

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE INFORMÁTICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM COMPUTAÇÃO

MARTA BECKER VILLAMIL

**Modelagem e Simulação da Articulação
Temporomandibular**

Tese apresentada como requisito parcial
para a obtenção do grau de
Doutor em Ciência da Computação

Prof^ª. Dr^ª. Carla Maria Dal Sasso Freitas
Orientadora

Prof^ª. Dr^ª. Luciana Porcher Nedel
Co-orientadora

Porto Alegre, agosto de 2009

CIP – CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO

Villamil, Marta Becker

Modelagem e Simulação da Articulação Temporomandibular / Marta Becker Villamil. – Porto Alegre: PPGC da UFRGS, 2009.

135 p.: il.

Tese (doutorado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Computação, Porto Alegre, BR–RS, 2009. Orientadora: Carla Maria Dal Sasso Freitas; Co-orientadora: Luciana Porcher Nedel.

1. Humanos virtuais. 2. Simulação de juntas. 3. Articulação temporomandibular. 4. Imagens médicas. I. Freitas, Carla Maria Dal Sasso. II. Nedel, Luciana Porcher. III. Título.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitor: Prof. Carlos Alexandre Netto

Vice-Reitor: Prof. Rui Vicente Oppermann

Pró-Reitor de Pós-Graduação: Prof. Aldo Bolten Lucion

Diretor do Instituto de Informática: Prof. Flávio Rech Wagner

Coordenador do PPGC: Prof. Álvaro Freitas Moreira

Bibliotecária-chefe do Instituto de Informática: Beatriz Regina Bastos Haro

*Para eles que são minha vida:
Mãe, pai (in memoriam), Marcelo e Victor.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço profundamente às minhas orientadoras Carla e Luciana, por todo apoio, revisões, ideias, mas principalmente por terem me ensinado a começar sozinha na caminhada da pesquisa. Este processo é lento e o apoio que recebi foi de fundamental importância. Eu tive muita sorte de ter orientadoras tão especiais...

Agradeço aos professores e funcionários do PPGC da UFRGS por todo suporte para o desenvolvimento deste trabalho, especialmente à revisão atenciosa e sugestões do Manuel na minha proposta de tese e ao Comba, pela disponibilidade de revisão desta tese. Igualmente à Maria Andréia e José Mario, que se dispuseram a revisar e por tomarem parte da banca avaliadora deste trabalho. Colegas de CG, muito obrigada pela ajuda, discussões, apoio, configurações... Totó, Vitor e Leandro, valeu pelas risadas. Não esqueço, ainda, que este processo se iniciou no mestrado; e por ter me preparado, lá atrás, para enfrentar um doutorado, à querida Soraia.

Ao André Matzembacher, muito obrigada por me ajudar a definir o tema da minha tese. Todas as tuas pacientes explicações sobre ATM e o empréstimo de bibliografia foi de suma importância. Agradeço ainda à Lisiane e Paulo Zorzella, amigos queridos, que nos trouxeram um pouco de Brasil para a Bélgica, além da excelente companhia nas viagens. Obrigada por me orientarem na área de cefalometria e pelo empréstimo dos livros. Rosilene, é difícil encontrar alguém tão solidária como tu foste. Estou muito agradecida pela tua participação na realização dos exames tão necessários para a construção do modelo 3D e na análise de dados. Márcio Grossi, agradeço à tua boa vontade por moldar e confeccionar os aparelhos dentários para que os voluntários pudessem capturar a curva de movimento. Todos os citados neste parágrafo são excelentes profissionais da área odontológica e, de uma maneira ou de outra, contribuíram para este trabalho, mesmo alguns não sendo ligados à pesquisa. Muito obrigada.

Agradeço à Ana Maria Marques pela interferência junto às clínicas para a aquisição dos exames médicos e pelo auxílio na confecção do protocolo dos mesmos. Agradeço a RADICOM pela tomografia e ressonância magnética e ao centro de diagnóstico por imagens do Hospital Moinhos de Vento pelo desconto nos exames de ressonância magnética dinâmica.

À Daniela Trevisan, amiga querida, que me hospedou de tão boa vontade em Ottignies e me apresentou no Labo. Adriane e Bazza, não tenho palavras para agradecer a acolhida de vocês para com minha família. Momento difícil este, de adaptação em outro país. Chico, Christinne, Soso, Lili e Chacha, família linda, vizinhos meio belgas, meio brasileiros, muito obrigada pela companhia em um momento em que estávamos tão sós. Dani e Malu (duas amigas que já são parisienses), nossa experiência na França não teria sido a mesma sem a companhia de vocês. Muito obrigada pelos momentos de desfofo, hospedagem, companhia, carinho. Vocês são demais.

Je tiens à remercier tous mes amis européens du laboratoire TELE: Annabelle, Suzanne, Monica, Lyazid, Christian, Diego, Jenny, Ronald, Julien, Patrice, Jean et Patricia, sans oublier les Brésiliens de Belgique Kenia et Beto. Je vous suis très reconnaissante pour votre aide, les verres, les fêtes, les parties de football et les repas qui nous ont rendu très heureux d'être en Belgique. Vincent, mon cher ami, je te suis très reconnaissante pour ton accueil et ton amitié. Tu habites dans notre coeur. Benoit, ma famille te remercie profondément pour l'excellent accueil et pour la possibilité d'avoir pour travailler dans un laboratoire aussi reconnu.

À querida Fabi pela compreensão no final desta tese e aos amigos do Grupo da Educação Superior do SENAC-RS, pela ótima acolhida que tive nesta instituição.

Ao Victor, filho amado, agradeço todo teu esforço para se adaptar. Só eu e teu pai sabemos o quanto foi difícil para ti, novo colégio, língua, amigos e cultura. Mãe, mais uma vez obrigada por todo apoio. Como sempre tem sido na minha vida, fizeste toda a diferença. Por último ao Marcelo. Querido marido, palavras são muito pouco para te agradecer. Com palavras, agradeço apenas ao excelente artista gráfico que incansavelmente fez figuras, ilustrações, apresentações e modelagem 3D. A qualidade do teu trabalho contribuiu de maneira determinante nesta tese.

Quando comecei a escrever os agradecimentos, me dei conta de como o mérito de um trabalho como este pertence a várias pessoas, e como as que conheci durante esta jornada, passaram a ser importantes para mim.

MUITO OBRIGADA A TODOS.... MERCI BEAUCOUP.

“If patterns of ones and zeros were like patterns of human lives and death, if everything about an individual could be represented in a computer record by a long string of ones and zeros, then what kind of creature would be represented by a long string of lives and deaths?”

— THOMAS PYNCHON

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
LISTA DE FIGURAS	13
LISTA DE TABELAS	17
RESUMO	19
ABSTRACT	21
1 INTRODUÇÃO	23
1.1 Motivação e Objetivos	24
1.2 Contribuições da Tese	25
1.2.1 Contribuições para a Computação	25
1.2.2 Contribuições para a Odontologia e Cirurgia Bucomaxilofacial	26
1.3 Organização da Tese	26
2 A ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR	27
2.1 Introdução	27
2.1.1 Características das Articulações Humanas	27
2.1.2 A ATM no contexto das articulações	30
2.2 Descrição do Movimento da ATM	31
2.3 Representações Simplificadas do Movimento das ATMs	35
3 ANIMAÇÃO DE CORPOS ARTICULADOS PARA HUMANOS VIRTUAIS 39	
3.1 Introdução	39
3.2 Representação de Corpos Articulados	39
3.3 Modelos de Articulações para Humanos Virtuais	42
3.3.1 Os Primeiros Modelos para Representação de Humanos	42
3.3.2 Modelos Genéricos	42
3.3.3 Modelos de Articulações Baseados em Anatomia	43
3.4 A Cinemática Inversa aplicada à Simulação de Humanos Virtuais	52
3.5 Estudos e Simulações do Movimento Mandibular	54
4 PROCESSO DE MODELAGEM DA ATM	57
4.1 Introdução	57
4.2 Captura de Dados Reais	57
4.2.1 Tomografia para Reconstrução do Modelo 3D	58
4.2.2 Captura e Tratamento do Caminho de Movimento Externo das ATMs	59

4.3	Reconstrução do Modelo 3D	61
4.4	Registro entre modelo geométrico e dados de movimento	62
4.4.1	O Centro de Rotação Inicial	63
5	O MODELO DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR	67
5.1	Introdução	67
5.2	Topologia de Juntas Interdependentes	67
5.3	O Modelo de Movimento	70
5.3.1	A Derivação do Caminho Condilar - Cinemática Inversa	71
5.3.2	A Relação Entre o Caminho Condilar e a Morfologia - Colisões	71
5.4	Resumo do Modelo	73
6	ANÁLISE DO MODELO	75
6.1	Avaliação da Reprodução do Movimento	75
6.1.1	Captura de Dados Reais	75
6.1.2	Avaliação Inicial	76
6.1.3	Comparação Utilizando Registro	76
6.1.4	Registro quadro a quadro da simulação e o RM dinâmico	77
6.1.5	Descrição da Reprodução do Movimento da ATM Normal	78
6.2	Movimento Gerado pelo Modelo	87
6.2.1	Movimento em Diferentes Morfologias	87
6.2.2	Estudo de Casos de Patologias	91
7	CONCLUSÃO	101
7.1	Avaliação Geral dos Resultados Obtidos	101
7.2	Perspectivas	101
7.2.1	Forças musculares	101
7.2.2	Deformação de Tecidos Moles	102
7.2.3	Ajuste Oclusal Virtual e Dispositivos Baseados em Retorno de Força	102
7.2.4	O modelo da ATM como Base para um Articulador Virtual	103
	REFERÊNCIAS	107
	ANEXO A MODELO PARA ARTICULAÇÕES / V-ART	113
A.1	Introdução	113
A.2	Topologia	113
A.3	DOFs como Componentes das Juntas	115
A.4	Influência de uma Junta em Outra	116
A.5	Deslizamento do Eixo de Movimento da Articulação	117
A.6	Diagrama de Classes da Junta	118
APÊNDICE A	EXEMPLO DE MAGNITUDES DE TRANSLAÇÃO E ROTAÇÕES GERADOS PELA CINEMÁTICA INVERSA (ATM DIREITA)	121
APÊNDICE B	ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS	123

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

TC	Tomografia Computadorizada
RM	Ressonância Magnética
DOF	Grau de liberdade de movimento de uma junta
ATM	Articulação Temporomandibular
LIM	Matriz de Instanciamento Local
CRI	Centro de Rotação Inicial das ATMs

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1:	Planos ortogonais usados para referenciar o corpo humano.	28
Figura 2.2:	Idealização dos componentes articulares	29
Figura 2.3:	Tipos de articulações sinoviais.	31
Figura 2.4:	Articulação Temporomandibular	32
Figura 2.5:	O Caminho condilar (em azul).	33
Figura 2.6:	Vista sagital da figura de Posselt, os pontos máximos que a mandíbula atinge.	34
Figura 2.7:	O ciclo padrão de mastigação	35
Figura 2.8:	O eixo helicoidal onde há contribuição de rotações e translações.	36
Figura 2.9:	O movimento da ATM é descrito por rotações	37
Figura 3.1:	Exemplo de um modelo hierárquico e a sua estrutura de árvore associada.	40
Figura 3.2:	Os parâmetros Denavit-Hartenberg para juntas não planares	41
Figura 3.3:	<i>Software Jack</i>	43
Figura 3.4:	Esquema de movimentação do joelho humano	44
Figura 3.5:	Os dois passos para computar as matrizes de compensação	45
Figura 3.6:	Comparação entre o movimento de elevação do braço (esquerda) e simulações	45
Figura 3.7:	Modelo de cone articular que representa as juntas do ombro	46
Figura 3.8:	Elevação e extensão dos braços usando fronteiras cônicas	46
Figura 3.9:	Regiões da coluna	47
Figura 3.10:	O modelo simplificado da coluna vertebral com seis DOFs	48
Figura 3.11:	Simulação do movimento das sete vértebras cervicais	49
Figura 3.12:	Modelo cinemático de um dedo	49
Figura 3.13:	A esquerda a configuração inicial das mãos e a direita a flexão de três dedos	49
Figura 3.14:	Comparação da visualização do movimento sem e com a deformação sub-cutânea do movimento dos tendões	50
Figura 3.15:	A distância é mantida constante entre a cabeça do fêmur e o rim acetabular	51
Figura 3.16:	Visualização do movimento do quadril	51
Figura 3.17:	Estudo da distribuição de compressão na cartilagem acetabular do quadril	52
Figura 3.18:	A captura de movimento realizada através do dispositivo JMA	55
Figura 3.19:	Alinhamento entre o modelo 3D da mandíbula e os dados capturados	55

Figura 3.20:	As cores que representam o espaço mínimo da junta no lado de balanceio da ATM	56
Figura 4.1:	Conjunto de imagens extraídas de TC.	58
Figura 4.2:	A voluntária manteve a boca aberta durante a tomografia computadorizada por raios X.	59
Figura 4.3:	Passos necessários para a captura e tratamento do caminho externo das ATMs.	59
Figura 4.4:	Sensor fixado aos dentes incisivos inferiores do voluntário.	60
Figura 4.5:	Suavização da curva real capturada: antes e depois.	61
Figura 4.6:	Cálculo da spline Catmull-Rom	61
Figura 4.7:	A partir das imagens de tomografia, as regiões dos ossos e dentes foram segmentadas para a obtenção das malhas de triângulos.	62
Figura 4.8:	Vistas usadas durante a separação das regiões de interesse.	63
Figura 4.9:	As três malhas representando os ossos do crânio (<i>wireframe</i>), maxila (vermelho) e mandíbula (azul)	64
Figura 4.10:	Posicionamento da curva incisal sobre os dentes incisivos no modelo 3D.	64
Figura 4.11:	Representação do cálculo dos CRIs das ATMs.	65
Figura 5.1:	Modelo de movimento das ATMs	68
Figura 5.2:	Comparação entre os dois tipos de modelagem do movimento mandibular	69
Figura 5.3:	Modelo de juntas interdependentes	71
Figura 5.4:	Eixos e magnitude de rotação e direção e magnitude de translação	72
Figura 5.5:	Geometria para obtenção dos parâmetros de movimento por cinemática inversa	72
Figura 5.6:	Relação entre a posição do sistema de referência da ATM e o côndilo	74
Figura 5.7:	Sucessivas translações da mandíbula em função das colisões, na busca da aproximação do movimento normal previamente conhecido.	74
Figura 6.1:	Quadros do modelo poligonal da ATM (direita) em movimento comparados com as respectivas imagens de RM dinâmicas (esquerda).	76
Figura 6.2:	Registro do modelo poligonal da mandíbula e imagens de TC (plugin desenvolvido no laboratório TELE-UCL).	78
Figura 6.3:	Vistas frontais e laterais do registro entre a região da mandíbula segmentada em imagens de RM e a malha extraída	79
Figura 6.4:	Magnitudes de rotações no plano sagital medidas em cada ATM por milímetro de depressão (0-44) e elevação (44-0) da mandíbula.	80
Figura 6.5:	Magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em cada ATM por milímetro de depressão (0-44) e elevação (44-0) da mandíbula.	81
Figura 6.6:	Medida da magnitude de translação no sentido ântero-posterior e vice-versa quando da depressão da mandíbula até 44 mm e sua elevação.	82
Figura 6.7:	Mastigação de uma goma de mascar: magnitudes de rotações no plano sagital medidas em 601 iterações. Foram capturados oito ciclos mastigatórios.	82
Figura 6.8:	Mastigação de uma goma de mascar: magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em 601 iterações. Foram capturados oito ciclos mastigatórios.	83

Figura 6.9:	Mastigação de duas gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano sagital medidas em 601 iterações.	83
Figura 6.10:	Mastigação de duas gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em 601 iterações.	84
Figura 6.11:	Mastigação de duas gomas de mascar: magnitudes de translações medidas em 601 iterações.	84
Figura 6.12:	Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano sagital medidas em 601 iterações.	85
Figura 6.13:	Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em 601 iterações.	85
Figura 6.14:	Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano coronal medidas em 601 iterações.	86
Figura 6.15:	Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de translações medidas em 601 iterações.	86
Figura 6.16:	Traçado cefalométrico com linhas e planos de uma análise padrão USP.	87
Figura 6.17:	Traçado cefalométrico com linhas de uma análise Frontal de Rickets.	88
Figura 6.18:	Pontos cefalométricos conhecidos na odontologia e medicina usados para a transformação das malhas poligonais.	89
Figura 6.19:	Os passos para alterar a morfologia das malhas da mandíbula a partir das medidas das projeções das cefalometrias. As duas últimas figuras (4 e 5) já apresentam a forma da mandíbula alterada.	90
Figura 6.20:	Traçados cefalométricos 3D: azul representa a medida da mandíbula original usada na construção do modelo de movimento, vermelho e amarelo representam as medidas extraídas de cefalometria de dois outros indivíduos.	91
Figura 6.21:	Para validação do modelo a curva gerada deve ser comparada a curva real capturada. Para isto, o modelo 3D foi alterado a partir de medidas cefalométricas reais e movimentado a partir do modelo de movimento. A morfologia dos ossos do crânio e dentes e o seu tratamento de colisão pode ser visto como parâmetro do modelo.	94
Figura 6.22:	Paciente 1, plano sagital: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano sagital estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.	95
Figura 6.23:	Paciente 1, plano horizontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano horizontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.	95
Figura 6.24:	Paciente 1, plano frontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano frontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.	96

Figura 6.25:	Paciente 2, plano sagital: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano sagital estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.	96
Figura 6.26:	Paciente 2, plano horizontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano horizontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.	97
Figura 6.27:	Paciente 2, frontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano frontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.	97
Figura 6.28:	Em caso de dentes maiores que o normal, o paciente nunca fecha a mandíbula totalmente.	98
Figura 6.29:	O caminho incisal capturado e suavizado é posicionado no ponto inferior onde seria o meio dos dentes incisais inferiores (vermelho). O caminho restante para preencher o espaço entre os dentes é calculado usando o algoritmo Catmull-Rom (azul).	98
Figura 6.30:	Malha mandibular alterada e re-posicionada para refletir o caso patológico de desvio de mandíbula.	99
Figura 6.31:	Simulação de prótese feita a partir do lado em que a forma mandibular está normal. Neste caso os dois lados possuem a mesma forma. . . .	99
Figura 6.32:	Malhas alteradas para a simulação das três classes mandibulares. . . .	100
Figura 6.33:	Representação das três classes mandibulares com a proporção de abertura da mandíbula gerada apenas por movimentos rotacionais. Os indivíduos de classe III atingem uma abertura mandibular maior que os indivíduos de classe II e os indivíduos com tamanho de mandíbula considerada normal.	100
Figura 7.1:	Molde de gesso usado para estudo e diagnóstico de oclusão dentária. .	103
Figura 7.2:	Exemplo de articulador mecânico (modelo <i>JP 30 Gnatus</i>) usado atualmente para simular o movimento mandibular.	104

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1:	Comparação dos Modelos de Articulações Baseados em Anatomia . .	53
Tabela 6.1:	MCV depois do registro entre a malha da mandíbula movimentada pelo modelo de ATM e as imagens de RMD. A primeira linha apenas indica a situação ideal para ser comparada com as outras.	79

RESUMO

A simulação de articulações baseada em anatomia, além de melhorar o realismo de animações do corpo humano na área da computação gráfica, tem se tornado uma importante ferramenta no auxílio ao diagnóstico médico e nas estimativas de resultados pós-operatórios, simplificando e melhorando o planejamento cirúrgico.

Entretanto, para uso efetivo em aplicações médicas, é necessário modelar as articulações de acordo com individualidades de cada paciente. Neste contexto, este trabalho propõe um modelo do conjunto de articulações temporomandibulares (ATMs) baseado em anatomia, modelo esse construído a partir de dados reais que representam a geometria e o movimento mandibular de um paciente normal.

A modelagem aqui proposta apresenta uma topologia de duas juntas interdependentes, de maneira que o objeto geométrico que representa a mandíbula é associado a mais de uma junta. O modelo geométrico foi obtido de um indivíduo com ATM normal. O modelo padrão de como a ATM se movimenta é obtido a partir de cinemática inversa aplicada aos pontos da curva incisal capturada do mesmo indivíduo. Para reproduzir o movimento da mandíbula, a simulação trata as colisões entre os ossos da mandíbula e do crânio, facilitando, desta maneira, o entendimento de como forma e função interagem neste complexo sistema. Todas as fases da modelagem foram verificadas usando dados reais.

Um modelo como este tem um grande potencial de prover dados úteis para médicos e dentistas realizarem diagnóstico de patologias e planejamento de cirurgias. O modelo foi usado para analisar como a forma e função são relacionadas nos movimentos de depressão e elevação da mandíbula e na mastigação. É apresentada também a aplicação do mesmo modelo de movimento da ATM para diferentes modelos de mandíbulas e maxilas, representando diferentes pessoas e diferentes patologias. Para atingir este objetivo, a malha do crânio padrão foi modificada manualmente para simular patologias conhecidas. Além disso, foram usados dados reais advindos de análises cefalométricas para modificar o modelo geométrico original com o intuito de representar a morfologia de pessoas diferentes sem submetê-las a exames de tomografia.

Palavras-chave: Humanos virtuais, simulação de juntas, articulação temporomandibular, imagens médicas.

ABSTRACT

Beyond improving the realism of human body animation in entertainment graphics applications, the simulation of anatomical joints has become an important tool in aiding medical diagnosis as well as in the estimation of postoperative results, simplifying and improving surgical planning.

However, for effective use in such medical applications, it is necessary to model the articulation in accordance with specificities of each patient. In this context, this work proposes a model of the temporomandibular joints (TMJs) set based on anatomy and built from real data representing geometry and movement of a normal patient.

The model proposed here presents a topology of interdependent joints in such way that the geometric object that represents the jaw is associated to more than one joint. A geometric model of the skull was obtained from an individual with a normal TMJ. The basic model of how TMJ moves is obtained from inverse kinematics applied to the points of the incisal motion path captured from the same individual. To actually reproduce the movement of the mandible, the simulation treats the collision between the bones of the jaw and skull, facilitating the understanding of how form and function interact in this complex system. All phases of the modeling process were checked using real data.

A model like this has a great potential to provide physicians and dentists with useful data for diagnosis and surgery planning. We use our model to analyze how form and function are closely related in the movements of opening and closing the mouth as well as mastication. We also show how the same model of TMJ movement can be applied to different mandible-maxilla models, representing different people and different pathologies. To accomplish that we manually modified the standard skull to simulate different, well-know pathologies but also used real data from cefalometric analysis to tailor our geometric model to represent skull morphology of different people without submitting them to computer tomography exams.

Keywords: virtual humans, joint simulation, temporomandibular joint, medical imaging.

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 tem sido desenvolvidos para procedimentos básicos desde a extração de sangue até cirurgia laparoscópica e de trauma. Também são importantes no auxílio a prototipagem de novos utensílios da engenharia biomédica. São aplicados a pesquisa e 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” tátil combinados com simulações físicas em resposta às ações do usuário. Simulações médicas desta natureza muitas vezes usam imagens de tomografia computadorizada (TC) e de ressonância magnética (RM) reconstruídas tridimensionalmente do 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 do corpo, *rendering* realista da pele, olhos e cabelo e na modelagem das emoções e do comportamento humano. Por meio destas investigações se chega a simulações para posterior análise de muitas situações envolvendo humanos. Estas simulações permitem que se derive informações dos modelos com o objetivo de prever ou reproduzir comportamentos que seriam observados em situações reais. Baseado na assertiva de que um modelo é uma simplificação da realidade, e que para isto, certos detalhes são excluídos do mesmo, a questão é sempre o que incluir e o que excluir. Se componentes relevantes são excluídos, há uma chance de o modelo ficar simplificado demais e não apoiar o desenvolvimento necessário para o entendimento da realidade ou parte dela. Por outro lado, se muitos detalhes forem incluídos, o modelo pode se tornar complicado demais e de difícil análise. Neste caso, a grande quantidade de parâmetros pode vir a comprometer o entendimento das contribuições de cada um deles.

A simulação do movimento humano é uma tarefa desafiadora e complexa à medida que é quase impossível modelar com precisão todos os atributos envolvidos em um simples movimento intuitivo humano, atributos que variam desde múltiplas forças físicas, características genéticas dos indivíduos, seus diferentes comportamentos e emoções e as diversas interações entre o indivíduo e o ambiente. Além da coordenação de todos estes fatores, ainda há a necessidade de um estudo acurado das complexas articulações humanas que envolvem, em média, 200 graus de liberdade (ZELTZER, 1982) e suas di-

ferentes características anatômicas e funcionais. A animação de figuras humanas baseada em anatomia tem sido o foco de interesse de muitos pesquisadores, sendo que os modelos tanto podem ser extraídos de imagens médicas, como produzidos com base no estudo de anatomia.

1.1 Motivação e Objetivos

A simulação dos elementos estruturais e funcionais que trabalham em conjunto é especialmente útil quando relaciona causa e efeito. Os modelos voltados para a área médica são necessários quando os dados clínicos são de difícil ou impossível obtenção. Eles convidam à especulação consciente, pois muitas situações diferentes podem ser construídas a fim de que se explorem novas idéias, hipóteses e se obtenha a introspecção das conseqüências das variações dos sistemas. Dentre os sistemas de articulações presentes no corpo humano, este trabalho simula a articulação temporomandibular (ATM) por propiciar muitos aspectos para investigação, pois os eventos físicos que ocorrem neste sistema, durante a função e eventual disfunção, são de difícil conceituação.

O grande número de graus de liberdade que a ATM é capaz de reproduzir além de sua característica única onde duas juntas movem apenas um osso, a mandíbula, faz com que a simulação desta articulação seja desafiadora, tornando necessária a formulação de novos conceitos para resolver problemas existentes. Contrações de vários músculos de diferentes formas e tamanhos guiados por duas juntas tornam, ainda, a cinemática e o ambiente mecânico da articulação não totalmente conhecido (LEMOINE et al., 2005).

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. O fato deste estudo vir a requerer a definição e a manipulação de variáveis ainda ignoradas nas pesquisas cranio-mandibulares (em contraste com pesquisas em outras áreas do complexo musculoesquelético) não reduz seu valor. Ao invés disso, o presente trabalho vem a ser um meio de compreender o papel biomecânico da oclusão dentária¹ na mandíbula através de um estudo acurado, para posterior simulação, da curva de movimento interna descrita no eixo proximal à articulação. As aplicações potenciais variam do planejamento e acompanhamento de cirurgias ortopédicas das ATMs para is quais este trabalho já foi proposto (OLSZEWSKI et al., 2008), terapia física, composição de filmes e educação médica.

O objetivo principal deste trabalho concentra-se na definição de um processo de modelagem funcional da articulação mandibular que permita inserir características morfológicas individuais de cada paciente além de um modelo que contemple a análise do movimento de cada ATM (direita ou esquerda) individualmente. As ATMs foram modeladas como duas juntas separadas e não foram simplificadas a uma junta apenas, como nos trabalhos anteriores, para que as características reais do movimento gerado fossem preservadas, possibilitando desta maneira que patologias que afetam apenas uma junta sejam simuladas.

Este trabalho visa auxiliar na explicação de como a função articular interage com a forma neste modelo de juntas. Para a consecução do objetivo principal acima, objetivos parciais foram estabelecidos:

¹Em odontologia, este termo é usado para referir-se a maneira pela qual os dentes da arcada superior e inferior encaixam-se quando a boca é fechada.

1. Conhecimento detalhado das características dos modelos de simulação de articulações baseados em anatomia.
2. Definição de um processo de modelagem da ATM que inclua dados reais e possa refletir a individualidade do movimento desta articulação.
3. Concepção de um modelo de articulação baseado em anatomia que contemple o movimento de juntas interdependentes das ATMs e que inclua a sua adaptação a diferentes morfologias de ossos.

1.2 Contribuições da Tese

1.2.1 Contribuições para a Computação

A concepção de um processo de modelagem de articulações baseada em anatomia traz contribuições para duas áreas da Computação. A primeira é a área de Computação Gráfica, mais especificamente a de animação. O desenvolvimento de um modelo de articulação que descreva a inter-relação de movimento de duas juntas que movimentam um só objeto pode servir de base para outros trabalhos relacionados. O processo de modelagem usa técnicas de cinemática inversa aliadas ao tratamento de colisão entre ossos e auxilia na modelagem de outros tipos de articulações onde não é possível capturar o movimento de uma das extremidades do osso.

Na área específica de modelagem de humanos virtuais baseado em anatomia, não existe ainda um modelo que infira o movimento do interior de articulações complexas baseado na captura de movimento da outra extremidade. Esta inferência de movimento aliado a tratamento de colisão é bastante útil em aplicações onde se precisa que o movimento seja bastante realista.

No caso da ATM, um modelo como este pode vir a ser usado para controlar o modelo 3D completo de uma cabeça humana (com pele, músculos, olhos) que imita a aparência e o comportamento da pessoa real. Sequências de vídeo de expressões faciais e movimentos produzidos pela mesma pessoa podem vir a ser analisados para extrair informações de movimentos faciais específicos, deformações e mudança de aparência. Por meio de evoluções futuras destes métodos, novos modelos podem ser desenvolvidos para simular a fala, a mastigação e o ato de engolir. As aplicações que justificam o interesse nesta área variam da produção de filmes com fins publicitários e para entretenimento e educação médica.

A segunda contribuição se situa na área de Realidade Virtual, onde simulações envolvendo o ser humano são necessárias para compor cenários realistas do ponto de vista estrutural e funcional. As aplicações variam da engenharia automobilística, robótica até aplicações médicas como simuladores de cirurgia para treinamento de estudantes de medicina, por exemplo.

Nestas duas áreas ainda não foram desenvolvidos trabalhos que tratem especificamente da concepção de um processo para simulação realista da ATM, uma vez que os estudos até agora concentraram-se em modelos genéricos para articulações e músculos baseados em anatomia ou em modelos específicos de outras articulações do corpo humano.

1.2.2 Contribuições para a Odontologia e Cirurgia Bucomaxilofacial

As simulações das funções do corpo humano tem ganho mais importância à medida que a complexidade das cirurgias aumenta. O planejamento de cirurgias craniofaciais como o re-posicionamento da mandíbula, ou sua reconstrução através de próteses, é um exemplo deste tipo de procedimento. Aqui, e em outros campos da medicina, a simulação pode ajudar a estimar os resultados de um procedimento ou facilitar o diagnóstico com uma melhor visibilidade da anatomia e patologia do paciente.

Um modelo acurado que represente as características morfológicas e funcionais de cada paciente permite aos cirurgiões maxilofaciais e dentistas simular e testar várias alternativas de tratamento, desenvolver hipóteses para determinadas doenças e prever riscos e resultados estéticos e de função com muito mais precisão.

De uma maneira sucinta são resumidos os principais benefícios que um modelo desta classe:

- base para uma nova ferramenta de realidade virtual onde os estudantes possam treinar ajuste oclusal (correto ajuste da dinâmica de todos os componentes do sistema mastigatório) com dados cefalométricos (dados obtidos de medidas de estruturas ósseas da cabeça) e morfológicos (forma dos ossos e dentes) de diferentes pacientes;
- melhor suporte ao diagnóstico;
- previsão de tratamento baseado em modificações no próprio modelo virtual através de ajuste de parâmetros;
- acompanhamento progressivo da evolução do tratamento através da visualização da forma e do movimento tanto pelo especialista quanto pelo paciente

1.3 Organização da Tese

Este trabalho se organiza de forma que, inicialmente, o leitor tenha uma breve visão do ponto de vista anatômico das articulações temporomandibulares através da descrição de seus principais movimentos e características. São apresentadas as características físicas e biomecânicas das articulações, além de sua classificação quanto ao tipo de movimento para que o leitor possa situar a ATM dentro deste contexto.

No Capítulo 3 é apresentada uma revisão da literatura diretamente relacionada e necessária ao desenvolvimento deste trabalho. São apresentadas as técnicas comumente usadas na representação de humanos virtuais e uma visão geral dos trabalhos encontrados na literatura de Computação Gráfica que estão relacionados com a modelagem e simulação de humanos. São destacadas as questões pertinentes às articulações, em especial à articulação temporomandibular em função do tópico deste trabalho.

O Capítulo 4 expõe o processo de modelagem da articulação temporomandibular. Neste capítulo são descritos todos os passos metodológicos para a construção do modelo que é apresentado no Capítulo 5.

Já que o modelo apresentado é proposto para uso em simulações médicas, a avaliação do mesmo torna-se de suma importância. Esta é apresentada no Capítulo 6 através de várias técnicas além de alguns resultados relativos a reprodução do movimento da articulação normal e estudos de caso com patologias. No Capítulo 7 são tecidas algumas conclusões e comentários finais sobre o trabalho desenvolvido até agora.

2 A ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

2.1 Introdução

A base do corpo humano é o esqueleto que é conectado por articulações responsáveis por permitir e impor restrições à mobilidade do corpo. Uma junta ou articulação é portanto, a união entre dois ou mais ossos. Elas estão localizadas nas extremidades dos ossos, onde os ossos participantes estão em próximos uns dos outros e onde pode ocorrer o movimento (SCHEEPERS, 1996).

2.1.1 Características das Articulações Humanas

Em um espaço 3D, um objeto pode ser caracterizado com respeito a um sistema de coordenadas por seis parâmetros: 3 cartesianos e 3 coordenadas angulares. A mobilidade do mecanismo corresponde ao seu número de parâmetros cinemáticos independentes, chamados graus de liberdade (DOFs). Cada articulação representa um conjunto de possibilidades de movimento ou um conjunto de graus de liberdade (DOF). Uma junta com dois DOFs pode realizar dois tipos de movimento, por exemplo: flexão/extensão e adução/abdução. Estes movimentos são restritos em função da forma dos ossos, ligamentos, cartilagens e estruturas fibrosas que fazem parte de uma determinada articulação.

Embora as articulações humanas (e dos mamíferos em geral) tenham sido comparadas a formas geométricas e junções mecânicas, tais como dobradiças, pinos, planos, esferas e cones, seus movimentos requintados e suas capacidades são muito mais complexas em vários aspectos. Sua principal função é permitir e restringir a mobilidade do corpo humano, mas nem todas as articulações são movimentadas por músculos. Por exemplo, existem aquelas que se encontram entre os ossos do crânio e que tem como principal função a absorção de forças de impacto com o intuito de proteger o cérebro para o bom funcionamento do corpo humano. Já nas articulações móveis, o movimento ocorre em torno de um ou mais eixos, ou simplesmente em um plano entre os ossos. Por exemplo, a articulação do ombro, a qual é do tipo *bola e cavidade*, permite a rotação interna e a rotação externa, além dos movimentos do membro superior para frente, para trás e para os lados. As articulações do tipo dobradiça nos dedos das mãos e dos pés permitem apenas os movimentos de flexão e extensão.

Os movimentos ocorrem considerando planos imaginários e em eixos perpendiculares ao movimento. Por convenção, os movimentos articulares são definidos com relação à posição anatômica, que coloca o corpo ereto com os pés unidos, membros superiores ao lado do corpo e as palmas viradas para a frente (RASCH, 1991). Na posição anatômica, o corpo é referenciado de acordo com três planos mutuamente ortogonais (Figura 2.1):

- Plano Sagital: divide o corpo simetricamente em partes direita e esquerda. As

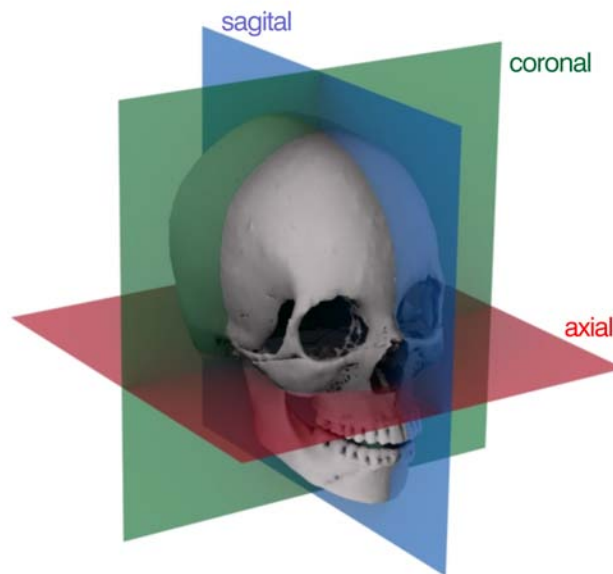


Figura 2.1: Planos ortogonais usados para referenciar o corpo humano.

ações articulares ocorrem em torno de um eixo horizontal ou transversal e incluem os movimentos de flexão e extensão.

- Plano Coronal ou Frontal: divide o corpo em partes anterior (ventral) e posterior (dorsal). As ações articulares ocorrem em torno de um eixo ântero-posterior (AP) e incluem a abdução e a adução.
- Plano Axial ou Horizontal: divide o corpo em partes superior (cranial) e inferior (caudal). As ações articulares ocorrem em torno de um eixo longitudinal ou vertical e incluem a rotação medial, lateral e pronação e supinação.

Os termos que descrevem os movimentos podem ser usados para várias articulações em todo o corpo, sendo que alguns termos são específicos para certas regiões, mas sempre respeitando a posição anatômica. Na ATM, objeto deste trabalho, os movimentos são conhecidos como:

- depressão da mandíbula: movimento no plano sagital, em que a mandíbula move-se para baixo (abertura da maxila).
- elevação da mandíbula: movimento no plano sagital, em que a mandíbula move-se para cima (fechamento da maxila).
- desvio lateral: movimento no plano horizontal, em que a mandíbula desvia-se lateralmente para a direita ou para a esquerda.
- protração da mandíbula: movimento no plano sagital, em que a mandíbula move-se para frente.
- retração da mandíbula: movimento no plano sagital, contrário a protração, onde a mandíbula move-se para trás.
- diducção: movimento circular da mandíbula, sendo uma combinação de todos os demais.

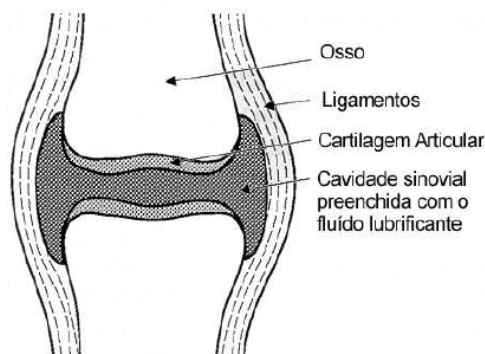


Figura 2.2: Idealização dos componentes articulares (SCHEEPERS, 1996).

2.1.1.1 Componentes das Articulações

Os componentes das articulações proporcionam estabilidade e reduzem o risco de lesões resultantes do uso constante. As extremidades de uma articulação são recobertas por cartilagem (um tecido liso, resistente e protetor que atua como amortecedor de choques e redutor do atrito). As articulações também possuem um revestimento que as envolvem, formando uma cápsula articular. As células do tecido sinovial produzem um líquido transparente que preenche a cápsula, reduzindo ainda mais o atrito e facilitando o movimento (Figura 2.2).

Os tendões são cordões resistentes de tecido conjuntivo que inserem cada extremidade de um músculo ao osso. Os ligamentos são tecidos semelhantes aos tendões que circundam as articulações e conectam um osso a outro. Ajudam no reforço e estabilização das articulações, permitindo os movimentos somente em determinadas direções. Os discos são encontrados nas articulações clavículo-esternal e temporo-mandibular onde estabilizam o côndilo mandibular permitindo movimentos complexos.

Existem fatores que contribuem para manter os ossos unidos: força de coesão, pressão atmosférica, engrenamento dos ossos e tensão dos músculos e ligamentos. Outros elementos dificultam a livre e perfeita movimentação das articulações, como o contato direto das peças ósseas, má oclusão dentária na articulação temporomandibular e aposição de partes moles e o limite de tensão dos músculos e ligamentos.

2.1.1.2 Classificação

As articulações podem ser classificadas como (HALL, 1991):

- **fibrosas (articulações imóveis):** os ossos são mantidos juntos firmemente por tecido conjuntivo fibroso. São exemplos as suturas (encontradas somente entre os ossos achatados do crânio) e a sindesmose (articulação entre as extremidades distais da tíbia e da fíbula).
- **cartilaginosas (articulações semimóveis):** os ossos unidos por cartilagem permitem movimentos limitados. Não possuem cavidade articular. São exemplos as sínfises (união dos ossos do quadril; entre vértebras adjacentes) e as sincondroses, os ossos são mantidos juntos por cartilagem hialina (primeiras dez costelas e suas cartilagens costais).
- **sinoviais (articulações móveis):** estruturalmente são bastante complexas e, como característica, apresentam uma membrana ricamente vascularizada que forra in-

ternamente a articulação. Esta membrana, chamada sinovial, produz o líquido sinovial, que além de lubrificar a articulação, vai nutrir os tecidos avasculares da articulação. O coeficiente de atrito existente durante os movimentos das articulações sinoviais é mínimo, permitindo o maior número de tipos de movimentos entre as articulações:

- flexão e extensão: movimentos realizados em torno de um eixo latero-lateral. Na flexão, a porção proximal aproxima-se da distal, o contrário ocorre na extensão;
- adução e abdução: movimentos realizados em torno de um eixo antero-posterior. Na abdução, o membro se afasta do corpo sendo que o inverso ocorre na adução;
- rotação: movimento em torno do eixo. Pronação é a rotação medial do antebraço;
- supinação: rotação lateral do antebraço;
- circundução: movimento conjunto de adução, flexão, abdução e extensão;

As articulações sinoviais são denominadas segundo a característica das superfícies ósseas ou ainda de acordo com a função que exercem (Figura 2.3):

- *planas* - permitem movimentos de deslizamento, são encontradas nos ossos do carpo e tarso.
- *selar* - as superfícies ósseas lembram um cavaleiro em uma sela de montar. Por exemplo a articulação carpo-metacarpiana do polegar.
- *gínglimo, charneira ou dobradiça* - realizam movimentos em torno do eixo latero-lateral. Por exemplo, as articulações úmero-ulnar e inter-falângicas.
- *trocóide, espigão ou pivô* - realiza movimentos em torno de um eixo vertical como se fosse um pino girando em dentro de um anel. Por exemplo, a rádio ulnar proximal e atalanto-axial.
- *elipsóide* - as superfícies articulares têm a forma elíptica, não permitindo movimento de rotação. Por exemplo, a articulação rádio-cárpica.
- *cotíllica, bola e cavidade, enartrose ou esferóide* - de um lado há uma superfície esférica articulando-se com uma cavidade, apresentam movimentos em torno dos três eixos. Por exemplo, a coxo-femural e escapulo umeral.

2.1.2 A ATM no contexto das articulações

A ATM é uma articulação dupla bilateral, que se movimenta sinergicamente. É através dela que a mandíbula, único osso móvel do crânio, conecta-se à base craniana. Constitui a parte terminal do osso mandibular e está intimamente relacionada com o crânio através do osso temporal. É classificada como uma "diartrose sinovial bicondílea complexa" com movimentos sincronizados entre as articulações direita e esquerda (DOUGLAS, 1994). Os discos são formados por tecido conjuntivo denso fibroso, o qual é menos suscetível ao desgaste.

O discos estão inseridos nas cabeças dos côndilos medial e lateralmente, sendo que, posteriormente, se ligam à cápsula articular. Além de evitar o contato entre as estruturas ósseas, eles estabilizam os côndilos nas cavidades glenóides, facilitam e acompanham

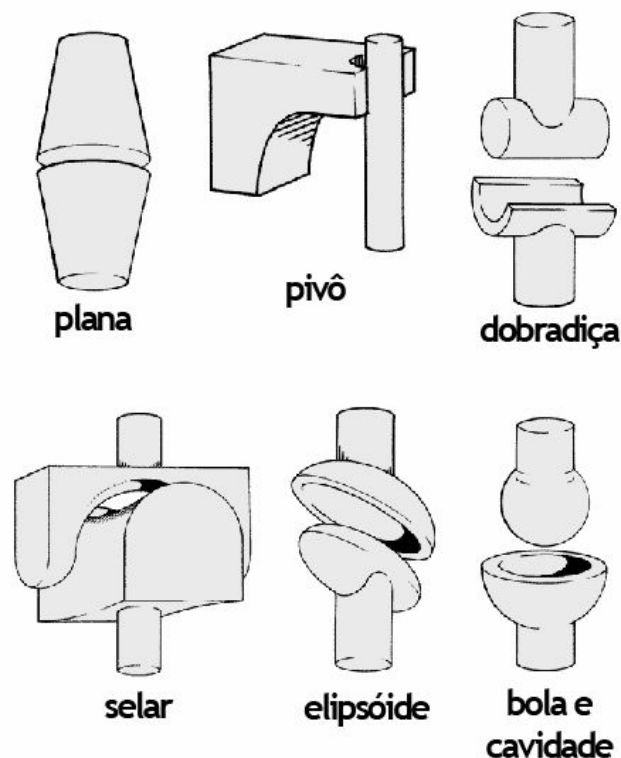


Figura 2.3: Tipos de articulações sinoviais.

os movimentos condilares e, através de seus proprioceptores, regulam os movimentos mandibulares (Figura 2.4).

Numa articulação normal a superfície articular do côndilo está localizada na zona intermediária do disco. A forma precisa do disco é determinada pela morfologia do côndilo e da fossa mandibular. Durante o movimento, o disco é, de certa forma, flexível e pode se adaptar às demandas funcionais das superfícies articuladas. A posição cêntrica condilar, onde as superfícies articulares do côndilo, disco e do osso temporal estão alinhadas, é considerada a posição mais estável da mandíbula, sob o ponto de vista esquelético e muscular.

2.2 Descrição do Movimento da ATM

Considerada uma das mais complexas do corpo humano, a ATM permite movimentos de rotações e translações. Apesar de sua complexidade, é uma das juntas mais usadas movendo-se a cada 3 minutos ou menos, englobando entre seus principais movimentos: a mastigação, a fala e a deglutição. O grande número de patologias nesta região se deve não só ao seu uso regular, mas também às grandes forças aplicadas pelos músculos e à grande variedade de movimentos que cada ATM é capaz de produzir (6 graus de liberdade cada uma).

As ATMs são únicas em muitos aspectos. Os lados esquerdo e direito devem funcionar concomitantemente para mover a mandíbula. Por estarem localizadas nas extremidades de um mesmo osso, a mandíbula, cada côndilo impõe limitações de movimentos sobre o outro. Os côndilos articulam-se com a fossa do osso temporal. Anterior à fossa, está a eminência articular, uma proeminência óssea convexa e, na região posterior, está a zona bilaminar, que é ricamente enervada e vascularizada. Estes movimentos assimétri-

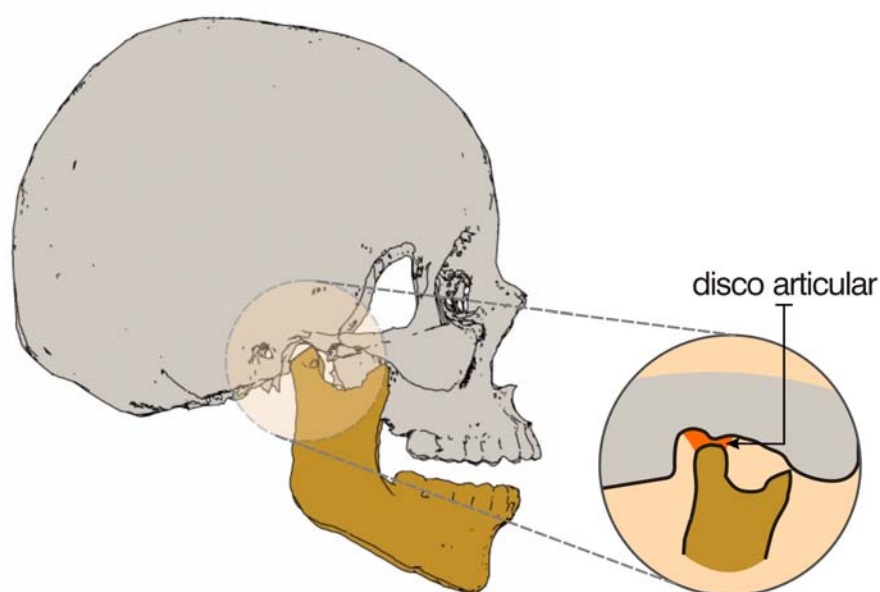


Figura 2.4: Articulação Temporomandibular

cos fazem os côndilos descrever diferentes caminhos, os caminhos condilares (GIBBS et al., 1971)(Figura 2.5). Apesar de haver uma contribuição das duas ATMs para o movimento mandibular, qualquer condição (normalmente fraturas e patologias) que interrompa a translação normal de um côndilo não irá impedir que o côndilo oposto deslize normalmente. O resultado é o desvio da cadeia em direção ao lado afetado.

Os estudos realizados em indivíduos assintomáticos mostram que durante o movimento de abertura e fechamento da mandíbula a origem dos eixos de rotação mandibular nunca são localizadas nos côndilos mas muitas vezes até fora da mandíbula (GALLO et al., 1997). Além disso, eles deslizam de maneira suave e bastante restrita variando a quantidade de movimento de indivíduo para indivíduo.

A ATM confere à mandíbula a capacidade de produzir vários caminhos de movimento externos. Normalmente os caminhos externos são descritos a partir do movimento do ponto incisal (ponto que se localiza entre os dentes incisivos inferiores). Nem todos caminhos foram ainda capturados de forma acurada, analisados e descritos na bibliografia, talvez, por sua pouca expressividade em gerar patologias na ATM.

A abertura e fechamento da boca é um movimento básico que faz com que a mandíbula atinja seus limites máximos. Este movimento é muito útil para análise das patologias da ATM. Durante a 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. Mais significante ainda, os dentes podem ser considerados um conjunto de correias conectadas a este mecanismo. Os dentes e as estruturas que os circundam possuem sensores conectados ao sistema neuromuscular que guiam o movimento da mandíbula. Nenhuma outra articulação possui este ponto final rígido. A saúde deste sistema inclui a estrutura e o funcionamento normal de todas as suas partes componentes, tais como músculos, sistema nervoso, ligamentos, ATM e dentes (oclusão dental).

A curva de movimento básico de abertura e fechamento da boca é frequentemente descrita pelo ponto incisivo que é localizado entre os dois dentes incisivos inferiores. As

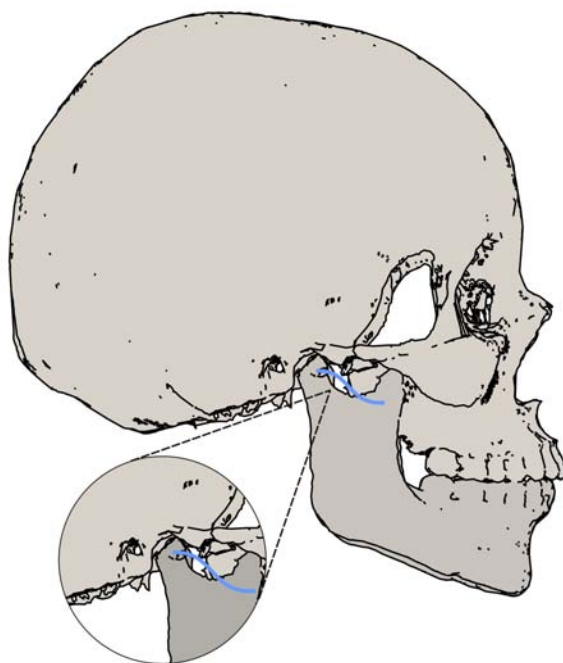


Figura 2.5: O Caminho condilar (em azul).

translações e rotações são combinadas e os movimentos de abertura e fechamento diferem entre si. A área máxima que engloba todos os limites que o ponto incisivo pode atingir é conhecida como figura de Posselt (POSSELT, 1952), (Figura 2.6). Ela representa a envoltória que engloba todos os pontos extremos que a ATM atinge. Este movimento é chamado de "bordejante do ponto incisivo".

A figura de Posselt do ponto de vista sagital pode ser dividida em 4 segmentos principais. No primeiro segmento (1), a mandíbula rotaciona em torno de 10 graus em torno do eixo da junta. Quando a mandíbula continua a abaixar-se, uma protusão da mesma acontece. A protusão é a consequência de uma translação da cabeça da mandíbula em uma curva. Logo, 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. O movimento de fechamento (3), descrito pelo caminho frontal máximo, é combinação da rotação do eixo referencial e a máxima protusão da mandíbula que a ATM permite. Na última parte do fechamento (4) ocorre um translação de modo que a cabeça da mandíbula volte a sua posição inicial, localizada na fossa do osso temporal.

O movimento de mastigação também tem recebido atenção especial dos pesquisadores por ser a função básica do sistema digestório. Um movimento de mastigação errado, causado por uma má oclusão dentária, origina disfunções na ATM, que se traduzem em alterações da morfologia da face, perda de dentes e dores. A ATM realiza movimentos bordejantes extremos durante a mastigação de alimentos duros e volumosos e movimentos intrabordejantes na deglutição, mastigação de alimentos suaves e no ciclo mastigatório. Ao analisar os movimentos mandibulares desenvolvidos durante a mastigação, há a necessidade de observar os ciclos mastigatórios. Cada ciclo corresponde a um movimento mandibular completo, ou seja, abertura da mandíbula, fechamento, até ocorrer o contato e intercuspidação dentária para quebra do alimento. Quando os dentes estão em máximo contato se diz que estão em ponto de intercuspidação máxima. A posição de repouso fisi-

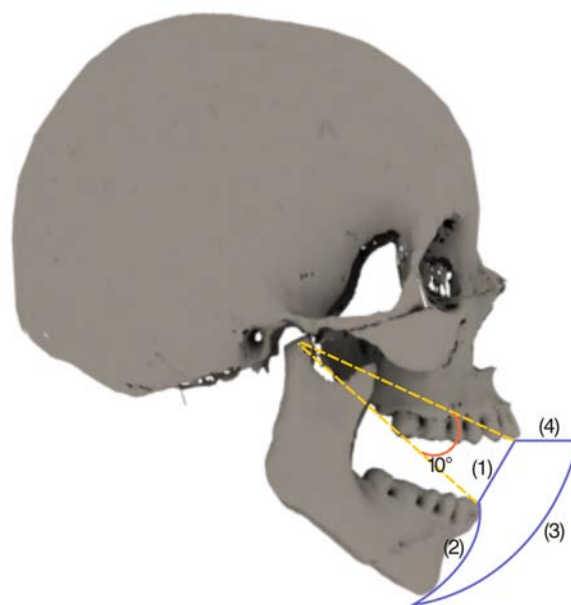


Figura 2.6: Vista sagital da figura de Posselt, os pontos máximos que a mandíbula atinge.

ológico da mandíbula é aquela em que os músculos mandibulares estão simultaneamente em comprimento de repouso e em tônus equilibrado.

São quatro as funções principais da mastigação. A primeira e mais importante é a fragmentação dos alimentos em partículas menores, preparando-as para a deglutição e digestão. A segunda função é prover uma ação bacteriana sobre os alimentos colocados na boca. Uma terceira função da mastigação é promover força e função indispensáveis para o desenvolvimento normal dos ossos maxilares. E, a quarta função está relacionada com a manutenção dos arcos dentários, com a estabilidade da oclusão e com o estímulo funcional, principalmente sobre o periodonto, músculos e articulação. Durante a mastigação contraem-se coordenadamente vários grupos musculares, sendo os mastigatórios os mais importantes embora também sejam fundamentais os músculos da língua e os faciais, especialmente o bucinador e o orbicular dos lábios. O funcionamento dos músculos mastigatórios ocorre através dos músculos que fazem mover a mandíbula. Existem quatro pares de músculos mastigatórios: masséter, temporal, pterigóideo lateral e pterigóideo medial. Além desses, o músculo digástrico também tem uma função importante durante o ciclo mastigatório.

Durante a mastigação, o movimento básico da mandíbula é mais do que um movimento rítmico para cima e para baixo. O ciclo da mastigação inclui um movimento anterior e posterior, uma rotação no plano horizontal e um desvio lateral da mandíbula. O movimento padrão da mandíbula de um adulto durante a mastigação possui uma aparência de gota no plano frontal, com uma abertura medial e um fechamento lateral, como mostra a Figura 2.7-a. Este movimento é chamado de movimento de Bennett (MOHL et al., 1989). A extensão máxima dos movimentos lateral e vertical na mastigação normal é cerca de metade dos movimentos vertical e lateral máximos. O movimento antero-posterior da mandíbula, descrito pela vista sagital é mostrado na Figura 2.7-b, enquanto o padrão do movimento da mandíbula observado na vista superior é representado na Figura 2.7-c (GIBBS; LUNDEEN, 1982).

A curva descrita pelo eixo de movimento é diferente entre os côndilos. Os côndilos

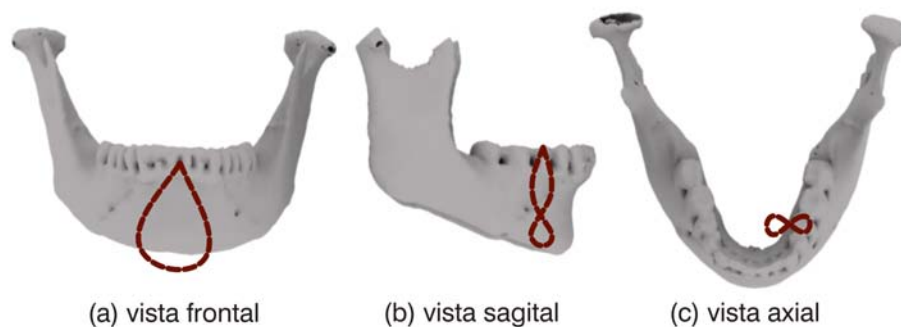


Figura 2.7: O ciclo padrão de mastigação adaptado de Gibbs e Lundeen (GIBBS; LUNDEEN, 1982).

de trabalho (côndilo do lado em que o alimento está sendo mastigado) descrevem distâncias menores que os côndilos de balanceio no movimento de mastigação. Durante o fechamento, o côndilo de balanceio translada para trás, enquanto apenas uma rotação ocorre em torno do côndilo de trabalho.

2.3 Representações Simplificadas do Movimento das ATMs

Alguns trabalhos estudaram e analisaram o movimento do centro de rotação das ATMs (RUBENSTEIN et al., 1991; FERRARIO et al., 1996; CHEN, 1998; SADAT-KHONSARI et al., 2003). O centro de rotação é computado a partir de movimentos discretos da posição de ao menos dois pontos do corpo em movimento. Os incrementos no movimento do corpo resultam em um grupo de pontos formados pelo correspondente local do centro de rotação. Esta informação obtida pelo cálculo do centro de rotação pode determinar se o movimento de um corpo é rotação pura e a localização do mesmo. Este método pode ser usado para aproximar o caminho percorrido por um corpo em movimento se os incrementos são pequenos o suficiente e se são representados por arcos. Há uma grande controvérsia entre os autores quanto a localização do centro de rotação da mandíbula, previamente citados por (CHEN; KATONA, 1999). Para estes autores a região onde o centro de rotação se localiza: (1) no topo do côndilo (RUBENSTEIN et al., 1991); (2) no processo mastoide (SPERRY; STEINBERG; GANS, 1982); (3) no pescoço da mandíbula (LEPERA, 1958); (4) em uma curva remota ao côndilo (GRANT, 1973); e (5) não consistente (REKOW; SPEIDEL; KOENIG, 1993; HELLSING; HELLSING; ELIASSON, 1996; FERRARIO et al., 1996). Uma razão para esta diversidade de opiniões é atribuída a erros de medida dos diferentes dispositivos usados. Uma limitação importante no conceito relacionado ao cálculo do centro de rotação deve ser levada em consideração: a localização é independente do tamanho do incremento no movimento, se, e somente se, o movimento atual é uma simples rotação. O que não é o caso do movimento descrito pela mandíbula, o movimento puro de rotação é descrito apenas nos primeiros milímetros de abertura.

Os estudos citados acima somente buscaram definir o centro de rotação nos vários pontos do movimento mandibular. Eles não servem para quantificar os parâmetros de movimento em um eixo de rotação ou quantificá-los quando o movimento é composto por contribuições relativas a rotações e translações.

Um avanço importante sobre o cálculo do centro de rotação, que é simplesmente uma análise bidimensional, é descrito pelo cálculo do eixo helicoidal (SPOOR; VELDPAUS,

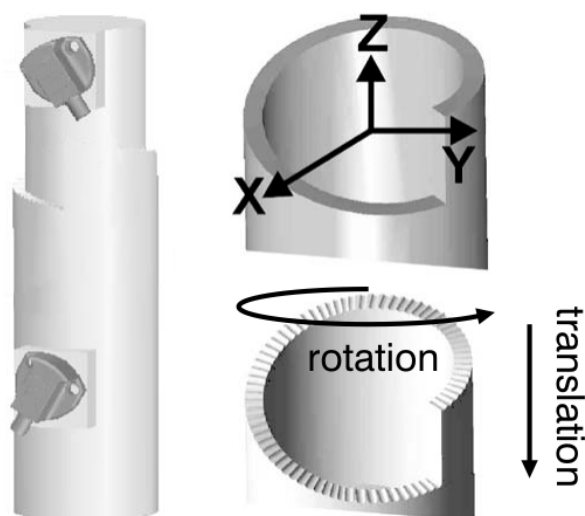


Figura 2.8: O eixo helicoidal onde há contribuição de rotações e translações.

1980). O movimento de um objeto de uma posição para outra pode ser desmembrado em uma rotação e uma translação ao redor de um eixo helicoidal (Figura 2.8).

O cálculo do eixo helicoidal é um modelo matemático que pode ser usado para descrever compreensivamente o movimento de corpos rígidos em que o seu eixo de rotação se desloca. Ele descreve um movimento tridimensional e tem sido usado *in vivo* para análise do deslocamento da mandíbula (GALLO et al., 1997; YATABE et al., 1997; GALLO; FUSHIMA; PALLA, 2000; GALLO et al., 2006). O eixo helicoidal calculado entre incrementos de movimento consecutivos representa uma aproximação razoável das localizações do eixo de rotação se a frequência for suficiente alta. Se a orientação e posição do eixo helicoidal for conhecida, se pode conhecer o movimento de qualquer ponto do corpo rígido.

O eixo helicoidal analisa, de forma simplificada, o relacionamento entre os componentes rotacionais e translacionais do movimento mandibular. Este método aplicado ao movimento da mandíbula, em trabalhos anteriores, ainda sofre com grandes erros de cálculos estocásticos e técnicas de visualização pobres. Mas, o principal ponto de contestação da simplificação do movimento mandibular a partir do cálculo do eixo helicoidal é o de que as rotações mandibulares significantes não ocorrem ao redor do eixo de translação mas ao redor de eixos que interceptam o eixo de translação mandibular (Figura 2.9).

O cálculo da posição do eixo de rotação assim como a representação do movimento mandibular através do cálculo do eixo helicoidal são apenas duas tentativas de descrição do movimento das ATMs. Na seção 3.5 são apresentados mais alguns trabalhos correlatos que representam tentativas de simulação do movimento complexo desta articulação.

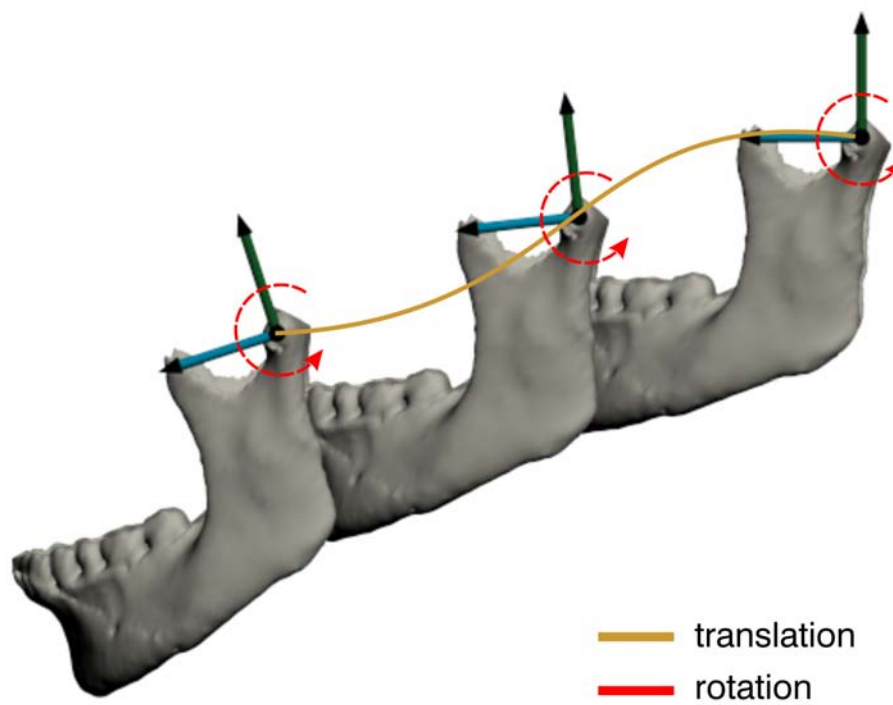


Figura 2.9: O movimento da ATM é descrito por rotações em torno de sucessivos eixos que interceptam o eixo de translação da junta.

3 ANIMAÇÃO DE CORPOS ARTICULADOS PARA HUMANOS VIRTUAIS

3.1 Introdução

Humanos virtuais são modelados a partir da composição de diversas camadas: esqueleto, músculos, pele etc. O esqueleto é modelado em uma variedade de trabalhos a partir de objetos hierárquicos ligados a juntas rotacionais com um grau de liberdade. Este tipo de abordagem não é suficiente para criar modelos de animação de articulações que possam ser utilizados em aplicação em Medicina. Os ossos, se comparados aos outros tecidos moles, são considerados corpos rígidos que respeitam certos limites fisiológicos de movimentos e força. Fisiologicamente, não se pode reconhecer um centro de rotação fixo em uma articulação real. O movimento relativo entre os ossos se dá a partir de uma combinação entre rotação e translação com um pressionamento em certas áreas de contato. Entretanto, na maioria dos casos, as translações são negligenciadas em relação às rotações. Por isto a maioria dos modelos representam juntas idealizadas.

Os modelos de animação de humanos virtuais podem ser classificados em descritivos, geradores e comportamentais (MOREAU; DONIKIAN, 1998). Os modelos descritivos reproduzem o efeito do movimento sem o conhecimento da causa (animação por quadros chaves, métodos procedurais e cinemática), os geradores descrevem a causa que reproduz um efeito (modelos que usam as forças da física aplicadas ao modelo para a animação) e os comportamentais procuram simular o comportamento através de aplicações de regras relacionadas ao laço de percepção, decisão e ação dos agentes virtuais.

3.2 Representação de Corpos Articulados

Na Computação Gráfica, um corpo articulado é considerado um conjunto de segmentos rígidos relacionados a transformações geométricas representadas por matrizes.

As figuras humanas são convenientemente modeladas como conexões hierárquicas (Figura 3.1), por uma estrutura de árvore de nodos conectados por arcos. O maior nodo da árvore é o raiz que corresponde ao objeto raiz da hierarquia onde a posição é conhecida no sistema global de coordenadas. A posição dos outros nodos da hierarquia será localizada relativa ao nodo raiz. O *Segmento 0*, representando o objeto raiz, é transformado para a sua posição e orientação por T_0 . Como todas as outras partes da hierarquia serão definidas por esta parte, esta transformação afeta todas as outras partes, transformando a posição e a orientação de toda a estrutura. Esta transformação pode ser modificada ao longo do tempo para animar a posição e orientação de toda a estrutura rígida. O *Segmento 1* é definido relativo ao objeto raiz pela translação T_1 e rotação R_1 . Similarmente,

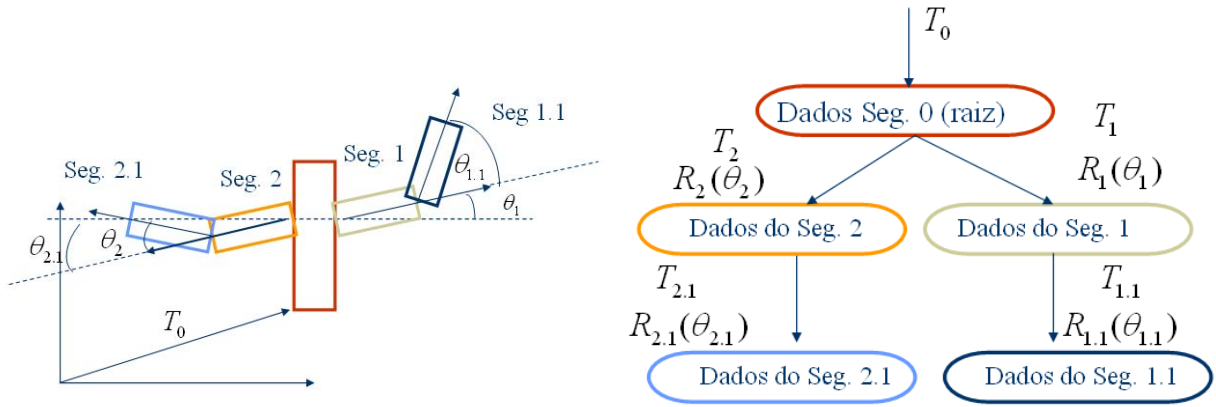


Figura 3.1: Exemplo de um modelo hierárquico e a sua estrutura de árvore associada.

o *Segmento 1.1* é definido em relação ao *Segmento 1* pela translação $T_{1.1}$ e rotação $R_{1.1}$. Igualmente, um vértice no *Segmento 2.1* é localizado no espaço global através da multiplicação das matrizes que representam as transformações associadas a cada nodo antecessor a ele (Equação 3.1).

$$V_{2.1}^i = T_{2.1}(\Delta_{2.1})R_{2.1}(\theta_{2.1})T_2(\Delta_2)R_2(\theta_2)T_0(\Delta_0)V_{2.1} \quad (3.1)$$

Ao longo do tempo, notações diversas vêm sendo usadas para representar as conexões hierárquicas em corpos articulados. A notação Denavit-Hartenberg é uma notação da robótica para representar o estado de uma estrutura articulada (DENAIVT; HARTENBERG, 1955). Apesar de ser muito parecida com a representação descrita anteriormente, difere na maneira como especifica o movimento. Esta notação também descreve o relacionamento de um sistema de coordenada local filho, em relação ao sistema pai. É usado um método matricial, que estabelece um sistema de coordenadas para cada junta da estrutura. Um exemplo de configuração onde as juntas e os eixos não são coplanares é apresentado na Figura 3.2. Considerando uma junta i colocada imediatamente abaixo de uma outra junta $i + 1$ na cadeia hierárquica, as matrizes de transformação possuem, basicamente, quatro parâmetros: d_{i+1} , distância entre x_i e x_{i+1} ao longo do eixo z_{i+1} ; θ_{i+1} , ângulo entre x_i e x_{i+1} ; a_i distância de z_i a z_{i+1} ao longo de x_i ; α_i , ângulo entre z_i e z_{i+1} sobre x_i .

Na equação 3.2, T e R representam as matrizes de translação e rotação respectivamente; o parâmetro especifica a quantidade de rotação e translação, e o subscrito especifica o eixo envolvido. A matriz M mapeia um ponto definido no sistema de coordenadas $i + 1$ em um ponto no sistema de coordenadas i . Formando a matriz M (Equação 3.8) e sua inversa associada para cada par de juntas, se pode converter os pontos de um sistema de coordenadas para outro, para cima e para baixo na hierarquia.

$$V_i = T_X(a_i)R_X(\alpha_i)T_Z(d_{i+1})R_Z(\theta_{i+1})V_{i+1} \quad (3.2)$$

$$R_Z(\theta_{i+1}) = \begin{vmatrix} \cos(\theta_{i+1}) & (-\sin(\theta_{i+1})) & 0 & 0 \\ \sin(\theta_{i+1}) & \cos(\theta_{i+1}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.3)$$

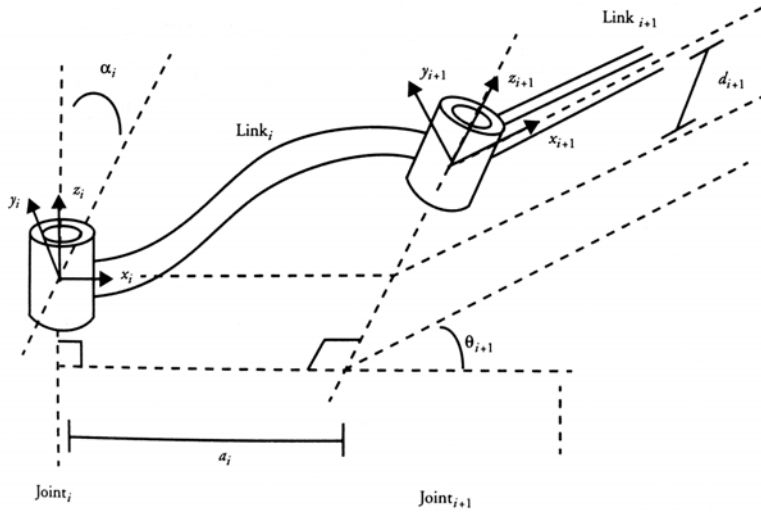


Figura 3.2: Os parâmetros Denavit-Hartenberg para juntas não planares (PARENT, 2002).

$$T_Z(d_{i+1}) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_{i+1} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.4)$$

$$R_X(\alpha_i) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_i) & -\sin(\alpha_i) & 0 \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.5)$$

$$T_X(a_i) = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.6)$$

$$V_i = M_i^{i+1} V_{i+1} \quad (3.7)$$

$$M_i^{i+1} = \begin{vmatrix} \cos(\theta_{i+1}) & (-\sin(\theta_{i+1})) & 0 & a_i \\ \cos(\alpha_i)\sin(\theta_{i+1}) & \cos(\alpha_i)\cos(\theta_{i+1}) & -\sin(\alpha_i) & -(d_{i+1})\sin(\alpha_i) \\ \sin(\alpha_i)\sin(\theta_{i+1}) & \sin(\alpha_i)\cos(\theta_{i+1}) & \cos(\alpha_i) & d_{i+1}\sin(\alpha_i) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.8)$$

A representação usada na computação gráfica para a modelagem de figuras articuladas é bastante parecida com o esquema de hierarquia de Denavit-Hartenberg. Apesar de bastante eficaz e econômico para modelar os mais diversos tipos de estruturas articuladas, mesmo que não pertençam a robótica, percebe-se que na modelagem articular de um corpo humano estão presentes características que fazem emergir algumas desvantagens na utilização desta notação. Esta notação permite representar estruturas com articulações que representam 1 grau de liberdade cada uma. Embora se possa modelar juntas com mais de 1 DOF utilizando um conjunto de juntas de 1 DOF, isto torna a estrutura difícil de manipular e elimina a característica econômica da representação. Outros dois

problemas críticos são a impossibilidade de representar estruturas com ramificações, e de movimentar os extremos da cadeia articulada, características importantes na topologia das articulações humanas.

3.3 Modelos de Articulações para Humanos Virtuais

Alguns trabalhos descritos a seguir são advindos de áreas como Robótica e Biomecânica. O enfoque na criação de modelos computacionais do corpo humano varia bastante. Existem modelos criados para ambientes de Realidade Virtual, para entretenimento em animação e jogos, para simulação em atividades esportivas, aplicações em ergonomia, entre outras. O problema do realismo anatômico das articulações é tratado na Computação Gráfica de duas maneiras diferentes. Alguns trabalhos são focados na criação de modelos genéricos de articulações do corpo humano e outros buscam representar uma articulação específica ou um conjunto delas com o máximo de fidelidade possível. Os modelos genéricos lidam com as dificuldades de tornar o movimento realista, modelando a cooperação entre as diferentes juntas. Para isto é necessário determinar quais juntas são usadas, a exata quantidade de rotação e o tempo do movimento para cada junta para simular um movimento específico do corpo. Já os modelos específicos lidam com dificuldades como a cooperação entre diversas partes da articulação para atingir um movimento, movimentos simultâneos e não hierárquicos das partes de certas articulações e a principal delas: a dificuldade de enxergar e medir o movimento no interior da articulação, dificultando assim, consequentemente, a validação deste tipo de modelo.

3.3.1 Os Primeiros Modelos para Representação de Humanos

Os primeiros modelos em Computação Gráfica representavam a figura humana em forma de "homem-palito", onde linhas conectavam os pontos de articulação. Zeltzer (ZELTZER, 1982) definiu uma linguagem para descrever as articulações e os segmentos do corpo humano por elas relacionados. Neste modelo todas as juntas podem ter de um a três graus de liberdade. Assim como Zeltzer, Korein e Badler (KOREIN; BADLER, 1982) também utilizaram uma estrutura de árvore para modelar figuras humanas, onde os segmentos do corpo são representados como os nodos da árvore e as juntas, os arcos. Algumas aproximações foram feitas neste modelo, como por exemplo: as juntas com mais de 1 DOF foram transformadas por equivalência cinemática, em cadeias de juntas de 1 DOF; as estruturas complexas, como o punho e o ombro, foram primeiro simplificadas para juntas de 3 DOFs, e depois transformadas em cadeias de três juntas de 1 DOF.

3.3.2 Modelos Genéricos

Alguns modelos genéricos não têm como objetivo principal representar as juntas com a máxima fidelidade anatômica e sim representar corpos articulados de maneira convincente. No esquema *Axis-Position Joint* (ZELTZER; SIMS, 1988), o sistema de coordenadas de cada articulação está associado com o sistema de coordenadas global. Assim, esta notação permite a construção de estruturas ramificadas e com vários graus de liberdade. Entretanto, as juntas não são relacionadas hierarquicamente.

Outro bom exemplo é o H3D desenvolvido por (BOULIC; RENAULT, 1991). Este modelo se apresenta na forma de um esquema de hierarquia para modelagem de humanos articulados, onde cada junta representa um único grau de liberdade translacional ou rotacional. As juntas carregam consigo matrizes que representam relações de cada junta com a sua junta pai na hierarquia e com a junta raiz do modelo. O sistema de software Jack

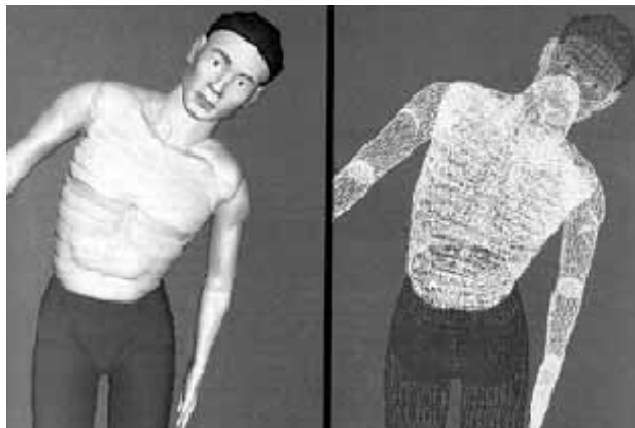


Figura 3.3: *Software Jack*, oferece interatividade para a manipulação de estruturas articuladas em humanos virtuais (PHILLIPS; BADLER, 1988).

(Figura 3.3) fornece a usuários finais e programadores uma interface para a manipulação de estruturas articuladas complexas, especialmente corpos humanos em um ambiente 3D (PHILLIPS; BADLER, 1988). Neste sistema não são consideradas restrições de amplitude de movimento e cada junta associa um segmento a outro através de um sistema local de coordenadas, que está descrito em relação ao sistema local de coordenadas do segmento pai.

3.3.3 Modelos de Articulações Baseados em Anatomia

Os modelos até aqui apresentados são muito simplificados em relação à anatomia e não representam a fidelidade anatômica de um grupo específico de articulações. Isto ocorre porque à medida que se deixa de lado a simplificação em benefício do realismo anatômico, se perde em desempenho computacional. Alguns modelos apresentados a seguir buscam contrabalançar estes dois fatores (realismo anatômico x desempenho). Outros trabalhos, diante da complexidade de representar anatomicamente todas as articulações humanas, escolheram um grupo de articulações relacionadas e procuraram representá-las com o máximo de fidelidade. Algumas articulações ou conjunto de articulações mencionadas apresentam peculiaridades que pedem atenção especial quando se tem o intuito de modelá-las com realismo anatômico.

3.3.3.1 Modelo VPAT

O modelo adotado no framework VPAT (FREITAS et al., 2003) descreve uma articulação em uma hierarquia de sistemas de referência. Dependendo do tipo de articulação, cada sistema de referência determina certos graus de liberdade, ou DOFs (*degrees of freedom*). Uma característica importante das articulações é a de que à medida que ocorre o movimento de rotação em torno de um eixo, ocorre também o deslocamento deste eixo. Esse deslocamento não é muito grande, mas a representação é essencial para o realismo anatômico e pode ser descrito por uma curva no espaço. Para representar a curva de deslizamento do eixo de flexão/extensão do joelho humano, Maciel et al.(2002) usaram uma curva paramétrica simples (Bézier cúbica com quatros pontos de controle). Para garantir que o eixo deslize sobre a curva- e não fora dela - durante o movimento da articulação, é usada a seguinte estratégia: toda vez que for feita uma modificação no parâmetro que define a posição angular de um determinado eixo, esse parâmetro é repassado à re-



Figura 3.4: Esquema de movimentação do joelho humano: a origem do sistema de referência do elemento DOF desliza ao longo de uma curva ao mesmo tempo que rotaciona (MACIEL; NEDEL; FREITAS, 2002).

spectiva curva como seu parâmetro linear; a partir daí, é calculado o ponto sobre a curva referente ao parâmetro dado, e o eixo pode ser transladado para esse ponto (Figura 3.4). Além disso, cada DOF foi concebido para que fosse mais do que um conceito abstrato, constituindo um elemento do modelo. Assim, cada junta pode ter vários DOFs onde cada um possui parâmetros como: eixo de movimento, limites angulares máximos e mínimos da articulação, limites de conforto da articulação, posição do seu estado de repouso e posição de seu estado atual.

3.3.3.2 Modelo de Shao

Um modelo genérico para a modelagem dos componentes das juntas foi proposto por Shao et al. (2003), onde as juntas são compostas por eixos de rotação não ortogonais e que não se interceptam e trocam a posição dos seus eixos. O fato de que as juntas são representadas em forma de árvore hierárquica, fazendo com que uma junta filha herde as transformações de seu pai, pode causar comportamentos indesejáveis em determinadas situações. Por exemplo, se encolhemos os ombros de um modelo de figura humana, a rotação da clavícula se propaga para o úmero, causando uma rotação para afastá-lo do corpo (Figura 3.5). O animador pode querer manter as orientações da clavícula e do úmero independentes. Shao et al. desenvolveram um componente de compensação que cancela a transformação (gerada por qualquer parametrização de rotação) de qualquer segmento ancestral (não somente pai) para um segmento em particular, enquanto mantém a sua conexão na junta ajustando a sua translação. Por exemplo, no conjunto de articulações do cotovelo, dois passos de compensação são usados para criar uma orientação independente do úmero em relação a rotação da escápula e clavícula. O primeiro passo cancela o efeito da junta que conecta a escápula e a clavícula através da computação da matriz inversa do segmento ancestral. Neste estágio o úmero move-se para sua posição e orientação original antes das transformações serem aplicadas no segmento ancestral. Agora, o úmero precisa ser reconectado para o mesmo lugar de sua junta com a escápula. No segundo passo, é aplicada uma transformação corretiva no úmero para reuni-lo à escápula.

3.3.3.3 Modelos para Articulação do Ombro

Em animação, a articulação do ombro é usualmente modelada usando três segmentos: a clavícula, a escápula e o braço relacionados hierarquicamente por juntas rotacionais. A razão para isto é de que a simulação simultânea de todos os componentes do ombro é difícil de coordenar. Os músculos nunca trabalham isoladamente e a simulação natu-

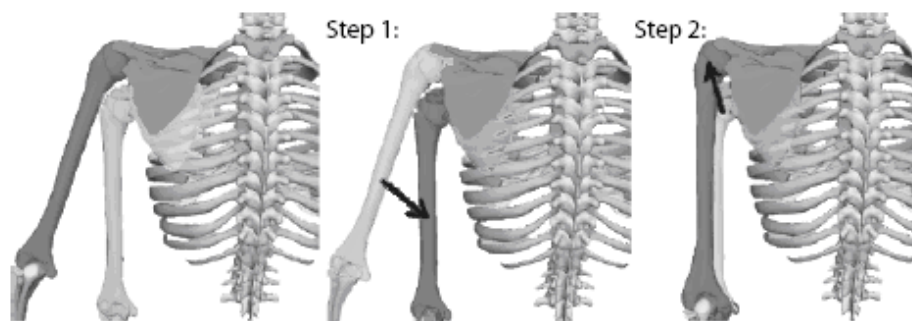


Figura 3.5: Os dois passos para computar as matrizes de compensação (SHAO; NG-THOW-HING, 2003).



Figura 3.6: Comparação entre o movimento de elevação do braço (esquerda) e simulações usando hierarquia simples de articulações (MAUREL; THALMANN, 2000).

ral deste conjunto de articulações envolve o movimento conjunto deste grupo de ossos. Por exemplo, na elevação, o úmero é limitado a um deslocamento de 100° relativo à escápula. Contudo, a elevação máxima do ombro atinge 180° , o que significa que a cadeia de articulações associada contribui para esta diferença (Figura 3.6).

Badler et al. (1993) aplicaram resultados empíricos para expressar as elevações escapulares e claviculares em consequência da adução umeral. Contudo, estes relacionamentos foram aplicados apenas para os movimentos de elevação do braço. Apesar deste modelo ser suficiente para os modelos comuns de humanos virtuais, ele é limitado para modelos de corpos anatomicamente corretos, em que o realismo depende da animação apropriada das camadas de músculo e esqueleto.

Um modelo anatomicamente correto, baseado em restrições do deslocamento da escápula sobre o tórax, capaz de representar todos os movimentos do ombro foi apresentado por Maurel e Thalmann (2000). Neste modelo, denominado cone articular, as três articulações ósseas possuem, cada uma, três graus de liberdade para rotação, e a escápula está ligada ao tórax por uma junta de cinco graus de liberdade, três para rotação e dois para translação restritas à superfície do tórax (Figuras 3.7, 3.8). O movimento é aplicado apenas à articulação escapulotorácica, sendo que nas demais juntas que compõem o ombro, ele é derivado a partir da posição da escápula.

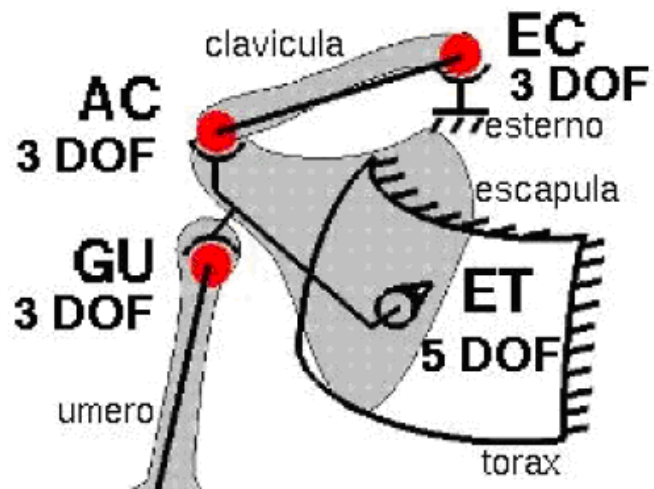


Figura 3.7: Modelo de cone articular que representa as juntas do ombro (MAUREL; THALMANN, 2000).



Figura 3.8: Elevação e extensão dos braços usando fronteiras cônicas (MAUREL; THALMANN, 2000).

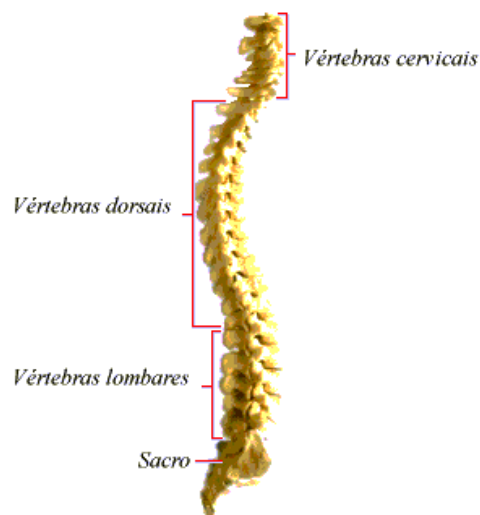


Figura 3.9: Regiões da coluna (WEBCIENCIA, 2006).

3.3.3.4 Modelos Específicos para Coluna

A coluna pode ser dividida em três conjuntos de juntas móveis: a região cervical, a região torácica e a região lombar, como mostra a Figura 3.9. A região cervical compreende sete juntas e corresponde aos movimentos do pescoço. A região torácica consiste de doze juntas no tórax e a região lombar consiste de cinco juntas no abdômem. Cada junta da coluna dorsal possui três DOF's: flexão e extensão, rotação e inclinação lateral.

Monheit e Badler (1991) desenvolveram um modelo que foi testado e visualizado no sistema Jack, especificamente para a coluna e tronco. Os tamanhos das vértebras e dos discos intervertebrais, amplitudes e direções do movimento entre cada par de juntas e posição de repouso para a coluna foram obtidos a partir de medidas médicas. As forças de tração e resistência da coluna foram representadas através da consideração na modelagem dos complexos grupos de músculos e ligamentos da coluna. As articulações entre as vértebras foram modeladas permitindo três DOFs para cada vértebra da região torácica e lombar. Contudo, este modelo apresenta uma baixa eficiência em determinar uma postura pela alta complexidade do modelo com 51 DOFs e um sistema altamente redundante.

Zhao e Badler (1994) concluíram que usando 51 DOFs independentes para a coluna resultaria em uma distribuição irregular nos ângulos das juntas, e mostraram que o agrupamento de juntas em menor quantidade de DOFs apresentou resultados mais uniformes. De fato, pesquisas mais recentes provaram que apenas duas juntas, uma na região torácica e outra na região lombar, podem fornecer posturas aceitáveis (SHAO; NG-THOW-HING, 2003). Mi (2004) apresentou um modelo de seis DOFs para a coluna que considera o movimento das regiões lombares e torácicas. São consideradas as rotações axiais e inclinação lateral na região lombar, enquanto que três juntas torácicas consideram estritamente flexão e extensão (Figura 3.10).

O primeiro modelo biomecânico do sistema muscoesquelético do pescoço para animação computadorizada foi apresentado por Lee (LEE; TERZOPOULOS, 2006). Foram modeladas, em particular, a cabeça e cada vértebra da coluna cervical, sendo cada uma representada como um corpo rígido dinâmico com sua respectiva distribuição de massa e 3 DOFs. Para cada junta foi acrescentada uma mola para a modelagem da tenacidade dos ligamentos e discos. O resultado deste sistema articulado é ativado por músculos que se contraem (Figura 3.11). Cada ativador é simulado também biomecanicamente como um

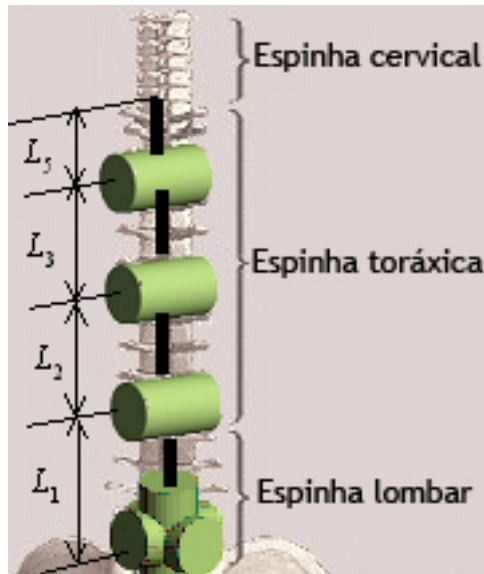


Figura 3.10: O modelo simplificado da coluna vertebral com seis DOFs (MI, 2004).

modelo simplificado de forças *Hill*¹.

3.3.3.5 Modelos Específicos para Mãos

Um aspecto complexo na modelagem da mão está no carpo. São vários ossos que se articulam na mesma região, formando ciclos na topologia que impossibilitam a construção de uma hierarquia. A modelagem da mão humana e animação de seus gestos foi apresentada de maneira interativa por (MAS; THALMANN, 1994) e (MOCCOZET; THALMANN, 1997) como parte dos esforços de simulação de humanos virtuais. Um modelo mais acurado, baseado em mecânica, simulando a força aplicada pelos tendões e malhas com deformação, usando a técnica de massa-mola, foi apresentado por Sibille et al. (2002). Nesse trabalho, apesar da mão possuir 29 ossos e todos serem representados por modelos geométricos, apenas o movimento das falanges foi simulado. Cada dedo, exceto o polegar, é representado como uma cadeia serial de três falanges com quatro juntas. São estabelecidos três DOF's para flexão-extensão e um para abdução-adução (Figura 3.12). O polegar é modelado com duas falanges com dois DOF's para flexão-extensão (Figura 3.13)

Ip et al. (2001) apresentaram a modelagem da mão humana considerando várias restrições da anatomia humana. Os ossos são representados por segmentos rígidos de malhas poligonais e os músculos foram modelados como cordas expansíveis sem peso de mola, cujos pontos de inserção são fixados nos ossos. As juntas foram construídas e configuradas com parâmetros obtidos em estudos biomecânicos da mão humana, isto é, foram mantidos os graus de liberdade e as amplitudes médias do movimento. Dentre suas contribuições destacam-se a possibilidade de gerar quadros intermediários realistas, sem a necessidade de captores de movimento, e uma base de dados de gestos fácil de gerar e estender.

Recentemente Sueda et al. (2008) apresentaram uma técnica automática para a geração de movimento biomecânico secundário realista que pode ser usado junto com um pipeline de animação tradicional. Esta técnica capaz de simular a complexa dinâmica

¹O modelo de Hill refere-se a equação proposta por Archibald Vivian Hill que relaciona a tensão e velocidade dos músculos (FUNG, 1993)

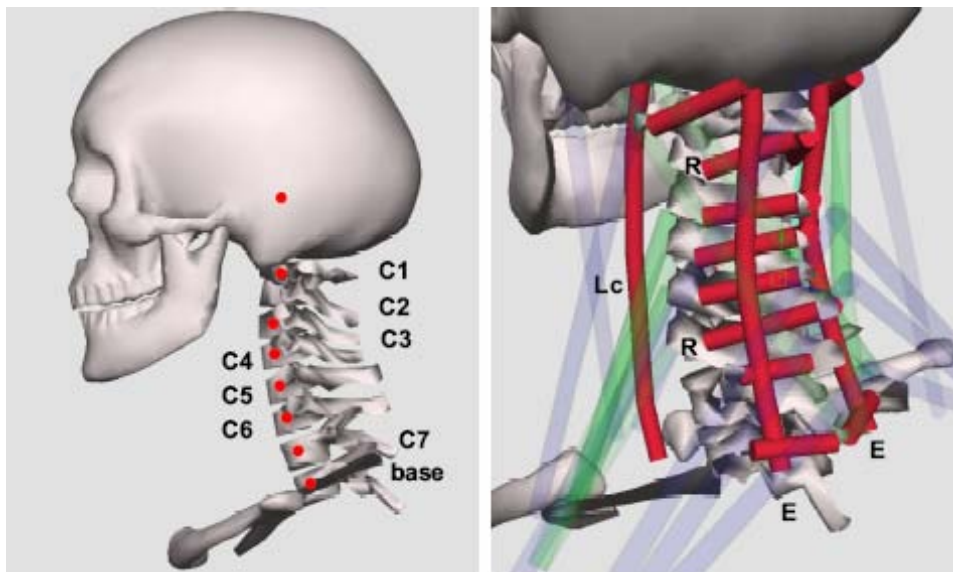


Figura 3.11: Simulação do movimento das sete vértebras cervicais (esquerda) ativadas por modelo simplificado de músculos internos (direita), (LEE; TERZOPOULOS, 2006) .

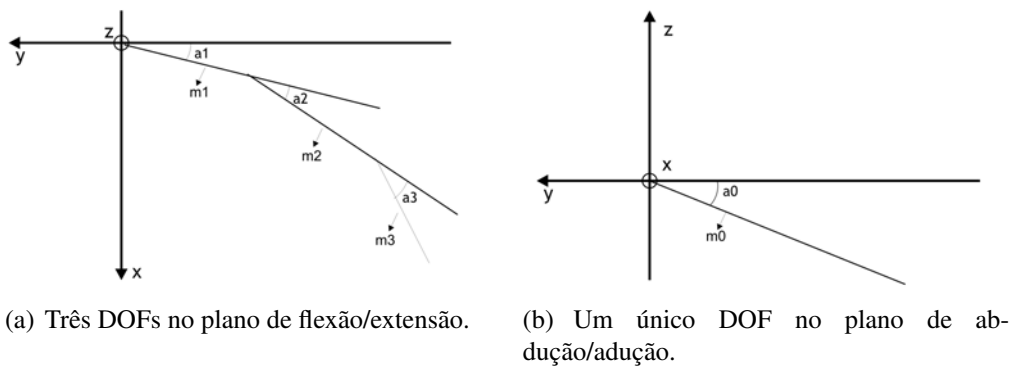


Figura 3.12: Modelo cinemático de um dedo (SIBILLE et al., 2002).

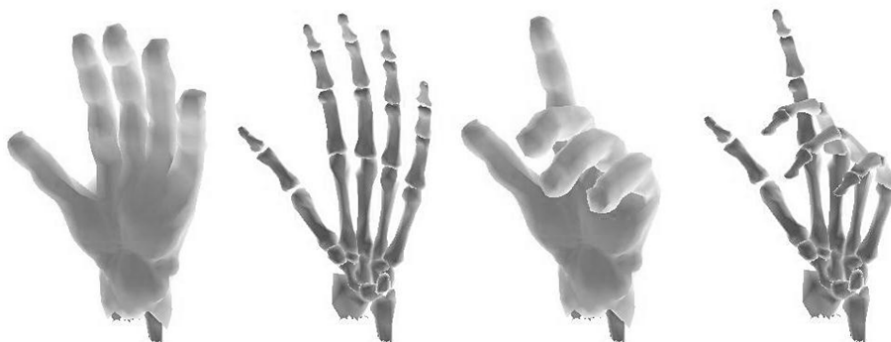


Figura 3.13: A esquerda a configuração inicial das mãos e a direita a flexão de três dedos ((SIBILLE et al., 2002)).

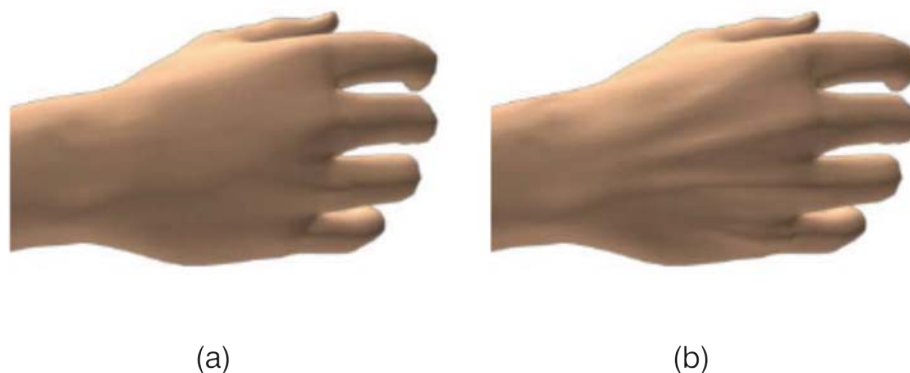


Figura 3.14: Comparação da visualização do movimento sem (a) e com a deformação sub-cutânea do movimento dos tendões (b) ((SUEDA; KAUFMAN; PAI, 2008)).

da relação entre músculos e tendões foi demonstrada através de simulações da mão humana. Os tendões são aplicados sob a superfície da pele do personagem virtual e, através da dinâmica de Lagrange, provêm movimentos secundários complexos na pele como resultado biomecânico realista do movimento dos tendões (Figura 3.14).

3.3.3.6 Modelo para Articulação dos Quadris

Alguns experimentos com materiais extraídos de cadáveres relacionados ao alcance de movimento que a junta do quadril atinge mostraram que o centro de rotação da cabeça do fêmur pode ser calculado usando a circundação da bacia por um método de minimização. O resultado deste cálculo focaliza-se no único ponto da cabeça do fêmur que não se move enquanto os movimentos circulares máximos são realizados e é suficiente para fins clínicos. Este cálculo foi automatizado através de um algoritmo que baseia-se em modelos 3D reconstruídos a partir de imagens de Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM) por Kang et al. (2002). O objetivo deste trabalho é quantificar a cinemática da junta em função da morfologia do quadril. Para atingir este objetivo, foi usado além do cálculo do centro da junta, o modelo bola e cavidade, que é o que mais se aproxima da junta do quadril, e restrições de movimento baseadas em colisão dos ossos (Figura 3.15).

Os sistemas ópticos de captura de movimento são usados amplamente na comunidade da biomecânica. Os movimentos dos marcadores são usados para inferir os movimentos relativos entre dois ossos adjacentes. O problema com este método é que a superfície da pele se move sobre estas estruturas. A habilidade dos exames de RM em imagear a articulação dinamicamente e não-invasivamente abre um caminho para a modelagem e análise acurada de juntas específicas. Yahia-Cherif et al. (2004) melhoraram a posição dos ossos estimada em captura de movimentos, usando uma configuração de marcadores reduzindo os artefatos devido a deformação de pele e gordura. A otimização da configuração dos marcadores é feita usando imagens de RM dinâmica onde a posição dos ossos e marcadores são rastreadas com um algoritmo rastreador automático e otimizado. Foram realizadas comparações visuais de animação clássica baseada em posições comuns de marcadores e animação comuns de esqueletos que mostraram um avanço significativo no realismo da animação.

Na continuação deste trabalho (ASSASSI et al., 2009; CHARBONNIER-A et al.,

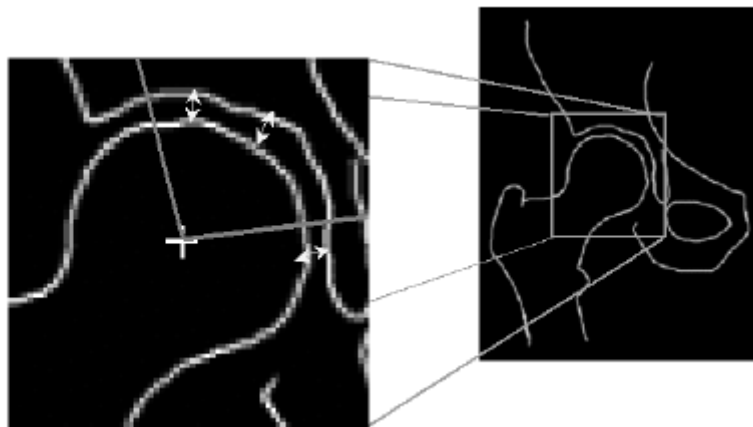


Figura 3.15: A distância é mantida constante entre a cabeça do fêmur e o rim acetabular (concauidade dentro da qual a cabeça do fêmur rotaciona) (KANG et al., 2002).



Figura 3.16: Visualização do movimento do quadril, a posição dos marcadores de captura de movimento é otimizada baseada em imagens de RM (YAHIA-CHERIF; MOLET; MAGNENAT-THALMANN, 2004).

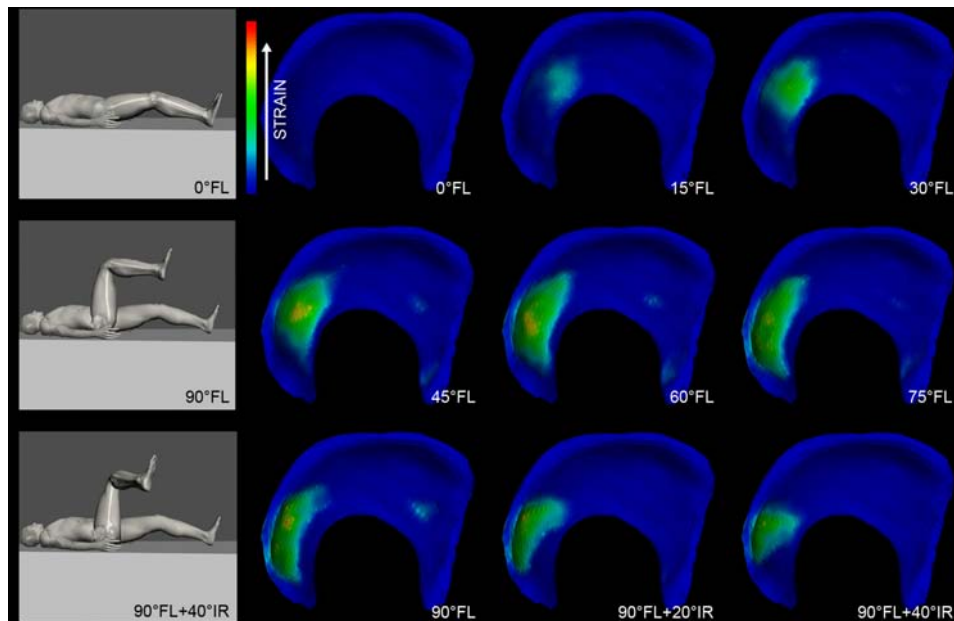


Figura 3.17: Estudo da distribuição de compressão na cartilagem acetabular do quadril durante movimento clínico padrão (ASSASSI et al., 2009).

2009; CHARBONNIER-B et al., 2009) foi proposto um estudo clínico em uma bailarina clássica profissional com o intuito de analisar as lesões desta junta. Foi usada uma metodologia para a simulação funcional da junta do quadril em posturas extremas. Neste processo, foram aplicadas várias técnicas de computação gráfica como captura de movimento, scanner 3D e modelos baseado em física. As contribuições deste trabalho foram relacionadas a como o tipo de movimento interfere nas patologias desta junta(Figura 3.17).

3.3.3.7 Comparação dos Modelos

A Tabela 3.1 compara os principais modelos de articulação para humanos virtuais baseado em anatomia apresentados. Todos eles possuem componentes que contribuem para uma simulação mais realista de juntas anatômicas. As juntas escolhidas para estudo de caso apresentam o problema que os autores tentam solucionar através da característica principal de seus modelos. O controle de movimento geralmente é por cinemática direta ou dinâmica. Não foram encontrados na bibliografia de modelos de articulações baseados em anatomia, modelos que sejam controlados por cinemática inversa.

3.4 A Cinemática Inversa aplicada à Simulação de Humanos Virtuais

A cinemática inversa possui um papel importante na animação por computador e simulação de figuras articuladas. Quando representam humanos, as figuras articuladas possuem mais de cem graus de liberdade, fazendo com que seja quase impossível para um animador manipular cada junta para controlar a postura da figura. Com a assistência do algoritmo de cinemática inversa, o animador só aponta a localização desejada de alguns pontos escolhidos e deixa o algoritmo automaticamente calcular o conjunto de ângulos

Modelo	DOFs por junta	Estudo de Caso	Topologia	Característica Principal	Controle de Movimento
VPAT	6	joelho	hierárquica	deslocamento do eixo	cinemática direta
Shao	n	ombro e coluna	cíclica	componente de compensação de transformações	cinemática direta
Cone Articular	14 por conj. de juntas	ombro	cíclica	cone articular	cinemática direta
Monheit e Badler	3	coluna	hierárquica	soma dos atributos de todas as juntas para definir posição de toda coluna	cinemática direta
Lee e Terzopoulos	3	pescoço	hierárquica	modelo de controle neuromuscular	dinâmica e cinemática direta
Sibille	3	mão	hierárquica	tratamento de colisão	dinâmica
Ip	3	mão	hierárquica	base de dados de gestos	dinâmica
Kang	2	quadril	hierárquica	cálculo automático do centro de rotação da junta	cinemática direta

Tabela 3.1: Comparação dos Modelos de Articulações Baseados em Anatomia

para cada junta que fazem o *end-effector*² atingir o ponto desejado. Muitos modelos de animação adotam técnicas de cinemática inversa advindos da robótica. Neste caso, o problema de cinemática inversa é resumido a um sistema de equações não lineares ou um problema de otimização resolvido usando um algoritmo numérico iterativo. Como a maioria dos algoritmos de cinemática inversa foram desenvolvidos originalmente para atender requisitos da robótica, quando aplicados puramente à animação, sem a associação de outra técnica, frequentemente apresentam problemas de continuidade de movimento. Salienta-se alguns deles:

1. Na robótica, a cinemática inversa lida somente com restrições que envolvam a posição e orientação de segmentos terminais ou o *end-effector*. Na animação computadorizada, outros tipos de restrições devem ser consideradas. Alguns exemplos incluem restrições a pontos de segmentos não terminais, manter a figura balanceada e evitar colisões. Não é fácil acrescentar estas restrições em uma formulação de cinemática inversa convencional. Pior ainda, múltiplas e possivelmente conflitantes restrições podem ser simultaneamente ativas e a resposta do sistema pode tornar-se indeterminada.
2. Muitos robôs têm mais que seis juntas. Mas, um modelo completo de humano virtual atinge mais que 100 graus de liberdade. Os algoritmos tradicionais de cinemática inversa podem tornar-se inaceitavelmente lentos para a animação computadorizada.
3. Na maioria dos robôs, as juntas são independentes e seus limites são simples restrições lineares. Já no esqueleto humano muitas das juntas são unidas para facilitar certas curvaturas movendo-se simultaneamente quando um único músculo se contrai. Assim, em sistemas complexos de juntas, o número de graus de liberdade pode ser menor que o número de variáveis de juntas. Neste caso, é mais fácil parametrizar a cinemática do que as variáveis da junta.

²Na robótica, o *end-effector* é qualquer objeto anexado na extremidade do braço robótico

4. Algumas articulações humanas como a articulação temporomandibular, por exemplo, são capazes de descrever um grande número de curvas de movimento baseado nas colisões entre pontos finais rígidos (dentes, alimentos, etc.). A restrição e descrição de cada curva será baseada no tipo de colisão que a última curva teve. Ou seja, o movimento do *end-effector* será guiado conforme a colisão da última curva de movimento.

3.5 Estudos e Simulações do Movimento Mandibular

Um grande número de autores têm capturado o movimento da mandíbula usando diferentes tipos de dispositivos com intuito de entender o movimento condilar em pacientes com anatomia e patologias diversas (IOI; COUNTS; NANDA, 2003), (KOMIYAMA et al., 2003), (NAEIJE; HOFMAN, 2003), (ZHANG et al., 2003). Tais autores entretanto não apresentam um modelo de movimento.

Kitai et al. (2002) apresentaram um estudo das patologias da ATM baseado em uma visualização 3D. Os côndilos, a fossa glenóide e os discos articulares foram segmentados e reconstruídos a partir de imagens de ressonância magnética com a boca aberta em 3 posições diferentes. Aplicaram este método no caso de um paciente com artrite crônica juvenil já diagnosticada e em um paciente sem sinais ou sintomas na ATM, com a conclusão de que o movimento condilar é extremamente reduzido devido a mudanças ósseas e fibrosas nas juntas.

Fushima et al. 2003 capturaram e analisaram a compressão da ATM. Por meio da reconstrução da anatomia da junta a partir de dados tomográficos e a gravação do movimento da mandíbula real através de equipamento de rastreamento não-invasivo chegaram a conclusões que indicam que o espaçamento entre os ossos na articulação é significativamente menor no movimento de fechamento do que no de abertura, e menor na junta que está fazendo o lado de balanceio em relação à junta que está fazendo o lado de trabalho. Esta diferença ocorre principalmente na parte média da inclinação posterior da eminência articular no fim do movimento de fechamento da mandíbula. A Figura 3.20 representa as medidas obtidas durante um ciclo de mastigação.

Uma primeira tentativa de modelagem de movimento da mandíbula foi proposta por Enciso et al. (2003). Foi proposto um modelo de simulação de abertura e fechamento da boca baseado em um triângulo onde são inseridos 3 pontos anatômicos. Os dados do movimento 3D, obtidos a partir de sinais capturados, são transpostos para uma mandíbula segmentada a partir da reconstrução de uma sequência de imagens de TC. Neste trabalho, a captura do movimento da mandíbula utiliza sensores ultrasônicos acoplados à cabeça e emissores firmemente fixados na dentição mandibular. O JMA é um dispositivo de captura de movimento ultrasônico (Figura 3.18) que funciona através de um emissor de raios fixado nas superfícies labiais usando um aparelho dentário de acrílico e um sensor localizado na cabeça do voluntário. As coordenadas dos dois pontos condilares e um ponto infraorbital não são extraídas de pontos anatômicos concretos a partir de imagens médicas, são apenas estimadas pelo usuário para definir um plano (triângulo). O triângulo que representa os dados capturados é então alinhado sobre o modelo da mandíbula 3D, a fim de que cada um dos 3 pontos estimados se posicione sobre ela. A animação é realizada quadro a quadro, movimentando a mandíbula conforme a sequência de pontos capturados (Figura 3.19).

Outros autores têm trabalhado na simulação do movimento da mandíbula, geralmente com o intuito de simular expressões faciais (KÄHLER; HABER; SEIDEL, 2003) (BUI;



Figura 3.18: A captura de movimento realizada através do dispositivo JMA (ENCISO et al., 2003).

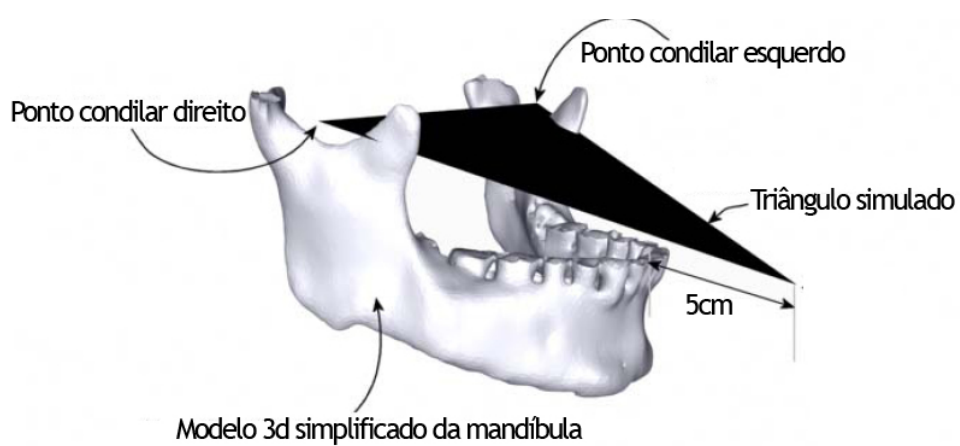


Figura 3.19: Alinhamento entre o modelo 3D da mandíbula e os dados capturados (ENCISO et al., 2003).

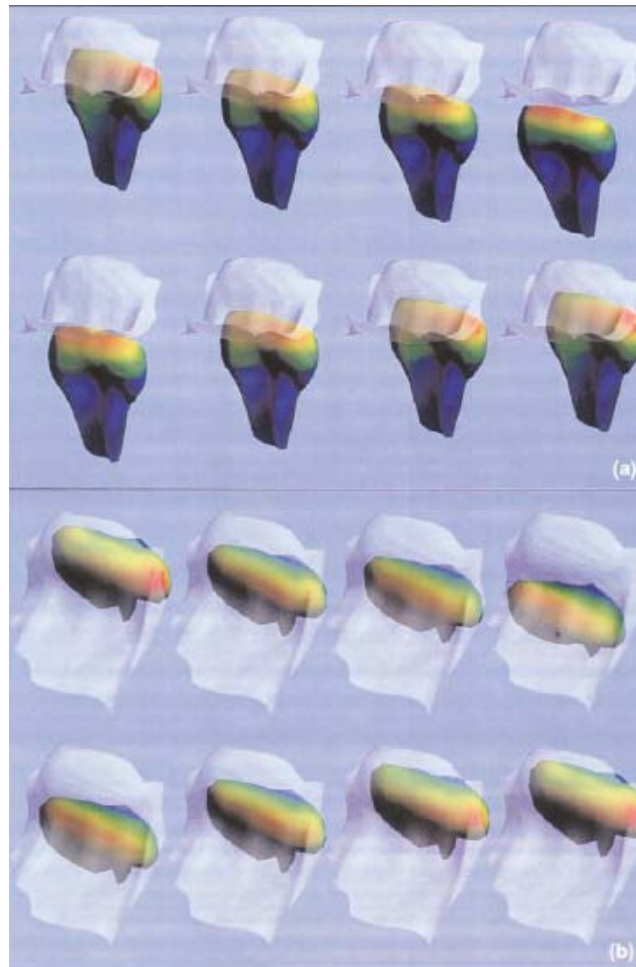


Figura 3.20: As cores que representam o espaço mínimo da junta no lado de balanceio da ATM durante um ciclo de mastigação em quatro instantes durante a fase de abertura e durante a fase de fechamento. Vermelho: mais de 2 mm; laranja: 3 a 4 mm; amarelo: 5 a 6 mm; verde: 7 a 8 mm; azul: 9 a 10 mm; violeta 11 mm ou mais. (a) Vista perspectiva do lado esquerdo. (b) Vista Craniocaudal. (FUSHIMA et al., 2003)

HEYLEN; NIJHOLT, 2003) (ZHANG et al., 2003). No entanto, estes trabalhos enfocam mais a modelagem e simulação dos músculos da face e não necessitam de um comprometimento acurado com os movimentos das articulações baseados em uma fidelidade anatômica.

Os trabalhos citados acima são baseados em dados reais e buscam alguma fidelidade anatômica, normalmente apenas capturam os dados reais e os analisam. Não buscam a criação de um modelo que possa ser adaptado a outras morfologias de dentes e ossos de crânio. Além disto simplificam a ATM como sendo apenas uma junta, não considerando a interdependência de duas juntas (ATMs esquerda e direita) no movimento. Nos próximos capítulos apresentamos o processo de modelagem e o modelo concebido.

4 PROCESSO DE MODELAGEM DA ATM

“Um modelo é uma simplificação da realidade que nos ajuda a entender um problema grande e complexo que não pode ser compreendido como um todo.”
—Traduzido de Phillippe Krutchen, 2000

4.1 Introdução

Os estudos de movimento de articulações são obtidos a partir da média dos dados de múltiplas pessoas. Estes modelos, essencialmente genéricos, representam o movimento padrão da média humana. Ainda que permitam a exploração e a introspecção, estes modelos são difíceis de validar, já que seus resultados podem ser comparados exclusivamente com os valores médios de uma pessoa que, na realidade, não existe, e da qual não se pode obter dados fisiológicos. A variação da maioria dos parâmetros das curvas de movimento das articulações da população faz com que a validação seja problemática usando esta abordagem genérica. Uma maneira mais acurada de simulação seria a construção de um modelo genérico adaptável a cada indivíduo dentro dos limites de confiança aceitáveis para os dados experimentais derivados de cada caso.

Neste trabalho o modelo genérico de movimento da ATM é derivado de dados reais capturados de um indivíduo com ATM considerada normal para os padrões médicos para que possa ser adaptado a diferentes tipos de morfologia de ossos e dentes. Os passos metodológicos essenciais na construção do modelo a partir de dados individuais começam na captura de dados reais para posterior reconstrução de um modelo 3D de ossos e dentes além de posicionamentos de outros dados capturados neste modelo 3D. Nas seções 4.2 e 4.3 são apresentados esquemas para que as fases do processo de modelagem possam ser melhor compreendidas.

4.2 Captura de Dados Reais

A reconstrução de um modelo 3D que represente de maneira acurada a forma dos ossos é de suma importância para este tipo de simulação, onde a forma é um dos fatores que influencia a função. Na ATM, o movimento é guiado pela forma dos ossos da mandíbula e maxila, e a restrição do movimento se dá pela forma dos dentes, que são o ponto final rígido da articulação. Além da reconstrução de um modelo 3D que represente com a máxima exatidão a morfologia individual dos ossos, há a necessidade de capturar a curva de movimento externa da ATM para que possamos inferir a curva interna.

As técnicas de imageamento são uma importante ferramenta de diagnóstico na prática da medicina moderna. Exames como Tomografia Computadorizada e Ressonância Mag-

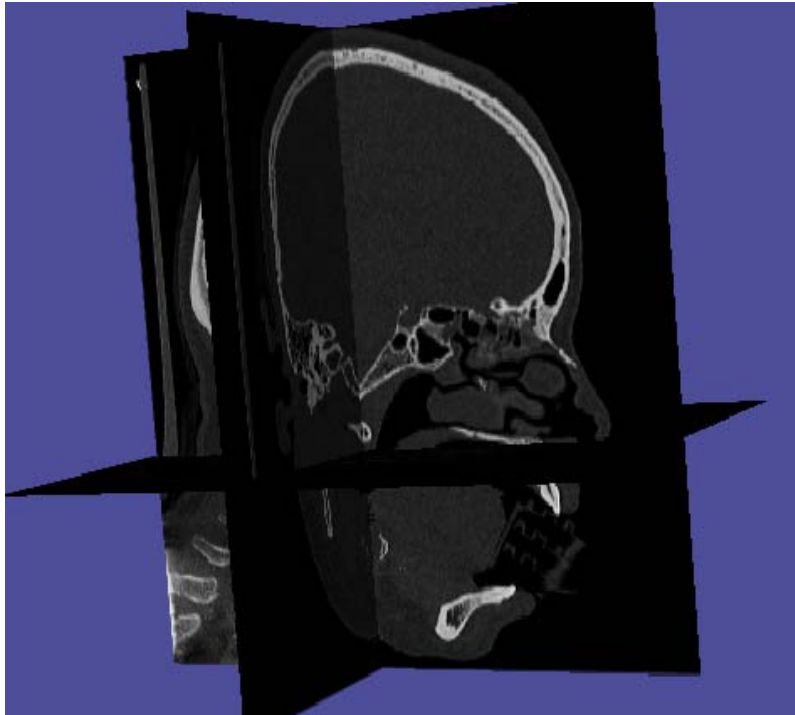


Figura 4.1: Conjunto de imagens extraídas de TC.

nética são exemplos de processo de aquisição de dados para capturar informações da anatomia interna de pacientes vivos. As imagens de TC permitem uma melhor visualização de ossos enquanto que as imagens de RM são mais propícias a visualização de tecidos moles. Estas informações são imagens na forma de "fatias" do paciente, similares aos convencionais raios-X. Os exames de TC usam muitas e pequenas doses de raios-X para adquirirem dados, enquanto os exames de RM combinam grandes campos magnéticos com ondas de rádio pulsantes. Técnicas adequadas são usadas para reconstruir os planos-fatias. Tipicamente, muitas fatias são colocadas justapostas com pouco espaçamento entre elas formando um volume de dados para estudo. O conjunto destas fatias pode ser transformado em volume, e os volumes podem ser processados para revelar estruturas anatômicas completas como o cérebro, o esqueleto e o sistema vascular de um paciente vivo, sem intervenção cirúrgica (SCHROEDER; MARTIN; LORENSEN, 1998). O domínio desta técnica tem revolucionando o diagnóstico médico. A partir do volume da estrutura dos ossos pode-se então reconstruir um modelo 3D usando algoritmos específicos para esta tarefa como o *marching cubes* (LORENSEN; CLINE, 1987), por exemplo.

4.2.1 Tomografia para Reconstrução do Modelo 3D

O modelo 3D inicial foi construído a partir de imagens de tomografia computadorizada para possibilitar uma maior precisão na região dos dentes e mandíbula (VILLAMIL et al., 2005) e (VILLAMIL et al., 2005)-b . As imagens foram adquiridas no equipamento PQ5000 TC (Marconi Medical Systems, Cleveland, Ohio) com 1.0 mm espaçamento entre cortes e espessura, 24.0 cm de campo de visão (FOV). As imagens possuem 512 x 512 pixels, cada pixel representando 0.4687 mm. O conjunto total contém 252 cortes axiais (12 bits/pixel de informação de escala de cinza) em formato DICOM (Figura 4.2). Para facilitar a diferenciação das estruturas durante o procedimento de reconstrução e evitar a

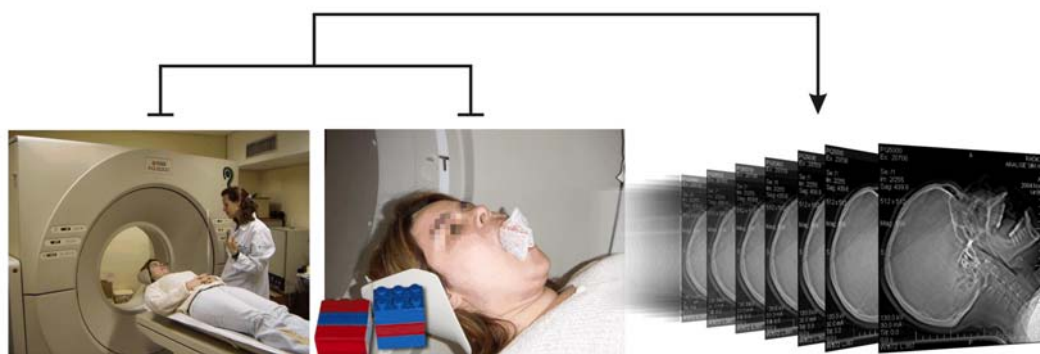


Figura 4.2: A voluntária manteve a boca aberta durante a tomografia computadorizada por raios X.

occlusão dos dentes, a boca da voluntária foi mantida aberta por meio de três blocos de LEGO® (cerca de 3 cm) colocados entre sua mandíbula e os dentes superiores (Figura 4.2, meio), permitindo obter melhor precisão da forma dos dentes. A avaliação incluiu a realização de imagens T2* de RM dinâmica (CINE mode) em equipamento POLARIS 1.0T (Picker International, Cleveland, Ohio), usando um par de bobinas de superfície de 12 cm de diâmetro (TR 50 ms, TE = 15 ms, flip 30°), acompanhadas de uma técnica de posicionamento passivo incremental (occlusão, 1 bloco, 2 blocos e 3 blocos LEGO®). Os cortes sagitais oblíquos foram adquiridos perpendicularmente ao eixo condilar, com cortes de espessura 1 mm e 256 X 256 pixels de tamanho 0,78125 mm.

4.2.2 Captura e Tratamento do Caminho de Movimento Externo das ATMs

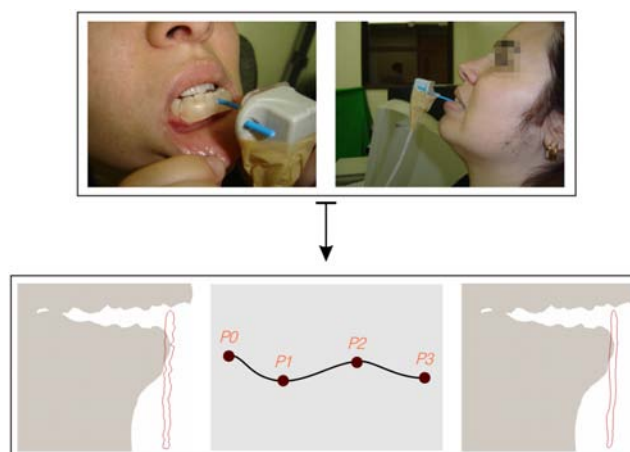


Figura 4.3: Passos necessários para a captura e tratamento do caminho externo das ATMs.

A captura do movimento dos ossos torna-se necessária à medida que procura-se modelar o movimento articular considerado normal. O movimento interno da articulação ou o movimento que ocorre na extremidade do osso proximal a uma articulação é de difícil captura. Caso sejam fixados sensores sobre esta extremidade, eles capturam o movimento com a deformação da pele. A captura do movimento pode ser realizada na extremidade óssea distal à articulação através de sensores de movimento tanto ópticos quanto magnéti-



Figura 4.4: Sensor fixado aos dentes incisivos inferiores do voluntário.

cos, para que baseados nos pontos capturados desta extremidade se possa inferir a curva proximal, necessária à animação acurada do movimento articular.

Para a captura de movimento da mandíbula, foi confeccionado um aparelho ortodôntico, moldado em resina a partir do molde em gesso dos dentes da voluntária para que fosse fixado aos dentes no momento da captura. Após capturado o caminho que a mandíbula descreveu a partir do ponto incisal foi suavizado usando um algoritmo específico para este propósito (Figura 4.3).

4.2.2.1 *Captura do Movimento*

A captura do movimento da mandíbula foi realizada através do posicionamento de um sensor de movimento magnético conectado a este aparelho de modo que ela iniciasse e terminasse entre os dentes incisivos inferiores do voluntário (Figura 4.4). Esta curva é conhecida na literatura médica como curva incisal ou curva externa. O seu centro de translação e rotação localiza-se na extremidade antagônica à articulação. É partir dela que será inferida a curva interna da articulação.

4.2.2.2 *Suavização do Caminho Capturado*

Para obtenção de um caminho suave que retire o ruído produzido durante a captura, optou-se, além da exclusão manual de alguns pontos que saíam da trajetória do caminho capturado, por interpolação através de splines *Catmull-Rom* (BARRY; GOLDMAN, 1988). Estas curvas são bastante usadas em computação gráfica para um movimento interpolado suave entre os quadros chaves. São populares principalmente por seu cálculo relativamente fácil e pela garantia de que cada posição dos pontos de controle será exatamente alcançada e que as tangentes dos pontos gerados serão contínuas nos múltiplos segmentos. Os novos pontos são calculados a partir do segundo ponto de controle e terminam no penúltimo. Por esta razão o número mínimo de pontos de controle é quatro. Na Figura 4.5 observamos a curva capturada antes da suavização (esquerda) e depois (direita).

O conjunto de pontos capturados do movimento da mandíbula é re-amostrado conforme o nível de detalhe desejado, ou seja, não é utilizada a totalidade dos pontos capturados como pontos de controle da curva *Catmull-Rom*. Dados os pontos capturados P_0, P_1, P_2 e P_3 , e o valor de t , a localização de cada novo ponto de interpolação (Figura

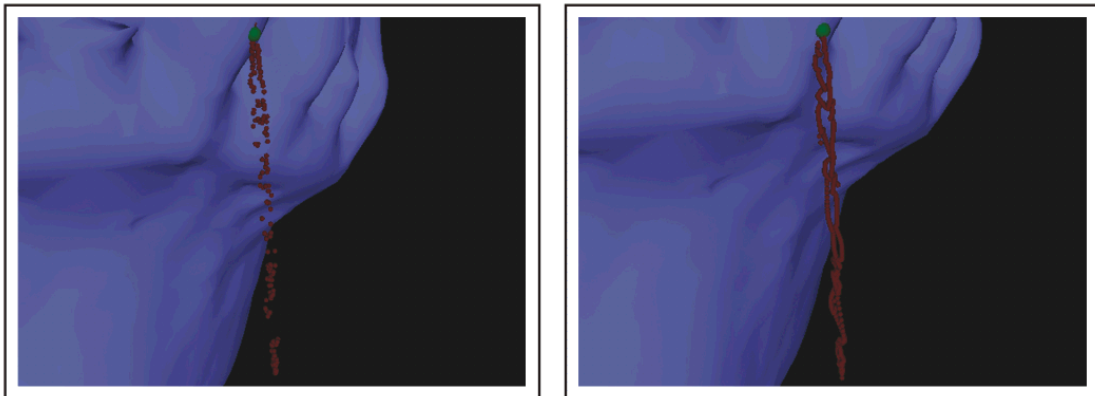


Figura 4.5: Suavização da curva real capturada: antes e depois.

4.6) é calculada como:

$$q(t) = 0.5 \times (1.0, t, t^2, t^3) \times \begin{pmatrix} 0 & 2 & 0 & 0 \\ -1 & 0 & 1 & 0 \\ 2 & -5 & 4 & -1 \\ -1 & 3 & -3 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} P_0 \\ P_1 \\ P_2 \\ P_3 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

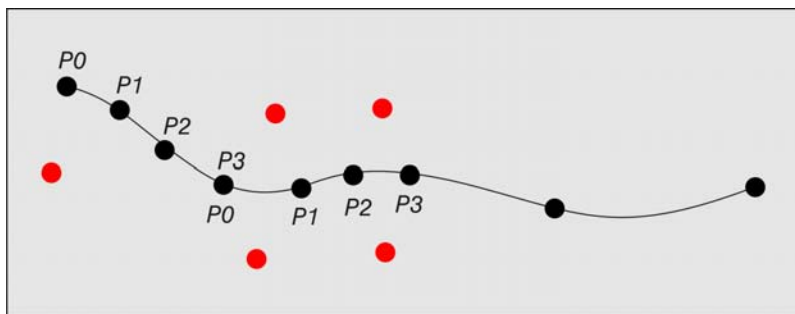


Figura 4.6: Cálculo da spline Catmull-Rom. Os pontos que saíram muito fora da trajetória foram desconsiderados (pontos em vermelho).

4.3 Reconstrução do Modelo 3D

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 (Figura 4.7). Para a obtenção destas malhas, primeiro houve um processo de segmentação manual dos ossos do crânio e dentes e depois uma técnica de extração de malhas foi aplicada. Estes procedimentos foram aplicados usando o programa (3D SLICER, 2006), um software livre e de código aberto para visualização, registro, segmentação e quantificação de imagens médicas. O método usado para a separação das regiões é sumariizado abaixo. Todos os passos foram realizados com as funções interativas do SLICER:

1. As imagens foram segmentadas usando um intervalo de [1,411; 4,095] de nível de cinza para a separação dos ossos e dentes. Os pixels neste intervalo são assinalados em vermelho (Figura 4.8-b).

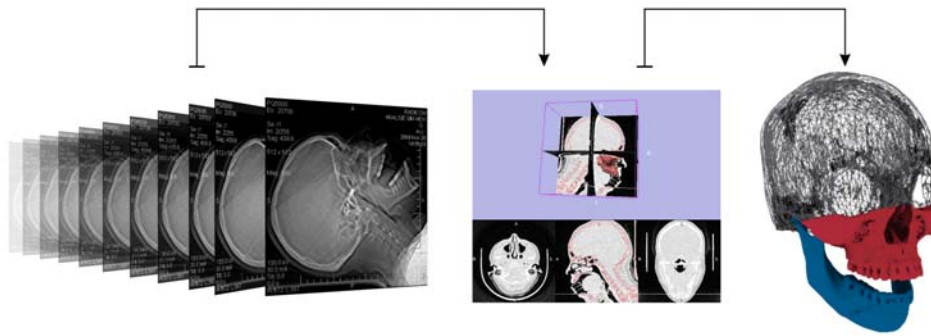


Figura 4.7: A partir das imagens de tomografia, as regiões dos ossos e dentes foram segmentadas para a obtenção das malhas de triângulos.

2. Para a separação da região do maxilar superior, os pixels de duas fatias foram convertidos novamente para valores de escala de cinza.(Figura 4.8a-b). As fatias foram selecionadas baseadas no local adequado para a separação da região desejada.
3. Os pixels correspondentes à mandíbula foram totalmente separados do resto do crânio com a mesma técnica usada para separar o maxilar superior e convertidos para valores de azul.
4. Os ossos do crânio foram isolados de parte da região do cérebro por sucessivas interações usando planos de corte e aplicação de valores de cor preta neste caso.
5. O algoritmo Marching Cubes (LORENSEN; CLINE, 1987) foi usado para extrair seletivamente as malhas 3D, cada uma especificada por uma cor.(Figura 4.9).

Normalmente, o modelo de superfície gerado pelo algoritmo Marching Cubes é bastante detalhado mas infelizmente composto por milhões de triângulos. O algoritmo de decimação (SCHROEDER; ZARGE; LORENSEN, 1992), também disponível no SLICER, foi usado como técnica de redução de polígonos mas preservando a topologia original e formando uma boa aproximação para a geometria original. Devido à necessidade de alta resolução para a detecção de colisão entre dentes durante a simulação, a malha da mandíbula tem precisão maior que as malhas do osso do crânio e da maxila superior juntas. Elas têm 92 e 220 mil triângulos, respectivamente.

4.4 Registro entre modelo geométrico e dados de movimento

Nesta fase, antes de simular o movimento da ATM, é necessário estabelecer relações de posição entre os dados de movimento da mandíbula e o modelo geométrico 3D. Por meio da interação com o usuário, são marcados no modelo certos pontos anatômicos. O ponto inicial da curva incisal capturada, que se traduz em uma sequência de pontos 3D, deve ser posicionado em meio aos dentes incisivos inferiores (Figura 4.10). O ponto que indica o meio dos côndilos e que é o mesmo ponto inicial da curva condilar. Além disso é necessário marcar os centros de rotação inicial de cada ATM, ou seja, a origem do sistema de referência de cada uma das ATMs.

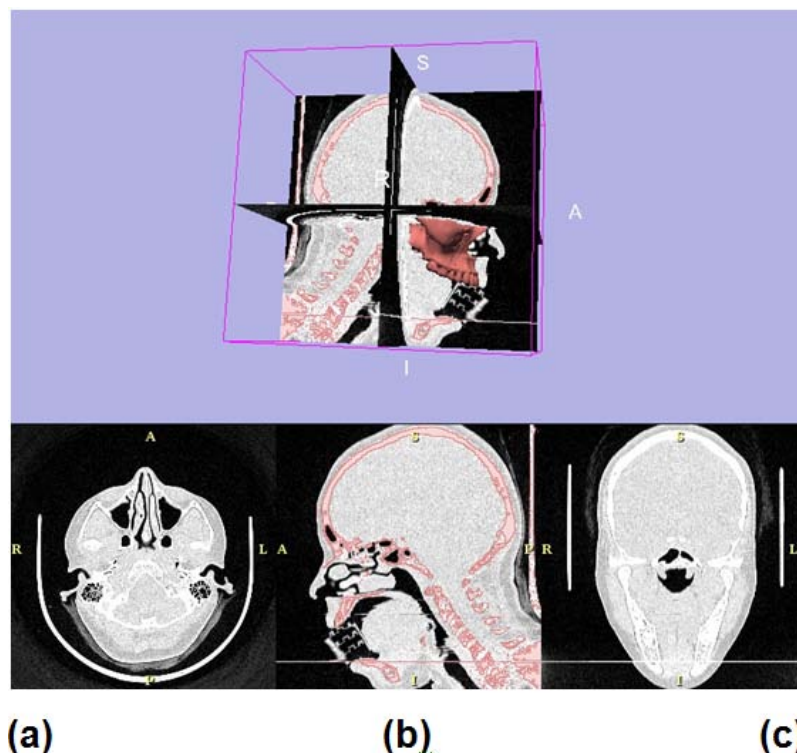


Figura 4.8: Vistas usadas durante a separação das regiões de interesse. O volume foi segmentado considerando os ossos e dentes (região em vermelho). Fatias em (a) e (c) foram convertidas novamente para escalas de cinza para permitir a separação da área dos dentes superiores.

4.4.1 O Centro de Rotação Inicial

O método conhecido como centro de rotação instantâneo (LEPERA, 1958), é frequentemente usado na análise mecânica de juntas para encontrar o centro de rotação quando o movimento é descrito apenas por rotações. O movimento da mandíbula é descrito como rotacional apenas nos primeiros milímetros do movimento de abertura da boca. Por isto, apenas o primeiro centro de rotação é calculado usando este método. Após, a origem e direção dos próximos eixos de rotação são obtidos a partir do caminho descrito pelo ponto incisal e do tratamento da colisão entre a mandíbula e maxila.

Os centros de rotação iniciais (CRIs), para as ATMs esquerda e direita, são obtidos através dos cálculos que usam pontos anatômicos marcados em imagens de ressonância magnética. A área da mandíbula é segmentada em imagens da mandíbula em diferentes posições. Na primeira, com a boca totalmente fechada, e a outra, com a boca parcialmente aberta com um centímetro entre os dentes incisivos superiores e inferiores (Figura 4.11). Os três pontos anatômicos foram localizados no topo dos côndilos (i) e no centro entre os dentes incisivos inferiores (j). Para cada junta foi considerado o movimento destes dois pontos (o de cada côndilo e o incisal) ($i_t; j_t$) para o espaço de tempo t para $t+1$ ($i_{t+1}; j_{t+1}$). O centro de rotação para este incremento de movimento pode ser calculado erguendo bissetores perpendiculares entre as linhas (i_t) a (i_{t+1}) e (j_t) a (j_{t+1}). O centro de rotação está entre a interseção das duas bissetores (Figura 4.11).

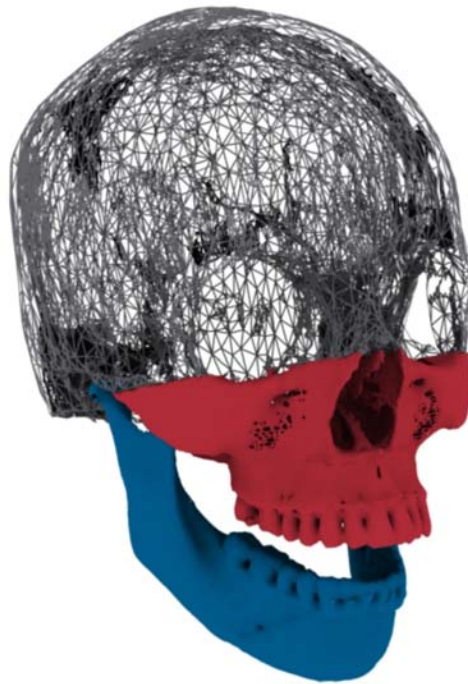


Figura 4.9: As três malhas representando os ossos do crânio (*wireframe*), maxila (vermelho) e mandíbula (azul)

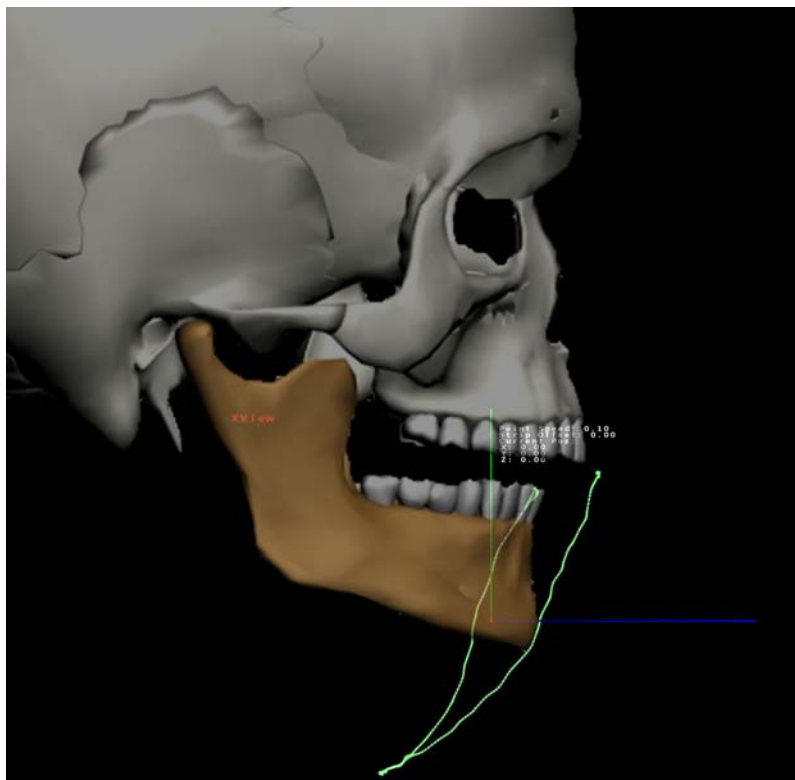


Figura 4.10: Posicionamento da curva incisal sobre os dentes incisivos no modelo 3D.

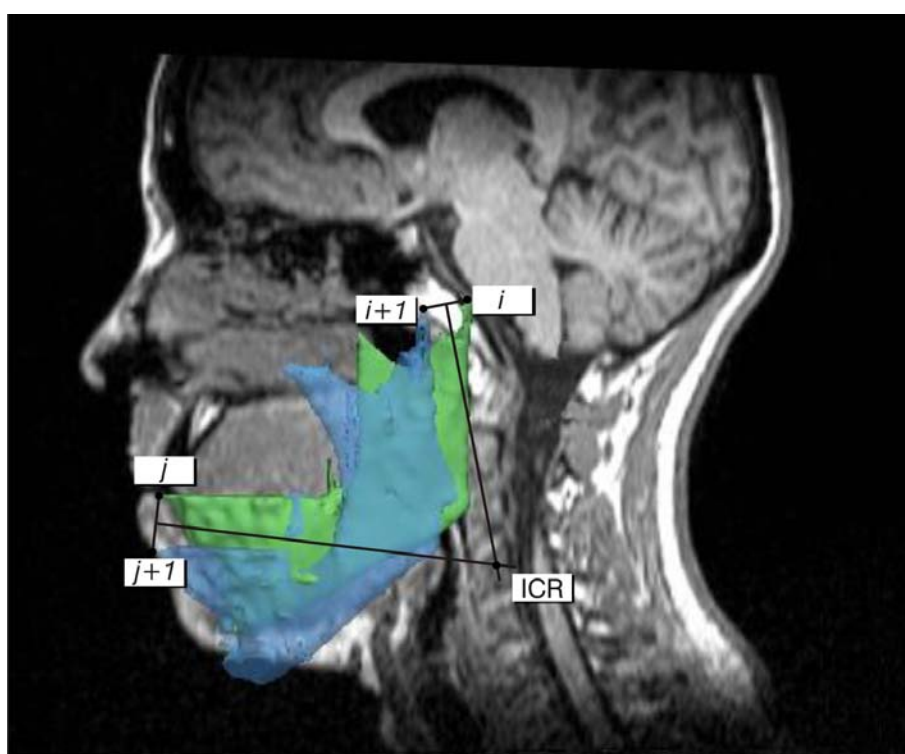


Figura 4.11: Representação do cálculo dos CRIs das ATMs.

5 O MODELO DA ARTICULAÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

“Se um modelo é falso ou verdadeiro é simplesmente um valor de julgamento, se ele está correto ou incorreto é algo que ficará evidente somente com o tempo. A questão mais importante que temos que nos perguntar é relacionada à extensão de quanto os modelos que desenvolvemos promoveram o desenvolvimento intencional da compreensão. A extensão de como um modelo desenvolveu a nossa compreensão é a base para a decisão de quanto um modelo é ruim ou bom.”

—Traduzido e Adaptado de Gene Bellinger, 2004¹

5.1 Introdução

O modelo da articulação temporomandibular (ATM) consiste em um par de juntas com três DOFs rotacionais e três DOFS translacionais cada uma, que movimentam um único osso, a mandíbula. As restrições do movimento se dão em função da colisão entre ossos e entre dentes, e pela própria topologia das juntas (o movimento gerado por uma junta interfere no posicionamento da junta adjacente). Cada junta tem o seu próprio sistema de referência, mas o seu comportamento em termos de rotação e translação é também dependente da junta adjacente. Os sistemas de referência da ATM são responsáveis pela posição e orientação do objeto gráfico que representa a mandíbula.

O modelo de movimento das ATMs é baseado numa sequência de posições e orientações de dois referenciais que representam as ATMs esquerda e direita. Esta sequência foi inferida a partir do caminho incisal capturado de um indivíduo com ATMs normais. O modelo pode ser considerado procedural, pois as transformações necessárias para realizar o movimento são obtidas a partir do uso de cinemática inversa, do tratamento de colisões e das restrições impostas pela topologia de juntas interdependentes que define a relação de movimento das ATMs esquerda e direita (Figura 5.1).

5.2 Topologia de Juntas Interdependentes

A articulação temporomandibular é composta por duas juntas com um relacionamento interdependente entre elas ($ATM_{esquerda}$ e $ATM_{direita}$)(Figura 5.2 - a). Isto significa que ambas são responsáveis por movimentar um mesmo osso, a mandíbula, ao contrário de outras juntas do corpo humano em que os ossos são movimentados por uma única junta ou por mais de uma mas de maneira hierárquica (por exemplo, a posição final de um dedo depende do movimento de suas juntas cujo movimento depende do movimento do pulso

¹Em <http://www.systems-thinking.org/simulation/model.htm>

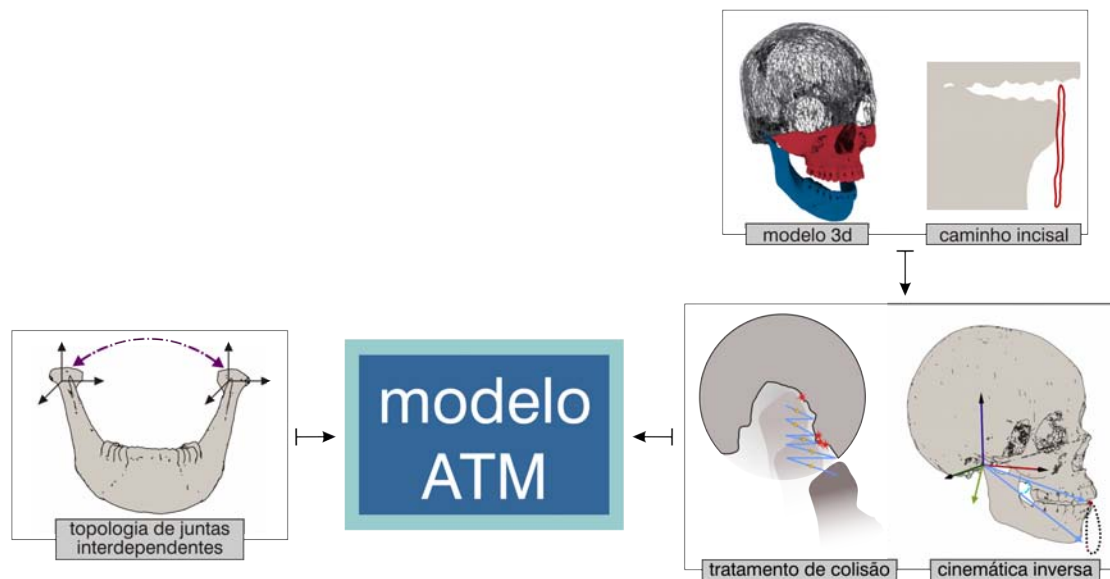


Figura 5.1: Modelo de movimento das ATMs, baseado numa topologia de juntas interdependentes: é necessária a aplicação da técnica de cinemática inversa no caminho incisal capturado e tratamento de colisão entre as malhas dos ossos.

que por sua vez depende do movimento do cotovelo, etc.). Desta maneira, a estrutura em árvore, normalmente usada para modelar humanos virtuais, onde cada objeto gráfico que representa um osso é filho de uma única junta não é apropriada para a modelagem da ATM.

Uma opção, investigada numa etapa anterior do presente trabalho, foi alternar continuamente o relacionamento de parentesco entre a mandíbula e as duas ATMs, ao longo da simulação. Por exemplo, a cada novo passo de movimento, o osso da mandíbula seria filho de uma ATM diferente (esquerda e direita). Aplicar simplesmente esta topologia mostrou-se inapropriado. Quando uma junta (a $ATM_{esquerda}$, por exemplo) (Figura 5.2 - b) controla o movimento, a mandíbula é posicionada e orientada em relação a ela. Contudo, quando o controle de movimento alterna para a junta adjacente (a $ATM_{direita}$), a situação inversa acontece; desta vez, a mandíbula é orientada e posicionada em relação a $ATM_{direita}$. A posição prévia da mandíbula não é mantida (como deveria) quando ocorre uma transição do passo de movimento (b) para o (c).

A mandíbula deve sempre rotacionar a partir de sua posição anterior independente se houver ou não alternância entre as juntas que guiam o movimento. Isto pode ser observado na Figura 5.2 - f, onde a mandíbula manteve a última posição para realizar o último movimento (Figura 5.2 - e). Esta topologia permite que o objeto gráfico realize um padrão de movimento que lembra uma caminhada usando somente rotações.

No modelo de juntas interdependentes, as ATMs esquerda e direita são representadas por dois sistemas de referência descritos por duas bases vetoriais ($B_{esquerda}$ e $B_{direita}$) e dois pontos de origem ($O_{esquerda}$ e $O_{direita}$) (Equações 5.1 e 5.2). As origens $O_{esquerda}$ e $O_{direita}$ são posicionadas no Sistema de Referência Global (SRF). Cada junta tem, portanto, três DOFs rotacionais e três DOFs translacionais cada uma, que movimentam um único objeto gráfico, representando a mandíbula. A posição e a orientação da mandíbula em relação ao SRF são controladas por transformações representadas pela Matriz (M). Esta gerencia o movimento contrabalanceado das ATMs. A cada passo de movimento,

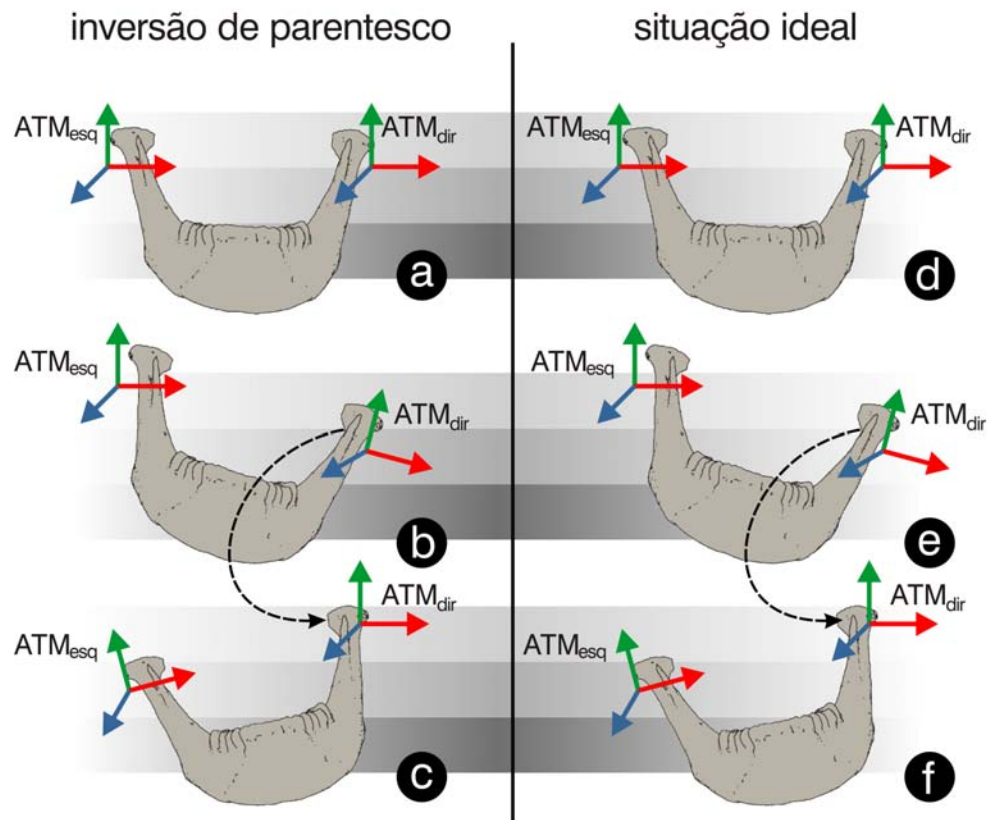


Figura 5.2: Comparação entre os dois tipos de modelagem do movimento mandibular . À esquerda, com uma simples inversão de parentesco do objeto gráfico em relação às juntas. À direita, o modelo proposto. As rotações devem ser sempre baseadas na última posição alcançada, mesmo que a junta que controla o movimento tenha alternado. As setas pontilhadas indicam quando o movimento troca de (b) para (c), a $ATM_{direita}$ e a mandíbula retornam para suas antigas posições antes de realizar um novo movimento. Por outro lado, na situação proposta, a mandíbula e a $ATM_{direita}$ mantem sua antiga posição (e) antes de realizar um novo movimento(f)

uma nova M' é obtida através da multiplicação da antiga M pela B esquerda ou direita, dependendo de qual ATM está controlando o movimento (Equações 5.3 e 5.4). Inicialmente, M é a matriz identidade. Após rotações, M continua a representar uma rotação já que o produto arbitrário de matrizes de rotação é, ele mesmo, uma matriz de rotação.

$$TMJ_{esquerda} = (O_{esquerda}, B_{esquerda}) \quad (5.1)$$

$$TMJ_{direita} = (O_{direita}, B_{direita}) \quad (5.2)$$

$$M' = B_i \cdot M \quad (5.3)$$

$$B_i = B_{esquerda} \text{ or } B_i = B_{direita} \quad (5.4)$$

Quando a mandíbula se move baseada em uma das ATMs, a origem da ATM adjacente também se move. Por exemplo, se o movimento em um instante de tempo é traduzido por uma rotação em torno de um vetor da ATM direita, a origem da ATM esquerda é rotacionada também como na Equação 5.5.

$$O_{esquerda} = B_{direita} \cdot O_{esquerda} \quad (5.5)$$

A Figura 5.3 mostra uma representação exagerada do movimento da mandíbula em três passos. A figura 5.3-a) mostra a mandíbula na posição inicial quando M é a matriz identidade. Quando uma rotação ocorre em torno do vetor u da ATM direita (Figura 5.3-b), a origem da junta adjacente ($O_{esquerda}$) e a mandíbula rotacionam em torno do mesmo eixo. No próximo passo (Figura 5.3-c) outra rotação ocorre. Desta vez, em torno do vetor v da ATM esquerda. A antiga posição e orientação da mandíbula, assim como a posição da ATM direita, são mantidas e novos movimentos são realizados a partir desta posição. Por meio desta topologia, as transformações que ocorrem a partir de uma ATM afetam outra. M sempre controla a posição e orientação do objeto gráfico que representa a mandíbula, pelo acúmulo de transformações realizadas pelas ATMs.

5.3 O Modelo de Movimento

O modelo de movimento é baseado em dados reais capturados. O caminho incisal (conhecido na literatura médica como o caminho percorrido por um ponto localizado entre os dentes incisivos inferiores) de um indivíduo sem patologias na ATM foi capturado e armazenado na forma de uma sequência de pontos (Seção 4.2.2). O conjunto de transformações que ocorrem no lado proximal da junta foi inferido baseado no caminho mandibular externo (incisal). A cinemática inversa é usada para inferir os ângulos e eixos de rotações, assim como os vetores e quantidades de translações necessários para mover a mandíbula e ATMs. A derivação da sequência de posições dos sistemas de referência das ATMs por este método infere os caminhos internos das ATMs (caminhos condilares).

Conforme já mencionado, as ATMs possuem três DOFs de rotação cada uma. Como qualquer junta *bola e cavidade*, os eixos de rotação das ATMs podem trocar a cada passo de movimento. Isto significa que a sua direção não é fixa e pode ser decomposta em três DOFs. As origens dos sistemas de referência das juntas são localizadas nos centros de rotação inicial (CRI). A cada passo de movimento da mandíbula, a rotação acontece em torno de um novo eixo com o ângulo de rotação correspondente definido pelo caminho

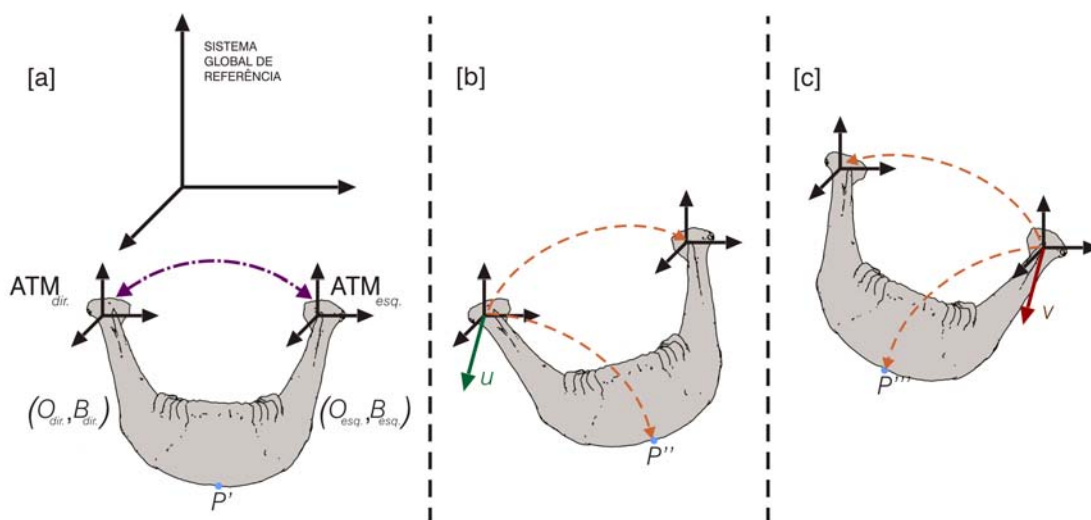


Figura 5.3: Modelo de juntas interdependentes: cada ATM tem uma origem e uma base vetorial (a). Neste exemplo, a mandíbula e a $ATM_{esquerda}$ rotacionam em torno de um vetor u da $ATM_{direita}$ (b). Na iteração (c) a mandíbula $ATM_{direita}$ rotaciona em torno do vetor v da $ATM_{esquerda}$. As novas rotações da mandíbula e ATMs são sempre realizadas com base em seus últimos estados.

de movimento externo (incisal) e pela colisão entre os ossos da mandíbula e da maxila (Figura 5.4).

5.3.1 A Derivação do Caminho Condilar - Cinemática Inversa

O caminho condilar ou caminho interno (proximal às ATMs) é derivado do caminho externo (incisal) pré-capturado através do uso de cinemática inversa (Figura 5.4).

Para o uso neste método, o ponto incisal é o *end-effector*, e cada ponto amostrado da *spline* Catmull-Rom é uma posição a ser alcançada (*goal position*) pelo ponto incisal. A estrutura de ligação entre os nodos é suficientemente simples: um segmento rígido (mandíbula) que se conecta a uma junta por vez (ATM), para que os ângulos sejam calculados usando uma aproximação analítica. O produto vetorial entre um vetor v_1 originado no ponto da origem do sistema de referência da ATM (esquerda ou direita) até o ponto incisal, e um vetor v_2 com mesma origem mas até o ponto p_i da curva Catmull-Rom resulta no eixo de rotação da ATM a cada passo de movimento (Figura 5.5). O ângulo de rotação é obtido pelo produto escalar entre os mesmos vetores. Em primeiro lugar, a cinemática inversa procura 'encontrar' cada ponto da curva Catmull-Rom através de rotações. Se apenas a rotação não for suficiente para alcançar o ponto p_i desejado, uma translação é composta com as transformações anteriores. A translação move as duas origens das ATMs e o objeto gráfico que representa a mandíbula. O caminho condilar é traduzido pelo caminho que o ponto no centro do côndilo percorre a partir destas transformações armazenadas.

5.3.2 A Relação Entre o Caminho Condilar e a Morfologia - Colisões

Uma vez que o modelo de movimento foi obtido com base numa sequência armazenada de posição e orientação das ATMs, sua aplicação a diferentes morfologias de ossos requer adaptação.

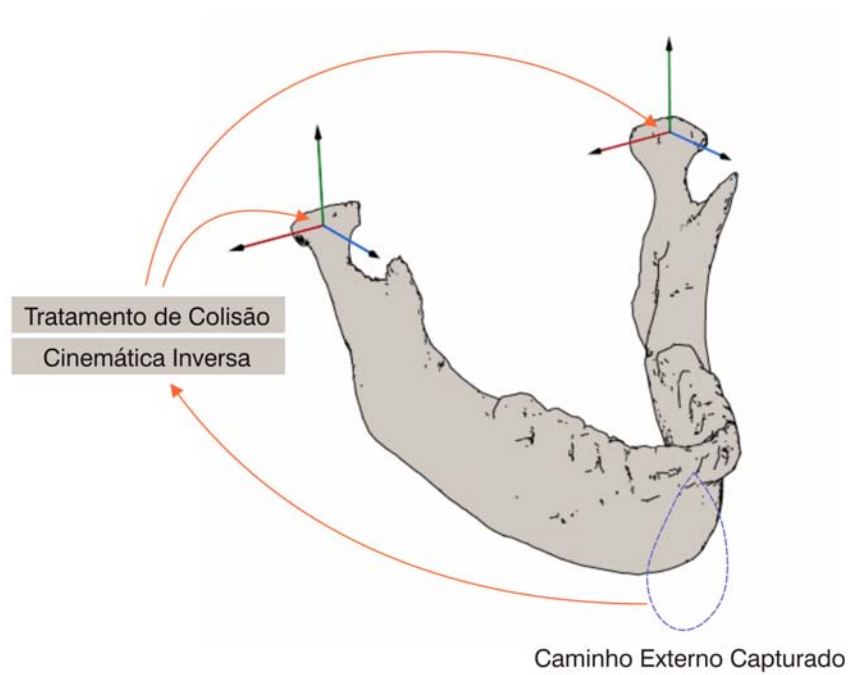


Figura 5.4: Eixos e magnitude de rotação e direção e magnitude de translação são obtidos do caminho externo capturado e do tratamento de colisão entre os dentes.

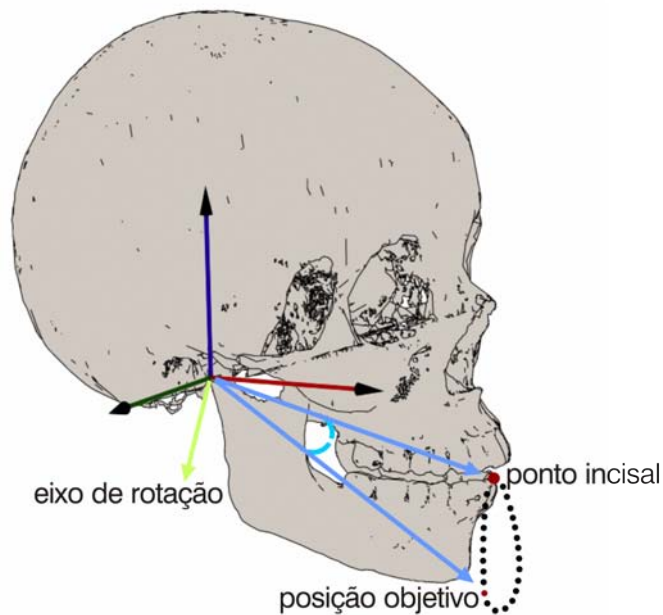


Figura 5.5: Geometria para obtenção dos parâmetros de movimento por cinemática inversa (ângulo e eixo de rotação): os dois vetores azuis com origem nas ATMs e extremidades, respectivamente, no ponto incisal e no ponto de exemplo (vermelho) do caminho capturado reamostrado pela interpolação Catmull-Rom.

O caminho condilar é modificado conforme as características individuais de morfologia de ossos de cada pessoa. Inicialmente, as transformações da mandíbula e das ATMs seguem o caminho condilar armazenado, o que inclui a informação da alternância da base de transformações conforme exposto na Seção 5.2.

Para evitar a penetração entre as malhas dos ossos do crânio e mandíbula, o módulo de detecção de colisão usa hierarquias de *Oriented Bounding Boxes* (GOTTSCHALK; LIN; MANOCHA, 1996) para verificar, a cada iteração de movimento, se há uma colisão. Normalmente, o número mais significativo de colisões se dá dentro da cavidade condilar devido à grande proximidade dos ossos temporal e da mandíbula. Devido a este fato e ao conhecimento prévio da morfologia e do padrão do movimento, o tratamento das colisões é bastante específico para esta situação. A colisão é tratada de duas maneiras distintas, conforme a transformação geométrica necessária para atingir o próximo ponto da curva capturada: um tratamento para a rotação e outro para a translação.

Quando a colisão é detectada durante uma rotação da mandíbula, a origem do sistema de referência da ATM é situada em um ponto mais próximo do côndilo. A idéia é a de que quanto mais perto a origem da rotação se situa do centro condilar, menos os côndilos se deslocam dentro da cavidade condilar (Figura 5.6) evitando a colisão dos mesmos com o osso temporal. O ajuste é dado por uma sequência de pequenos passos de deslocamento do sistema de referência até que a rotação não cause mais colisões.

Por outro lado, se a colisão é detectada durante a translação da mandíbula, o algoritmo determina uma nova posição que não cause intersecção entre as malhas para que seja alcançada a nova posição da curva capturada. Depois da colisão detectada, a malha da mandíbula retorna à antiga posição no plano axial e a uma posição mais distante do côndilo no plano sagital. A nova posição no plano sagital é calculada baseada na mesma posição do ponto em que ocorreu a colisão (Figura 5.7).

5.4 Resumo do Modelo

O modelo de movimento da ATM foi construído a partir de dados reais do movimento da mandíbula de uma pessoa sem patologia nas ATMs. Os dados reais foram traduzidos para uma sequência de posições e orientações de dois referenciais que representam as ATMs esquerda e direita. Esta sequência é inferida a partir do caminho incisal capturado e suavizado do indivíduo com ATMs normais. As transformações necessárias para a realização do movimento em modelos geométricos de outras mandíbulas são encontradas a partir do uso de cinemática inversa, tratamento de colisões e uma topologia de juntas interdependentes que representa a relação de movimento entre as ATMs esquerda e direita (Figura 5.1).

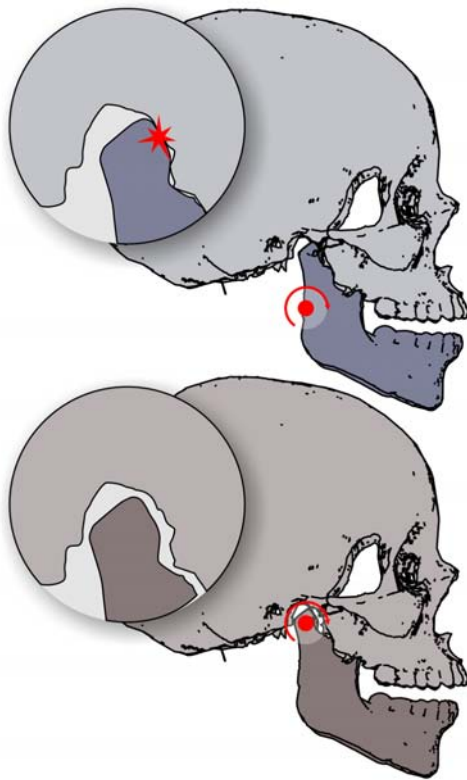


Figura 5.6: Relação entre a posição do sistema de referência da ATM e o côndilo: quanto mais a origem do sistema de referência se aproxima do côndilo, menos colisões ocorrem dentro da cavidade condilar durante a rotação.

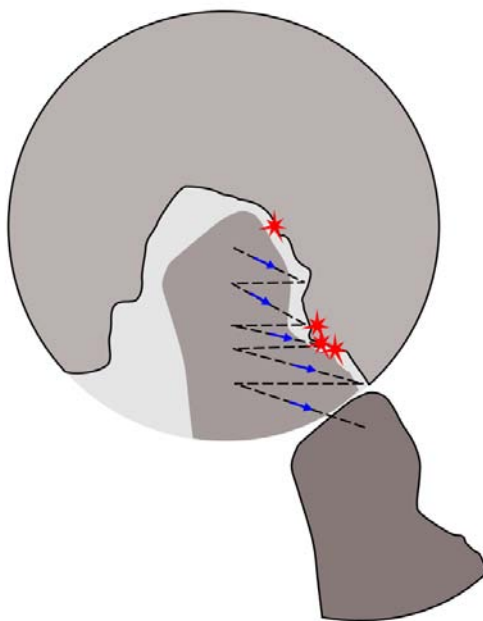


Figura 5.7: Sucessivas translações da mandíbula em função das colisões, na busca da aproximação do movimento normal previamente conhecido.

6 ANÁLISE DO MODELO

A seguir, o modelo desenvolvido foi analisado com dois objetivos principais. O primeiro diz respeito à avaliação de sua correção em relação aos movimentos reais utilizados para o seu próprio desenvolvimento, enquanto a segunda análise visa avaliar sua aplicabilidade em modelos geométricos distintos do original, justamente para comprovar a hipótese da relação entre forma e função nessa articulação.

Quanto à avaliação da correção em relação aos dados originalmente medidos, foi usado o processo de registro para o confronto de imagens médicas em poses estáticas diferentes com a malha poligonal nas mesmas posições de mandíbula reproduzidas pelo modelo.

A segunda análise é relacionada aos movimentos gerados efetivamente durante a simulação do movimento da ATM. Nessa seção são comparados movimentos reais capturados de outros indivíduos com diferentes morfologias e os respectivos movimentos simulados. Além disto, são apresentados resultados referentes à movimentação de diferentes formas mandibulares onde patologias são simuladas.

6.1 Avaliação da Reprodução do Movimento

Na fase inicial de construção do modelo, o movimento real foi capturado e representado de forma persistente para posterior reprodução. Para avaliar se este foi reproduzido de forma correta, foi necessária a comparação entre a sua reprodução e o movimento real.

6.1.1 Captura de Dados Reais

Foram usadas imagens de RM obtidas a partir de três posições mandibulares. Não há a possibilidade da captura de movimento para validação usando TC dinâmico pois a exposição demorada aos raios-x, que um exame deste tipo demanda, torna-se extremamente prejudicial à saúde do voluntário. Em função disto, optou-se pela comparação, ou registro, entre o movimento da simulação e imagens de RM dinâmico que não oferecem exposição a raios-X. A primeira com a boca fechada, a segunda com a boca com dois centímetros de abertura (medida entre os dentes incisivos inferiores e superiores), e finalmente com a boca completamente aberta (3 cm de abertura). Apesar destas imagens originarem-se de RM e este tipo de imagem não possibilitar uma boa segmentação de ossos, a mandíbula foi totalmente segmentada nestas 3 posições. As bordas da mandíbula não ficam tão definidas na RM como na segmentação a partir de imagens de TC, mas a segmentação resultante foi suficiente para o processo de registro descrito na Subseção 6.1.3.

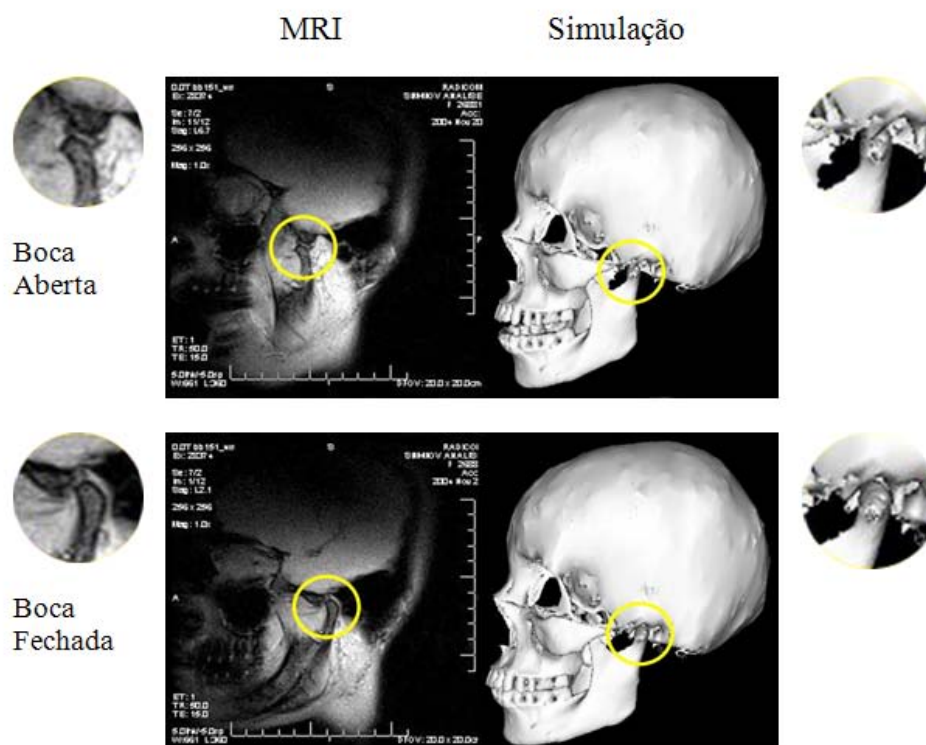


Figura 6.1: Quadros do modelo poligonal da ATM (direita) em movimento comparados com as respectivas imagens de RM dinâmicas (esquerda).

6.1.2 Avaliação Inicial

A avaliação desses resultados iniciais envolveu a comparação visual entre imagens de RM dinâmicas de um voluntário e a simulação (Figura 6.33) propriamente dita. Inicialmente, as imagens de RM dinâmicas foram obtidas a partir de uma série de aquisições estáticas com aberturas variáveis, não mostrando o movimento contínuo da mastigação. Elas constituem-se, na realidade, em um modo pseudo-CINE de visualização. Mesmo com tal limitação, é possível observar que a posição relativa do côndilo com as estruturas vizinhas durante a abertura e oclusão apresentam concordância visual com o modelo simulado.

Entretanto, para que um modelo possa ser usado em aplicações médicas como educação de dentistas, ajuste ortodôntico de oclusão e planejamento pré-cirúrgico de operações craniofaciais, ele deve ser validado de forma acurada e não apenas confirmado de forma visual.

Estudos mais aprofundados foram realizados em cooperação com o grupo do laboratório TELE-UCL no sentido de registrar quadro a quadro a malha de polígonos da mandíbula durante o movimento com as imagens de ressonância magnética dinâmica (VIL-LAMIL et al., 2007), como descrito a seguir.

6.1.3 Comparação Utilizando Registro

O processo de registro toma como base um conjunto de transformações para relacionar pontos de uma imagem a pontos correspondentes em outra imagem de acordo com um determinado critério de similaridade. A imagem original é chamada imagem de referência e a imagem em que o registro vai ser mapeado é conhecida como imagem alvo.

Os algoritmos de registro de imagens são classificados de acordo com o modelo de transformação usado para relacionar o espaço da imagem referência com o espaço da imagem alvo. A categoria de modelos de transformações rígidas inclui transformações lineares que são a combinação de translação, rotação e escala uniforme. As transformações lineares são globais por natureza, desta forma não são aptas a modelar deformações locais. Como a mandíbula move-se globalmente e de maneira uniforme, não houve a necessidade do uso de algoritmos de registro não-rígido de imagens. Por meio deste processo é possível transformar os diferentes conjuntos de dados - imagens de ressonância e malhas de polígonos em diferentes posições - em um sistema de coordenadas para integrar os dados obtidos de diferentes medidas.

No processo de registro foi usado o *Medical Studio* (MEDICAL STUDIO, 2006), um *framework* multi-plataforma para visualização e processamento de imagens médicas. É baseado em bibliotecas populares de código aberto como o VTK para visualização, o ITK para processamento de imagens, o GTK para interface gráfica com o usuário e o DCMTK para a compatibilidade com imagens DICOM. Foi desenvolvido no laboratório TELE da Université catholique de Louvain, na Bélgica e concebido para integrar todo o processo de cirurgia assistida por computador na qual pesquisadores e médicos participam. É construído através de uma arquitetura de *plugins*, o que permite uma fácil integração de novas funcionalidades. Existem alguns componentes de software genéricos presentes no *Medical Studio* que permitem desenvolver cenários mais complexos para auxílio a intervenções (planejamento, simulação, guia intra-operativo) e pesquisa clínica. Estes componentes incluem registro, segmentação e reconstrução 3D e realidade aumentada. Graças à arquitetura baseada em componentes, o programador não precisa se preocupar com a implementação de ferramentas básicas como a 'renderização' 2D e 3D, organização e coordenação da visualização, definição de cores, definição de transparências ou operações como rotação e escala. Tanto estas funcionalidades como outras *plug-ins* integradas ao *Medical Studio* comunicam facilmente os dados necessários para a sua execução.

O modelo 3D dos ossos do crânio, mandíbula e dentes foi reconstruído a partir de imagens de TC que oferecem maior resolução quando se trata de segmentação de ossos. A etapa de validação através de registro iniciou através da construção de um *plug-in* (Figura 6.2) para o *Medical Studio* onde fosse possível registrar imagens de RM com malha de polígonos como descrito a seguir.

6.1.3.1 Registro entre Imagens de TC e RM

Inicialmente, houve a necessidade de registrar as imagens de TC e RM para que as imagens de TC estivessem perfeitamente sobrepostas sobre as de RM antes da reconstrução do modelo e do início da simulação. Esta primeira etapa de validação foi realizada usando o algoritmo de registro já existente no *Medical Studio* (MEDICAL STUDIO, 2006).

6.1.4 Registro quadro a quadro da simulação e o RM dinâmico

Para que o movimento reproduzido fosse confrontado com o movimento real, e que posições e orientações da mandíbula a cada quadro de movimento fossem comparadas com a posição real, foi usado o registro de imagens entre cada quadro de movimento da simulação e cada quadro do movimento do RM dinâmico. Foram usados três conjuntos de imagens de ressonância magnética dinâmica com três posições diferentes da mesma mandíbula capturadas do mesmo indivíduo com a ATM normal, o mesmo que foi voluntário para o exame de TC para a reconstrução da malha do crânio. Desta maneira trabalhou-se com um conjunto de imagens de RM para cada posição da mandíbula e a malha poligonal

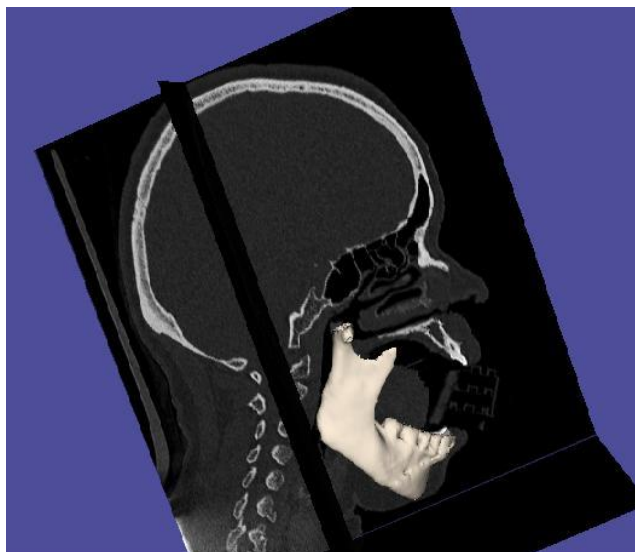


Figura 6.2: Registro do modelo poligonal da mandíbula e imagens de TC (plugin desenvolvido no laboratório TELE-UCL).

nas mesmas posições correspondentes.

As imagens de ressonância magnética foram obtidas do voluntário com a boca fechada, com a boca com dois centímetros de abertura (medida entre os dentes incisivos inferiores e superiores), e finalmente com a boca completamente aberta (3 cm de abertura). As mesmas posições foram, então, obtidas no modelo 3D durante a simulação de movimento (Figura 6.3).

O *Match Criterion Value* (MCV) (CUISENAIRE, 1999) retorna uma medida quantitativa da acuidade do processo de registro. Foi usado o MCV como resultado do registro entre RM dinâmica e o conjunto de pontos ou vértices extraídos da malha que representa a mandíbula. Este valor mede o quanto os pontos da malha se sobrepõem em orientação e posicionamento com a região da mandíbula segmentada nas imagens de RM. Quanto mais próximo de zero se encontrar o MCV, mais a malha está alinhada com a região segmentada.

Para saber se os resultados encontrados foram bons o suficiente uma situação ideal foi usada: o registro entre a malha poligonal e as imagens da qual ela foi extraída. Neste caso o MCV foi de 0.0013 (Tabela 6.1), bastante próximo a zero como era esperado. Os outros parâmetros MCV das 3 posições de movimento registradas entre malha e imagens de ressonância também não passaram de 1 indicando que poucos pontos da malha não se alinharam à mandíbula segmentada nas imagens de RMD. Para se ter uma idéia de um registro onde nenhum ponto se alinha com a imagem, por exemplo, o MCV pode chegar a um valor de 15 ou mais dependendo da posição espacial em que os pontos da malha se encontram em relação a imagem. O que se conclui que os valores menores que 1 são valores bastante aceitáveis para validação da reprodução do movimento.

6.1.5 Descrição da Reprodução do Movimento da ATM Normal

Esta seção demonstra alguns resultados relacionados à reprodução do movimento da articulação normal usado para o desenvolvimento do modelo. Nessa etapa, a sequência de posições e orientações dos sistemas de referência que representam as ATMs foram registradas ('gravadas'), assim como a alternância de ordem de qual ATM está controlando

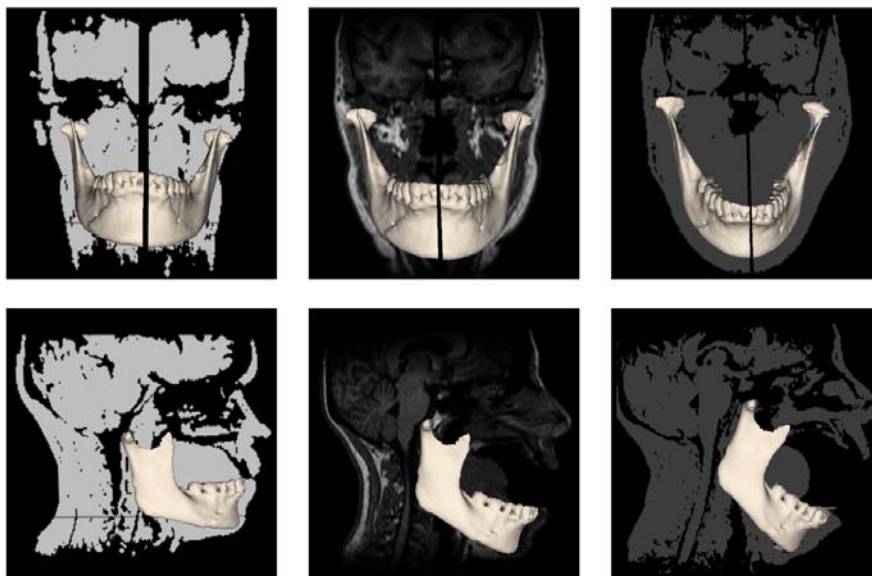


Figura 6.3: Vistas frontais e laterais do registro entre a região da mandíbula segmentada em imagens de RM e a malha extraída em três posições do modelo de movimento. (a) mandíbula fechada (b) mandíbula com 2 cm de abertura e (c) mandíbula totalmente aberta.

Imagens de TC/malha inicial	0.0013
Imagens de RMD/malha transformada com boca fechada	0.2490
Imagens de RMD/malha transformada com boca aberta a 2cm	0.1872
Imagens de RMD/malha transformada com boca aberta a 3cm	0.0835

Tabela 6.1: MCV depois do registro entre a malha da mandíbula movimentada pelo modelo de ATM e as imagens de RMD. A primeira linha apenas indica a situação ideal para ser comparada com as outras.

o movimento. Esta sequência de transformações é aplicada ao objeto geométrico que representa a mandíbula possibilitando, desta maneira, a investigação detalhada e descrição do movimento. A seguir são investigados os dois movimentos mandibulares básicos: a depressão e elevação da mandíbula e a mastigação.

6.1.5.1 Depressão e Elevação da Mandíbula

Para a extração das medidas das transformações que a mandíbula sofre no caminho até sua abertura máxima, o caminho incisal foi capturado a partir da boca totalmente fechada (0 mm entre o ponto incisal e a parte inferior dos dentes incisivos superiores) até a abertura ou depressão total da boca (44 mm). O caminho de fechamento ou elevação da boca também foi gravado (44 mm a 0 mm). Neste tipo de movimento o maior aumento da magnitude de rotação, medida pelo deslocamento angular no plano sagital, se dá nos primeiros 10 milímetros da abertura da boca. Já o decréscimo do deslocamento angular no fechamento se apresenta mais suave (Figura 6.4). Há também um pequeno desvio lateral da mandíbula medido por deslocamentos angulares como mostra o gráfico na figura 6.5.

Um ponto a ser considerado neste trabalho é o de que, mesmo sendo reproduzido o movimento de ATMs consideradas normais para os padrões médicos, não se pode esperar o mesmo movimento regular de uma junta mecânica. Sempre há uma pequena disparidade de formato condilar e fossa maxilar entre ATM esquerda e direita, e de forças

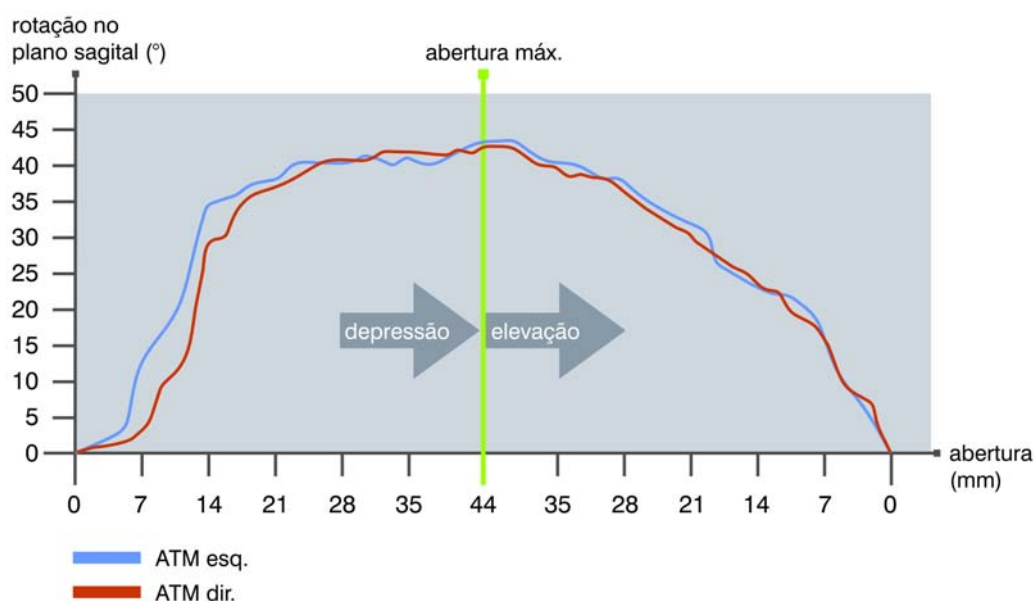


Figura 6.4: Magnitudes de rotações no plano sagital medidas em cada ATM por milímetro de depressão (0-44) e elevação (44-0) da mandíbula.

musculares aplicadas a uma e outra ATM. Além disso os côndilos não possuem a forma de uma superfície cilíndrica perfeita e diferem entre si em formato. O próprio posicionamento inicial das ATMs é diferente no lado esquerdo e direito, não possuindo o mesmo alinhamento em nenhum dos planos (coronal, axial e sagital). Estas características se refletem em diferentes deslocamentos angulares da mandíbula em relação a cada ATM, além do desvio lateral que ocorre na depressão mandibular, e pequenas inconstâncias de movimento demonstradas pelos gráficos.

Na depressão, há uma contribuição mais significativa de magnitudes de translações nos sentidos ântero-posterior e sentido súpero-inferior (Figura 6.6) se comparada a outro tipo de movimento, como no de mastigação, por exemplo, onde quase não há contribuição de translações.

A variação de magnitude de rotações e número de translações que ocorrem na abertura da boca se comparadas ao fechamento da mesma confirmam as antigas observações de *Posselt* (POSSELT, 1952) de que a mandíbula percorre caminhos diferentes quando do seus movimentos de depressão e elevação.

6.1.5.2 Mastigação

Para a obtenção dos dados relacionados às transformações geométricas que a mandíbula sofre durante a mastigação foram feitos experimentos com o voluntário mascarando uma, e posteriormente, duas e três gomas de mascar de grande volume. Apesar do conhecimento de que os ciclos mastigatórios podem variar em frequência, altura e largura conforme o tipo de alimento que está sendo mastigado (variação em função do volume e grau de densidade do alimento), optamos pela extração de dados relacionados à mastigação usando goma de mascar. Neste caso, a densidade do alimento não varia e sim, o volume (1, 2 e 3 gomas de mascar).

O voluntário foi deixado livre para mastigar como quisesse durante todo o experimento, da maneira que se sentisse mais confortável, o que tornou a captura dos dados

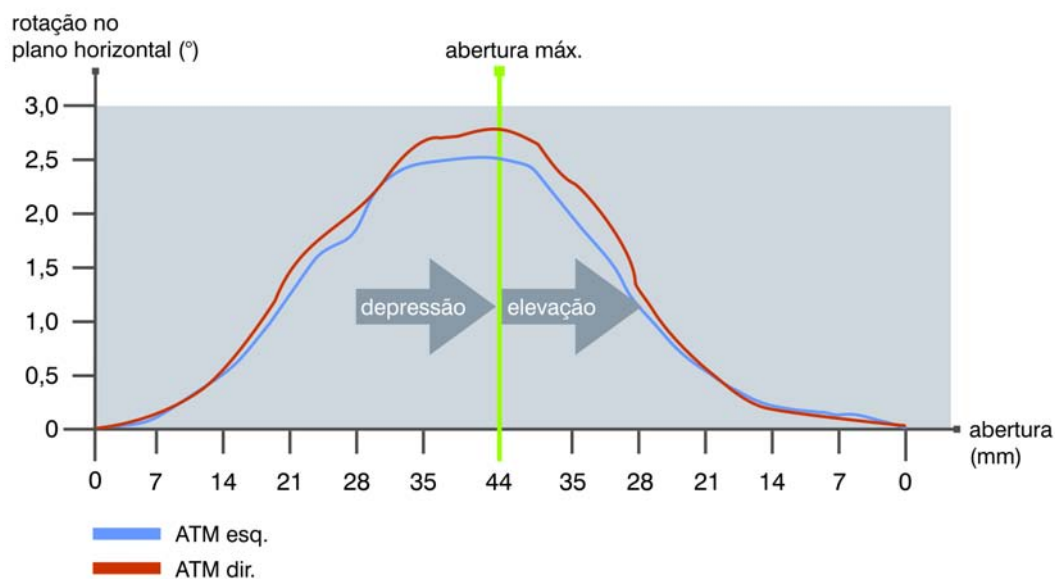


Figura 6.5: Magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em cada ATM por milímetro de depressão (0-44) e elevação (44-0) da mandíbula.

mais realista. Observou-se que toda a mastigação foi realizada de forma unilateral; ou seja, todos os ciclos mastigatórios foram realizados para o lado direito da boca. Para efeito de extração de resultados não foi computada a velocidade dos ciclos, mas sim, o número de iterações no captor de movimento (601 iterações). No experimento com uma goma de mascar foram capturados em torno de oito ciclos mastigatórios (Figuras 6.7 e 6.8).

No experimento com duas gomas de mascar já não foi possível precisar exatamente o número de ciclos mastigatórios. O voluntário permaneceu com a boca aberta todo o tempo de captura do caminho incisal devido ao grande volume que possuía no interior na boca (Figuras 6.9 e 6.10). Neste caso já ocorrem translações da mandíbula nos sentidos ântero-posterior, súpero-inferior e pequenas translações laterais (Figura 6.11)

O voluntário teve bastante dificuldade de realizar os ciclos mastigatórios no experimento com três gomas de mascar, precisando abrir bastante a boca, o que gerou um descontrole da salivação excessiva. Não consideramos este tipo de experimento como uma mastigação normal, pois habitualmente as pessoas não colocam tanto volume de alimento na boca. No plano sagital o voluntário manteve a mandíbula bastante rotacionada em todas as iterações, quase não havendo a possibilidade de identificar os ciclos mastigatórios (Figuras 6.12, 6.13, 6.14, 6.15).

Na mastigação, as rotações da mandíbula no plano sagital e horizontal são mais significativas e o deslocamento condilar não se apresenta tão grande quanto na depressão ou elevação da mandíbula.

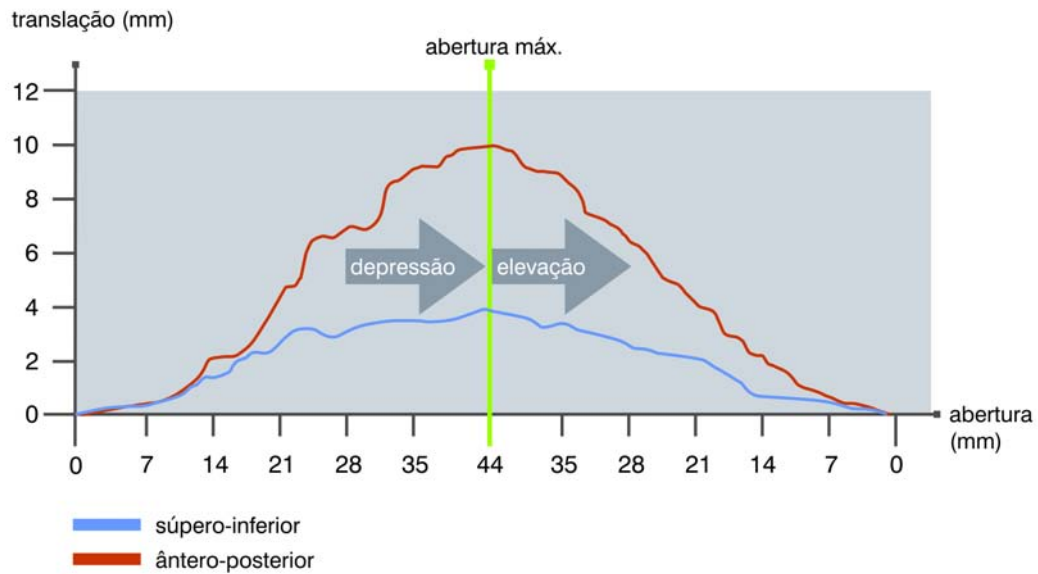


Figura 6.6: Medida da magnitude de translação no sentido ântero-posterior e vice-versa quando da depressão da mandíbula até 44 mm e sua elevação.

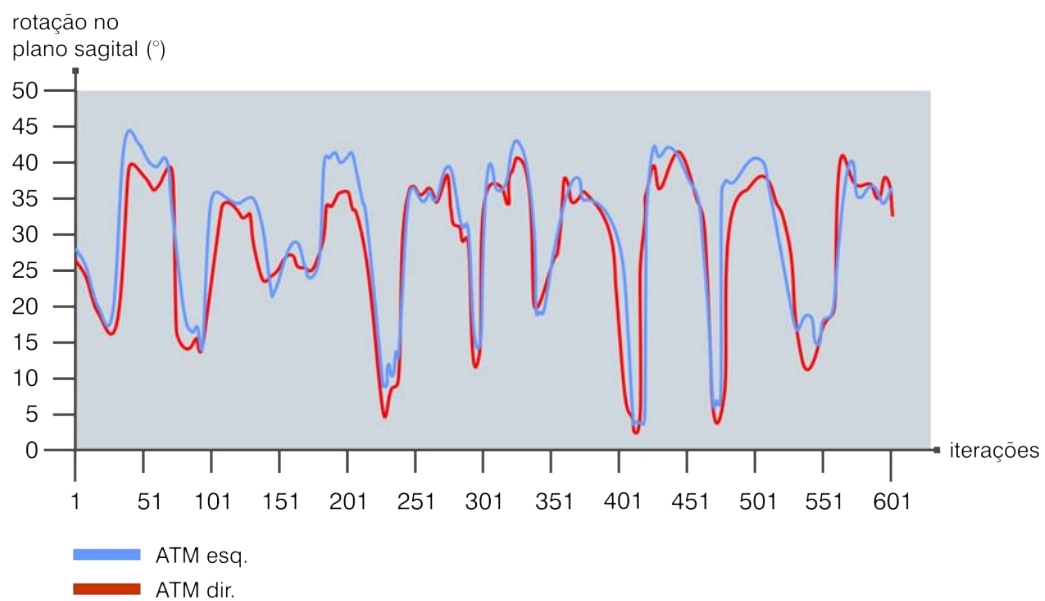


Figura 6.7: Mastigação de uma goma de mascar: magnitudes de rotações no plano sagital medidas em 601 iterações. Foram capturados oito ciclos mastigatórios.

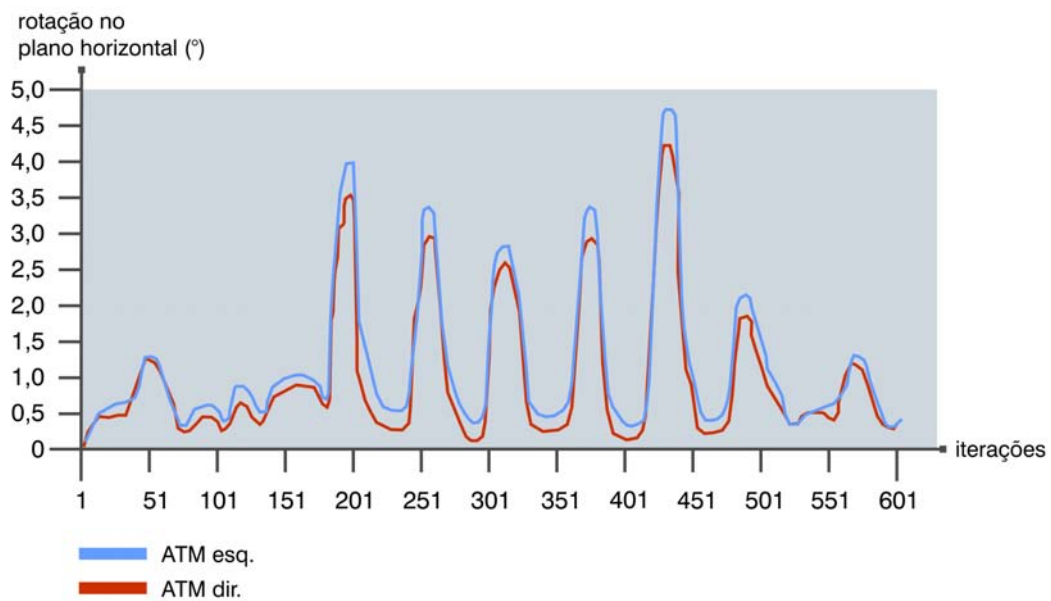


Figura 6.8: Mastigação de uma goma de mascar: magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em 601 iterações. Foram capturados oito ciclos mastigatórios.

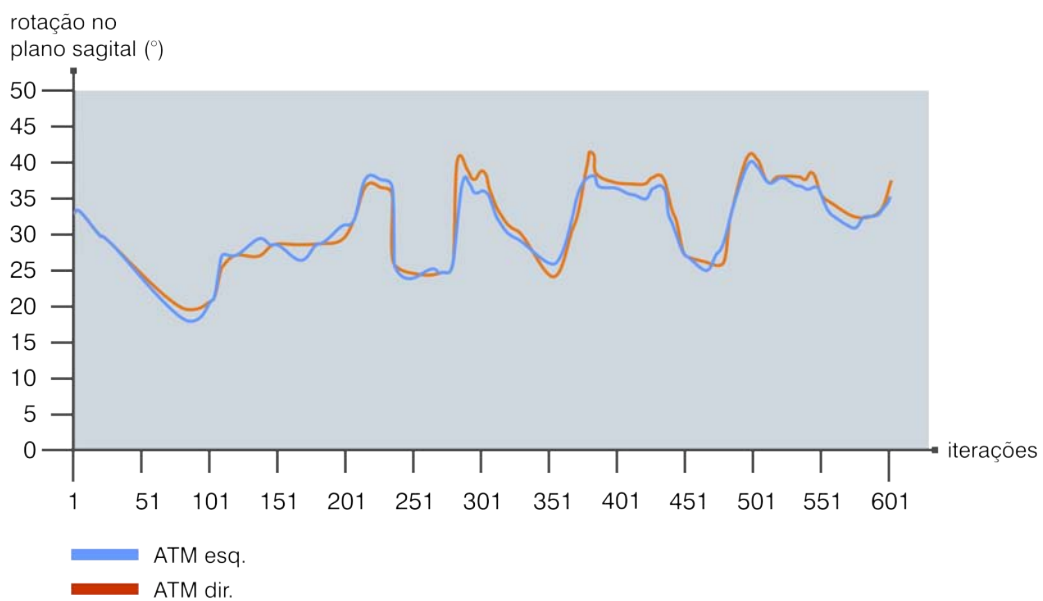


Figura 6.9: Mastigação de duas gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano sagital medidas em 601 iterações.

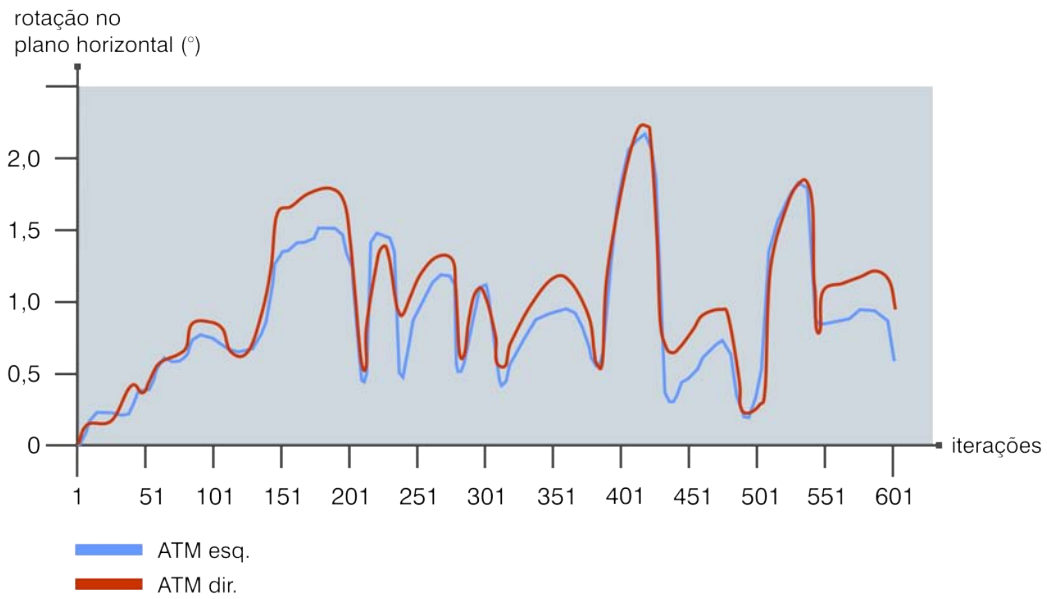


Figura 6.10: Mastigação de duas gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em 601 iterações.

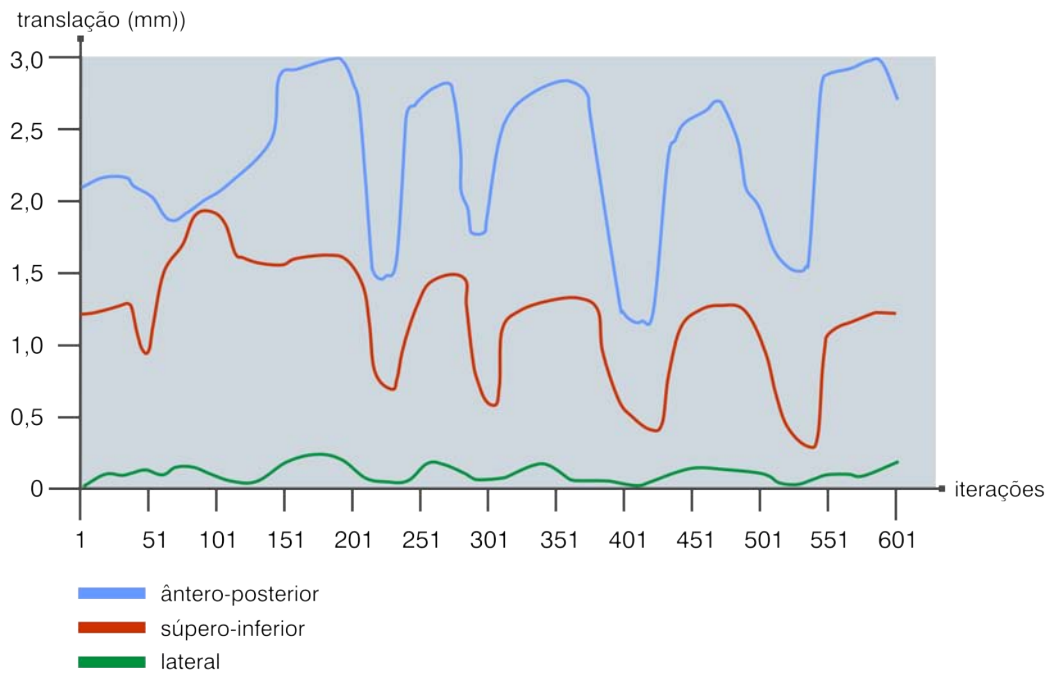


Figura 6.11: Mastigação de duas gomas de mascar: magnitudes de translações medidas em 601 iterações.

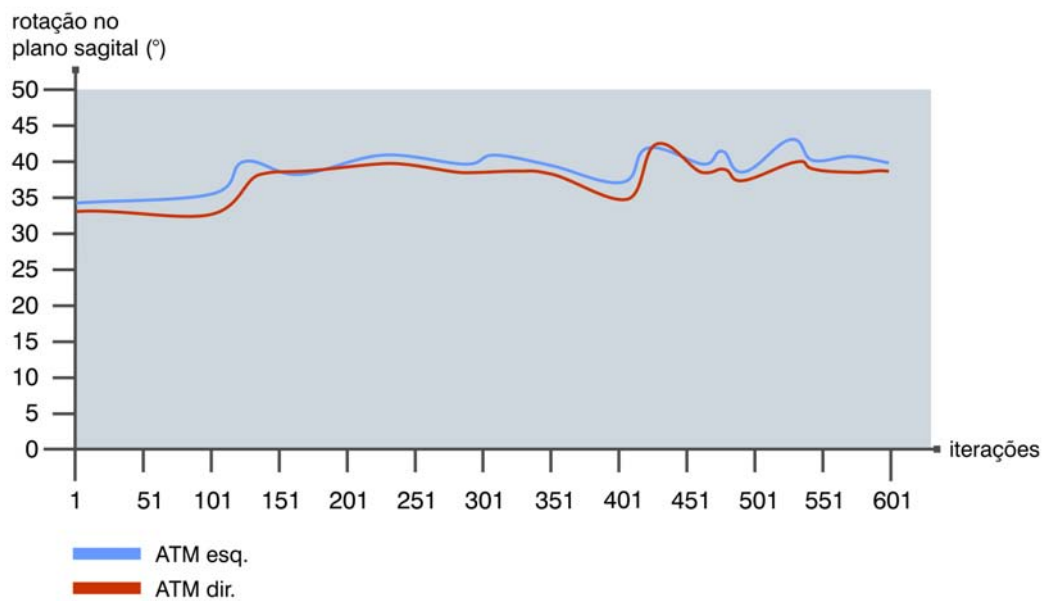


Figura 6.12: Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano sagital medidas em 601 iterações.

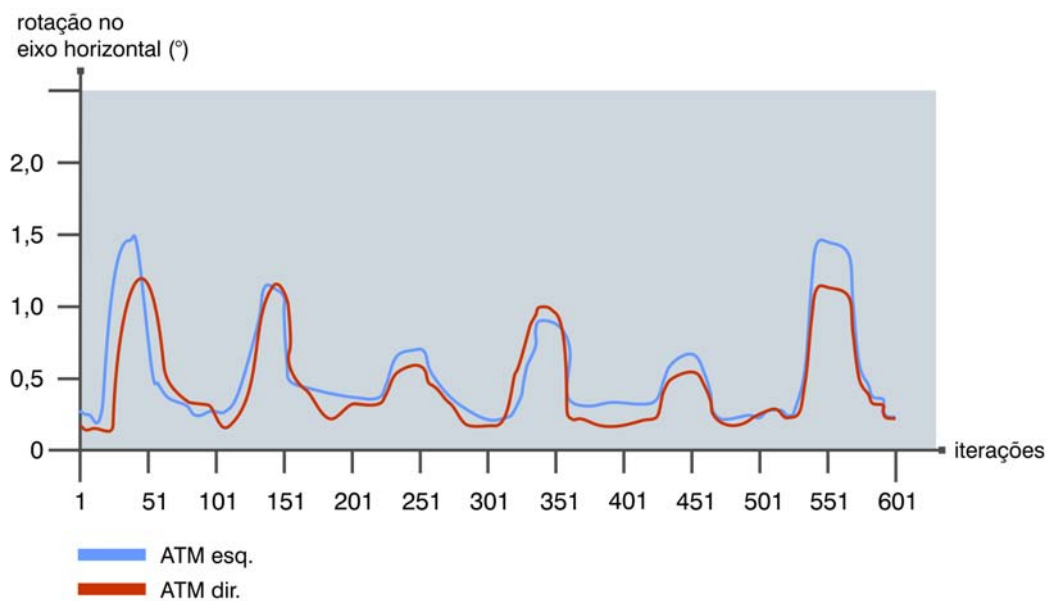


Figura 6.13: Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano horizontal medidas em 601 iterações.

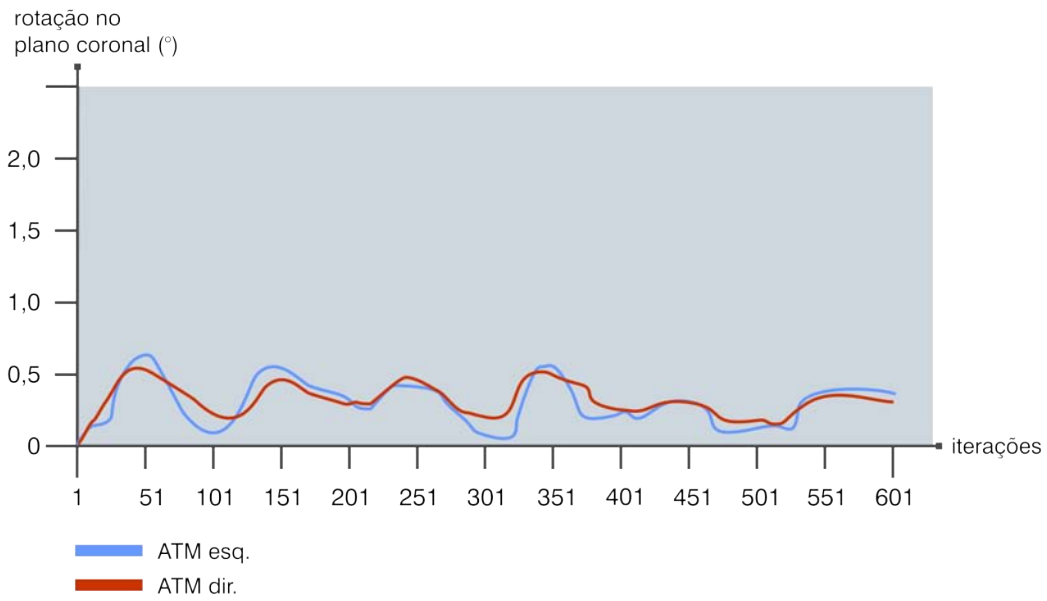


Figura 6.14: Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de rotações no plano coronal medidas em 601 iterações.

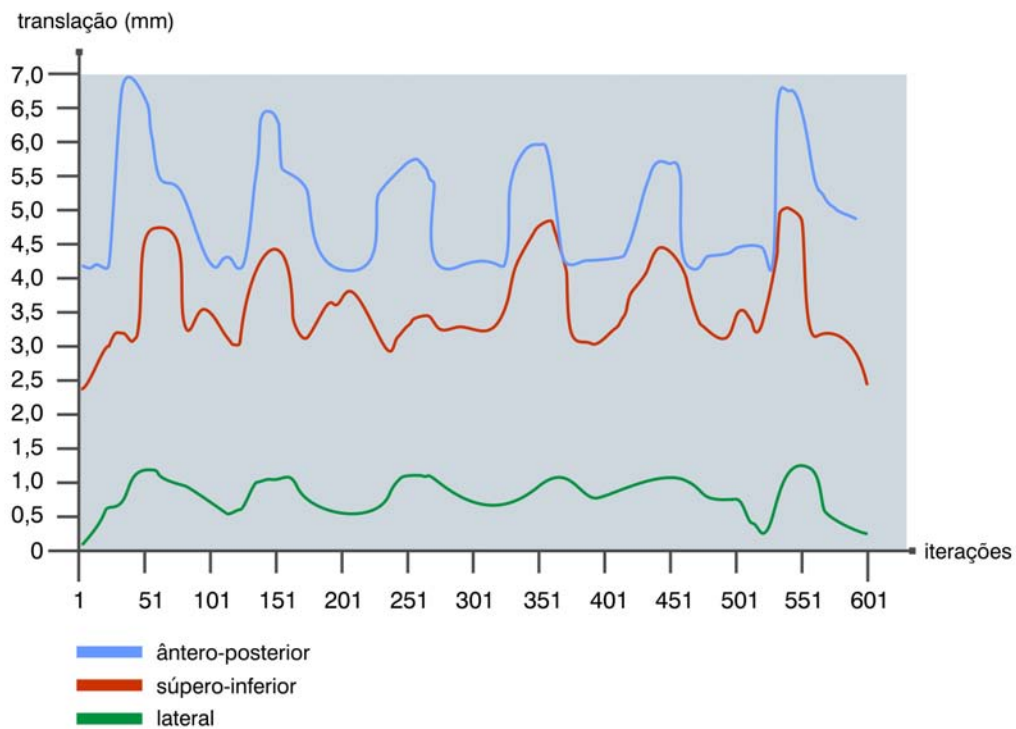


Figura 6.15: Mastigação de três gomas de mascar: magnitudes de translações medidas em 601 iterações.

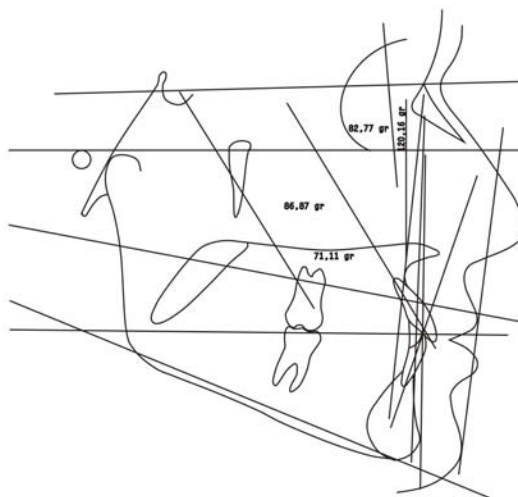


Figura 6.16: Traçado cefalométrico com linhas e planos de uma análise padrão USP.

6.2 Movimento Gerado pelo Modelo

6.2.1 Movimento em Diferentes Morfologias

Com o intuito de analisar como diferentes morfologias de ossos alteram a função da mandíbula, e comparar os caminhos mandibulares reais com caminhos simulados, foram usadas novas malhas de polígonos alteradas a partir da malha original advinda da TC. As medidas da malha foram alteradas a partir das medidas mandibulares reais obtidas de exames de cefalometria de pacientes. Nas subseções a seguir são descritos o processo de exames de cefalometrias e como estes foram usados para alterar a malha poligonal do modelo 3D inicial. Ainda nesta seção são apresentados os resultados destas simulações.

6.2.1.1 Cefalometria

Cefalometria é a técnica que consiste em resumir as complexidades da cabeça humana dentro de um esquema geométrico. A prática comum utiliza uma imagem radiográfica bidimensional. A partir desta imagem é realizado o cefalograma que é composto do desenho anatômico, onde são representadas as estruturas anatômicas principais, através de pontos, dentes e perfil mole. Os traçados de orientação são feitos através da união destes pontos e estruturas, determinando as linhas e planos (FERREIRA, 1998)(Figuras 6.16 e 6.17). Os pontos, as linhas e planos escolhidos bem como suas medidas lineares e angulares padrão são fontes de informação que tem uma variação conforme o pesquisador que atribuiu o nome à análise (alguns tipos de análise são Downs, Rickets, MacNamara e USP). Estas análises variam conforme a patologia e objetivo de tratamento do paciente. Algumas são voltadas mais para a ortopedia e cirurgia bucomaxilofacial (neste caso situam-se em medidas de ossos e tecidos moles) e outras são voltadas mais para ortodontia (medidas de plano oclusal e dentes). É normal um profissional pedir mais de uma análise para comparações de medidas e evitar erros advindos de distorção das imagens de raio-X (MOYERS, 1991).

O objetivo de uma análise cefalométrica é sempre comparação. Na prática, tais comparações são feitas por um dos cinco motivos:

1. descrever estrutura ou crescimento;

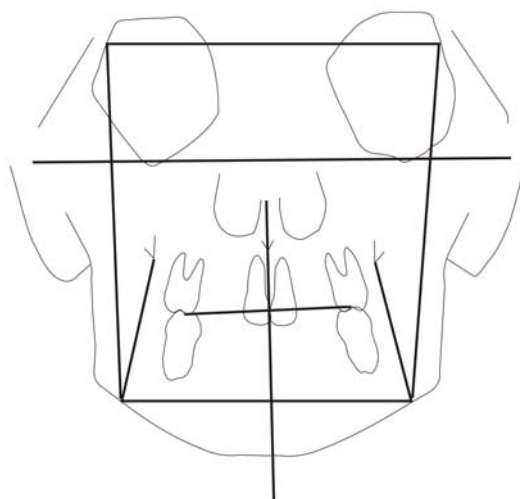


Figura 6.17: Traçado cefalométrico com linhas de uma análise Frontal de Rickets.

2. diagnosticar anomalias;
3. prever futuras conexões;
4. planejar tratamento;
5. avaliar resultados do tratamento.

A descrição cefalométrica de um paciente compreende três tipos de comparação: a) comparação com um padrão; b) comparação com um ideal; ou c) comparação com o próprio indivíduo.

6.2.1.2 Alteração de Morfologia das Malhas Poligonais do Crânio

Para que na validação do modelo da ATM possa haver a comparação entre o caminho de movimento mandibular gerado pelo modelo e o caminho mandibular real há a necessidade de que as medidas mandibulares reflitam as características da mandíbula de outros indivíduos que tiveram seus caminhos mandibulares capturados. Na inadequação de realizar várias tomografias nos voluntários para captura de movimento, foram usadas cefalometrias.

As medidas cefalométricas de dois indivíduos foram usadas para alteração da malha de polígonos originalmente extraída do exame de TC. As medidas das linhas extraídas da cefalometria são projeções assim como os pontos cefalométricos do crânio que são projetados nos exames de Raio-X. Para o transporte das medidas projetadas da cefalometria para as medidas da malha foram usados dois exames de Raio-X (um frontal e outro lateral) com suas respectivas cefalometrias. As medidas cefalométricas são extraídas a partir de duas análises conhecidas da área médica: análise Frontal de Rickets e a Análise Lateral Padrão USP e Macnamara. A primeira por ser a única análise frontal conhecida disponível nos laboratórios de radiologia e a segunda e terceira por serem análises bastante usadas tanto para diagnóstico de pré-cirurgia como em ortodontia. Destas análises foram extraídas as medidas das linhas necessárias para a alteração e simplificação das medidas mandibulares na malha. As linhas são traçadas a partir de quatro pontos cefalométricos conhecidos (Figura 6.18):

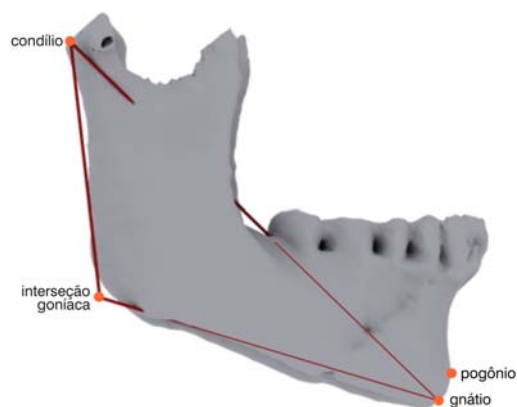


Figura 6.18: Pontos cefalométricos conhecidos na odontologia e medicina usados para a transformação das malhas poligonais.

- Condílio (Co) - ponto mais pósterio-superior do contorno dos côndilos mandibulares;
- Intersecção Goníaca (IGo) - intersecção do plano mandibular com a linha que passa pela borda posterior do ramo mandibular;
- Gnátio (Gn) - ponto mais ântero-inferior do contorno do mento ósseo;
- Pogônio (Pog) - ponto mais proeminente do mento ósseo.

São ainda usadas algumas medidas que ligam pontos extraídos diretamente dos traçados cefalométricos mas que não estão formalizadas em cefalometria.

A malha padrão que é alterada representa os ossos do crânio e dentes de um indivíduo com medidas consideradas normais em média e sem qualquer anomalia na ATM. Esta é a mesma malha que foi usada juntamente com outros dados reais para o desenvolvimento do modelo de movimento padrão da mandíbula. A partir dela, são geradas outras duas malhas com as novas medidas cefalométricas. O processo foi realizado com uso da ferramenta 3DS Max e seguiu os seguintes passos:

1. Inicialmente foram marcados na malha original alguns pontos 3D e estes foram interligados para que servissem de base para as medidas da reconstrução (Figura 6.19-1).
2. A partir da intersecção goníaca foram traçadas linhas (com medidas obtidas a partir da cefalometria) entre os pontos intersecção goníaca, pogônio e condílio formando um triângulo (Figura 6.19-2, amarelo). Este triângulo foi posicionado de maneira que as intersecções goníacas se sobrepusessem e que a direção do pogônio, no plano sagital, se mantivesse a mesma.
3. A posição do gnátio foi obtida a partir da medida da parte superior dos dentes inferiores até a parte inferior do queixo (Figura 6.19-2, linha amarela vertical central). A posição frontal do pogônio também foi extraída a partir desta mesma linha. O afastamento entre as duas intersecções goníacas foi obtido a partir da medida da linha amarela horizontal que liga as mesmas e que foi extraída da cefalometria frontal (Figura 6.19-2, linha amarela horizontal central). O mesmo ocorreu com o

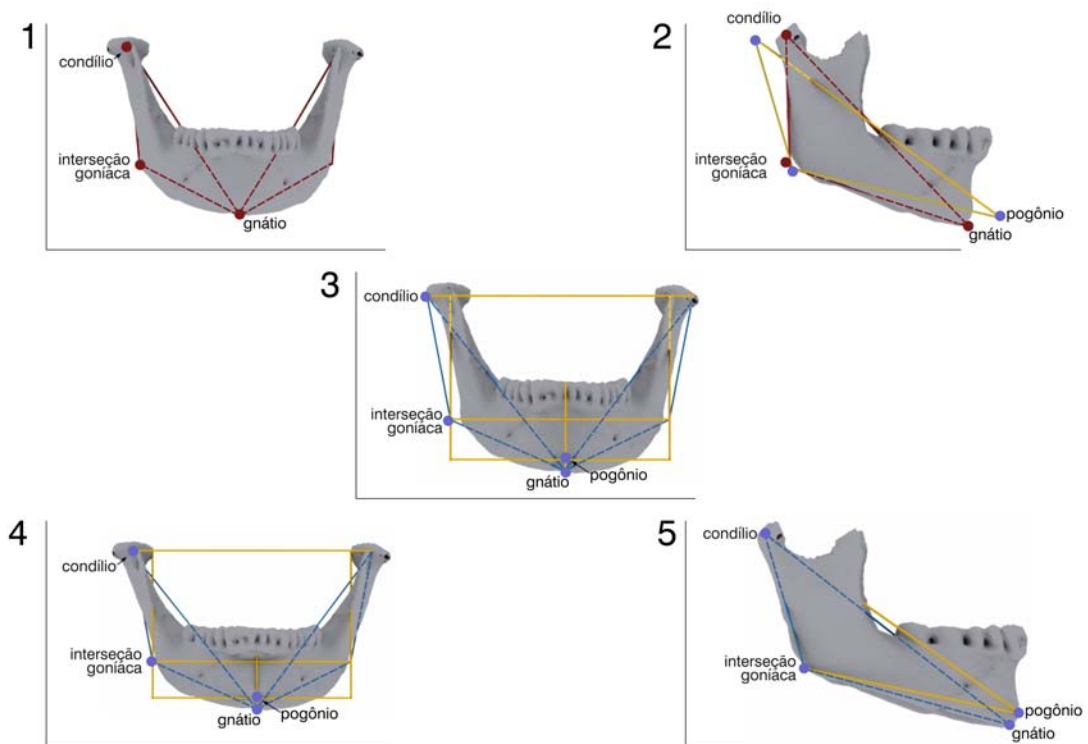


Figura 6.19: Os passos para alterar a morfologia das malhas da mandíbula a partir das medidas das projeções das cefalometrias. As duas últimas figuras (4 e 5) já apresentam a forma da mandíbula alterada.

afastamento entre os dois condílios no plano frontal (Figura 6.19-3, linha amarela horizontal superior). Com estes novos posicionamentos a partir de translações dos condílios e intersecções goniacas (do lado esquerdo e direito) além do posicionamento do gnátio e pogônio, os pontos novos foram unidos (Figura 6.19-3, linhas azuis).

4. A figura 6.19-4 apresenta a malha alterada para que se encaixe dentro das novas medidas no plano frontal.
5. A figura 6.19-5 apresenta a malha alterada para que se encaixe dentro das novas medidas no plano sagital.

Este tipo de simplificação das medidas mandibulares é apresentado por Swennen et al. (SWENNEN; SCHUTYSER; HAUSAMEN, 2005) quando da transposição de cefalometrias 2D para malhas 3D, já que medidas cefalométricas 3D padrão ainda não existem na literatura médica. A Figura 6.20 mostra a simplificação das medidas das mandíbulas dos três indivíduos: as linhas azuis representam as medidas da mandíbula padrão usada para gerar o modelo sobreposta sobre a malha original; as linhas amarelas e vermelhas indicam as medidas usadas para gerar duas outras malhas que representam as mandíbulas dos dois outros indivíduos que capturaram os seus caminhos incisais para confrontá-los com as gerados pelo modelo.

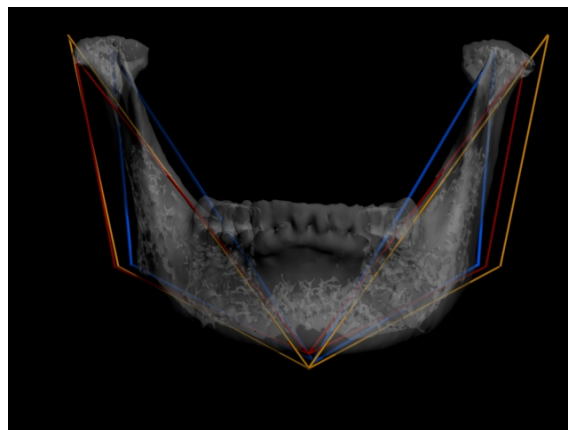


Figura 6.20: Traçados cefalométricos 3D: azul representa a medida da mandíbula original usada na construção do modelo de movimento, vermelho e amarelo representam as medidas extraídas de cefalometria de dois outros indivíduos.

6.2.1.3 Comparação dos movimentos

Para comparar os movimentos reais e os gerados pelo modelo, os mesmos indivíduos que realizaram os cefalogramas, também capturaram caminhos de movimento mandibular (depressão da mandíbula) a partir do ponto incisal da mesma maneira que a caminho padrão foi capturado. Desta maneira, podemos comparar os caminhos mandibulares reais capturados com o caminho gerado pelo modelo da ATM em duas malhas da mandíbula e crânio alteradas e baseadas nas cefalometrias de dois indivíduos (Figura 6.21).

A comparação foi feita apenas com o caminho de abertura e fechamento e não com os ciclos mastigatórios pois estes variam muito entre eles, conforme o tamanho e consistência do alimento mastigado. Foram capturados 15 caminhos incisais dos indivíduos. Estes pontos gerados a partir da captura foram plotados separadamente nas três dimensões representando linhas no plano frontal, sagital e axial (ou x,y,z). Sobre eles, foram plotados os pontos gerados a partir do modelo da ATM (conjunto de pontos que representam a curva incisal) aplicado às novas morfologias, com as três dimensões separadamente (Figuras 6.22, 6.23, 6.24, 6.25, 6.26 e 6.27). Os resultados apresentados mostram que o modelo da ATM proposto neste trabalho é consistente o suficiente pois o caminho incisal gerado a partir do modelo se sobrepõe dentro da envoltória da totalidade dos pontos que representam os caminhos capturados.

6.2.2 Estudo de Casos de Patologias

O movimento da articulação de mandíbulas com anomalias é diferente conforme o tipo de morfologia óssea e dentária envolvida. O movimento interno de um conjunto de ATMs sem qualquer patologia foi reproduzido, registrado e validado, e é usado como parâmetro para a inferência do movimento de outros tipos de forma de mandíbulas. Duas das patologias escolhidas foram as Classes I, II e III, relacionadas ao tamanho e forma da mandíbula na literatura odontológica. Além destas, são apresentadas outras simulações relacionadas a outros tipos de patologias ligadas à má oclusão dentária: um dente maior que os outros, perda de dentes e ramo mandibular menor de um lado, o que altera a simetria da face e por sua vez a simetria do movimento. Neste estudo de caso, a malha que representa a mandíbula foi alterada manualmente para que represente as diversas patologias descritas. Os dados não foram obtidos a partir de tomografias ou cefalometrias

reais devido à dificuldade de encontrar e obter exames de indivíduos com estas alterações morfológicas. A intenção nestas simulações é tão somente fazer uma previsão de como o modelo iria se comportar nos mais diversos casos. Dentre as patologias relacionadas à forma de ossos e dentes encontradas na ortopedia e ortodontia estão as más oclusões Classes II e III. Nestas patologias não há um perfeito encaixe dos dentes das duas arcadas (superior e inferior).

6.2.2.1 Classe I

As oclusões de Classe I são caracterizadas por relações esqueléticas normais e, portanto, a patologia, quando ocorre, frequentemente é de origem dental. Problemas tais como dentes longos, 'mordida aberta' e 'mordida profunda' (normalmente por escassez de dentes) são típicos de má oclusão de classe I. A seguir são demonstrados alguns resultados de simulações com estes tipos de patologia.

- Discrepância grande de tamanho de dentes - neste tipo de patologia, quando um ou mais dentes é bem maior que os outros (Figura 6.28), costuma ocorrer uma colisão precoce de um ou mais dentes inferiores e superiores. O caminho incisal torna-se menor já que a posição de repouso mandibular já começa com alguma rotação. Não existe uma posição de ajuste oclusal em que cada dente superior tenha um ponto de contato no seu par inferior.

Na fase inicial da simulação é preciso posicionar a mandíbula de maneira que já tenha percorrido parte do caminho incisal até que os dentes maiores colidam apenas superficialmente. Esta é a posição de repouso mandibular de um indivíduo com este tipo de patologia. Suas arcadas nunca ficam encaixadas totalmente apresentando uma leve abertura entre elas. A simulação então começa em uma posição após o início e termina em uma posição anterior ao fim do caminho incisal de um indivíduo sem patologias.

- Aumento da curva incisal, ausência de dentes - no caso de ausência total de dentes (Figura 6.29) é bem mais difícil de simular em relação aos outros casos. O caminho percorrido pelo ponto incisal (ou ponto onde seria o meio dos dentes incisivos inferiores) aumenta consideravelmente pois os dentes não existem como ponto final de restrição do movimento. Neste caso, é marcado mais um ponto que se localiza onde seria o meio dos dentes incisivos superiores. O caminho incisal, então, aumenta para que percorra também o caminho entre estes dois pontos (incisal inferior e superior). Os pontos intermediários são calculados usando o mesmo algoritmo Catmull-Rom usado para a suavização do caminho incisal capturado. Desta maneira, a nova parte do caminho segue a mesma inclinação do caminho já existente e com a mesma suavização, não apresentando quebra no movimento gerado.
- Desvio lateral com simulação de correção cirúrgica - quando há um desvio lateral da mandíbula, significa que os ossos e músculos do lado mais protuberante são mais desenvolvidos. Neste caso todo o caminho incisal será desviado lateralmente. O modelo permite que se coloque um peso para cada junta em relação a porcentagem de iterações que cada uma delas contribui para o movimento (A_{esq}) no caso da junta esquerda e (A_{dir}) no caso da junta direita. Os pesos variam entre 0 e 10. Em uma simulação de um paciente com ATM normal, por exemplo, os pesos seriam $A_{esq} = 5$ e $A_{dir} = 5$. Se quiséssemos anular a contribuição de alguma junta no movimento mandibular poderíamos, por exemplo, atribuir $A=0$ para esta junta e

$A=10$ para a junta adjacente. Outro exemplo, seria em que se precisasse simular uma junta que participasse em apenas 20 por cento das iterações (a cada 10 iterações, apenas duas seriam guiadas por ela). Neste caso se atribuiria $A=2$ para esta junta e $A=8$ para a junta adjacente a ela.

Outro peso parametrizável é o de lateralidade (L_{esq} e L_{dir}). Estes pesos também variam de 0 a 10 e interferem de maneira branda na quantidade de rotações e translações da mandíbula no plano horizontal. Quanto maior for este peso em uma articulação, maior será o desvio em direção a ela. Com estes dois parâmetros A e L , há possibilidade de simular juntas com estes tipos de patologia onde há contribuições diferentes em relação ao movimento das ATMs esquerda e direita.

A Figura 6.30 apresenta a malha alterada para simular este tipo de patologia, onde apenas o lado esquerdo da mandíbula do paciente apresenta anormalidade de morfologia. O lado direito possui uma morfologia normal mas com pequeno desvio para a esquerda. Em uma simulação como esta, o parâmetro A_{esq} deve ser maior que o A_{dir} e o L_{esq} maior que o L_{dir} . Na figura 6.31 foi feito um tipo de reconstrução do lado esquerdo baseado no lado direito (uma espécie de simulação de uma cirurgia real). O lado direito foi apenas reposicionado de maneira que haja uma uniformidade entre os dois lados. A linha branca entre um lado e outro indica onde foi feita a emenda entre os dois lados. Neste caso a simulação pode usar parâmetros iguais para $A_{esq} = 5$ e $A_{dir} = 5$, e também para L_{esq} e L_{dir} novamente.

6.2.2.2 Retrusão e Protusão Mandibular - Síndrome da Classe II e III

A Classe II é a má oclusão severa mais frequentemente encontrada. Ela é caracterizada por uma dentição mandibular distal ao maxilar, cuja má relação pode ser causada por displasia óssea básica ou por movimento para frente do arco dental superior ou pela combinação de fatores esqueléticos e dentais. A mandíbula se apresenta menor que a maxila. Já a Classe III é caracterizada por prognatismo mandibular e/ou por deficiência maxilar. Neste caso, a mandíbula é maior que a maxila. A Figura 6.32 mostra a comparação entre os tamanhos de mandíbula das três classes.

As simulações nos modelos 3D dos ossos alterados para refletir a morfologia das classes II e III apresentaram resultados interessantes na distância de abertura mandibular. Aplicando-se as mesmas transformações do modelo para depressão e elevação mandibular nos modelos de mandíbula alterados, a distância entre os incisivos superiores e inferiores aumentou para a classe III (4.52 mm) e diminuiu para a classe II (3.82 mm). A abertura máxima capturada do modelo de articulação normal (Classe I) chega a 4.2 mm. Estes dados de abertura coincidem com os dados realistas medidos em pessoas com estas patologias em trabalho anterior (METZGER; CAMPIOTTO; MUZY, 2008) indicando que o modelo consegue refletir a proporcionalidade direta entre tamanho da mandíbula no plano sagital e amplitude de abertura máxima mandibular atingida. A Figura 6.33 simplificada exemplifica a comparação entre estes três tamanhos de mandíbula e como o mesmo movimento pode alterar a amplitude de abertura mesmo se o movimento for gerado apenas por rotação.

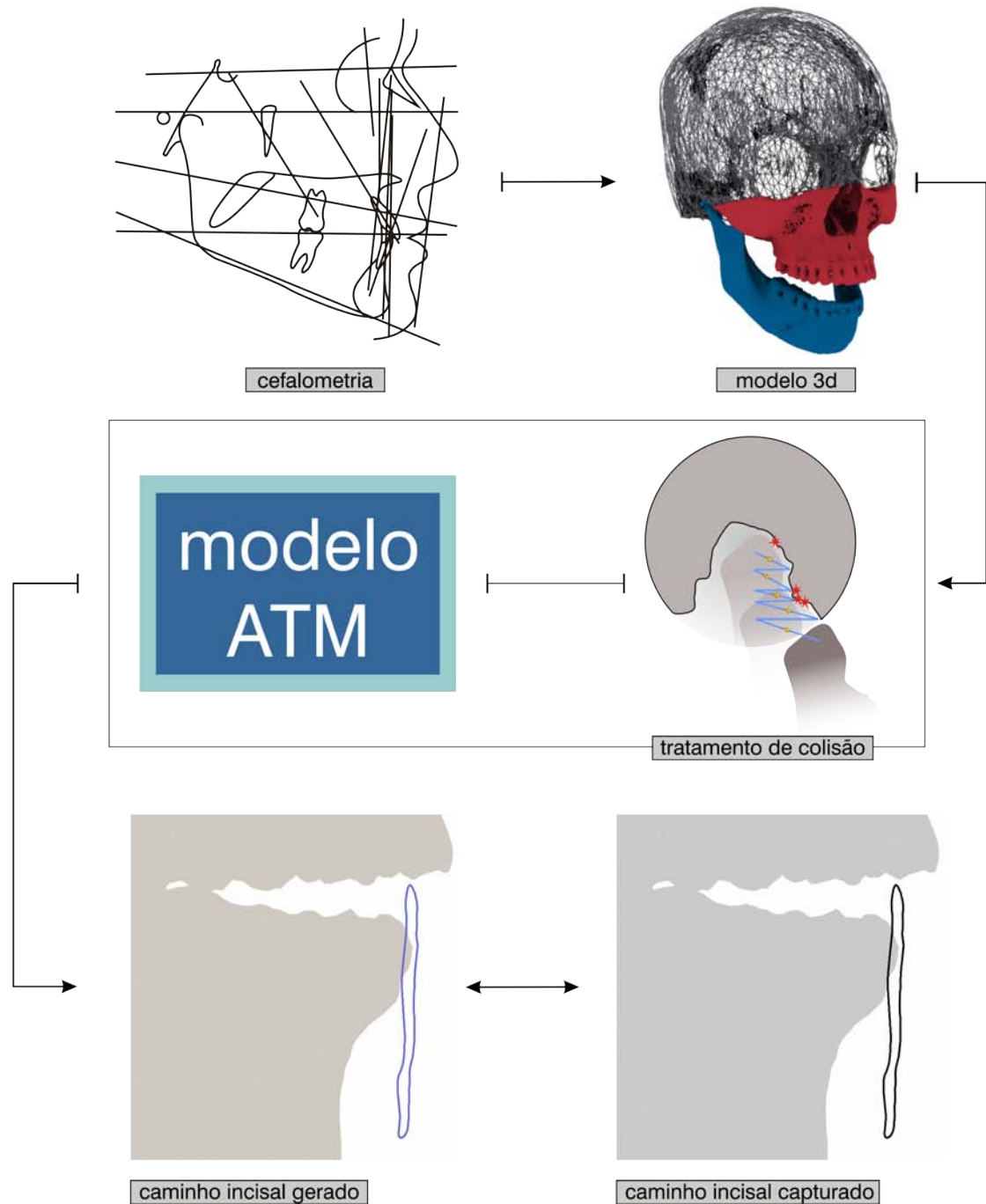


Figura 6.21: Para validação do modelo a curva gerada deve ser comparada a curva real capturada. Para isto, o modelo 3D foi alterado a partir de medidas cefalométricas reais e movimentado a partir do modelo de movimento. A morfologia dos ossos do crânio e dentes e o seu tratamento de colisão pode ser visto como parâmetro do modelo.

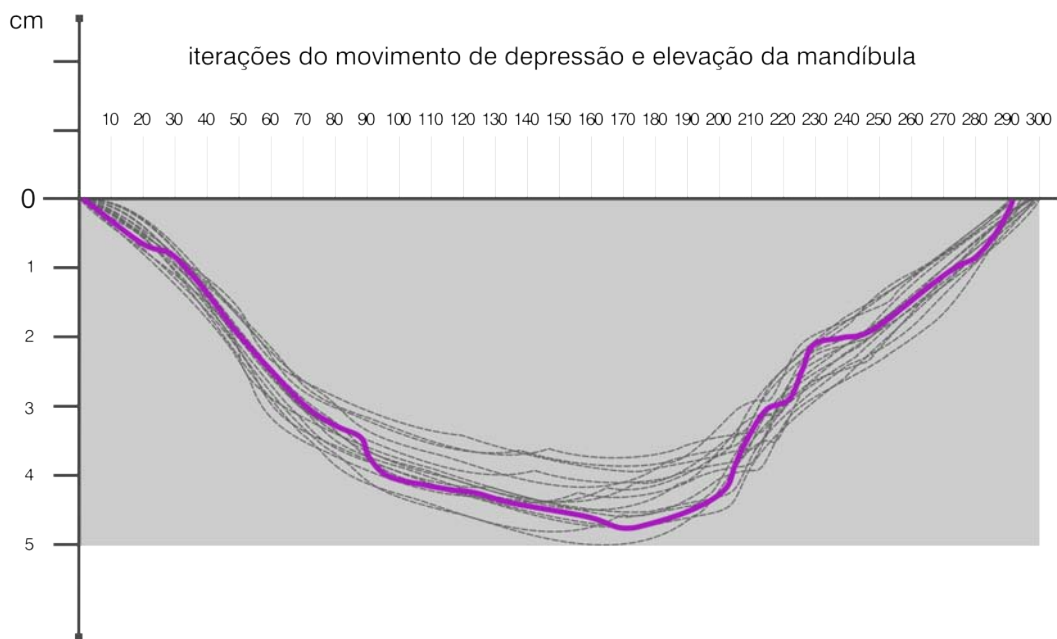


Figura 6.22: Paciente 1, plano sagital: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano sagital estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.

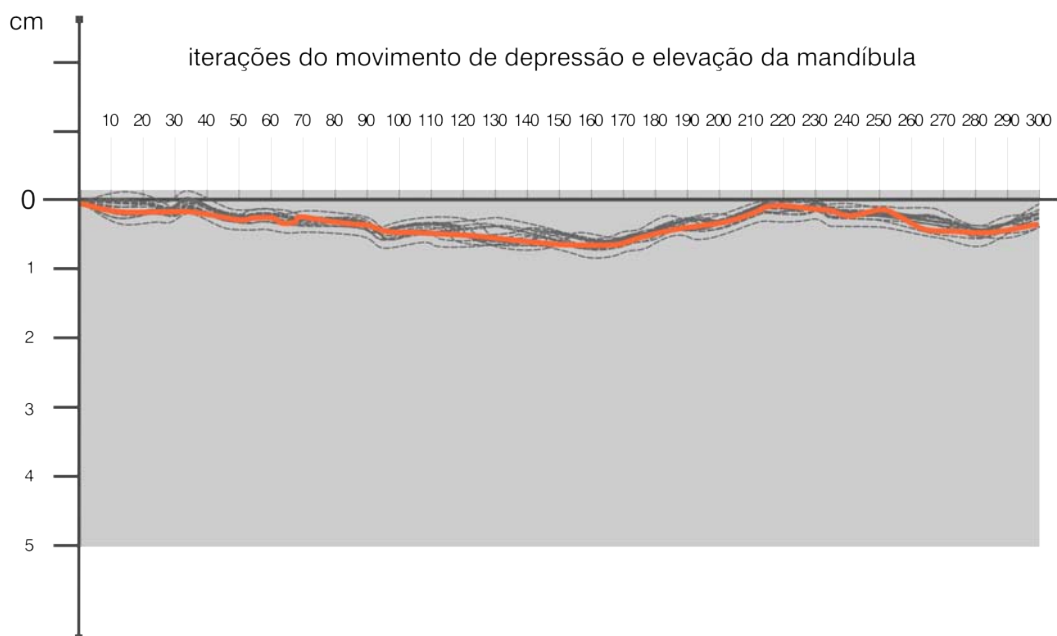


Figura 6.23: Paciente 1, plano horizontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano horizontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.

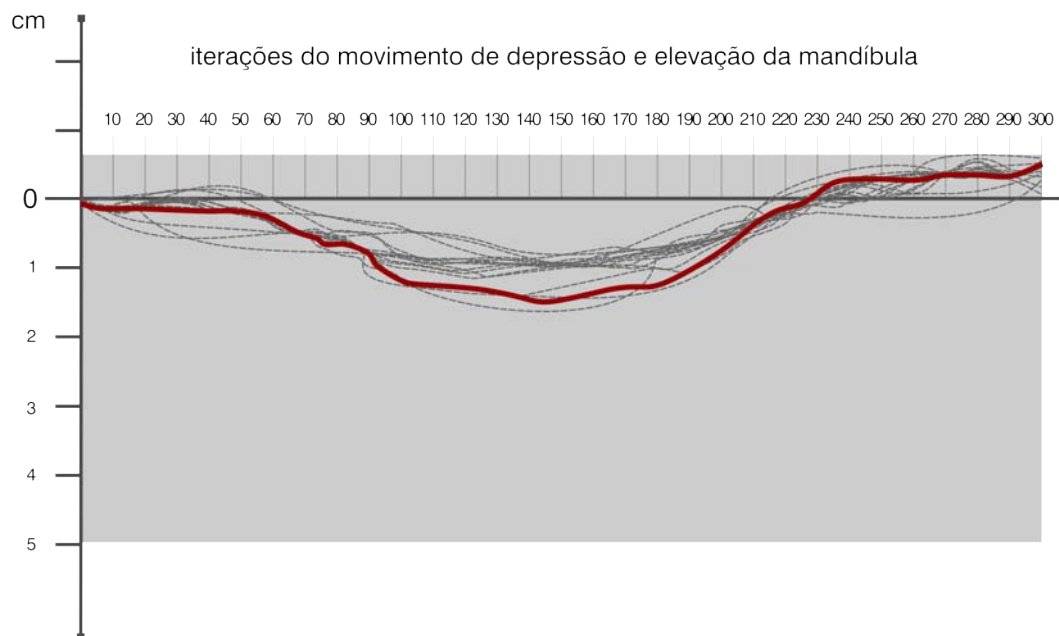


Figura 6.24: Paciente 1, plano frontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano frontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.

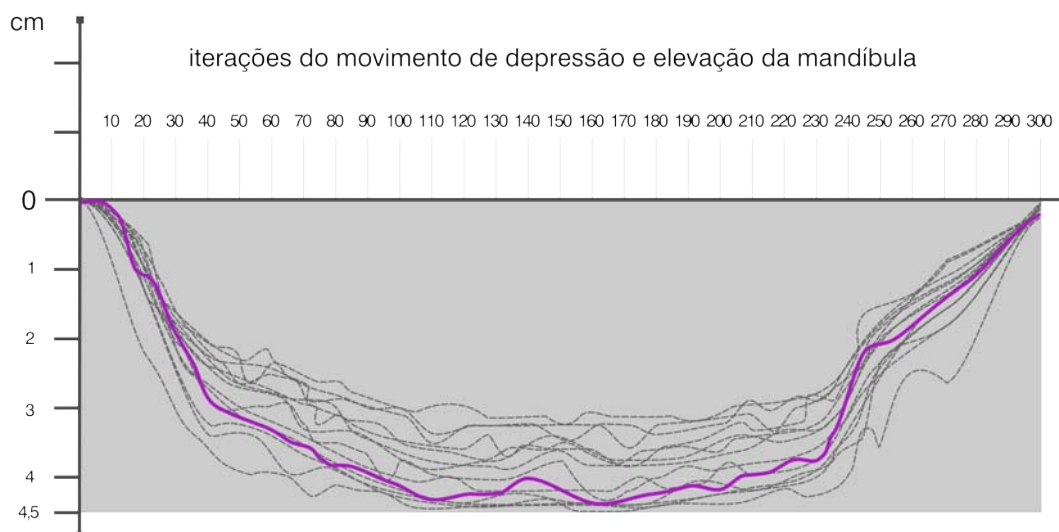


Figura 6.25: Paciente 2, plano sagital: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano sagital estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.

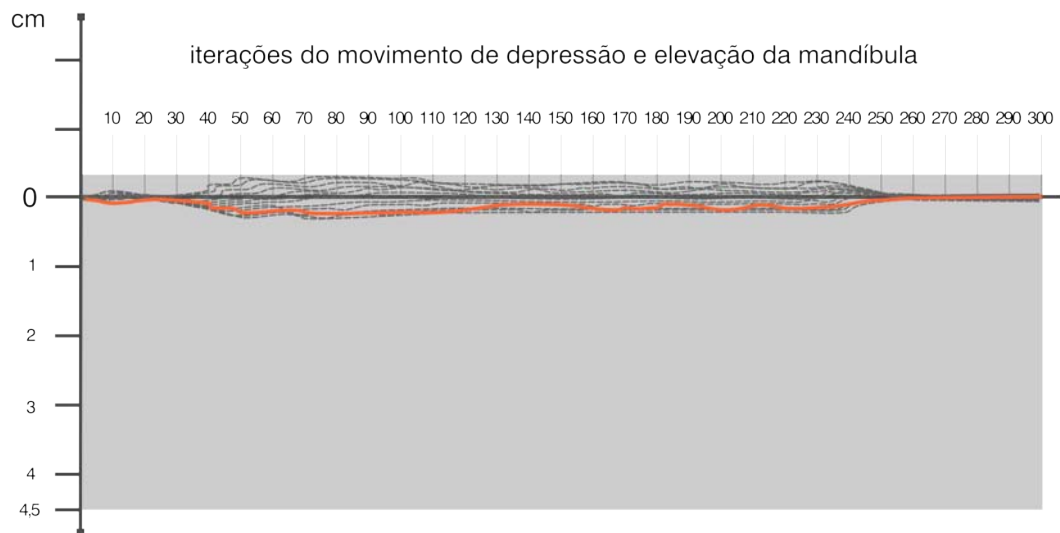


Figura 6.26: Paciente 2, plano horizontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano horizontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.

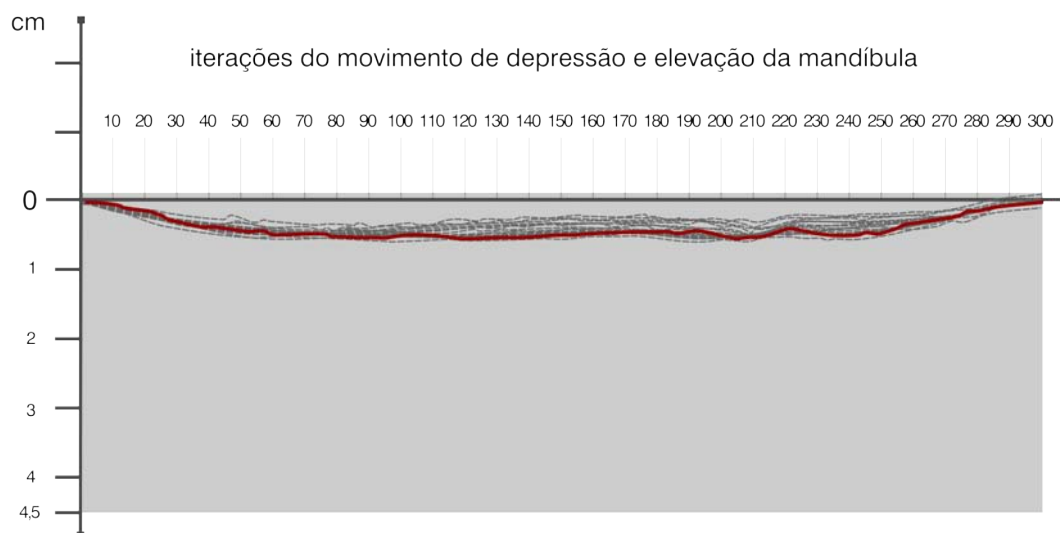


Figura 6.27: Paciente 2, frontal: os caminhos incisais capturados estão representados em cinza pontilhado. Os pontos gerados pelo modelo no plano frontal estão representados em magenta. A totalidade dos pontos gerados se encontram dentro da envoltória da totalidade dos pontos de 15 caminhos capturados.

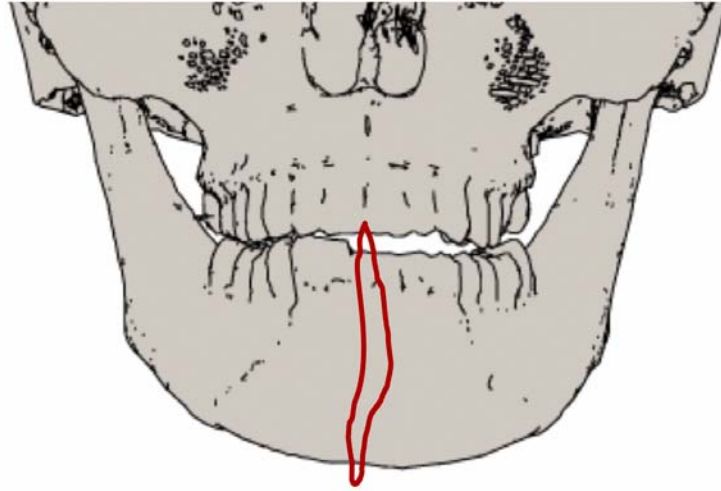


Figura 6.28: Em caso de dentes maiores que o normal, o paciente nunca fecha a mandíbula totalmente.

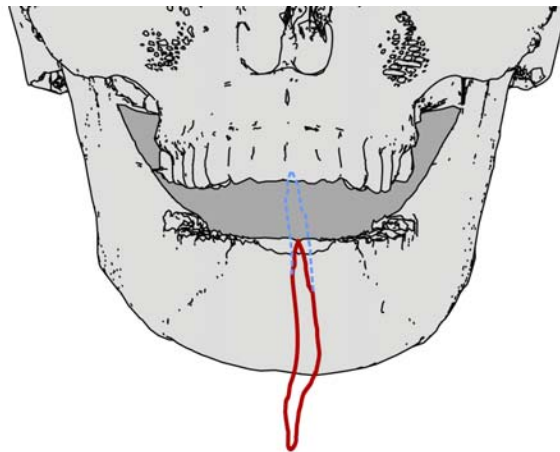


Figura 6.29: O caminho incisal capturado e suavizado é posicionado no ponto inferior onde seria o meio dos dentes incisais inferiores (vermelho). O caminho restante para preencher o espaço entre os dentes é calculado usando o algoritmo Catmull-Rom (azul).

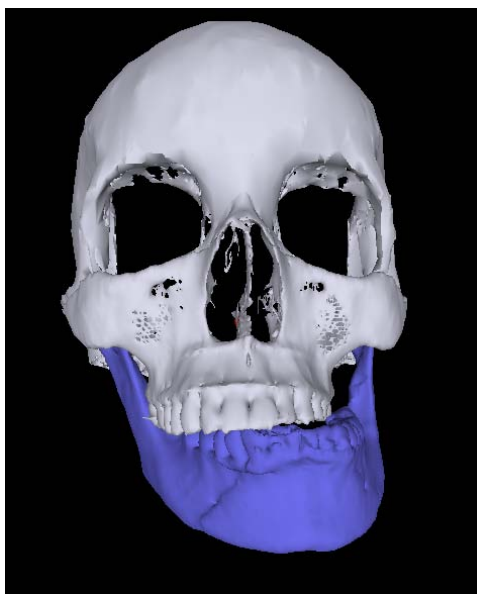


Figura 6.30: Malha mandibular alterada e re-posicionada para refletir o caso patológico de desvio de mandíbula.

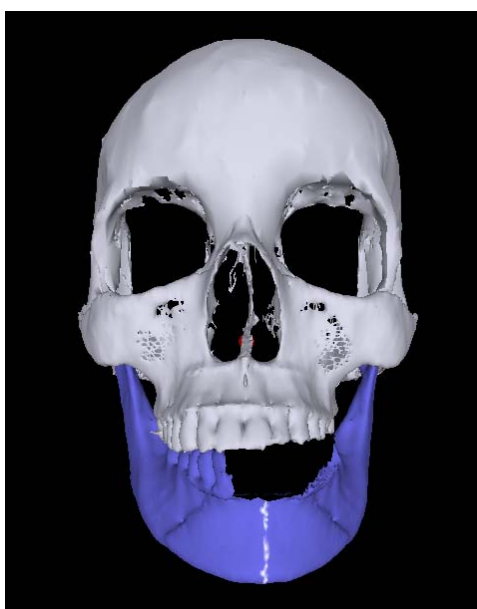


Figura 6.31: Simulação de prótese feita a partir do lado em que a forma mandibular está normal. Neste caso os dois lados possuem a mesma forma.

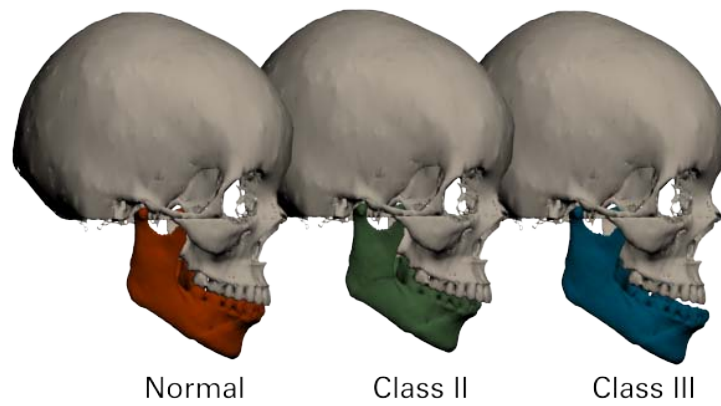


Figura 6.32: Malhas alteradas para a simulação das três classes mandibulares.

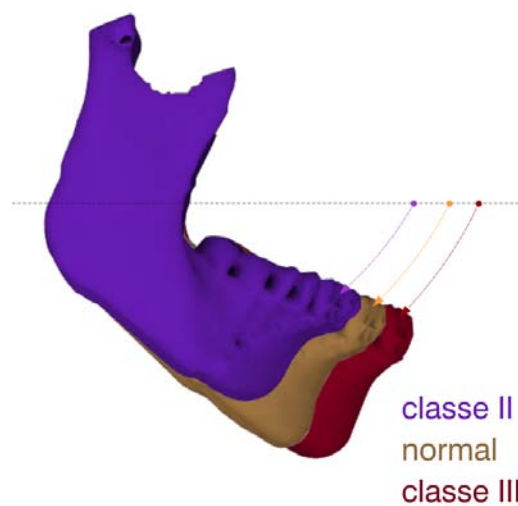


Figura 6.33: Representação das três classes mandibulares com a proporção de abertura da mandíbula gerada apenas por movimentos rotacionais. Os indivíduos de classe III atingem uma abertura mandibular maior que os indivíduos de classe II e os indivíduos com tamanho de mandíbula considerada normal.

7 CONCLUSÃO

7.1 Avaliação Geral dos Resultados Obtidos

O modelo proposto neste trabalho visa simular o movimento da articulação temporomandibular de forma a representar as características individuais de movimento e a inter-relação de movimento entre as ATMs esquerda e direita. É importante salientar que o modelo corresponde a uma contribuição significativa para a simulação do movimento da mandíbula, pois todos os trabalhos desenvolvidos até agora simplificaram esse movimento em apenas uma junta com apenas um sistema de referência. Esta simplificação não representa a realidade em que duas ATMs são movidas por dois conjuntos de músculos realizando caminhos condilares diferentes entre si.

O modelo proposto neste trabalho se ajusta melhor a aplicações médicas pois pode contemplar patologias que ocorrem em apenas uma ATM. Neste caso, a cadeia de movimento entre as duas articulações se altera. Além disto, os dados extraídos do modelo, aliados a visualização e análise dos caminhos de movimento que a mandíbula descreve no interior de suas articulações, permitem que estudantes da área médica e odontológica possam ter uma maior compreensão de como forma e função interagem neste sistema. A descrição do movimento de forma clara em termos de rotações em cada ATM e translações da mandíbula não está, até hoje, descrita na literatura médica, justamente pela dificuldade de sua representação sem o uso de cinemática inversa.

O uso de cinemática inversa aliado ao tratamento de colisão para um objeto gráfico percorrer um caminho não é exatamente novo em aplicações nas áreas de robótica e computação gráfica. Mas sua aplicação integrada ao inter-relacionamento de duas juntas que movimentam apenas um objeto gráfico assim como a simulação de importante articulação anatômica, faz com que este modelo contribua de forma efetiva para a área.

7.2 Perspectivas

O modelo proposto neste trabalho pode ser estendido para analisar os movimentos finos de mastigação onde as arcadas superior e inferior colidem entre si e com os alimentos do interior da boca. Outras formas de extensão seria abranger outros componentes do sistema mastigatório como músculos e língua a partir de diferentes técnicas de simulações físicas.

7.2.1 Forças musculares

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. A determinação de como as forças dos músculos masseter, temporal e outros pequenos que atuam no controle fino de movimento da ATM ainda não está bem estabelecida. A complementação do modelo baseado em cinemática aqui proposto com um modelo baseado em Física que simplifique a contribuição dos músculos sobre a mandíbula através de linhas de ação levará a uma completa compreensão do sistema mastigatório.

A modelagem dos músculos através de uma ou mais linhas de ação (NEDEL, 1998) é feita estabelecendo-se uma origem e um ponto de inserção. Estes pontos correspondem aos elos de ligação entre os músculos e os ossos. No caso da mandíbula, o trabalho ainda em aberto é justamente determinar a contribuição relativa à magnitude da força, as origens e os pontos de inserção das linhas de ação de cada músculo nos diversos tipos de movimentos.

7.2.2 Deformação de Tecidos Moles

Além dos músculos responsáveis pela mastigação, duas outras estruturas anatômicas contribuem de maneira significativa para um bom funcionamento do sistema mastigatório: os discos articulares e a língua.

O disco articular tem a principal função de prolongar a fossa mandibular nos movimentos anteriores do côndilo da mandíbula estabelecendo concordância entre as superfícies articulares, funcionando também como amortecedor de forças. Na extensão do modelo para a abrangência dos tecidos moles, a inclusão dos deslocamentos dos discos articulares e sua deformação no interior da fossa do osso temporal e a análise de seu comportamento em diferentes patologias da ATM traria uma enorme contribuição para a Medicina.

A língua é de suma importância no sistema mastigatório e seu formato e tamanho também está ligado à função mandibular. Ela contribui para o paladar, mastigação e para o ato de engolir. A modelagem de suas propriedades elásticas e seu comportamento durante a mastigação necessita algumas informações de dados reais que ainda não foram totalmente elucidadas. Já existem trabalhos em que algumas de suas propriedades biomecânicas foram propriamente formuladas através de elementos finitos para aplicações específicas como a laringoscopia por exemplo (RODRIGUES; GILLES; CHARTERS, 2001), mas não ainda para movimentos voluntários como o de mastigação. Neste tipo de modelo de movimento, quanto mais elementos forem usados para representar a estrutura geométrica, maior será o realismo. Contudo, o uso de um número maior de elementos leva à resolução de um número maior de equações simultâneas com um grande custo computacional inviabilizando simulações em tempo real.

7.2.3 Ajuste Oclusal Virtual e Dispositivos Baseados em Retorno de Força

Em uma correta oclusão dentária no final do fechamento mandibular, os côndilos assentam nas fossas mandibulares do osso temporal e ocorre o máximo de contatos dentários posteriores bilaterais. Esta posição é encontrada por dentistas através de ajustes táteis em moldes de gesso (Figura 7.1), complementados por ajustes de medidas cefalométricas, para que a partir dela possa ser feito o diagnóstico de patologias e previsão/acompanhamento de tratamento.

Na odontologia, a ausência de equilíbrio oclusal apresenta-se como ameaça à estabilidade e sucesso dos resultados provenientes de reabilitações protéticas extensas ou tratamentos ortodônticos e ortopédicos. Quando isto acontece, independente do resultado estático ser considerado satisfatório, uma provável presença de contatos prematuros

pode alterar o posicionamento mandibular, seja na condição de repouso e/ou durante a realização de seus movimentos funcionais. Nestas situações, a eliminação das referidas interferências deve ser realizada por meio de desgastes ou acréscimos nas superfícies oclusais, permitindo maior condição de estabilidade ao posicionamento dentário previamente estabelecido.

A tecnologia de dispositivos baseados em retorno de força (*haptics*) tornou possível simular a sensação de toque humano, permitindo a criação de objetos precisos de manipulação virtual. Modelos reais tridimensionais das arcadas dos pacientes podem vir a ser manipulados virtualmente através destes dispositivos para que os profissionais de saúde sintam o ponto correto de ajuste oclusal. Além disto, os desgastes ou acréscimos na superfícies dos dentes podem ser simulados e novamente sentidos através dessas ferramentas até que um perfeito ajuste oclusal seja atingido.



Figura 7.1: Molde de gesso usado para estudo e diagnóstico de oclusão dentária.

7.2.4 O modelo da ATM como Base para um Articulador Virtual

Os articuladores mecânicos (Figura 7.2) para uso em odontologia têm como objetivo reproduzir as posições maxilo-mandibulares estáticas e dinâmicas com a finalidade de estudar a oclusão e suas patologias para auxílio ao diagnóstico e confecção de aparelhos interoclusais e próteses. Os parâmetros de entrada do simulador são os moldes de gesso feitos na arcada do paciente além das medidas necessárias da relação entre dentes e juntas do paciente extraídos de um arco dental colocado entre os dentes do paciente e posicionado em seus ouvidos. A complexidade e precisão dos articuladores variam desde uma junta simples com um DOF de rotação até a alguns (chamados 'totalmente ajustáveis') com três DOFS de rotação e dois de translação. Mas, a medida que a complexidade aumenta, o número de ajustes necessários também aumenta consideravelmente, tornando o seu uso bastante complicado e trabalhoso pelo profissional da área médica. Os articuladores mecânicos não são totalmente inter-cambiáveis, ou seja, um modelo de gesso montado em um articulador não terá a mesma acuidade nas posições se transferido a outro. Este fato ocorre devido aos erros de montagem e calibragem, além da variação

dos materiais empregados e às diferentes marcas e modelos de articuladores (HATZI; MILLSTEIN; MAYA, 2001).

Apesar dos modelos mais recentes já preverem um maior número de DOFs das ATMs, o modelo articular ainda não é suficientemente realista, além da colisão entre as estruturas das articulações não serem contempladas. Não é possível também, simular vários padrões de mastigação que variam de pessoa para pessoa e padrões que dependem do tipo de alimento (alimentos duros, moles, viscosos, etc). Existem dois fatores ainda mais problemáticos na simulação do movimento mandibular através de articuladores mecânicos: o primeiro é o de que todos eles simulam o movimento a partir da maxila e não da mandíbula, a parte inferior do molde que representa a mandíbula permanece estática enquanto a parte superior do molde que representa a maxila movimenta; o segundo fator diz respeito à impossibilidade de visualização do movimento no interior da junta, bastante útil para planejamento pré-cirúrgico desta articulação (as partes moldadas para serem colocadas no articulador são apenas as arcadas dentárias inferior e superior, e não os ossos da mandíbula e crânio).



Figura 7.2: Exemplo de articulador mecânico (modelo *JP 30 Gnatus*) usado atualmente para simular o movimento mandibular.

O modelo de movimento das ATMs apresentado neste trabalho pode vir a servir de

base para um articulador virtual mandibular. Um articulador virtual pode reduzir significativamente as limitações de um articulador mecânico descritas acima tornando o movimento simulado mais realista. Ele pode ainda possibilitar:

- a modificação de parâmetros para incluir diferentes padrões de mastigação conforme tipo de alimento, por exemplo;
- a visualização através de ângulos pouco usuais de padrões dinâmicos de oclusão como o lingual, por exemplo;
- a extração de dados estatísticos relativos à colisão de dentes;
- a comparação gráfica dos caminhos de movimento para verificação do andamento do tratamento;
- a simplificação da parametrização do modelo através de dados numéricos extraídos de cefalometria e não de ajustes mecânicos e confecção de moldes reduzindo assim os erros;
- a inclusão de parâmetros físicos como força de músculos, movimentação da língua, etc.

Para o desenvolvimento de um articulador virtual mandibular que venha a ser efetivamente utilizado pela comunidade de ortodontistas, ainda é necessário o desenvolvimento ou melhora de vários módulos do atual simulador, tais como:

- melhor visualização das colisões e curvas de movimento a partir de vários ângulos e a mudança de cores nos locais onde as colisões são recorrentes;
- tratamento de colisões entre dentes e resposta a elas;
- nova interface que facilite a parametrização do modelo;
- extração automática dos dados relativos e colisões de movimento pelos usuários da área médica;
- possibilidade de confronto e análise dos dados extraídos de um ou mais pacientes.

REFERÊNCIAS

3D SLICER. Disponível em: <http://www.slicer.org/>. Acesso em: junho 2006.

ASSASSI, L.; CHARBONNIER, C.; SCHMID, J.; VOLINO, P.; MAGNENAT-THALMANN, N. From MRI to Anatomical Simulation of the Hip Joint, John Wiley and Sons, p.53–66, 2009. (Special Issue on Physiological Human).

BADLER, N.; PHILLIPS, C.; WEBBER, B. **Simulating Humans**: computer graphics, animation, and control. GRB: Oxford University Press, 1993.

BARRY, P. J.; GOLDMAN, R. N. A recursive evaluation algorithm for a class of Catmull-Rom splines. In: SIGGRAPH '88:15TH ANNUAL CONFERENCE ON COMPUTER GRAPHICS AND INTERACTIVE TECHNIQUES, 1988, **Proceedings...** New York, NY, USA. ACM, p.199-204, 1988.

BOULIC, R.; RENAULT, O. 3D Hierarquies for Animation. **New Trends in Animation and Visualization**, [S.l.: s.n.], 1991.

BUI, T. D.; HEYLEN, D.; NIJHOLT, A. Improvements on a Simple Muscle-Based 3D Face for Realistic Facial Expressions. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER ANIMATION AND SOCIAL AGENTS (CASA 2003), 16., Washington, DC, USA. **Proceedings...** IEEE Computer Society, p.33, 2003.

CHARBONNIER-A, C.; SCHMID, J.; KOLO-CHRISTOPHE, F.; MAGNENAT-THALMANN, N.; BECKER, C.; HOFFMEYER, P. Virtual Hip Joint: from computer graphics to computer-assisted diagnosis. In: EUROGRAPHICS, FIRST MEDICAL PRIZE, **textbfProceedings...**, MUNICH, GERMANY, [S.l.: s.n.], 2009.

CHARBONNIER-B, C.; ASSASSI, L.; VOLINO, P.; MAGNENAT-THALMANN, N. Motion Study of the Hip Joint in Extreme Postures. **The Visual Computer**, [S.l.: s.n.], 2009.

CHEN, J.; KATONA, T. R. The limitations of the instantaneous centre of rotation in joint research. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S.l.: s.n.], v.26, n.4, p.274–279, 1999.

CHEN, X. A comment on: the instantaneous center of rotation during human jaw opening and its significance in interpreting the functional meaning of condylar translation. **American Journal Physical Anthropoloy**, [S.l.: s.n.], v.105, n.1, p.35, 1998.

CUISENAIRE, O. **Distance Transformation, fast algorithms and applications to medical image processing**. Tese (Doutorado em Ciência da Computação) — Université catholique de Louvain, Louvain-la-Neuve, Belgium, 1999.

DENAVID, J.; HARTENBERG, R. S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices. **Trans ASME J. Appl. Mech**, [S.l.: s.n.], v.23, p.215–221, 1955.

DOUGLAS, C. R. **Tratado de fisiologia aplicado às ciências da saúde**. 6.ed. [S.l.]: Ed. Robe, 1994.

ENCISO, R.; MENON, A.; FIDALEO, D. A.; NEUMANN, U.; J.MAH. The virtual craniofacial patient: 3d jaw modeling and animation. **Stud Health Technol Inform**, [S.l.: s.n.], v.94, p.65-71, 2003.

FERRARIO, V. F.; SFORZA, C.; MIANI, A.; SERRAO, G.; TARTAGLIA, J. Open-close movements in the human temporomandibular joint: does a pure rotation around hinge axis exist? **Jornal of Oral Rehabilitation**, [S.l.: s.n.], v.23, n.6, p.401-408, 1996.

FERREIRA, F. V. **Ortodontia, Diagnóstico e Planejamento Clínico**. second.ed. [S.l.]: Artes Médicas, p. 313-319, 1998.

FREITAS, C. M. D. S.; MANSSOUR, I.; NEDEL, L. P.; GAVIÃO, J. K.; PAIM, T. C.; MACIEL, A. Framework para Construção de Pacientes Virtuais: uma aplicação em laparoscopia virtual. In: SVR 2003 - SBC SYMPOSIUM ON VIRTUAL REALITY, **Anais...** [S.l.: s.n.], 2003. v.6, p.283-294, 2003.

FUNG, Y. **Biomechanics: mechanical properties of living tissue**. [S.l.]: New York-Spring-Verlag, 1993.

FUSHIMA, K.; GALLO, L. M.; KERBS, M.; PALLA, S. Analysis of the TMJ intraarticular space variation: a non-invasive insight during mastication. **J. Medical Engineering and Physics**, [S.l.: s.n.], , v.25, p.181-190, 2003.

GALLO, L.; AIROLDI, G.; AIROLDI, R.; PALLA, S. Description of Mandibular Finite Helical Axis Pathways in Asymptomatic Subjects. **Journal Dental Research**, [S.l.: s.n.], , v.76, n.2, p.704-713, 1997.

GALLO, L.; BRASI, M.; ERNST, B.; PALLA, S. Relevance of mandibular helical axis analysis in functional and dysfunctional TMJs. **Journal of Biomechanics**, [S.l.: s.n.], v.39, p.1716–1725, 2006.

GALLO, L. M.; FUSHIMA, K.; PALLA, S. Mandibular Helical Axis Pathways during Mastication. **Journal Dental Research**, [S.l.: s.n.], v.79, n.8, p.1566–1572, 2000.

GIBBS, C. H.; LUNDEEN, H. C. Jaw Movements and Forces during chewing and Swallowing and their Clinical Significance. **Advances in Occlusion**, [S.l.: s.n.], 1982.

GIBBS, C.; MESERMAN, T.; RESWICK, J. B.; DERDA, H. J. Functional movements of the mandible. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [S.l.: s.n.], v.26, 1971.

GOTTSCHALK, S.; LIN, M. C.; MANOCHA, D. OOBTree: a hierarchical structure for rapid interface detection. In: **SIGGRAPH Proceedings...** [S.l.: s.n.], p.171–180, 1996.

GRANT, P. G. Biomechanical significance of the instantaneous center of rotation: the human temporomandibular joint. **Journal of Biomechanics**, [S.l.: s.n.], v.6, p.109, 1973.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.

HATZI, P.; MILLSTEIN, P.; MAYA, A. Determining the accuracy of articulator interchangeability and hinge axis reproducibility. **The Journal of prosthetic dentistry**, [S.l.: s.n.], v.83, n.3, p.236–245, 2001.

HELLSING, G.; HELLSING, E.; ELIASSON, S. The hinge axis concept: a radiographic study of its relevance. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [S.l.: s.n.], v.73, p.60, 1996.

IOI, H.; COUNTS, A. L.; NANDA, R. S. Condylar Movement Analysis in Subjects with Clinically Normal Temporomandibular Joints, Utilizing an amorphous sensor. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S.l.: s.n.], v.30, p.379–385, 2003.

IP, H. H. S.; LAM, M. S. W.; LAW, K. C. K.; CHAN, S. C. S. Animation of Hand Motion from Target Posture Images Using an Anatomy-Based Hierarchical Model. **Computers Graphics**, [S.l.: s.n.], v.25, n.1, p.121–133, 2001.

KÄHLER, K.; HABER, J.; SEIDEL, H.-P. Reanimating the dead: reconstruction of expressive faces from skull data. **ACM Trans. Graph.**, New York, NY, USA, v.22, n.3, p.554–561, 2003.

KANG, M.; SADRI, H.; MOCCOZET, L.; MAGNENAT-THALMANN, N.; HOFFMEYER, P. Accurate Simulation of Hip Joint Range of Motion. **Computer Animation**, Los Alamitos, CA, USA, v.00, p.215, 2002.

KITAI, N.; KREIBORG, S.; MURAKAMI, S.; BAKKE, M.; MOLLER, E.; DARVANN, T. A.; TAKADA, K. A three-dimensional method of visualizing the temporomandibular joint based on magnetic resonance imaging in a case of juvenile chronic arthritis. **International Journal of Pediatric Dentistry**, [S.l.: s.n.], v.12, p.109–115, 2002.

KOMIYAMA, O.; ASANO, T.; SUZUKI, H.; KAWARA, M.; WADA, M.; KOBAYASHI, K.; OHTAKE, S. Mandibular Condyle Movement During Mastication of Foods. **Journal of Oral Rehabilitation**, [S.l.: s.n.], v.30, p.592–600, 2003.

KOREIN, J. U.; BADLER, N. I. Techniques for Generating the Goal-Directed Motion of Articulated Structures. **IEEE Computer Graphics and Applications**, [S.l.: s.n.], v.2, n.9, p.71–81, 1982.

LEE, S.-H.; TERZOPOULOS, D. Heads Up. Biomechanical Modeling and Neuromuscular Control of the Neck. In: ACM SIGGRAPH 2006 CONF. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], p.1188 – 1198, 2006.

LEMOINE, J. J.; XIA, J. J.; GATENO, J.; LIEBSCHNER, M. A. K. Radiographic Analysis for Jaw Motion Normalization. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**, [S.l.: s.n.], v.63, p.961–967, 2005.

LEPERA, F. Determination of the hinge axis clutches on condyle position. **Journal of Prosthetic Dentistry**, [S.l.: s.n.], v.8, p.260, 1958.

LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching Cubes A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. **Computer Graphics**, [S.l.: s.n.], p.163-169, 1987.

MACIEL, A.; NEDEL, L.; FREITAS, C. Anatomy based joint models for virtual humans skeletons. In: COMPUTER ANIMATION, **Proceedings...**, Geneva, Switzerland, [S.l.: s.n.], p.110-116, 2002.

MAS, R.; THALMANN, D. A Hand Control and Automatic Grasping System for Synthetic Actors. In: EUROGRAPHICS, **Proceedings...**, Oslo, Noruega, [S.l.: s.n.], p.167-178, 1994.

MAUREL, W.; THALMANN, D. Human Sholder Modeling Including Scapulo-Thoracic Constraint and Joint Sinus Cones. **Computer and Graphics**, [S.l.: s.n.], v.24, n.2, p.21-24, 2000.

MEDICAL Studio. Disponível em: <http://www.medicalstudio.org/>. Acesso em: agosto 2006.

METZGER, A. L. T.; CAMPIOTTO, A. R.; MUZY, P. C. Interferencia do tipo de ma oclusao nas medidas dos movimentos mandibulares: um estudo realizado com o apoio do exrcito brasileiro. **Revista CEFAC**, [S.l.: s.n.], 2008.

MI, Z. **Task-Based Prediction of Upper Body Motion**. 2004. Tese (Doutorado em Ciência da Computação) — University of Iowa, Iowa City, IA.

MOCZOZET, L.; THALMANN, N. M. Multilevel Deformation Model Applied to Hand Simulation for Virtual Actors. In: VSMM '97: INTERNATIONAL CONFERENCE ON VIRTUAL SYSTEMS AND MULTIMEDIA, **Proceedings...** Washington, DC, USA, IEEE Computer Society, p.119,1997.

MOHL, N. D.; ZARB, G. A.; CARLSSON, G. E.; RUGH, J. D. **A Textbook of Occlusion**. [S.l.]: Quintessence Publishing Co., 1989.

MONHEIT, G.; BADLER, N. A. Kinematic Model of the Human Spine and Torso. **IEEE Computer Graphics and Applications**, [S.l.: s.n.], v.11, n.2, p.29–38, 1991.

MOREAU, G.; DONIKIAN, S. From Psychological and Real- Time Interaction Requirements to Behavioural Simulation. In: EGCAS **Proceedings...** Prentice Hall, p.29-44, 1998.

MOYERS, R. E. **Handbook of Orthodontics**. fourth.ed. [S.l.]: Guanabara Koogan,p. 209-210p, 1991

NAEJE, M.; HOFMAN, N. Biomechanics of the Human Temporomandibular Joint during Chewing. **Journal Dental Research**, [S.l.: s.n.], v.82, n.7, p.528–531, 2003.

NEDEL, L. P. **Anatomic Modelling of Human Bodies using Physically-Based Muscle Simulation**. Tese (Doutorado em Ciência da Computação) — École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Switzerland, Lausanne, 1998.

OLSZEWSKI, R.; VILLAMIL, M. B.; TREVISAN, D. G.; NEDEL, L. P.; FREITAS, C. M.; REYCHLER, H.; MACQ, B. Towards an integrated system for planning and assisting maxillofacial orthognathic surgery. **Computer methods and programs in biomedicine**, [S.l.: s.n.], v.91, n.1, p.13–21, 2008.

PARENT, R. **Computer Animation, Algorithms and Techniques**. Nova York, United States: Morgan Kaufmann, 2002.

PHILLIPS, C. B.; BADLER, N. I. JACK: a toolkit for manipulating articulated figures. In: UIST '88: 1ST ANNUAL ACM SIGGRAPH SYMPOSIUM ON USER INTERFACE SOFTWARE, New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM, p.221-229, 1988.

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

RASCH, P. **Cinesiologia e Anatomia aplicada**. 7.ed. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan, 1991.

REKOW, E. D.; SPEIDEL, T. M.; KOENIG, R. A. Location of the mandibular center of autorotation in maxillary impaction surgery. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, [S.l.: s.n.], v.103, p.530, 1993.

RODRIGUES, M. A. F.; GILLES, D.; CHARTERS, P. A Biomechanical Model of the Upper Airways for Simulating Laryngoscopy. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engng**, [S.l.: s.n.], v.4, p.127–148, 2001.

RUBENSTEIN, L.; STRAUSS, R. A.; ISAACSON, R.; LINDAUER, S. J. Quantitation of rotational movements associated with surgical mandibular advancement. **The Angle Orthodontist**, [S.l.: s.n.], v.61, p.167, 1991.

SADAT-KHONSARI, R.; FENSKE, C.; KAHL-NIEKE, B.; KIRSCH, I.; JÜDE, H. D. Mandibular Instantaneous Centers of Rotation in Patients With and Without Temporomandibular Dysfunction. **Journal of Orofacial Orthopedics**, [S.l.: s.n.], v.64, p.256–264, 2003.

SCHEEPERS, C. F. **Anatomy-Based Surface Generating for Articulated Models of Human Figures**. Tese (Doutorado em Ciência da Computação) — Department of Computer and Information Science/ Ohio State University, Columbus, Ohio, 1996.

SCHROEDER, W.; MARTIN ken; LORENSEN, B. **Vizualization Toolkit - An Object-Oriented Approach to 3D Graphics**. second.ed. [S.l.]: Prentice Hall, p. 3-4, 1998.

SCHROEDER, W.; ZARGE, J.; LORENSEN, W. Decimation of Triangle Meshes. **Journal of Computer Graphics (SIGGRAPH)**, [S.l.: s.n.], v.26, n.2, p.65-70, 1992.

SHAO, W.; NG-THOW-HING, V. A general joint component framework for realistic articulation in human characters. In: I3D '03: SYMPOSIUM ON INTERACTIVE 3D GRAPHICS, New York, NY, USA. **Proceedings...** ACM, p.11–18, 2003.

SIBILLE, L.; TESCHNERA, M.; SRIVASTAVA, S.; LATOMBE, J. C. Interactive Simulation of the Human Hand. In: CARS, Paris, France. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], 2002.

SPERRY, T. P.; STEINBERG, M. J.; GANS, B. J. Mandibular movement during autorotation as a result of maxillary impaction surgery. **American Journal of Orthodontics**, [S.l.: s.n.], v.81, p.116, 1982.

SPOOR, C. W.; VELDPAUS, F. E. Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers. **Journal of Biomechanics**, [S.l.: s.n.], v.13, p.391–393, 1980.

SUEDA, S.; KAUFMAN, A.; PAI, D. K. Musculotendon Simulation for Hand Animation. **ACM Trans. Graph. (Proc. SIGGRAPH)**, [S.l.: s.n.], v.27, n.3, 2008.

SWENNEN, G. R. J.; SCHUTYSER, F.; HAUSAMEN, J. **Three-dimensional Cephalometry, A Color Atlas and Manual**. 1.ed. [S.l.]: Springer Verlag, 2005.

VILLAMIL, M. B.; NEDEL, L. P.; FREITAS, C.; MACIEL, A. A Model to Simulate the Mastication Motion at the Temporomandibular Joint. In: SPIE MEDICAL IMAGING 2005 - PHYSIOLOGY, FUNCTION, AND STRUCTURE FROM MEDICAL IMAGES, **Proceedings...** San Diego, USA, [S.l.: s.n.], v.6, 2005

VILLAMIL, M. B.; NEDEL, L. P.; FREITAS, C.; MACQ, B. An Anatomy-based Approach to Simulate the Temporomandibular Joint Movement. In: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMPUTER ANIMATION AND SOCIAL AGENTS, 20., Hasselt, Belgium. **Proceedings...** Hasselt University, p.41-47, 2007.

WEBCIENCIA. Disponível em: <www.webciencia.com>. Acesso em: maio 2006.

YAHIA-CHERIF, L.; MOLET, T.; MAGNENAT-THALMANN, N. Motion simulation of the hip joint using an optimized markers configuration. In: D ANALYSIS OF HUMAN MOVEMENT, 8., 2004. **Proceedings...**, [S.l.: s.n.], 2004.

YATABE, M.; ZWIJNENBURG, A.; MEGENS, C. C.; NAEIJE, M. Movements of the mandibular condyle kinematic center during jaw opening and closing. **Journal of Dentist Research**, [S.l.: s.n.], v.76, p.714-719, 1997.

ZELTZER, D. Representation of Complex Animated Figures. In: GRAPHICS INTER-FACE, Toronto, Canada. **Proceedings...** [S.l.: s.n.], p.205-211, 1982.

ZELTZER, D.; SIMS, F. A Figure Editor and Gait Controller for Task Level Animation. In: SIGGRAPH COURSE NOTES, **Proceedings...** [S.l.: s.n.], v.4, p.164-181, 1988.

ZHANG, Y.; D., E.; PRAKASH; SUNG, E. Efficient Modeling of An Anatomy-Based Face and Fast 3D Facial Expression Synthesis. **Acta Odont. Scandinavica**, [S.l.: s.n.], v.22, n.2, p.159-169, 2003.

ZHAO, J.; BADLER, N. Inverse kinematics positioning using nonlinear programming for highly articulated figures. **ACM Trans. Graph.**, [S.l.: s.n.], v.13, p.313-336, 1994.

ANEXO A MODELO PARA ARTICULAÇÕES / V-ART

A.1 Introdução

O modelo V-ART é uma estrutura de suporte para auxiliar o projeto, a organização e o desenvolvimento de aplicações que envolvam corpos articulados. Cada articulação de um corpo representa a relação entre duas partes adjacentes que se modificam, ao longo do tempo, de acordo com os seus graus de liberdade. Neste modelo podem ser associados

objetos geométricos a cada articulação para representar ossos, músculos, pele, etc. Esses objetos, subordinados a articulação, têm sua posição alterada de acordo com as modificações feitas na relação representada pelas articulações antecedentes na topologia. Este modelo auxilia tanto à construção de aplicações em que os corpos possuem articulações simplificadas quanto à aplicações que requerem articulações baseadas em dados anatômicos.

A.2 Topologia

Este modelo foi concebido a partir do framework VPAT (FREITAS et al., 2003) como um modelo baseado em anatomia para representar tanto um esqueleto humano inteiro articulado, como apenas parte dele com o intuito de atender a aplicações médicas. Inicialmente o modelo representava um sistema articulado como uma árvore onde as articulações (estruturas principais do modelo) correspondiam aos nodos, e os segmentos do corpo (apenas ossos, neste caso) eram as arestas da árvore. A estrutura de árvore foi modificada para uma estrutura de grafo direcionado para melhor representação dos diferentes tipos de topologia que os modelos de articulações humanas possam vir a requerer.

Uma articulação representa um conjunto de possíveis movimentos que são definidos de acordo com os seus graus de liberdade (DOFs). A presença ou não de um grau de liberdade em uma articulação define se a articulação pode (ou não) realizar um determinado movimento. Uma articulação com dois graus de liberdade, por exemplo, determina dois tipos de movimento: flexão/extensão e adução/abdução. Cada articulação do grafo é representada por uma transformação geométrica, através de uma matriz homogênea 4x4 chamada LIM (Local Instance Matrix), de forma a estabelecer uma relação entre ela e as articulações e objetos antecedentes. Portanto, cada articulação foi definida em seu sistema de referência de parentesco.

O modelo V-ART permite que se possa criar topologias bastante variáveis. Um exemplo se encontra na Figura A.1, onde vemos uma topologia na qual os ossos do braço são anexados a cada articulação. As articulações seguem uma hierarquia em forma de árvore. Outro exemplo de topologia, é o caso da articulação temporomandibular onde o osso da mandíbula é filho de duas articulações diferentes: as articulações temporomandibular es-

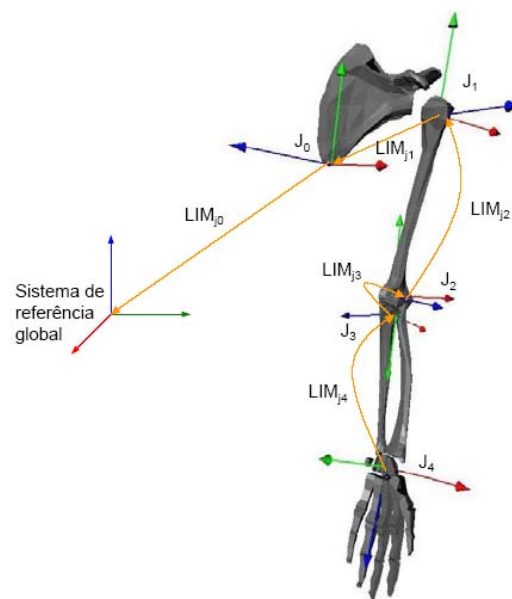


Figura A.1: Representação hierárquica das articulações em forma de árvore para representação das articulações do braço (MACIEL; NEDEL; FREITAS, 2002).

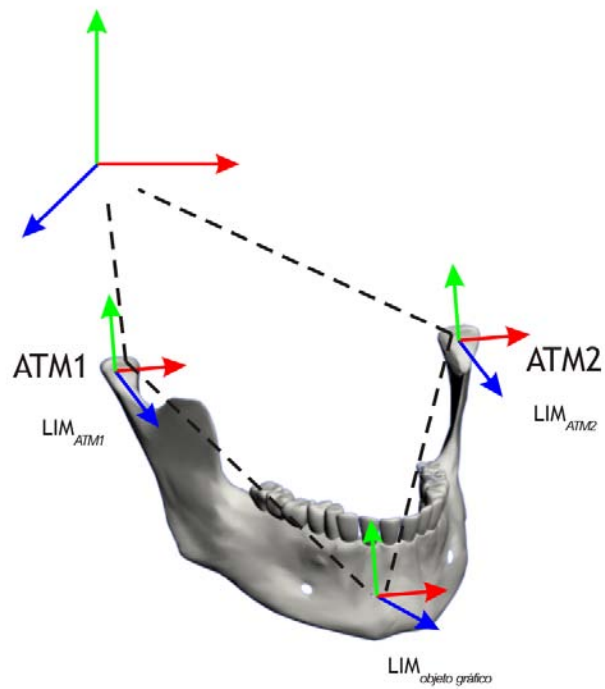


Figura A.2: Topologia das articulações temporomandibular esquerda e direita (VILLAMIL et al., 2005).

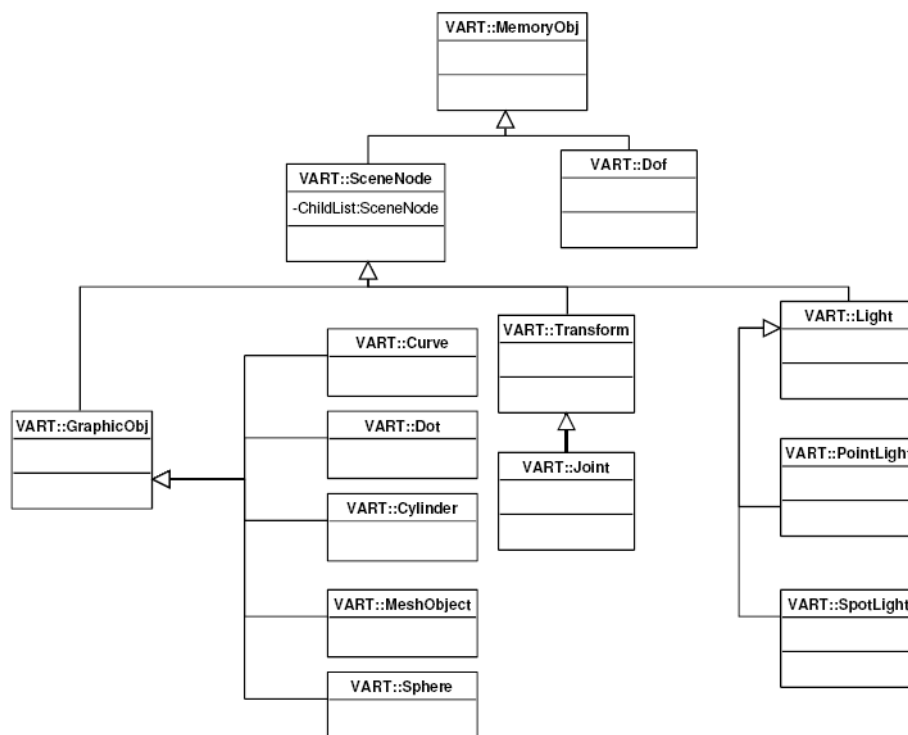


Figura A.3: Os diversos tipos de topologia do V-ART são realizados através do encadeamento dos nodos de cena (classe *VART::SceneNode*)

querda e direita (Figura A.2). Para que possa haver esta adaptação do modelo aos diversos tipos de topologia de articulações, os objetos gráficos podem ser associados à cada junta e à outros objetos gráficos, assim como as juntas podem ser associadas à objetos gráficos e à outras juntas.

Todos os objetos gráficos tais como malhas poligonais, cilindros, esferas e curvas são filhos da classe abstrata *VART::GraphicObj* que por sua vez é filha da classe *VART::SceneNode* que representa cada objeto a ser inserido na cena. Juntas também são abstrações herdeiras de transformações (classe *VART::Transform*) que também são filhas de *VART::SceneNode*. Os métodos da classe *VART::SceneNode* permitem que um nodo de cena possa ser filho de outro. Cada nodo de cena possui uma lista de seus filhos do mesmo tipo *VART::SceneNode* (Figura A.3).

Todos os nodos de cena, além dos DOFs e luzes são herdeiros do objeto *VART::MemoryObj* que possui alguns atributos de alocação de memória, permitindo que o V-ART auto desaloque seu espaço de memória. Uma cena no modelo V-ART é um objeto visível composto por um conjunto de câmeras, luzes, cores de fundo e objetos da cena (*SceneNodes*). Todos os objetos da cena podem ser carregados através de um arquivo XML.

A.3 DOFs como Componentes das Juntas

A expressão graus de liberdade, abreviada por DOF, foi usada originalmente para designar a capacidade de movimento de certos sistemas móveis, como robôs mecânicos. Entretanto, neste trabalho o conceito de DOF é um pouco mais abrangente. Ele serve para designar e descrever cada um dos movimentos individuais presentes em uma articulação.

Para que a LIM (Matriz de Instanciação Local) de uma junta descreva um sistema de referência posicionado e orientado em relação ao sistema de referência da sua junta-pai foram incluídos os DOFs nas modificações de uma LIM de uma junta. Cada DOF também tem uma LIM, que descreve um sistema de referência local do DOF, posicionado e orientado em relação ao sistema de referência do DOF anterior. No caso do primeiro DOF, como ele não tem um DOF anterior, é baseado no sistema de referência da junta anterior. A LIM de uma junta é na verdade uma composição das LIMs de seus DOFs e é obtida por

$$LIM_j = LIM_{dof_0} LIM_{dof_1} \dots LIM_{dof_n} \quad (A.1)$$

Cada DOF foi concebido para que fosse mais do que um conceito abstrato e sim um elemento do modelo. Assim, cada junta pode ter vários DOFs onde cada um possui:

- eixo de movimento
- limites angulares máximos e mínimos da articulação
- limites de conforto da articulação
- posição do seu estado de repouso
- posição do seu estado atual

Para que se possa representar diferentes orientações do eixo de movimento em torno de si próprio, cada DOF é contemplado com mais dois eixos (ou vetores), caracterizando um sistema de referência próprio do DOF. Cada DOF de uma junta possui um conjunto de quatro limites angulares, dois inferiores e dois superiores. Um conjunto indica o ângulo extremo que pode ser alcançado por um DOF e o outro, indica o ângulo que uma pessoa atinge antes de adquirir um posicionamento desconfortável.

A.4 Influência de uma Junta em Outra

Um dos maiores problemas da modelagem de articulações está relacionado à dificuldade do ser humano em realizar movimentos isolados. Geralmente, pesquisadores da área da biomecânica tentam isolar o movimento de cada articulação e de cada um de seus DOFs, de forma a facilitar a extração de medidas do movimento. Assim, a maioria das tabelas de amplitude articular encontradas na literatura médica e de biomecânica apresentam valores individuais por eixo de movimento. Entretanto, sabe-se que o corpo humano funciona em sinergia, e que a amplitude de um DOF pode ser, momentaneamente, bastante alterada por mudanças no posicionamento de outros DOFs da junta e até de outras juntas. Apesar disso, não se encontram trabalhos na literatura de Computação Gráfica que realmente se preocupem com essa relação de amplitude entre diferentes DOFs. Para atingir movimentos com aparência natural, muitos trabalhos da área precisam considerar o desenvolvimento de complexos algoritmos de controle de animação.

Embora a relação de amplitude entre DOFs varie muito de pessoa para pessoa, o modelo V-ART propõe a utilização de uma estratégia que permite relacionar cada DOF do corpo a uma lista de outros DOFs, os quais exercem influência sobre o primeiro. Isso aumenta a correção do modelo e torna mais simples os algoritmos de controle de movimento. A cada DOF influenciador são associadas duas funções, uma para representar o seu efeito no ângulo mínimo do DOF influenciado, e a outra para o seu efeito sobre o

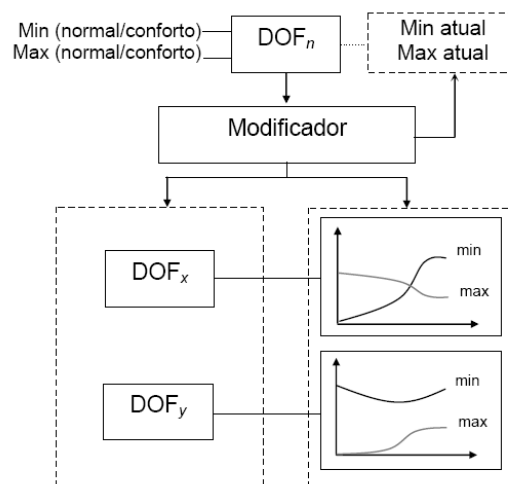


Figura A.4: Modificadores de Amplitude de Movimento das Juntas (MACIEL; NEDEL; FREITAS, 2002).

ângulo máximo. A Figura A.4 mostra um esquema do modificador, a estrutura usada no modelo para representar as relações de amplitude entre DOFs.

Quando DOF_n recebe um novo parâmetro de movimentação, ele precisa verificar seus limites máximo e mínimo, de modo que possa calcular sua nova posição angular. Caso ele possua um modificador, este lhe fornecerá os valores atuais de máximo e mínimo. O cálculo desses valores é feito pelo modificador da seguinte forma:

ele consulta a posição do DOF_x e a utiliza como entrada (x) na função da curva min relacionada ao DOF_x , obtendo assim, como saída (y), o valor mínimo que o DOF_x permite ao DOF_n . Fazendo o mesmo para o DOF_y , e quaisquer outros que possam estar na lista de DOFs que influenciam DOF_n , é obtido o valor mínimo permitido a DOF_n . Se este valor for maior do que o próprio valor mínimo de DOF_n , ele será o seu mínimo atual. O mesmo ocorre para o ângulo máximo. Um exemplo de aplicação dessa estratégia está nos dedos das mãos. Com os dedos estendidos é possível realizar o movimento de adução/abdução (pender o dedo indicador de um lado para o outro, por exemplo, como ao fazer gesto de negativo). Com o dedo flexionado a aproximadamente 90° , este movimento se torna extremamente limitado e muitas vezes impossível. Nesse exemplo, o DOF de flexão do dedo exerce uma influência dramática na amplitude de movimento do DOF de adução do dedo.

A.5 Deslizamento do Eixo de Movimento da Articulação

O movimento das articulações humanas raramente se dá em torno de eixos fixos. Na verdade, à medida que ocorre o movimento de rotação em torno de um eixo, ocorre também o deslocamento desse eixo. Esse deslocamento, normalmente não muito grande mas essencial para o realismo anatômico, pode ser descrito por uma curva no espaço. Na literatura de Computação Gráfica pode-se encontrar diversas soluções para o problema de modelagem de curvas, desde sua representação por polinômios até as representações paramétricas como Splines, Bézier, Catmull-Rom, etc [FOL 90]. Na modelagem de articulações específicas, deve-se escolher a curva que melhor se adapte ao deslocamento do eixo de determinada articulação.

Para garantir que o eixo deslize sobre a curva, e não fora dela, durante o movimento

da articulação, é usada a seguinte estratégia: toda vez que for feita uma modificação no parâmetro que define a posição angular de um determinado eixo, esse parâmetro é repassado à respectiva curva como seu parâmetro linear; a partir daí, é calculado o ponto sobre a curva referente ao parâmetro dado, e o eixo pode ser transladado para esse ponto. No exemplo da Figura 3.4, quando o DOF de flexão/extensão estiver totalmente estendido (parâmetro = 0), seu eixo estará posicionado no ponto A da curva de deslizamento, e o seu ângulo em relação ao sistema pai será de -120° . À medida que o parâmetro de flexão/extensão for aumentando, a posição do eixo mudará para um outro ponto da curva, se aproximando do ponto B, até atingi-lo quando o parâmetro for 1. Ao mesmo tempo, o parâmetro vai sendo mapeado para seu ângulo respectivo, de forma que quando o parâmetro for 1 o ângulo atingirá o seu limite de 35° . É possível observar, que no ponto B, os eixos x e y do sistema de referência apresentam sua orientação alterada em relação ao ponto A, demonstrando a ocorrência de rotação em torno do eixo z.

A.6 Diagrama de Classes da Junta

Uma característica desejável a um modelo articular é a simplicidade de utilização e especificação de movimento. Portanto, conhecendo a complexidade necessária para representar articulações humanas com fidelidade, procurou-se encapsular essa complexidade utilizando os princípios do projeto orientado a objetos. A Figura A.5 apresenta um diagrama de classes no qual estão representadas as principais classes utilizadas no modelo, alguns de seus atributos e suas principais associações. Uma junta pode ser vista como um tipo especial de transformação geométrica que engloba a complexidade de articulações anatômicas reais. Ela produz transformações geométricas que podem ser enviadas ao pipeline gráfico. Uma junta é composta por uma coleção de DOFs em que a transformação de um irá influenciar na transformação de outro, iniciando pelo DOF_1 e finalizando no DOF_n . Entretanto, uma Junta representa uma entidade abstrata, não podendo ser instanciada. Por isso, classes mais especializadas (JuntaUniaxial, JuntaBiaxial, JuntaPoliaxial e JuntaPlanar) foram criadas, herdando as características da classe Junta. Um Dof armazena seus valores angulares máximos e mínimos, suas posições atual e de repouso, um ponto que define a posição do Dof, dois vetores (axis e position) que definem o eixo de rotação do Dof relativo ao sistema de referência pai, e uma Curva que representa o caminho percorrido pelo eixo de movimento durante seu deslizamento. Além disso, cada Dof tem um Modificador de amplitude, que por sua vez, possui uma lista de Dofs e duas listas de Curvas usadas para estabelecer a influência exercida por cada Dof da lista sobre o Dof que possui este Modificador.

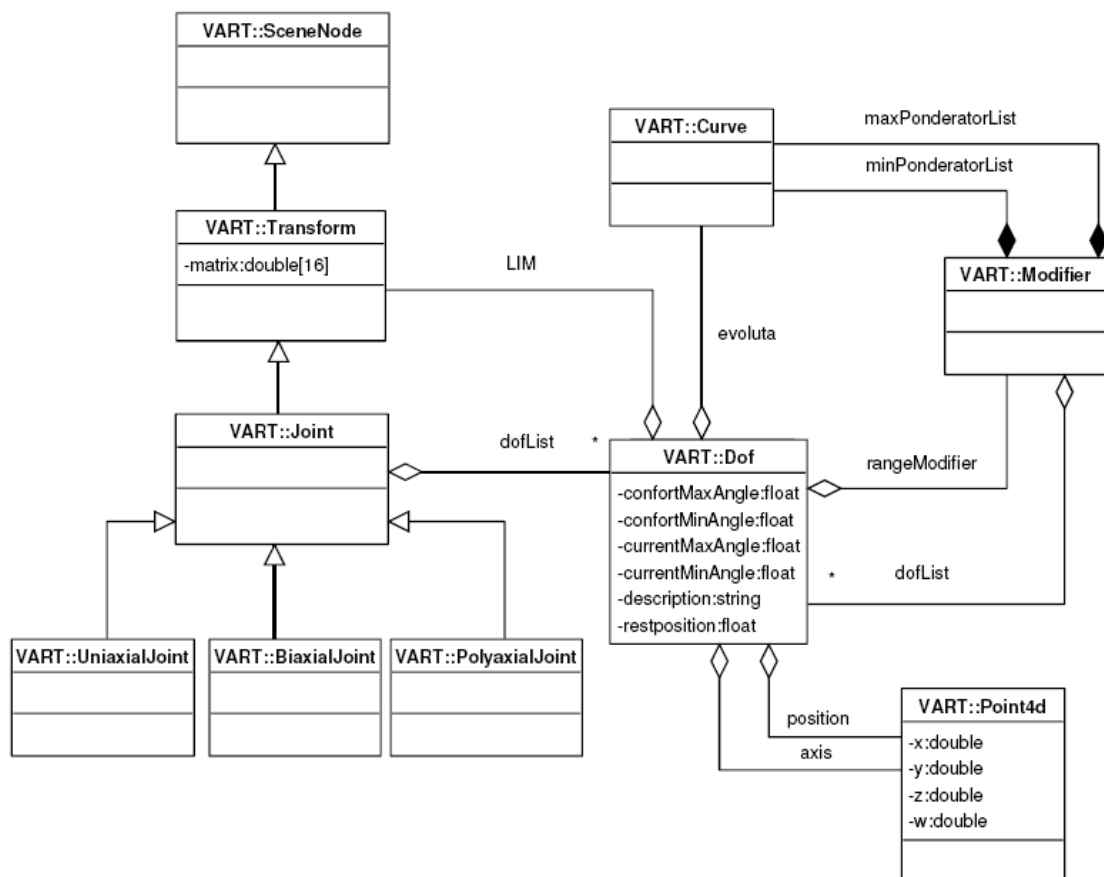


Figura A.5: Diagrama de classes da junta.

APÊNDICE A EXEMPLO DE MAGNITUDES DE TRANSLAÇÃO E ROTAÇÕES GERADOS PELA CINEMÁTICA INVERSA (ATM DIREITA)

T -0.0166208 0.00509695 0.0097272
 right 0.768355 1.49339 0.690674
 T -0.0209664 0.00972285 0.0023016
 right 0.722073 1.44415 0.687899
 T -0.0224 0.0112 0
 right 0.693409 1.41887 0.691163
 T -0.0233072 0.0120532 -0.0013608
 right 0.653356 1.39828 0.709764
 T -0.0240464 0.0124894 -0.0024696
 right 0.638082 1.40515 0.730893
 T -0.0238 0.0119 -0.0021
 right 0.649685 1.42449 0.738263
 T -0.0231056 0.0110866 -0.0010584
 right 0.690263 1.44134 0.715591
 T -0.0225008 0.0108508 -0.0001512
 right 0.722073 1.44415 0.687899
 T -0.0224 0.0112 0
 right 0.762219 1.41581 0.62255
 T -0.0222493 0.0121111 -0.0003024
 right 0.867126 1.24582 0.36027
 T -0.0213448 0.0154687 -0.0021168
 right 1.00136 1.05064 0.0459753
 T -0.0203063 0.0195375 -0.0042
 right 1.16072 0.981386 -0.17222
 T -0.0199378 0.0227143 -0.0049392
 right 1.34101 1.18916 -0.146201
 T -0.0210433 0.0233959 -0.0027216
 right 1.4377 1.44415 0.00467408
 T -0.0224 0.0223 0
 right 1.54667 1.84993 0.287631
 T -0.0244437 0.0197444 0.004452
 right 1.8115 3.08839 1.2159
 T -0.0303406 0.0105538 0.018396
 right 2.10478 4.63157 2.40764

APÊNDICE B ANÁLISES CEFALOMÉTRICAS

As análises cefalométricas das Figuras B.1, B.2, B.3, B.4, B.5, B.7 pertencem ao primeiro voluntário e as análises das Figuras B.8, B.9, B.10, B.11, B.12 pertencem ao segundo voluntário.

DENTAL X
Cefalometria computadorizada
Análise Frontal de Ricketts

Paciente: [REDACTED]
Doutor(a): [REDACTED]

Idade: 12 anos e 11 meses
Data: 21/1/2009

Sexo: Masculino

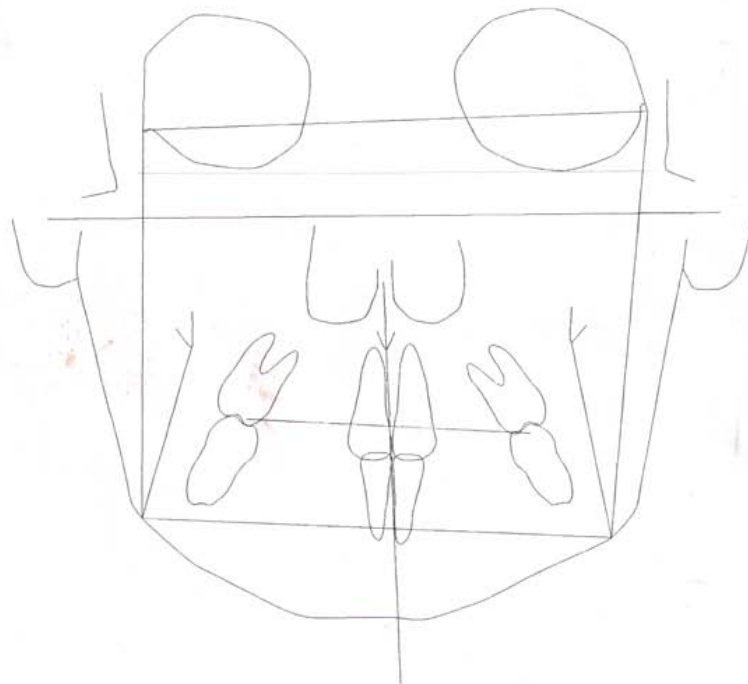


Figura B.1: Análise frontal de Ricketts. Primeiro Voluntário.

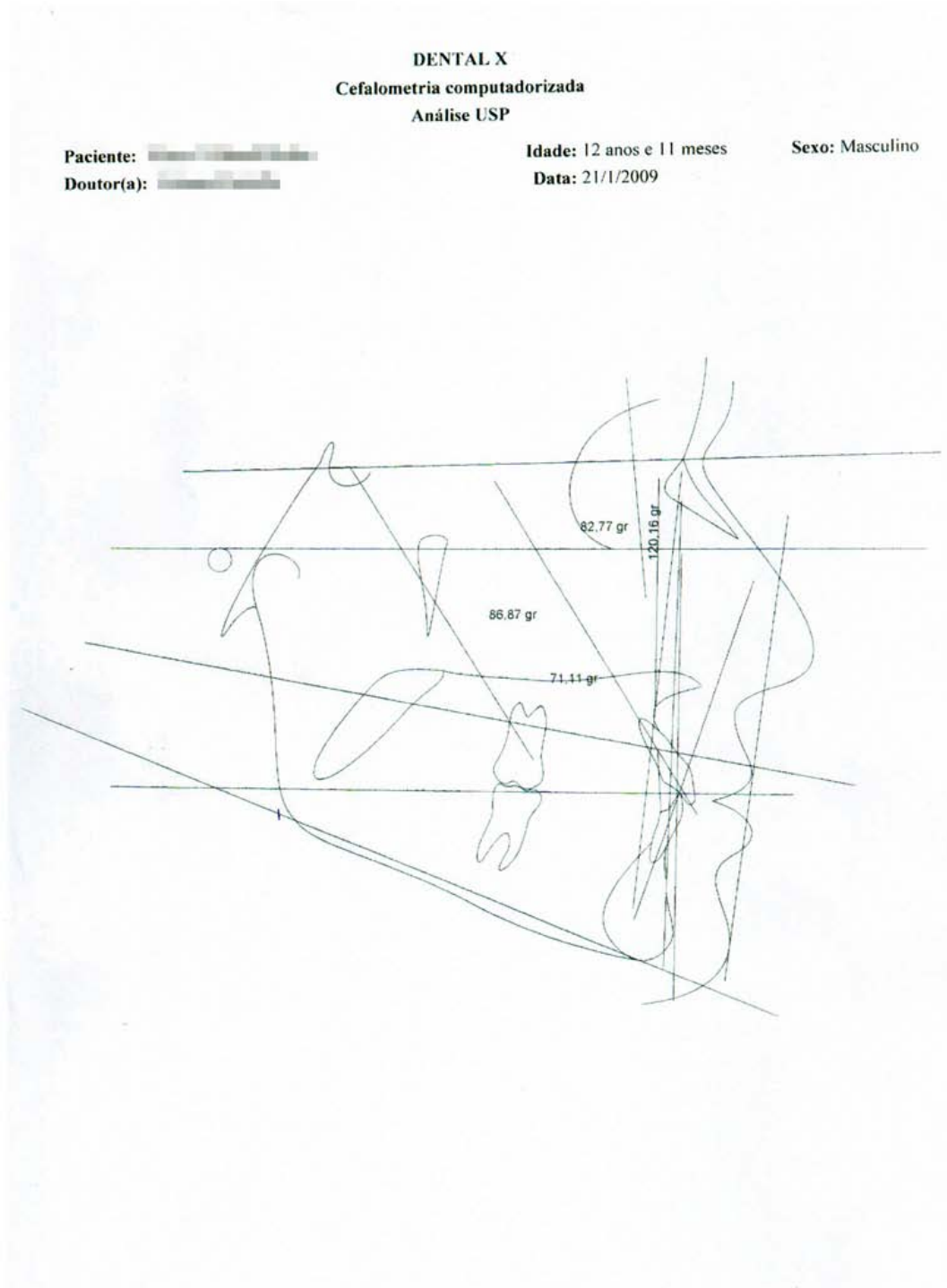


Figura B.2: Análise sagital USP. Primeiro Voluntário.

DENTAL X
Cefalometria computadorizada
Análise Frontal de Ricketts

Paciente: ██████████
 Doutor(a): ██████████

Idade: 12 anos e 11 meses
 Data: 21/1/2009

Sexo: Masculino

Fatores	Valor Obtido	Norma/Classif.	Desvios
Campo I - Problemas Dentários			
1	Relação Molar Esquerda	-0,71 mm	1,50 ± 1,50 -
2	Relação Molar Direita	-2,62 mm	1,50 ± 1,50 --
3	Distância Inter-molar Inf.	64,01 mm	55,00 ± 2,00 ++++
4	Distância Inter-canina Inf	32,49 mm	25,83 ± 2,00 +++
5	Linha Média Dental	-0,56 mm	0,00 ± 1,50
Campo II - Relação Maxilo-Mandibular			
6	Distância Max-Mand Esq.	9,48 mm	8,43 ± 1,50
7	Distância Max-Mand Dir.	10,86 mm	8,43 ± 1,50 +
8	Linha Média Max-Mandibular	-0,60 gr	0,00 ± 2,00
Campo III - Problemas Dento-Esqueléticos			
9	Molar Inf. Esquerdo J-AG	8,34 mm	9,43 ± 1,70
10	Molar Inf. Direito J-AG	7,59 mm	9,43 ± 1,70 -
11	Linha Média Dental-Mand	0,02 mm	0,00 ± 1,50
12	Inclinação Plano Oclusal	-5,08 mm	0,00 ± 2,00 --
Campo IV - Problemas Estéticos			
13	Simetria Postural	3,68 mm	0,00 ± 2,00 +
Campo V - Problemas Estruturais Internos			
14	Largura Nasal	30,15 mm	27,74 ± 2,00 +
15	Altura Nasal	44,28 mm	48,42 ± 3,00 -
16	Largura Maxilar	72,82 mm	64,25 ± 3,00 ++
17	Largura Mandibular	90,16 mm	81,58 ± 3,00 ++
18	Largura Facial	129,37 mm	125,10 ± 3,00 +

Figura B.3: Dados da análise frontal de Ricketts. Primeiro Voluntário.

DENTAL X
Cefalometria computadorizada
Análise USP

Paciente: ██████████

Idade: 12 anos e 11 meses

Sexo: Masculino

Doutor(a): ██████████

Data: 21/1/2009

Fatores	Valor Obtido	Norma/Classif.	Desvios
1 (N-Pog).(Po-Orb)	89,55 gr	88,00 ± 1,00	+
2 N-A.Pog	-11,25 gr	0,00 ± 2,00	-----
3 S-N.A	82,77 gr	82,00	
4 S-N.B	86,87 gr	80,00	
5 A-N.B	-4,09 gr	2,00	
6 S-N.D	83,54 gr	76,00	
7 S-N.Gn	58,97 gr	67,00	
8 S-N.Ocl	2,07 gr	14,00	
9 (S-N).(Go-Me)	23,50 gr	32,00	
10 (Go-Gn).Ocl	19,68 gr	18,00	
11 I/I	129,46 gr	131,00	
12 I/NS	120,16 gr	103,00	
13 /I-Orbita	14,23 mm	5,00	
14 I/NA	37,38 gr	22,00	
15 I/-NA	10,09 mm	4,00	
16 /I.NB	17,25 gr	25,00	
17 /I-NB	1,92 mm	4,00	
18 /I.NPog	0,42 mm	0,00	
19 H.(N-B)	5,44 gr	10,50 ± 1,50	---
20 H-Nariz	9,43 mm	10,00 ± 1,00	
21 Pog-NB	2,12 mm	0,00	
22 Eminência Mentoniana	5,67 mm	7,00 ± 1,00	-
23 FMIA	71,11 gr	68,00	
24 FMA	20,25 gr	25,00	
25 IMPA	88,64 gr	87,00	
26 TPi	-9,51 mm	0,00	
27 /I-Linha I	-4,11 mm	0,00	

Figura B.4: Dados da análise sagital USP. Primeiro Voluntário.

DENTAL X
Cefalometria computadorizada
Análise USP

Paciente: ██████████

Idade: 12 anos e 11 meses

Sexo: Masculino

Doutor(a): ██████████

Data: 21/1/2009

28	(Go-Me).(V-T)	78,90 gr	72,00
29	F.(V-T)	79,09 gr	81,00
30	A-(V-T)	-5,89 mm	3,00
31	Iii-(V-T)	2,76 mm	6,00
32	H.(V-T)	3,83 gr	5,00
33	DC (Vigorito)	3,51 mm	0,00

Diagnóstico Sumário

N-A.Pog: Perfil côncavo

S-N.A: Bom posicionamento

S-N.B: Protusão mandibular

A-N.B: Cl III esquelética

I/NA: Inclinação Superior

/I,NB: Inclinação Inferior

Figura B.5: Continuação dos Dados da Análise Sagital USP. Primeiro Voluntário.

DENTAL X
Cefalometria computadorizada
Análise de McNamara

Paciente: ██████████ **Idade:** 12 anos e 11 meses **Sexo:** Masculino
Doutor(a): ██████████ **Data:** 21/1/2009

Fatores	Valor Obtido	Norma/Classif.	Desvios
Maxila x Base do Crânio			
1 A-N Perpendicular	-5,45 mm	1,10 ± 2,70	--
2 Prn.(Sn-Ls)	107,32 gr	104,40 ± 12,50	
Maxila x Mandíbula			
3 Co-Gn	121,41 mm	117 - 120	-
4 Co-A	91,76 mm	99,80 ± 6,00	-
5 Diferença Mx - Md	29,65	34,50 ± 4,00	-
6 Ena-Me	61,05 mm	64 - 65	--
7 (Po-Or).(Go-Me)	22,01 gr	21,30 ± 3,90	
8 (Ba-N).(Ptm-Gn)	7,71 gr	0,50 ± 3,50	++
Mandíbula x Base do Crânio			
9 Pog-N Perpendicular	-0,81 mm	0,30 ± 3,80	
Dentes			
10 Sfl/-A Perpendicular	8,30 mm	5,30 ± 2,00	+
11 Iii-(A-Pog)	3,52 mm	2,30 ± 2,40	
Vias Aéreas			
12 Nfa-Nfp	14,92 mm	17,40 ± 4,30	
13 Bfa-Bfp	7,52 mm	13,50 ± 4,30	-

Diagnóstico Sumário

A-N Perpendicular: Retrusão maxilar

Prn.(Sn-Ls): Bom ângulo

Pog-N Perpendicular: Retrusão mandibular

Sfl/-A Perpendicular: Protrusão incisiva

Iii-(A-Pog): Bom posicionamento

Figura B.6: Dados da análise sagital Macnamara. Primeiro Voluntário.

DENTAL X
Cefalometria computadorizada
Análise de McNamara

Paciente: ██████████ Idade: 12 anos e 11 meses Sexo: Masculino
Doutor(a): ██████████ Data: 21/1/2009

Fatores	Valor Obtido	Norma/Classif.	Desvios
Maxila x Base do Crânio			
1 A-N Perpendicular	-5,45 mm	1,10 ± 2,70	--
2 Prn.(Sn-Ls)	107,32 gr	104,40 ± 12,50	
Maxila x Mandíbula			
3 Co-Gn	121,41 mm	117 - 120	-
4 Co-A	91,76 mm	99,80 ± 6,00	-
5 Diferença Mx - Md	29,65	34,50 ± 4,00	-
6 Ena-Me	61,05 mm	64 - 65	--
7 (Po-Or).(Go-Me)	22,01 gr	21,30 ± 3,90	
8 (Ba-N).(Ptm-Gn)	7,71 gr	0,50 ± 3,50	++
Mandíbula x Base do Crânio			
9 Pog-N Perpendicular	-0,81 mm	0,30 ± 3,80	
Dentes			
10 Sfl/-A Perpendicular	8,30 mm	5,30 ± 2,00	+
11 Iii-(A-Pog)	3,52 mm	2,30 ± 2,40	
Vias Aéreas			
12 Nfa-Nfp	14,92 mm	17,40 ± 4,30	
13 Bfa-Bfp	7,52 mm	13,50 ± 4,30	-

Diagnóstico Sumário

A-N Perpendicular: Retrusão maxilar

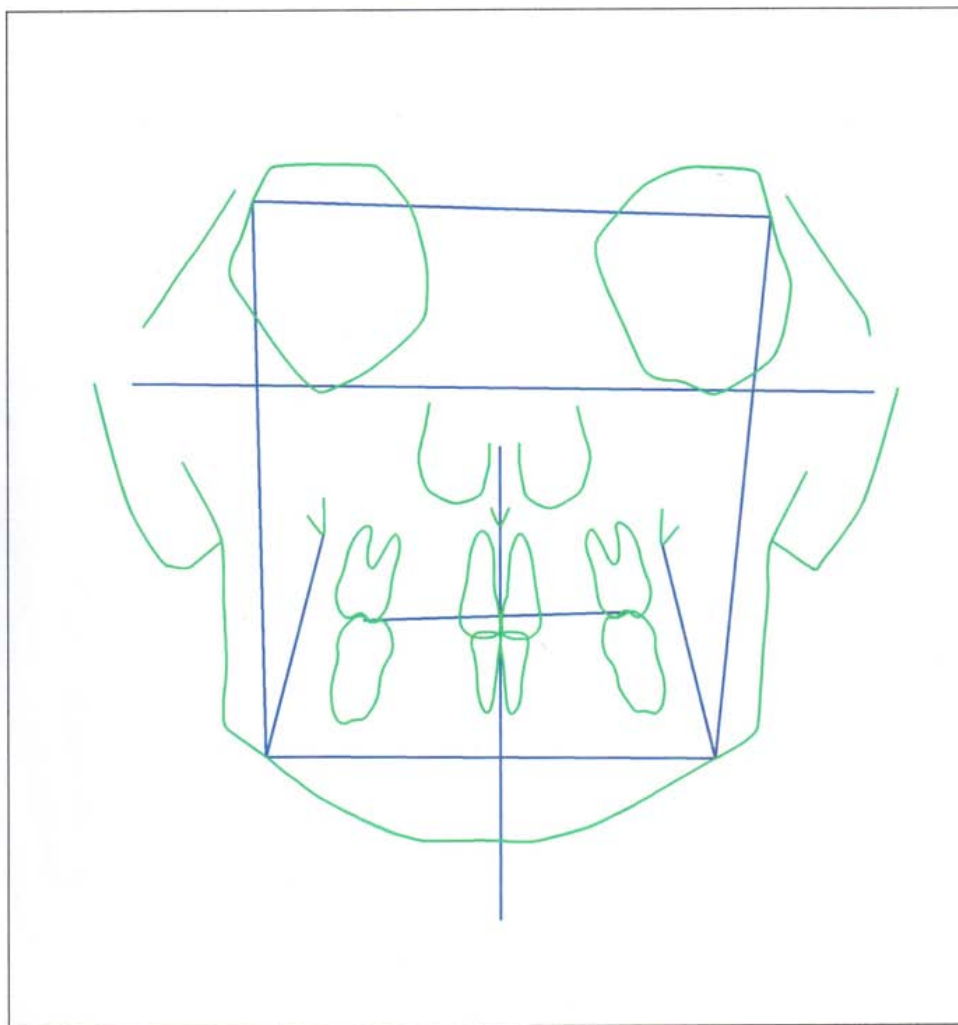
Prn.(Sn-Ls): Bom ângulo

Pog-N Perpendicular: Retrusão mandibular

Sfl/-A Perpendicular: Protrusão incisiva

Iii-(A-Pog): Bom posicionamento

Figura B.7: Continuação dos dados da análise sagital Macnamara. Primeiro Voluntário.

Cefalometria computadorizada
Análise Frontal de Ricketts**Paciente:** [REDACTED]
Doutor(a): [REDACTED]**Idade:** 52 anos e 6 meses
Data: 12/01/2009**Sexo:** Feminino

Padre Chagas, 32 Fones: 3222.9949 3222.7377 3222.6756

Figura B.8: Análise frontal de Ricketts. Segundo Voluntário.

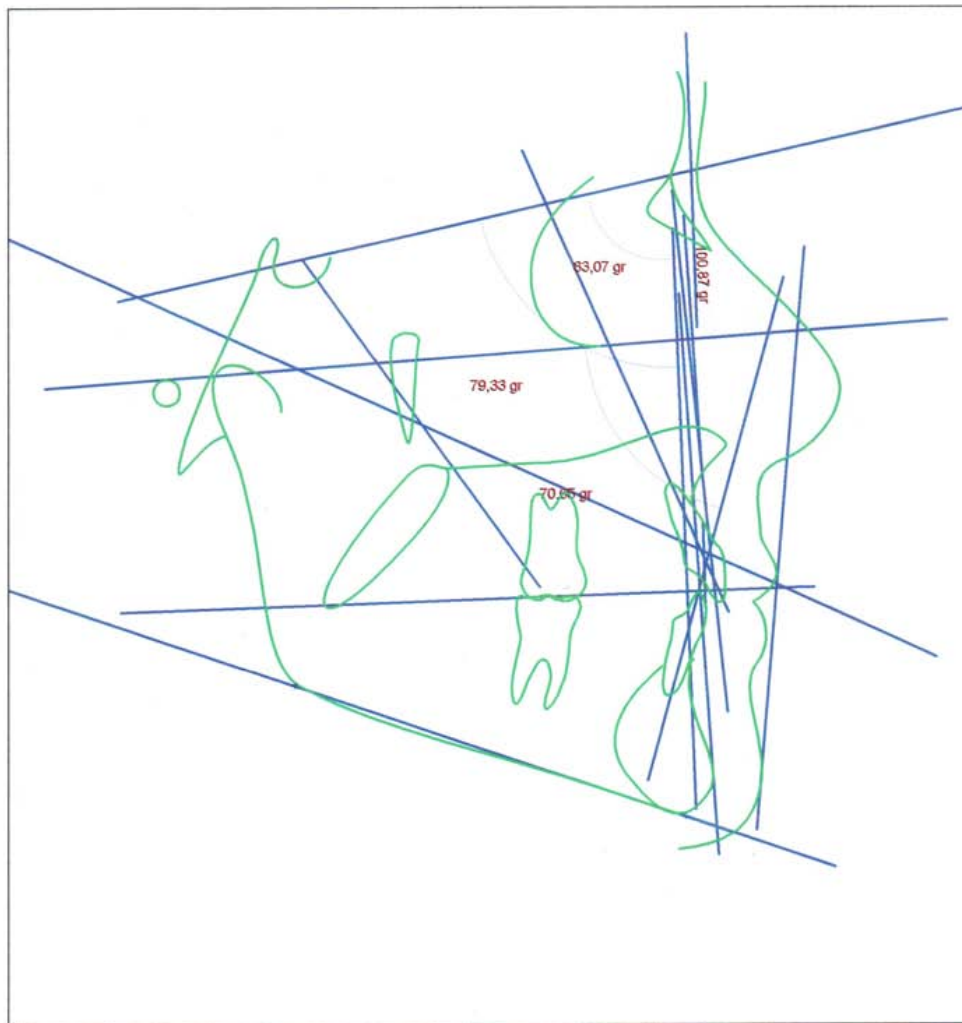


Cefalometria computadorizada
Análise USP

Paciente: [REDACTED]
Doutor(a): [REDACTED]

Idade: 52 anos e 6 meses
Data: 12/01/2009

Sexo: Feminino



Padre Chagas, 32 Fones: 3222.9949 3222.7377 3222.6756

Figura B.9: Análise sagital USP. Segundo Voluntário.

Cefalometria computadorizada
Análise Frontal de Ricketts

Paciente: [REDACTED] **Idade:** 52 anos e 6 meses **Sexo:** Feminino
Doutor(a): [REDACTED] **Data:** 12/01/2009

Fatores	Valor Obtido	Norma/Classif.	Desvios
Campo I - Problemas Dentários			
1	Relação Molar Esquerda	1,21 mm	1,50 ± 1,50
2	Relação Molar Direita	1,82 mm	1,50 ± 1,50
3	Distância Inter-molar Inf.	60,26 mm	54,00 ± 2,00 +++
4	Distância Inter-canina Inf.	22,34 mm	28,30 ± 2,00 --
5	Linha Média Dental	-0,31 mm	0,00 ± 1,50
Campo II - Relação Maxilo-Mandibular			
6	Distância Max-Mand Esq.	12,12 mm	7,20 ± 1,50 +++
7	Distância Max-Mand Dir.	14,37 mm	7,20 ± 1,50 ++++
8	Linha Média Max-Mandibular	-1,95 gr	0,00 ± 2,00
Campo III - Problemas Dento-Esqueléticos			
9	Molar Inf. Esquerdo J-AG	6,20 mm	11,90 ± 1,70 ---
10	Molar Inf. Direito J-AG	5,76 mm	11,90 ± 1,70 ---
11	Linha Média Dental-Mand	-0,34 mm	0,00 ± 1,50
12	Inclinação Plano Oclusal	4,06 mm	0,00 ± 2,00 ++
Campo IV - Problemas Estéticos			
13	Simetria Postural	0,73 mm	0,00 ± 2,00
Campo V - Problemas Estruturais Internos			
14	Largura Nasal	34,90 mm	29,90 ± 2,00 ++
15	Altura Nasal	61,68 mm	51,50 ± 3,00 +++
16	Largura Maxilar	65,07 mm	66,10 ± 3,00
17	Largura Mandibular	86,36 mm	85,90 ± 3,00
18	Largura Facial	142,25 mm	132,50 ± 3,00 +++

Figura B.10: Dados da análise frontal de Ricketts. Segundo Voluntário.

Cefalometria computadorizada

Análise USP

Paciente: [REDACTED] Idade: 52 anos e 6 meses Sexo: Feminino
 Doutor(a): [REDACTED] Data: 12/01/2009

Fatores	Valor Obtido	Norma/Classif.	Desvios
1 (N-Pog).(Po-Orb)	89,63 gr	88,00 ± 1,00	+
2 N-A.Pog	3,96 gr	0,00 ± 2,00	+
3 S-N.A	83,07 gr	82,00	
4 S-N.B	79,33 gr	80,00	
5 A-N.B	3,74 gr	2,00	
6 S-N.D	77,07 gr	76,00	
7 S-N.Gn	67,31 gr	67,00	
8 S-N.Ocl	10,84 gr	14,00	
9 (S-N).(Go-Me)	31,68 gr	32,00	
10 (Go-Gn).Ocl	18,89 gr	18,00	
11 I/I	141,26 gr	131,00	
12 I/NS	100,87 gr	103,00	
13 /I-Orbita	-1,73 mm	5,00	
14 I/NA	17,80 gr	22,00	
15 I/-NA	1,45 mm	4,00	
16 /I.NB	17,20 gr	25,00	
17 /I-NB	2,21 mm	4,00	
18 /I.NPog	-0,31 mm	0,00	
19 H.(N-B)	6,88 gr	10,50 ± 1,50	--
20 H-Nariz	9,63 mm	10,00 ± 1,00	
21 Pog-NB	3,58 mm	0,00	
22 Eminência Mentoniana	8,86 mm	7,00 ± 1,00	+
23 FMIA	70,65 gr	68,00	
24 FMA	21,21 gr	25,00	
25 IMPA	88,14 gr	87,00	
26 TPi	-16,72 mm	0,00	
27 /I-Linha I	1,27 mm	0,00	

Padre Chagas, 32 Fones: 3222.9949 3222.7377 3222.6756

Figura B.11: Dados da análise sagital USP. Segundo Voluntário.



Cefalometria computadorizada
Análise USP

Paciente: [REDACTED] **Idade:** 52 anos e 6 meses **Sexo:** Feminino
Doutor(a): [REDACTED] **Data:** 12/01/2009

28	(Go-Me).(V-T)	71,25 gr	72,00
29	F.(V-T)	85,58 gr	81,00
30	A-(V-T)	7,79 mm	3,00
31	lii-(V-T)	7,11 mm	6,00
32	H.(V-T)	4,61 gr	5,00
33	DC (Vigorito)	-0,77 mm	0,00

Figura B.12: Continuação da análise sagital USP. Segundo Voluntário.