médica com abertura máxima da boca; b) Posicionamento do crânio e mandíbula no plano sagital



Fonte: elaborado pelo autor.

A referência dos ossos no plano coronal também é importante para um melhor posicionamento dos objetos 3D modelados (Figura 34).

Figura 34: a) Imagem médica com abertura máxima da boca; b) Posicionamento do crânio e mandíbula no plano coronal



Fonte: elaborado pelo autor.

O software *Slicer 3D* carrega imagens médicas trazendo uma barra de escala em centímetros na parte inferior, o que permite realizar as devidas medições (Figura 35). Para isso é feita uma relação entre a medida real (que está em centímetros) para sua correspondente medida em pixels. Fazendo isso, as translações e rotações da mandíbula são capturadas em formato de imagens. Então, obtêm-se a medida em pixels e depois é feita a conversão para centímetros.

Para fins de visualização, no simulador as translações foram representadas em milímetros devido aos pequenos deslocamentos da mandíbula.

Figura 35: Imagem médica em vista sagital



Fonte: elaborado pelo autor.

5 RESULTADOS

O presente modelo teve como alicerce os dados do trabalho de Villamil (2009), no qual um paciente humano teve seu crânio e mandíbula capturados através de um processo de tomografia computadorizada. Os discos articulares foram segmentados através de ressonância magnética. Apesar do paciente apresentar uma ATM saudável foi criada uma simulação onde o mesmo teria a patologia de anteposição de disco sem redução.

O objetivo do trabalho é simular o comportamento da mandíbula em seus movimentos de abertura e fechamento da boca baseado em colisões entre a fossa articular, as cabeças da mandíbula e discos com patologia.

5.1 Movimentos mandibulares em uma ATM saudável

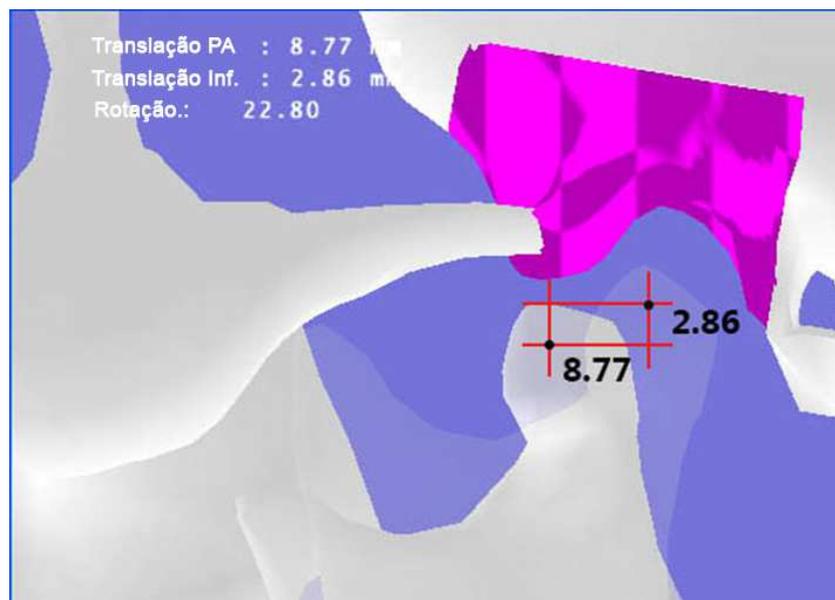
A simulação do processo de abertura e fechamento da boca em uma ATM saudável foi realizada em 29 frames.

O simulador exibe dados como ângulo de rotação, translação da mandíbula no plano sagital.

Tomando por base a Figura de Posselt, na primeira etapa obtêm-se os valores 10° para a rotação no plano sagital, 0° para translação no plano sagital posteroanterior e 0° para translação no plano sagital inferior. Como já era de se esperar, pois nesta etapa ocorre apenas rotação da mandíbula.

Ao final da segunda etapa temos os valores $22,8^\circ$ para rotação no plano sagital, 8,77 mm para translação no plano sagital posteroanterior e 2,86 mm para translação no plano sagital inferior (Figura 36).

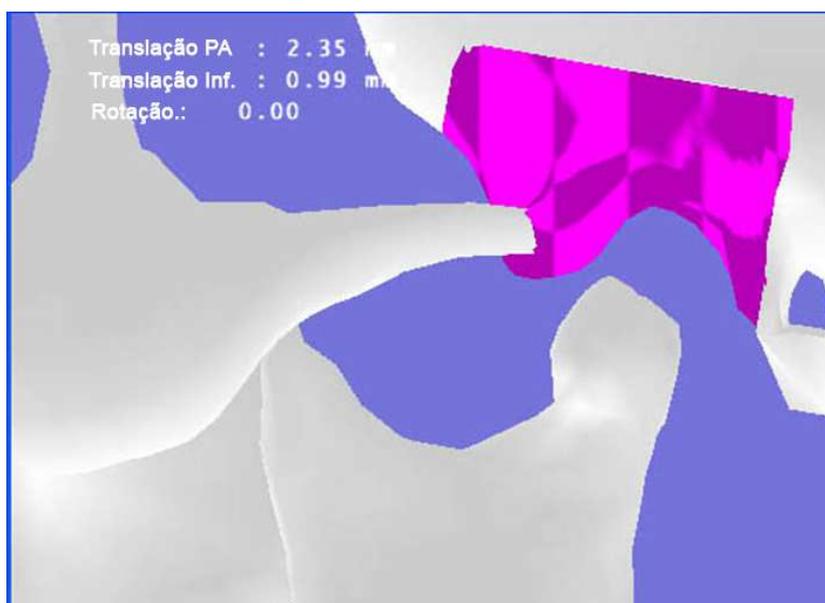
Figura 36: Translações da mandíbula



Fonte: elaborado pelo autor.

Na terceira etapa ocorre o fechamento da boca até que os dentes superiores e inferiores se toquem, ocorrendo para isso rotação e translação da mandíbula. Os valores finais são: rotação no plano sagital de 0°, translação no plano sagital posteroanterior de 2,35 mm e translação no plano sagital inferior de 0,99 mm (Figura 37).

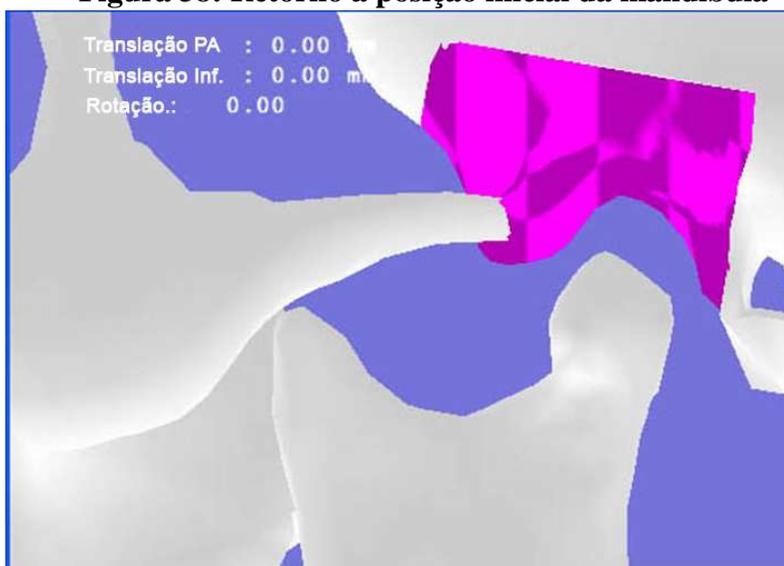
Figura 37: Final da terceira etapa da Figura de Posselt



Fonte: elaborado pelo autor.

Na quarta etapa, ocorre apenas o retorno da mandíbula à posição inicial fazendo com que os valores de rotação no plano sagital sejam de 0° e, a translação nos planos sagital posteroanterior e sagital inferior, sejam de 0 mm (Figura 38).

Figura 38: Retorno a posição inicial da mandíbula

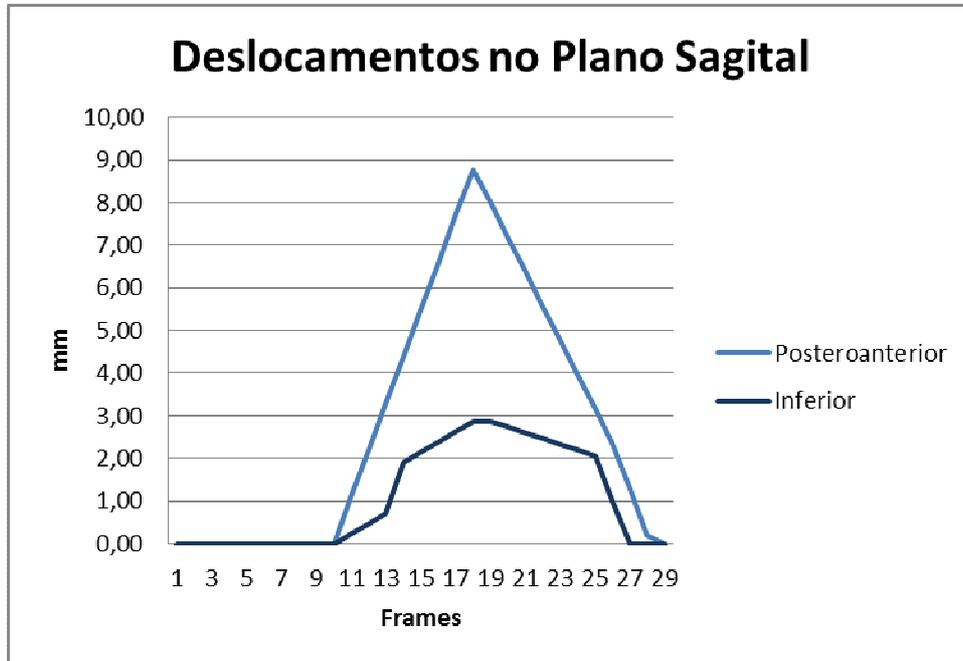


Fonte: elaborado pelo autor.

Durante os 29 frames de simulação, o deslocamento no plano sagital posteroanterior foi mais acentuado que no plano sagital inferior. Nos 10 primeiros frames os

deslocamentos no plano sagital são nulos. No último frame, a mandíbula retorna a posição inicial (Gráfico 1).

Gráfico 1: Deslocamentos da mandíbula no plano sagital.



Fonte: elaborado pelo autor.

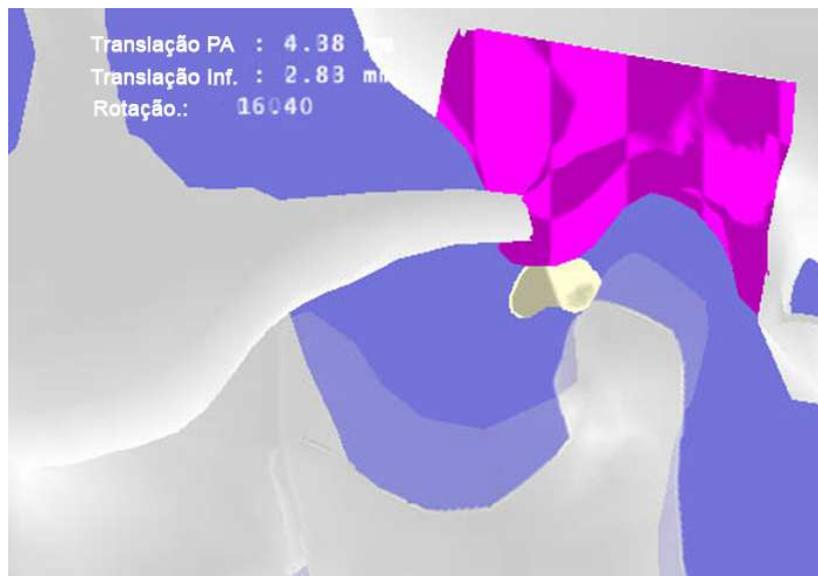
5.2 Movimentos mandibulares em uma ATM com anteposição de disco sem redução

Na simulação pretendida foram utilizadas as mesmas condições da primeira, porém foi introduzido os discos articulares com posição anterior aos côndilos. Foi analisado apenas o caso de anteposição de disco sem redução. Como o disco não reduz o seu volume para fins de simulação foi considerado como um objeto rígido. Sua forma foi ajustada para simular a patologia citada.

A primeira etapa ocorre de forma análoga à situação de uma ATM saudável. A rotação não é prejudicada pela posição anterior do disco. Os valores finais são de rotação no plano sagital de 10° , translação no plano sagital posteroanterior de 0 mm e translação no plano sagital inferior de 0 mm.

Na segunda etapa, os discos impedem parte do deslocamento dos côndilos. Estes vão tangenciando os discos, até que atinjam o máximo ponto de translação no plano sagital inferior. Não podendo mais transladar nos planos sagital posteroanterior e sagital inferior, a mandíbula fica travada. Os valores de rotação no plano sagital foram de $16,4^\circ$, sendo a translação no plano sagital inferior 2,83 mm e a translação no plano sagital posteroanterior foi de 4,38 mm (Figura 39).

Figura 39: Final da segunda etapa da Figura de Posselt



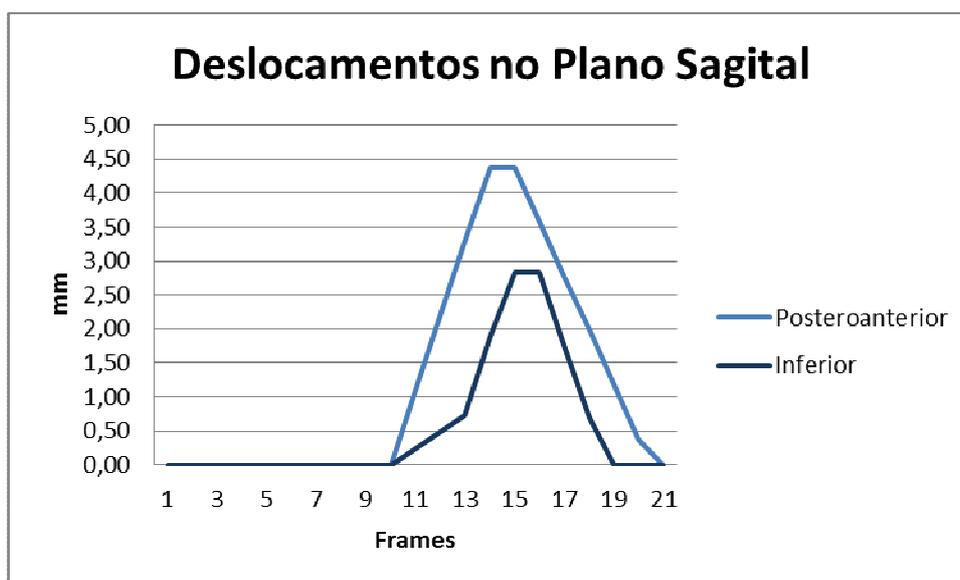
Fonte: elaborado pelo autor.

Durante a simulação constatou-se que a terceira etapa não é realizada devido a obstrução dos discos articulares.

Na quarta etapa ocorre o retorno a posição inicial.

Durante os 21 *frames* de simulação, o deslocamento no plano sagital posteroanterior foi mais acentuado que no plano sagital inferior. Nos 10 primeiros frames os deslocamentos sob os eixos são nulos. No último frame, a mandíbula retorna a posição inicial.

Gráfico 2: Deslocamentos da mandíbula no plano sagital com disco anteposto.



Fonte: elaborado pelo autor.

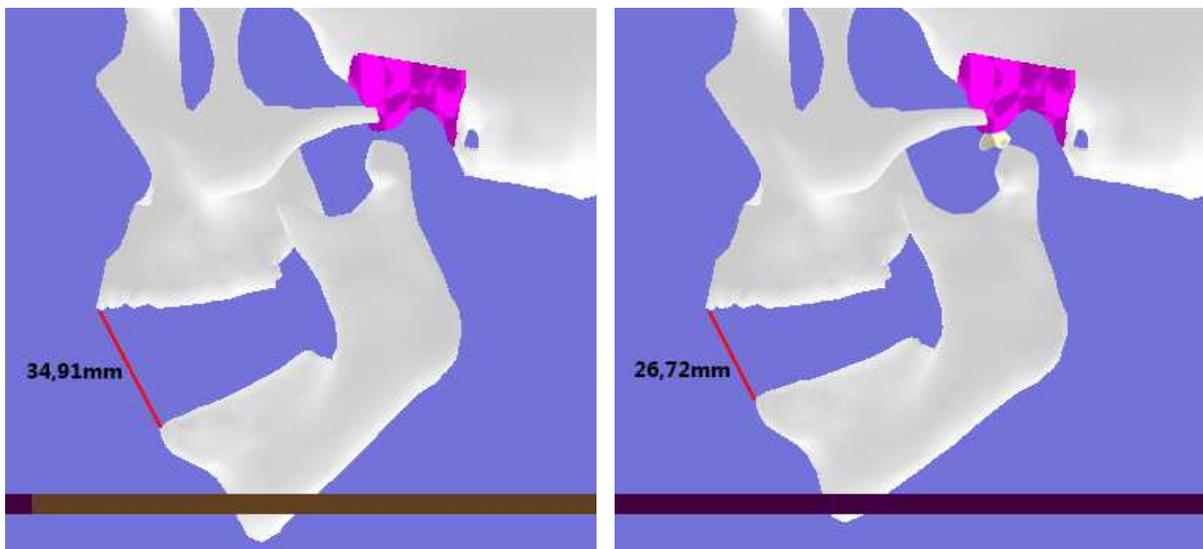
5.3 Comparação entre ATM saudável e ATM com anteposição de disco sem redução

A limitação da abertura da boca nos movimentos de mastigação e fala podem causar dores e trazer muitos transtornos para quem sofre desse problema. As Figuras 40a e 40b mostram as simulações de abertura máxima da boca em uma ATM saudável e uma ATM com anteposição de disco sem redução.

No primeiro caso, a abertura máxima foi de 34,91 mm, sabendo que esse valor foi obtido a partir de imagens médica de um paciente com ATM saudável.

No segundo caso, levando em consideração a anatomia desse mesmo paciente e apenas acrescentando um disco anteposto aos côndilos, o resultado de abertura máxima foi de 26,72 mm.

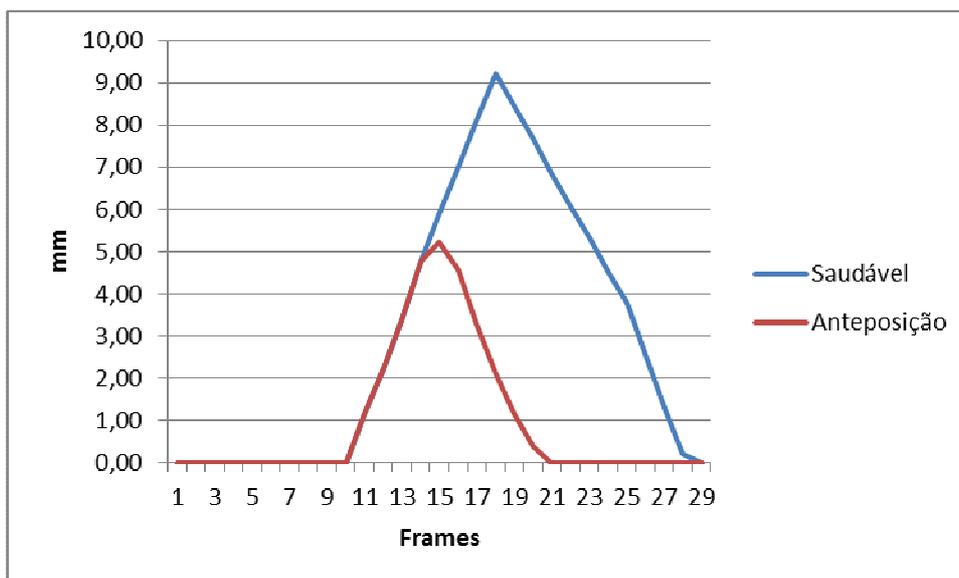
Figura 40: Abertura máxima da boca: a) ATM Saudável; b) ATM com anteposição de disco sem redução.



Fonte: elaborado pelo autor.

Considerando a distância entre dois pontos como sendo a raiz quadrada de suas coordenadas ao quadrado somadas, o Gráfico 3 abaixo mostra no plano sagital o comportamento de uma mandíbula saudável e o de uma mandíbula com anteposição de disco sem redução.

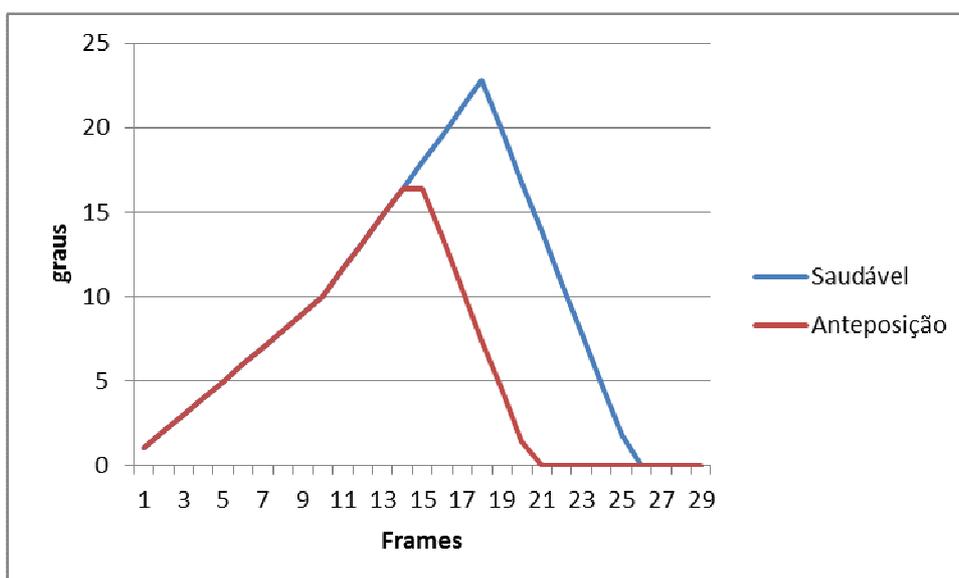
Gráfico 3: Comparação entre as distâncias percorridas pela mandíbula



Fonte: elaborado pelo autor.

No Gráfico 4, a limitação da rotação da mandíbula também é acentuada devido a obstrução nos deslocamentos dos côndilos na situação de anteposição dos discos articulares.

Gráfico 4: Comparação entre as rotações realizadas pela mandíbula



Fonte: elaborado pelo autor.

6 CONCLUSÃO

O presente trabalho apresenta uma abordagem à modelagem dos movimentos mandibulares baseados na colisão entre os côndilos, por parte da mandíbula e das fossas temporais por parte do crânio. Foi desenvolvido um modelo no qual é possível a visualização quadro-a-quadro dos movimentos mandibulares em uma ATM saudável ou ainda com anteposição de discos articulares sem redução. Um simulador baseado em física foi desenvolvido para o tratamento das restrições de movimentos do modelo e para as colisões entre os modelos geométricos.

Ao modelar os movimentos mandibulares com e sem patologias pode-se aplicar simulações sobre abertura da boca, rotações e translações da mandíbula, permitindo estudos pré-cirúrgicos possibilitando um melhor tratamento, para que o indivíduo possa realizar sem dores todos os movimentos habituais de fala e mastigação. Outra possibilidade é a do uso do simulador por parte dos cirurgiões-dentistas, permitindo um melhor entendimento por parte do paciente em problemas que podem ocorrer com suas articulações temporomandibulares.

6.1 Avaliação dos resultados obtidos

A avaliação do modelo proposto mostrou-se satisfatória, pois conseguiu representar os movimentos mandibulares de abertura e fechamento da boca nas situações de uma articulação temporomandibular saudável e com patologia de anteposição de discos articulares sem redução. Deve-se, além disso, salientar que o modelo foi criado a partir de imagens médicas de um paciente com uma ATM saudável e, a patologia foi simulada sobre os mesmos dados. Desta forma, o modelo poderia ser aperfeiçoado carregando objetos 3D de pacientes variados, de forma dinâmica e, permitindo a simulação de patologias como a anteposição de disco sem redução.

Os movimentos da simulação de uma ATM saudável tiveram uma trajetória similar à real, pois baseavam-se nas imagens médicas do paciente, obtidas a partir de tomografia computadorizada e ressonância magnética. Outro elemento referencial foi a Figura de Posselt, que traz as quatro etapas no processo de abertura e fechamento da boca e foram obedecidas pelo modelo proposto.

6.2 Contribuições

Esta dissertação apresentou uma nova abordagem sobre os movimentos mandibulares baseada em colisões dos côndilos com as fossas temporais, contribuindo para o estudo e desenvolvimento de simuladores médicos mais realistas.

A articulação temporomandibular pode estar sujeita a uma série de patologias que podem causar transtornos em hábitos cotidianos como falar e mastigar. O estudo dos movimentos em uma situação de ATM saudável e com patologias é importante para seu diagnóstico e posterior tratamento. Então, espera-se que este trabalho contribua, através da visualização comparativa dos movimentos mandibulares nas situações abordadas.

O controle quadro-a-quadro dos movimentos permite por parte do usuário a visualização a cada instante da simulação das rotações e translações ocorridas, possibilitando um melhor entendimento do processo.

6.3 Trabalhos Futuros

A continuidade do modelo desenvolvido envolveria o estudo de características dos discos articulares como sua densidade e elasticidade. A patologia de anteposição de discos com redução poderia ser abordada desde que os mesmos fossem definidos e simulados como corpos moles. Sabendo que as características acima citadas poderiam variar de acordo com o avanço da patologia, esses parâmetros poderiam ser personalizados pelo usuário na etapa de simulação.

O formato anatômico dos discos articulares em função das forças aplicadas e as deformações sofridas poderiam ser melhores observados nas situações de ATM saudável, com anteposição de disco sem redução e anteposição de disco com redução.

O modelo analisou o movimento da mandíbula apenas no plano Sagital que é mais expressivo. Um acréscimo importante seria o desenvolvimento de um modelo que simulasse também os movimentos no plano coronal e transversal, visto que a ATM possui seis graus de liberdade (6 DOFs). Então, para uma movimentação mais realista a mandíbula deve possuir movimentação nos três eixos coordenados.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALOMAR, X.; MEDRANO, J.; CABRATOSA, J.; CLAVERO, J. A.; LORENTE, M.; SERRA, I.; MONILL, J. M.; SALVADOR, A.; **“Anatomy of the Temporomandibular Joint,”** *Semin. Ultrasound, CT MRI*, vol. 28 - 2007.

BAEYENS, J-P; GILOMEN, H; ERDMANN, B; CLIJSEN, R; CABRI, J; VISSERS, D; **“In Vivo Measurement of the 3D Kinematics of the Temporomandibular Joint Using Miniaturized Electromagnetic Trackers: Technical Report.”** *Medical & biological engineering & computing* 51.4 - 2013.

BEEK, M.; KOOLSTRA, J.H.; van RUIJVEN, L.J; van EIJDEN, T.M.G.J.; **“Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Human Temporomandibular Joint Disc.”** *Journal of Biomechanics* 33 - 2000.

CELEBI, Nukhet; ROHNER, E. Carlos; GATENO, Jaime; NOBLE, Philip C.; ISMAILY, Sabir K.; TEICHGRAEBER, John F.; XIA, James J.; **“Development of a Mandibular Motion.”** *YJOMS* 69.1 - 2011.

CHENG, H.Y.; PENG, P.W.; LIN, Y.J.; CHANG, S.T.; PAN, Y.N.; LEE, S.C.; OU, K.L.; HSU, W.C.; **“Stress analysis during jaw movement based on vivo computed tomography images from patients with temporomandibular disorders.”**; *International journal of oral and maxillofacial surgery* – 2012.

CIOCCA, L; MAZZONI, S; FANTINI, M; PERSIANI, F; BALDISSARA, P; MARCHETTI, C; SCOTTI, R. **“A CAD/CAM-Prototyped Anatomical Condylar Prosthesis Connected to a Custom-Made Bone Plate to Support a Fibula Free Flap.”** *Medical & biological engineering & computing* 50.7 - 2012.

COUMANS, E.; **Bullet Physics Library.** 2013. <http://bulletphysics.org>. Acessado em 13/09/2013.

DONZELLI, Peter S.; GALLO, Luigi M.; SPILKER, Robert L.; PALLA, Sandro; **“Biphasic Finite Element Simulation of the TMJ Disc from in Vivo Kinematic and Geometric Measurements.”** *Journal of biomechanics* 37.11 (2004): 1787–91. Web. 22 June 2014.

GALLO, Luigi M. **“Modeling of Temporomandibular Joint Function Using MRI and Jaw-Tracking Technologies--Mechanics.”** *Cells, tissues, organs* 180.1 - 2005.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALTER, Jearl; **“Fundamentos de Física – Volume 1 – Mecânica”**; LTC – Livros Técnicos e Científicos Ltda, 1996.

HU, Kai; QIGUO, Rong; FANG, Jing; MAO, Jeremy J Hu; **“Effects of Condylar Fibrocartilage on the Biomechanical Loading of the Human Temporomandibular Joint in a Three-Dimensional, Nonlinear Finite Element Model.”** *Medical Engineering & Physics* 25.2 – 2003.

JAISSON, M.; LESTRIEZ, P.; TAIAR, R.; DEBRAY, K. **“Finite element modeling of TMJ joint disc behavior”** - *International orthodontics / Collège européen d'orthodontie* - 2012.

KAVANAGH, E P; FRAWLEY, C; KEARNS, G; WALLIS, F; MCGLOUGHLIN, T; JARVIS, J. **“Use of Finite Element Analysis in Presurgical Planning: Treatment of Mandibular Fractures.”** *Irish journal of medical science* 177.4 - 2008.

LAGAE, Ares (2007) <http://people.cs.kuleuven.be/~ares.lagae/libobj/>.

LEARRETA, Jorge Alfonso; ARELLANO, Juan C.; YAVICH, Lidia G.; LA VALLE, Maria G. **“Compêndio de Diagnóstico das Patologias da ATM”**. ArtesMédicas - 2004.

MCNEILL, C.; **“Management of temporomandibular disorders: Concepts and controversies,”** *The Journal of prosthetic dentistry* vol. 77, 1997.

NEALEN, A.; MÜLLER, M.; KEISER, R.; BOXERMAN, E.; CARLSON, M.; **“Physically Based Deformable Models in Computer Graphics,”** *Eurographics*, 2005.

OKESON, Jeffrey P. **“Tratamiento de Oclusión Y Afecciones Temporomandibulares”**. Ed. Elsevier España. 2003.

PARENT, Rick; **“Computer Animation: Algorithms And Techniques”** - Hardcover - 2002;

PÉREZ-DEL PALOMAR, A; DOBLARÉ, M. **“3D Finite Element Simulation of the Opening Movement of the Mandible in Healthy and Pathologic Situations.”** *Journal of biomechanical engineering* 128.2 - 2006.

PÉREZ DEL PALOMAR, A.; DOBLARÉ, M.; **“An Accurate Simulation Model of Anteriorly Displaced TMJ Discs with and without Reduction.”** *Medical engineering & physics* 29.2 - 2007.

POSSELT, U.; **“Studies in the Mobility of Human Mandible”** *Acta Odont. Scandinavica*, [S.l.: s.n.], v.10, n.10, p.19-160, 1952.

SESSLE, Barry J. **“A Focus on the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders”** *Journal of Orofacial Pain*. 2009.

SLICER software (2005). <http://www.slicer.org/>

TESCHNER, M.; KIMMERLE S.; **“Collision Detection for Deformable Objects.”** *Computer Graphics ... xx.x* – 2005.

THE KHROSOS GROUP (2015) <https://www.opengl.org/resources/libraries/glut/>.

TUIJT, Matthijs; KOOLSTRA, Jan Harm; LOBBEZOO, Frank; NAEIJE, Machiel; **“Differences in Loading of the Temporomandibular Joint during Opening and Closing of the Jaw.”** *Journal of Biomechanics* 43.6 - 2010.

VILLAMIL, Marta Becker. **“Modelagem E Simulação Da Articulação Temporomandibular.”** 2009.

VILLAMIL, M. B. ; Garcia, E. ; Rosa, M. R. . **TMJsim-Simulador de Auxílio ao Diagnóstico, Planejamento Pré-cirúrgico e Acompanhamento de Tratamento Bucomaxilofacial**”. In: *Workshop de Informática Médica-CSBC*, 2011.