

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

**Modelagem de Articulações  
para Humanos Virtuais Baseada  
em Anatomia**

por

ANDERSON MACIEL

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

Prof<sup>a</sup>. Carla Maria Dal Sasso Freitas  
Orientadora

Prof<sup>a</sup>. Luciana Porcher Nedel  
Co-orientadora

Porto Alegre, agosto de 2001.

**CIP - CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO**

Maciel, Anderson

Modelagem de Articulações para Humanos Virtuais Baseada em Anatomia / por Anderson Maciel. Porto Alegre: PPGC da UFRGS, 2001.

101f.: il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Programa de Pós-Graduação em Computação, Porto Alegre, BR-RS, 2001. Orientador: Freitas, Carla Maria Dal Sasso. Co-orientadora: Nedel, Luciana Porcher.

1. Computação Gráfica. 2. Articulações. 3. Humanos Virtuais. I. Freitas, Carla Maria Dal Sasso; Nedel, Luciana Porcher. II. Título.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Reitora: Profa. Dra. Wrana Panizzi

Pró-Reitor de Ensino: Prof. Dr. José Carlos Ferraz Hennemann

Pró-Reitor Adjunto de Pós-Graduação: Prof. Dr. Philippe Olivier Alexandre Navaux

Diretor do Instituto de Informática: Prof. Dr. Philippe Olivier Alexandre Navaux

Coordenador do PPGC: Prof. Dr. Carlos Alberto Heuser

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

## AGRADECIMENTOS

Agradeço às minhas orientadoras, Carla e Luciana, pelo tempo dedicado, pelas dicas valiosas, por todas as oportunidades, pela paciência, pela confiança em mim depositada. Ao professor Laschuk, meu orientador no primeiro ano do curso, pelos shows de aula de Computação Gráfica onde a gente aprendeu pensando, e pelas dicas sutis a respeito deste trabalho. Ao Dr. Rockett, um exemplo a ser seguido em documentação do próprio trabalho, agradeço pelas informações, pelo interesse, pela disponibilidade, enfim, por ter dedicado seu precioso tempo para colaborar na etapa de análise de resultados.

Aos colegas do grupo de Computação Gráfica: Alex, Cassal, Cristiane, Isabel, Julierme, Rodrigo e Tiago, agradeço pela colaboração técnica e pelas discussões tão construtivas. Ao pessoal da biblioteca pela manutenção do acesso à vasta bibliografia, em especial à Ida pelo assessoramento na padronização deste texto. Aos *velhos* professores da graduação na UCS, onde essa história começou, agradeço pelo incentivo constante; sem a participação de vocês este trabalho não teria acontecido. Aos antigos colegas que já seguiram o caminho do mestrado, Alessandro, Daniel e Mauricio, e aos próximos que vêm por aí, aqui vai o meu abraço.

Depois dos amigos colhidos nas andanças pela estrada dos computadores, agradeço também aos meus amigos de sempre pela compreensão; o tempo e a distância não sabem desfazer os laços invisíveis que nos unem. Um grande beijo de obrigado à Fabi pela ajuda na revisão desta dissertação, e por me “atrapalhar”, de vez em quando.

À minha mãe, ao meu pai e às maninhas, que suportaram a saudade ora mais, ora menos dissimulada, agradeço pela proteção, pelo carinho, pela preocupação, pela torcida.

Agradeço também àqueles que de uma forma ou de outra deram sua colaboração: Alécio, André, Mr. Brian Crowley, Capes, Digitel, Fábio, Galina, Jefferson Loss, João Comba, Luis Otávio, Marcelo Walter, Silvia e mais uma dúzia de pessoas a quem peço desculpas por não me lembrar neste momento.



# SUMÁRIO

<b>AGRADECIMENTOS</b> .....	<b>3</b>
<b>SUMÁRIO</b> .....	<b>5</b>
<b>LISTA DE FIGURAS</b> .....	<b>7</b>
<b>LISTA DE TABELAS</b> .....	<b>9</b>
<b>RESUMO</b> .....	<b>11</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>13</b>
1. INTRODUÇÃO .....	15
1.1. <i>Motivação e Objetivos</i> .....	15
1.2. <i>Estrutura do Trabalho</i> .....	16
2. ARTICULAÇÕES DO CORPO HUMANO.....	17
2.1. <i>Introdução</i> .....	17
2.2. <i>Componentes das Articulações</i> .....	17
2.3. <i>Classificação das Articulações</i> .....	19
2.3.1. <i>Articulações Não-Sinoviais ou Sinartroses</i> .....	20
2.3.2. <i>Articulações Cartilaginosas ou Anfiartroses</i> .....	20
2.3.3. <i>Articulações Sinoviais ou Diartroses</i> .....	21
2.4. <i>As Articulações Humanas</i> .....	23
2.4.1. <i>Cotovelo e Antebraço</i> .....	24
2.4.2. <i>Punho e Mão</i> .....	25
2.4.3. <i>Ombro</i> .....	27
2.4.4. <i>Quadril e Região Pélvica</i> .....	29
2.4.5. <i>Região do Joelho</i> .....	30
2.4.6. <i>Pé e Tornozelo</i> .....	32
2.4.7. <i>Cabeça, Pescoço e Tronco</i> .....	34
2.5. <i>Fatores de Restrição ao Movimento</i> .....	36
2.5.1. <i>Fatores Normais</i> .....	36
2.5.2. <i>Outros Fatores</i> .....	37
2.6. <i>Conclusão</i> .....	37
3. MODELOS DE ARTICULAÇÕES EM HUMANOS VIRTUAIS .....	39
3.1. <i>Introdução</i> .....	39
3.2. <i>Modelo de Denavit-Hartenberg</i> .....	40
3.3. <i>Primeiros Modelos em Computação Gráfica</i> .....	40
3.4. <i>Modelos Genéricos</i> .....	41
3.5. <i>Modelos Específicos</i> .....	45
3.6. <i>Produtos Comerciais</i> .....	46
3.7. <i>Conclusão</i> .....	48
4. PROPOSTA DE UM MODELO ANATÔMICO ARTICULADO.....	49
4.1. <i>Introdução</i> .....	49
4.2. <i>Juntas</i> .....	49
4.2.1. <i>Diferentes Tipos de Juntas</i> .....	52
4.3. <i>DOFs</i> .....	53
4.3.1. <i>Curvas de Deslizamento</i> .....	55
4.3.2. <i>DOFs como Componentes de Juntas</i> .....	56
4.3.3. <i>Interferências de uma Junta em Outra</i> .....	57
4.4. <i>O Modelo de Classes</i> .....	58
4.5. <i>Exemplo de Estrutura Articulada</i> .....	59

4.6. <i>Peculiaridades do Sistema Articular Humano</i> .....	61
4.7. <i>Conclusão</i> .....	63
5. IMPLEMENTAÇÃO DO MODELO .....	65
5.1. <i>Introdução</i> .....	65
5.2. <i>Visão Geral do VPat</i> .....	65
5.3. <i>Corpo e Articulações</i> .....	68
5.3.1. DOFs.....	69
5.4. <i>Visualização</i> .....	70
5.5. <i>Movimento</i> .....	70
5.6. <i>Construção do Corpo Articulado</i> .....	71
5.6.1. Formato de Arquivo.....	71
5.6.2. Modelador.....	72
5.7. <i>Conclusão</i> .....	72
6. ANÁLISE DE RESULTADOS .....	73
6.1. <i>Introdução</i> .....	73
6.2. <i>O Joelho Humano</i> .....	74
6.3. <i>Experimentação</i> .....	76
6.3.1. Comparação com um Sistema de Simulação .....	78
6.3.2. Comparação com um Modelo Plástico.....	79
6.3.3. Observando o Joelho Real.....	81
6.4. <i>Conclusão</i> .....	83
7. CONCLUSÃO .....	85
7.1. <i>Introdução</i> .....	85
7.2. <i>Contribuições</i> .....	85
7.3. <i>Limitações e Trabalhos Futuros</i> .....	87
<b>ANEXO A - AMPLITUDES DO MOVIMENTO ARTICULAR.....</b>	<b>89</b>
<b>ANEXO B – FORMATOS DE ARQUIVO .....</b>	<b>91</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>95</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Posição Anatômica de Referência (extraído de [LEH 89]).....	18
Figura 2.2 - Junta sinovial idealizada [SCH 96].....	19
Figura 2.3 - Tipos de Articulações [ARE 96].....	19
Figura 2.4 - Articulação do cotovelo [LEH 89].....	24
Figura 2.5 - Articulação do Antebraço [LEH 89].....	25
Figura 2.6 - Articulações do Punho [LEH 89].....	26
Figura 2.7 - Junta Esternoclavicular e Acromioclavicular [KRE 90].....	28
Figura 2.8 - Eixos Anatômico e Mecânico do Fêmur [LEH 89].....	30
Figura 2.9 - O joelho [CEZ 2000].....	31
Figura 2.10 – Posição do Eixo para Flexão/Extensão do Joelho [LEH 89].....	32
Figura 2.11 - Eixos das Articulações do Tornozelo [KRE 90].....	33
Figura 2.12 - Visão Lateral da Coluna Vertebral [KRE 90].....	35
Figura 2.13 - Partes Típicas de uma Vértebra [KRE 90].....	35
Figura 3.1 - Fragmento de código definindo a hierarquia do membro superior e seu respectivo modelo conceitual (adaptado de [SCH96]).....	43
Figura 3.2 - Modelo de esqueleto utilizado por Unuma et al. [UNU 95].....	44
Figura 3.3 - Exemplo de hierarquia de articulações em VRML [ROE 98].....	44
Figura 3.4 - Cone articular [MAU 2000].....	45
Figura 3.5 - Tela do SIMM mostrando o <i>Joints Editor</i> .....	47
Figura 4.1 – Possibilidades de Movimento Articular.....	50
Figura 4.2 – Representação hierárquica das articulações.....	52
Figura 4.3 – Exemplo de DOF.....	54
Figura 4.4 – Exemplo de Curva de Deslizamento.....	55
Figura 4.5 – Juntas são compostas por DOF's.....	56
Figura 4.6 - Modificadores de amplitude.....	58
Figura 4.7 – Diagrama de classes UML.....	59
Figura 4.8 - Exemplo de corpo modelado.....	60
Figura 4.9 - Posição de curvatura da mão.....	62
Figura 4.10 – Eliminação de ciclos na topologia articular da mão (vista palmar da mão direita).....	63
Figura 5.1 - Diagrama de classes do <i>framework</i> Vpat: classes gerais abaixo da linha tracejada; classes do modelo articular acima da linha tracejada.....	67
Figura 6.1 - Movimento da patela observado em um modelo plástico.....	75
Figura 6.2 - Função e movimento dos meniscos.....	75
Figura 6.3 - Esquema do modelo do joelho usado na simulação.....	76
Figura 6.4 - Arquivo XML do joelho utilizado na simulação.....	77
Figura 6.5 - Comparação entre o SIMM e o modelo proposto.....	79
Figura 6.6 - Posições do modelo plástico em comparação às obtidas com o <i>BodySim</i> .....	80
Figura 6.7 - A video-artroscopia do joelho.....	81
Figura 6.8 - Comparativo da vista artroscópica da patela sobre os côndilos femorais.....	82





## **LISTA DE TABELAS**

TABELA 2.1 - Listagem das articulações humanas [ARE 96] .....	23
TABELA A.1 - Amplitudes de Movimento (adaptada de [LEH 89] ).....	89



## RESUMO

Técnicas de Processamento de Imagens e de Computação Gráfica vêm sendo empregadas há bastante tempo para o diagnóstico por imagens em Medicina. Mais recentemente, aplicações baseadas em modelos anatômicos, tanto extraídos de volumes de imagens como criados com base em estudos de anatomia, despontam com força. Tais modelos visam suportar simulação de movimento e de fisiologia. Porém, para que isso se torne realidade, modelos anatômicos do corpo humano precisam ser construídos e aperfeiçoados. Entre outras funcionalidades, esses modelos devem ser capazes de representar o movimento articulado do corpo humano.

O problema de modelagem das articulações já foi considerado em diversos trabalhos, principalmente em Robótica e Animação. Entretanto, esses trabalhos não levaram em conta fidelidade anatômica com profundidade suficiente para que pudessem ser utilizados em aplicações de Medicina. O principal objetivo deste trabalho, portanto, é a criação de uma estratégia de representação de articulações embasada em características anatômicas para modelagem de esqueletos humanos virtuais.

Um estudo da anatomia do esqueleto humano é apresentado, destacando os tipos de articulações humanas e aspectos do seu movimento. Também é apresentado um estudo dos modelos de articulações encontrados na literatura de Computação Gráfica, e são comentados alguns sistemas de software comercial que implementam corpos articulados. Com base nesses dois estudos, procurou-se identificar as deficiências dos modelos existentes em termos de fidelidade anatômica e, a partir disso, propor uma estratégia de representação para articulações humanas que permitisse a construção de corpos humanos virtuais anatomicamente realísticos.

O modelo de articulações proposto foi projetado com o auxílio de técnicas de projeto orientado a objetos e implementado no âmbito do projeto *Virtual Patients*. Usando as classes do modelo, foi construído um simulador de movimentos, que recebe a descrição de um corpo articulado através de um arquivo em formato XML e apresenta uma animação desse corpo. A descrição do movimento também é especificada no mesmo arquivo. Esse simulador foi utilizado para gerar resultados para verificar a correção e fidelidade do modelo articular. Para isso, um joelho virtual foi construído, seus movimentos foram simulados e comparados com outros joelhos: o modelo de outro simulador, um modelo plástico anatômico e o joelho real.

**PALAVRAS-CHAVES:** Articulações, Humanos Virtuais, Simulação de Corpos Humanos, Animação, Corpos Articulados.



## ABSTRACT

Image Processing and Computer Graphics techniques have been used for years for image-based diagnosis in Medicine. Recently, applications based on anatomical models either obtained from image volumes or created from anatomy studies are growing fast. Such models are intended to support motion and physiology simulation. However, in order to achieve these goals, anatomic models of the human body should be built and improved. Among other functionalities, such models must be able to represent the human body articulated motion.

The problem of modeling joints has already been considered in several works, especially in Robotics and Animation. Nevertheless, those works did not take anatomy into account deeply enough to be applied in Medicine. Thus, the main goal of this work is to create a joint model to represent virtual human skeletons strongly based on anatomical features.

A study of human skeleton anatomy is presented, highlighting the human joint types and their motion issues. A study of the most important joint models published in Computer Graphics literature is also presented, and some commercial systems related to articulated bodies modeling and simulation are discussed. Based on these two studies, we tried to identify anatomic realism loss in the existent models and propose an approach for human joints representation for supporting the modeling of anatomically realistic virtual human bodies.

The proposed joint model was designed using object-oriented techniques and implemented within the *Virtual Patients (VPat)* framework. Using the model classes, a motion simulator was developed which builds an articulated body description read from an XML file, and shows an animation of it. The movement description is also specified in the same XML file. Such simulator has been used to generate results for verifying the correctness and fidelity of the joint model. A virtual knee was built, its movements were simulated and compared with other knees: a model from other simulator, a plastic anatomic model and a real knee.

**KEYWORDS:** Joints, Virtual Humans, Human Body Simulation, Animation, Articulated Bodies.



# 1. Introdução

## 1.1. Motivação e Objetivos

Técnicas de Processamento de Imagens e de Visualização (Computação Gráfica) vêm sendo empregadas há bastante tempo para o diagnóstico por imagens em Medicina. Mais recentemente, aplicações baseadas em modelos anatômicos, tanto extraídos de volumes de imagens como criados com base em estudos de anatomia, despontam com força. Em particular, tais modelos visam suportar simulação de movimento e de fisiologia. Dentre elas, uma das mais promissoras é a simulação de cirurgia. Este tipo de simulação objetiva oferecer uma capacidade de discernimento maior na análise das possíveis conseqüências de uma técnica cirúrgica, antes que ela seja de fato realizada. Além da cirurgia simulada, a Computação Gráfica também pode mudar o paradigma do ensino da anatomia. Para estudantes de Medicina, se pressupõe que seja mais adequado começar seu treinamento em pacientes 3D virtuais, explorando virtualmente todas as capacidades cirúrgicas. Durante séculos, cadáveres, modelos plásticos e ilustrações foram utilizados, mas existem muitas limitações associadas ao uso de cadáveres, como a dificuldade de sua obtenção, a impossibilidade de recompor estruturas removidas e a ausência de funções vitais [NED 99]. Existem, também, aplicações em cirurgia plástica, em planejamento de tratamento radioterápico, em ortopedia – onde um exemplo prático seria alterar alguns dos parâmetros de uma articulação, simulando assim uma limitação ou o uso de uma prótese, e ordenar que o paciente virtual tente realizar um certo movimento – entre outros.

Para que tudo isso se torne realidade, técnicas computacionais e modelos anatômicos do corpo humano precisam ser construídos e aperfeiçoados. A busca dessas soluções deixa à mostra desafios que vão desde a visualização volumétrica de dados extraídos por tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultra-som até simulações da fisiologia humana, como movimento articulado dos membros ou fluxo sanguíneo. O Projeto VPat – do Grupo de Pesquisa em Computação Gráfica e Processamento de Imagens da UFRGS – objetiva, em longo prazo, a construção de um ambiente para modelagem, visualização e simulação de pacientes virtuais. Este ambiente disponibilizaria às pessoas interessadas em desenvolver aplicações médicas, um pacote de classes que possibilitaria diversas formas de representação e visualização de dados de pacientes fictícios ou reais.

Dentro deste contexto, alguns trabalhos realizados até o momento apresentam soluções para os problemas da exploração de volumes e imagens médicas [SIL 2000], e simulação da ação e da deformação de músculos [NED 98]. Entre os trabalhos futuros e em andamento, pode-se destacar: planejamento do *framework* para integrar os recursos do projeto [MAN 2000], visualização interativa multi-modal [MAN 2001], visualização colaborativa [MAN 2000a], e planejamento e simulação de cirurgias.

Uma vez que o corpo humano é um sistema extremamente complexo, modelá-lo considerando suas características anatômicas é também uma tarefa bastante complexa. Esta tarefa deve ser dividida em tarefas mais simples, embora ainda complexas, como a modelagem do esqueleto, dos músculos, da pele, controle de movimento, deformação de tecidos, etc. A base do corpo humano é o esqueleto, a estrutura que dá suporte às outras partes e é composta de aproximadamente 200 ossos, todos eles conectados uns aos outros por articulações [KRO 90]. Como as articulações são os componentes fundamentais do esqueleto humano e as estruturas responsáveis por permitir e restringir a mobilidade do corpo, acredita-se que criar um modelo de articulações humanas é o primeiro passo natural a ser dado em direção a modelar o corpo como um todo. Apesar de o problema das articulações já ter sido considerado em diversos trabalhos, principalmente em Robótica e Animação, esses trabalhos não levaram a fidelidade anatômica suficientemente a sério para que pudessem ser utilizados em aplicações de Medicina. O principal objetivo deste trabalho é a criação de um modelo de articulações embasado em características anatômicas para representar corpos humanos virtuais. Um objetivo específico é a disponibilização de um conjunto de classes para modelagem de articulações no contexto do projeto VPat.

## **1.2. Estrutura do Trabalho**

O restante do trabalho está organizado da seguinte forma. No próximo capítulo, as articulações humanas são exploradas do ponto de vista médico, de modo que se possa identificar suas características anatômicas e biomecânicas, seus tipos e movimentos. O capítulo 3 dá uma visão geral dos trabalhos encontrados na literatura de Computação Gráfica que estão relacionados com a modelagem e simulação de humanos, destacando as questões pertinentes às articulações. No capítulo 4 é apresentado um novo modelo computacional para representar articulações humanas, que é a principal contribuição deste trabalho. A seguir, no capítulo 5 é descrita uma implementação que foi realizada com base no modelo descrito no capítulo 4. No capítulo 6 são discutidas formas de validar o modelo e demonstrados alguns testes. Por último, no capítulo 7 tecem-se as conclusões e os comentários finais sobre o trabalho.



## 2. Articulações do Corpo Humano

### 2.1. Introdução

O corpo humano pode ser brevemente definido como uma composição de esqueleto, músculos, gordura e pele. O esqueleto é formado por cerca de 200 ossos conectados uns aos outros por articulações, e constitui a base de toda a forma da superfície do corpo humano [KRO 90]. Uma junta ou articulação é portanto, a união entre dois ou mais ossos. As articulações estão localizadas nas extremidades dos ossos, onde os ossos participantes estão em contato uns com os outros e onde pode ocorrer o movimento. Nem todas as articulações são móveis; nas que são móveis, o movimento ocorre em torno de um ou mais eixos, ou simplesmente em um plano entre os ossos [SCH 96].

O ramo da ciência que estuda as articulações é a Artrologia, termo de origem grega: *arthron* = junta; *logos* = estudo da forma. Por convenção das ciências médicas, todas as descrições anatômicas são feitas com referência ao corpo na posição chamada “posição anatômica”, ilustrada pela Figura 2.1. Nesta posição, o corpo humano está ereto, os pés estão juntos e os braços pendem pelas laterais com as palmas das mãos voltadas para frente [SCH 96]. Neste trabalho segue-se esta mesma convenção.

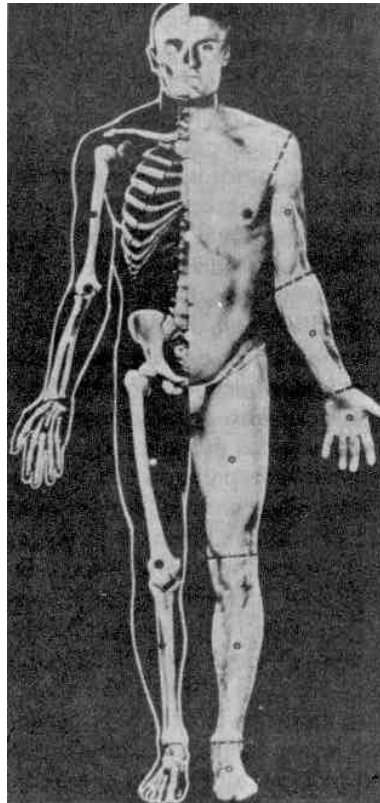
Este capítulo apresenta o resultado de um estudo das articulações humanas. São brevemente descritos os aspectos anatômicos e biomecânicos dos diferentes tipos de articulações, com destaque para os assuntos referentes a sua forma e funcionamento (movimento).

### 2.2. Componentes das Articulações

As articulações de um dispositivo mecânico devem ser bem lubrificadas para que suas partes se movam livremente sem desgastes entre si. No corpo humano, um tipo especial de tecido conjuntivo denso, conhecido como cartilagem articular ou cartilagem hialina, fornece uma lubrificação protetora. Uma espessa camada desse material (1 a 7 mm de espessura) cobre as extremidades ósseas das articulações que apresentam alto grau de mobilidade, as chamadas diartroses.

A cartilagem articular tem duas importantes funções: primeiro, ela distribui a carga da articulação por uma área maior, fazendo com que a quantidade de estresse sobre qualquer ponto de contato entre os ossos seja reduzida; segundo, ela permite a movimentação dos ossos da articulação com um mínimo de fricção e desgaste. A cartilagem pode reduzir o estresse máximo de contato sobre uma articulação em 50% ou mais. A lubrificação fornecida pela cartilagem articular é tão eficiente, que a fricção

presente em uma articulação é aproximadamente 17 a 33% da fricção de um patim no gelo sob a mesma carga [HAL 91].



**Figura 2.1 - Posição Anatômica de Referência (extraído de [LEH 89])**

Outro componente importante das articulações é a fibrocartilagem articular. Sob a forma de um disco fibrocartilaginoso completo ou incompleto, ela também pode estar presente entre as superfícies ósseas articuladas. São exemplos os discos intervertebrais (discos completos) e os meniscos do joelho (discos incompletos) [HAL 91]. Entre as principais funções dos discos e meniscos estão:

- Absorção e distribuição de cargas
- Melhora do ajuste das superfícies articulares
- Limitação da translação ou deslizamento de um osso em relação a outro
- Proteção da periferia da articulação
- Lubrificação

Além da cartilagem e da fibrocartilagem articular, a cápsula articular, também chamada cavidade sinovial, é um componente indispensável para o perfeito funcionamento das articulações. Esta cápsula é um saco de tecido conjuntivo que envolve a articulação fechando-a hermeticamente, conforme mostrado na Figura 2.2. Ela se prende aos dois ossos que formam a articulação, geralmente ao longo da margem das superfícies cartilaginosas da mesma. É formada por uma camada interna e outra externa. A superfície interna é lisa e produz o **líquido sinovial**, cuja função consiste em lubrificar as superfícies articulares de cartilagem hialina para facilitar o seu deslocamento. A camada externa consiste de tecido conjuntivo colágeno [WEI 90].

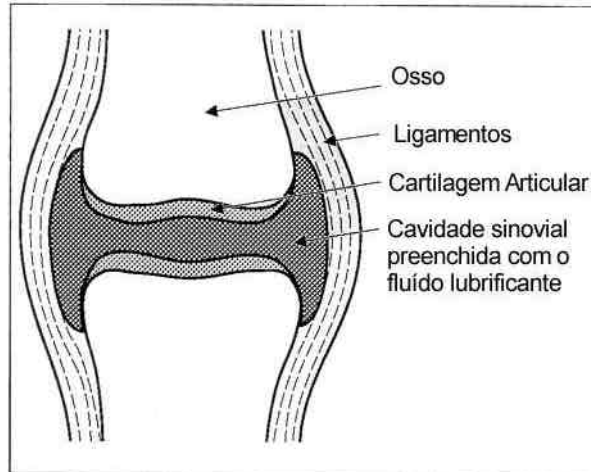


Figura 2.2 - Junta sinovial idealizada [SCH 96]

## 2.3. Classificação das Articulações

Vários sistemas de classificação são apresentados em cursos de anatomia. Eles são baseados tipicamente na complexidade articular, no número de eixos presentes, na geometria articular, ou na capacidade de movimento [HAL 91]. Como os objetivos deste trabalho estão relacionados à forma e ao movimento apresentados pelas juntas, a classificação mostrada a seguir enfatiza justamente esses aspectos. Assim, conforme mostrado na Figura 2.3, as articulações humanas podem ser divididas, de acordo com a sua mobilidade, em Sinartroses, Anfiartroses e Diartroses.

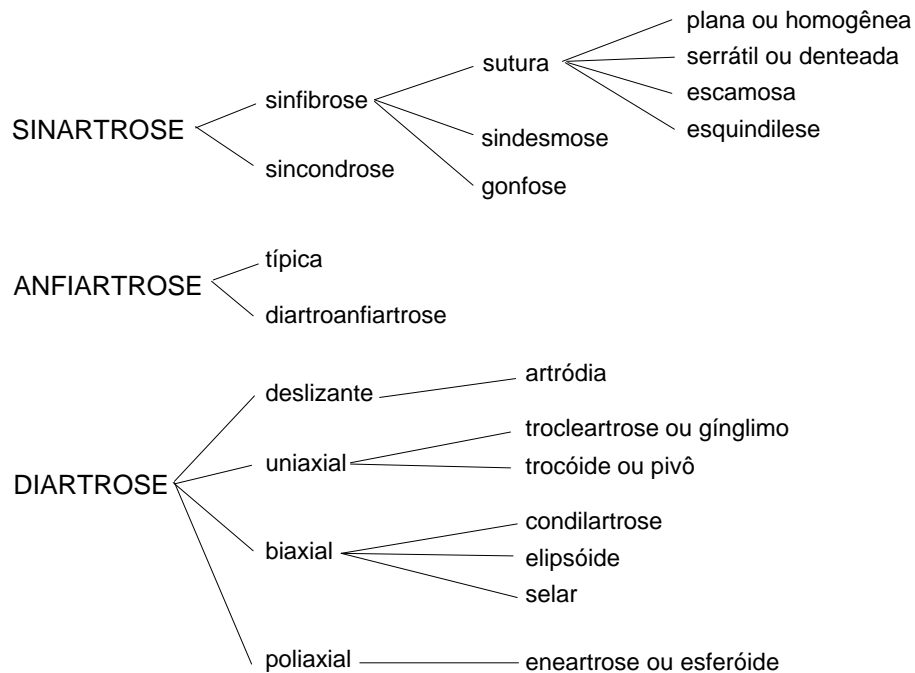


Figura 2.3 - Tipos de Articulações [ARE 96]

### 2.3.1. Articulações Não-Sinoviais ou Sinartroses

Este tipo de articulação é caracterizado pela junção de dois ossos que são considerados imóveis por não apresentarem nenhum tipo específico de movimento. Mesmo com essa restrição de mobilidade, essas juntas são de grande importância porque são capazes de responder a forças aplicadas, e dessa forma, podem absorver choques.

Exemplos de articulações fibrosas são as suturas que mantêm os vários ossos do crânio firmemente ligados.

#### a) Sinfibrose

- **Sutura escamosa:** os ossos se encaixam lembrando as escamas de um peixe. Ex: têmporo-parietal.
- **Sutura esquindilese:** superfície cônica se encaixa numa depressão perfeitamente adaptada a ela. Ex: vômer-esfenoidal.
- **Sutura homogênea ou plana:** o contato se dá entre duas bordas ósseas retilíneas. Ex: entre os ossos nasais.
- **Sutura serrátil ou denteada:** as superfícies em contato lembram os dentes de uma serra. Ex: fronto-parietal.
- **Sindesmose:** encontra-se grande quantidade de tecido fibroso interposto entre as margens ósseas, o que mantém os ossos unidos e o movimento bastante restrito. Ex: tíbio-fibular distal.
- **Gonfose:** uma superfície em forma de pino se encaixa numa depressão. Ex: dente-alvéolo, onde o tecido fibroso interposto recebe o nome de cimento. A gonfose é uma articulação especial, uma vez que o dente não é tecido ósseo.

#### b) Sincondrose

Nestas articulações os ossos estão separados por uma fina camada de fibrocartilagem. Exemplos incluem as articulações esternocostais e os discos epifisários (antes da ossificação). Alguns autores consideram as Sincondroses como um tipo de Anfiartrose [ARE 96].

### 2.3.2. Articulações Cartilaginosas ou Anfiartroses

Articulações cartilaginosas têm uma capacidade maior de movimento do que a das juntas fibrosas, no entanto, também apresentam rígidas restrições na variação do movimento. Isso ocorre devido à presença de um disco ou membrana de fibrocartilagem na ligação entre os dois ossos. Além disso, os ligamentos que envolvem uma junta cartilaginosa são bastante rígidos, o que também contribui para limitar o seu movimento. Por outro lado, este tipo de junta é excelente para absorver choques, pois a camada cartilaginosa fornece um bom amortecimento das forças que tendem a separar ou aproximar os dois ossos.

O corpo humano apresenta dois subtipos de anfiartroses. Nas anfiartroses *típicas* existe apenas o tecido fibrocartilaginoso interposto entre os ossos. As ligações

entre os ossos da coluna vertebral humana são exemplos de articulações deste tipo; elas apresentam *discos* de cartilagem separando os ossos. Nas *diartroanfiartroses*, também chamadas sínfises, além do tecido fibrocartilaginoso existe um primórdio de cavidade articular entre os ossos. A sínfise púbica é um exemplo desse tipo de articulação. A junta entre a escápula e a clavícula, esses separados por uma membrana cartilaginosa, é outro exemplo.

### 2.3.3. Articulações Sinoviais ou Diartroses

As juntas deste tipo são caracterizadas pela presença da cápsula sinovial que contém o fluido sinovial. Esse fluido, juntamente com as capas de cartilagem que revestem as extremidades dos ossos, auxilia na lubrificação da junta, permitindo assim, uma ampla capacidade de movimentação. As articulações sinoviais, também chamadas diartroses, representam o tipo de articulação mais comum encontrado no estudo do movimento humano.

Articulações sinoviais podem ser classificadas de diversas maneiras. Uma classificação possível separa as juntas em:

- **Simples:** com apenas duas superfícies articulares (quadril, tornozelo);
- **Composta:** com três ou mais superfícies articulares (pulso);
- **Complexa:** com mais de duas superfícies de articulação e com disco cartilaginoso (joelho) ou fibrocartilagem (clavícula).

Além dessa classificação uma junta diartrodial pode ser classificada de acordo com a sua forma e tipo de movimento dentro dos seguintes tipos:

#### a) Planar, Deslizante ou Artródia

As juntas desse tipo permitem movimentos de translação e rotação bastante moderados de um osso contra o outro. As superfícies articulares são geralmente planas e pequenas, e deslizam umas sobre as outras. São permitidos seis graus de liberdade de movimento, porém, todos com muito pouca amplitude. Exemplos de articulações planares estão entre os ossos do carpo (na mão), do tarso e do metatarso (no pé).

#### b) Uniaxial

As juntas deste tipo são caracterizadas pela presença de apenas um eixo de rotação no movimento (um grau de liberdade).

- **Dobradiça, Trocleartrose ou Gínglimo**

Uma junta deste tipo permite rotação em torno de um eixo perpendicular ao comprimento dos ossos envolvidos. Numa trocleartrose, normalmente a extremidade de um osso é côncava, enquanto que a extremidade do outro é convexa. Essa forma complementar é responsável pelo movimento tipo dobradiça observado na articulação, que é limitado a flexão e extensão. Exemplo: úmero-ulnar (cotovelo).

- **Pivô ou Trocóide**

Juntas do tipo pivô apresentam movimento angular em torno do eixo dado pelo comprimento de um osso, permitindo que um osso se movimente girando em relação ao outro. Geralmente um osso tem uma cabeça mais ou menos cilíndrica que gira dentro de um entalhe côncavo no outro osso. Exemplo: rádio-ulnar (antebraço).

### c) Biaxial

Permitem movimentação em torno de dois eixos, o que caracteriza a presença de dois graus de liberdade no movimento.

- **Condilartrose**

Apresentam duas superfícies paralelas e arredondadas que se articulam com superfícies planas. Por terem um movimento muito similar ao das juntas elipsóides, algumas classificações incluem as articulações condilares no mesmo grupo das elipsoidais. Exemplo: fêmur-tibial (joelho).

- **Elipsóide**

Uma cabeça ovalada em um dos ossos se articula com um encaixe também ovalado no outro osso. Esta classe de juntas é muito parecida e permite todos os tipos de movimento de uma junta poliaxial esferóide (apresentada a seguir), exceto rotação, que é evitada pela forma elipsoidal das superfícies articulantes. Exemplo: rádio-cárpica (punho).

- **Sela**

Uma junta do tipo sela permite os mesmos tipos de movimento das juntas elipsoidais. A diferença está na forma da articulação. Cada extremidade articulante em uma junta deste tipo tem dupla curvatura, e quando colocadas juntas, a curvatura convexa de uma extremidade encaixa-se na curvatura côncava da outra. Exemplo: carpo-metacarpiana do polegar (permite o movimento de oposição do polegar aos outros dedos).

### d) Poliaxial

Este tipo de articulação permite movimento em torno de três eixos, definindo três graus de liberdade.

As articulações poliaxiais humanas, também chamadas esferóides ou enartroses, consistem de uma cabeça esférica em um dos ossos e um encaixe côncavo no outro. É o tipo de junta mais versátil, e permite amplo movimento em todos os planos, incluindo flexão/extensão, abdução/adução, rotação e circundação. O alcance do movimento depende muito da profundidade do encaixe côncavo. Um encaixe menos profundo, como o do ombro, aumenta a variedade de movimentos possíveis. Por outro lado, um encaixe mais profundo, como o do quadril, aumenta a estabilidade da articulação.

## 2.4. As Articulações Humanas

Esta seção exibe uma breve descrição dos principais grupos articulares do corpo humano de acordo com o conhecimento atual de anatomia e biomecânica. É dada uma maior atenção às peculiaridades do movimento, visando obter premissas para a proposta do modelo de articulações citado nos objetivos deste trabalho. A tabela. 2.1 exibe uma listagem completa das articulações humanas.

**TABELA 2.1 - Listagem das articulações humanas [ARE 96]**

Nome	Local	Tipo	DOF <sup>1</sup>
Fronto-parietal	Cabeça	Sutura serrátil	-
Interparietal	Cabeça	Sutura serrátil	-
Parieto-temporal	Cabeça	Sutura escamosa	-
Vômer-esfenoidal	Cabeça	Esquindilese	-
Esfeno-etmoidal	Cabeça	Sincondrose	-
Entre os ossos nasais	Cabeça	Sutura homogênea	-
Dento-alveolar	Cabeça	Gonfose	-
Atlanto-occipital	Pescoço/ Cabeça	Trocóide/Pivô	1
Têmporo-mandibular	Cabeça	Condilartrose	2
Escápulo-umeral	Ombro	Esferóide	3
Úmero-ulnar	Cotovelo	Troclearrose	1
Rádio-ulnar proximal	Antebraço	Trocóide/Pivô	1
Rádio-ulnar distal	Antebraço	Trocóide/Pivô	1
Rádio-cárpica	Punho	Elipsóide	2
Carpo-metacarpiana (polegar)	Mão	Selar	2
Carpo-metacarpiana (outras)	Mão	Artródia	6-Plana
Metacarpofalangeanas	Mão	Condilartrose (Elipsóide)	2
Interfalangeanas da mão	Mão	Troclearrose	1
Entre os corpos vertebrais	Coluna	Anfiartrose típica	3
Costo-vertebral	Tórax	Artródia	1
Costo-condral	Tórax	Sincondrose	-
Condroesternal	Tórax	Artródia	1
Coxofemoral	Quadril	Esferóide	3
Fêmur-tibial	Joelho	Condilartrose	2
Tíbio-fibular proximal	Canela	Artródia	3-Plana
Tíbio-fibular distal	Canela	Sindesmose	-
Calcâneo-tibial	Tornozelo	Troclearrose	1
Tarso-metatarsianas	Pé	Artródia	6-Plana
Metatarsofalangeanas	Pé	Elipsóide	2
Interfalangeanas do pé	Pé	Troclearrose	1

<sup>1</sup> DOF: graus de liberdade, do inglês *Degree of Freedom*.

### 2.4.1. Cotovelo e Antebraço

O cotovelo é uma articulação uniaxial do tipo dobradiça, que permite a flexão e extensão pela combinação de deslizamento e rolamento, configurando um grau de liberdade. Uma superfície articular convexa no úmero articula-se com uma superfície côncava na ulna. Além disso, existem superfícies articulares em contato entre o úmero e o rádio, mas essa junta trabalha em harmonia com a flexão e extensão úmero-ulnar.

O eixo da flexão e extensão do cotovelo é representado por uma linha que passa através do centro do capítulo<sup>2</sup> e da tróclea<sup>3</sup>, como mostra a Figura 2.4. Este eixo não é exatamente perpendicular à coluna do úmero, por isso quando o cotovelo é estendido e o antebraço supinado, ocorre um desvio lateral do antebraço em relação ao úmero, denominado *ângulo de transporte* ou *ângulo cubital*. Os resultados de estudos nos quais se mediu o ângulo de transporte indicaram valores médios de 5 a 19 graus, com diferenças médias entre homens e mulheres de 0 a 6 graus em favor delas [LEH 89].



Figura 2.4 - Articulação do cotovelo [LEH 89]

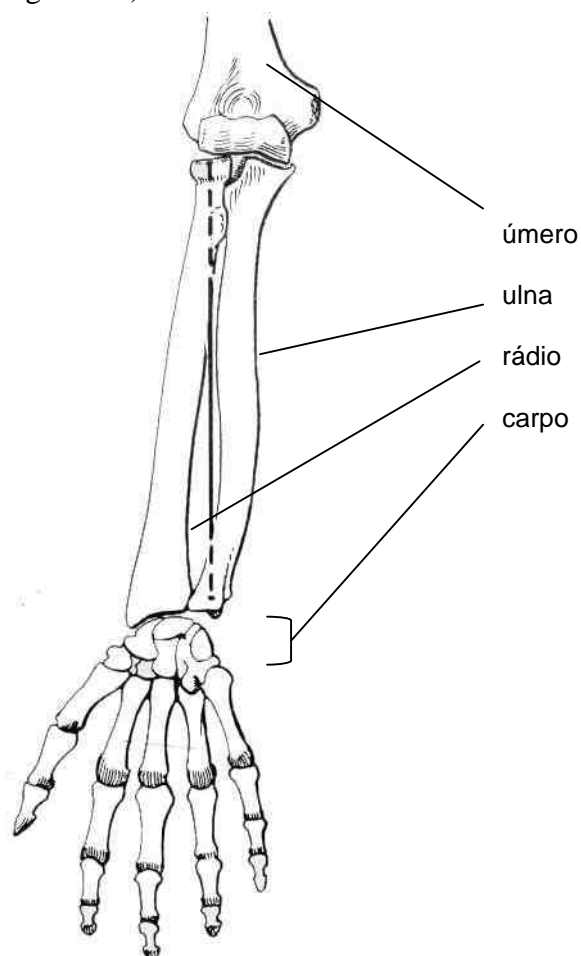
Além do cotovelo, no antebraço está localizada a articulação radioulnar. As junções entre o rádio e a ulna permitem ao rádio rodar em relação à ulna, de maneira que em uma posição extrema os dois estão paralelos entre si (supinação), e na outra o rádio fica atravessado sobre a ulna (pronação). Os movimentos de supinação e pronação são possíveis porque existem duas superfícies articulares separadas entre o rádio e a ulna, ambas do tipo pivô, uma proximal e outra distal. Estas duas superfícies agem juntas, formando uma articulação uniaxial, que permite apenas estes dois movimentos.

<sup>2</sup> Região lateral da superfície articular, consiste de uma protuberância suave e arredondada.

<sup>3</sup> Região medial da superfície articular, é convexa no sentido antero-posterior e côncava no sentido lateral.



O eixo de movimento é quase paralelo às diáfises (eixo longo) dos segmentos ósseos participantes. Este eixo é representado por uma linha através das cabeças da ulna e do rádio (ver Figura 2.5).

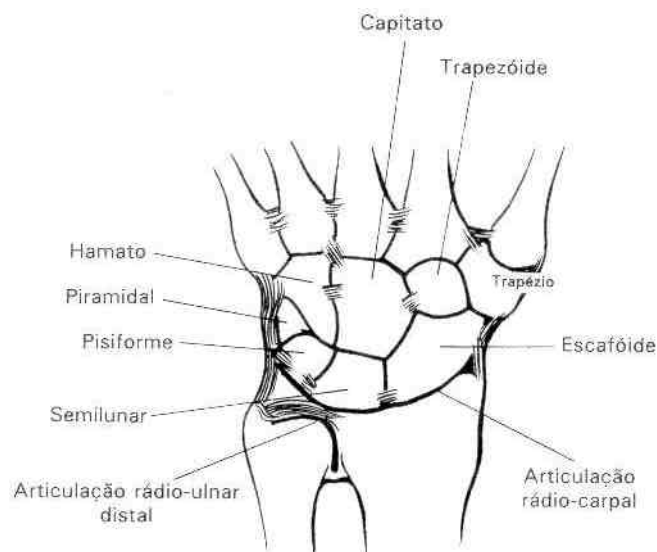


**Figura 2.5 - Articulação do Antebraço [LEH 89]**

### **2.4.2. Punho e Mão**

Um grande número de articulações está presente na região da mão. Começando pelo punho, a articulação radiocarpal é classificada como uma articulação elipsóide, com dois graus de liberdade de movimento. A superfície articular do rádio é côncava, e inclui um disco articular localizado próximo a ulna, exatamente para completar essa concavidade, preenchendo o espaço criado pela ausência de superfície articular entre a ulna e os ossos do carpo (ver Figura 2.6). As superfícies articulares do escafoide e do semilunar são convexas para corresponder à concavidade do rádio.

Os movimentos de abdução e adução ocorrem na articulação radiocarpal ao redor de um eixo que passa pelo capitato, sendo que o desvio em direção a ulna (adução) é aproximadamente o dobro do desvio em direção ao rádio.



**Figura 2.6 - Articulações do Punho [LEH 89]**

Uma parte do movimento de extensão e flexão do punho ocorre na junta radiocarpal, e o restante na junta mediocarpal (entre as fileiras proximal e distal dos ossos carpais). Dessa forma, o eixo para os movimentos de flexão e extensão do punho muda durante o arco de movimento. A maior parte do movimento de flexão ocorre na articulação radiocarpal (cerca de 50 graus), e o restante ocorre na junta mediocarpal (cerca de 35 graus). Inversamente, a porção principal do movimento de extensão ocorre na articulação mediocarpal, com contribuição menor da radiocarpal.

Também estão na mão as articulações entre os ossos do carpo e os metacarpianos. Nas articulações carpometacarpianas do segundo ao quinto dedos (planas ou artródias), embora a movimentação seja pequena, os movimentos de rotação e flexão/extensão são importantes para as funções da mão, promovendo uma grande alteração no formato do arco transversal da mão. A junta carpometacarpiana do polegar, por sua vez, tem o formato de sela. Ela permite ao polegar mover-se em *oponência*, de modo que a superfície palmar da ponta do polegar é dirigida para a superfície palmar dos outros dedos; a *reposição* é o movimento inverso à oponência. A articulação selar do polegar (com dois graus de liberdade) também permite movimentos de abdução e adução, e estes movimentos ocorrem ao redor de um eixo que é perpendicular ao eixo de oponência/reposição.

As articulações metacarpofalangeanas (MCF) do segundo ao quinto dedos são do tipo condilóide, nas quais as superfícies arredondadas das cabeças dos ossos metacarpianos articulam-se com as superfícies levemente côncavas da base das falanges proximais. As superfícies articulares arredondadas dos metacarpianos estendem-se mais em direção ao lado palmar do que ao lado dorsal para permitir a preensão. Nestas articulações são permitidos movimentos de flexão/extensão e abdução/adução, porém, aos 90 graus do movimento de flexão nenhum movimento de abdução/adução é possível, estabilizando mecanicamente a articulação para reforçar a preensão. Os dois eixos de movimento das articulações MCF passam através da cabeça do metacarpiano; o eixo de flexão/extensão é transversal, enquanto que o de abdução/adução apresenta direção dorsopalmar. Passivamente, as MCF permitem movimentos acessórios de separação, rotação, e deslizamento dorsopalmar e lateral.

A MCF do polegar possui todas as características das outras MCF, porém, com uma amplitude de movimento mais limitada. Uma particularidade dessa articulação é a presença de dois ossos sesamóides, semelhantes à patela do joelho, interconectados por um ligamento sobre a região palmar da articulação. Os movimentos permitidos são flexão/extensão e uma quantidade pequena de abdução/adução. O primeiro eixo passa transversalmente e o segundo na direção dorsopalmar, ambos através da cabeça do metacarpiano e orientados com o plano do polegar. A relação com o plano da palma varia de acordo com a posição da junta carpometacarpiana.

Os dedos indicador, médio, anular e mínimo apresentam duas articulações interfalangeanas, enquanto que o polegar apenas uma. Estas articulações são do tipo dobradiça ou trocleartroses, permitindo apenas flexão e extensão. O eixo de movimento é transversal e paralelo ao eixo de flexão/extensão da MCF. A amplitude de movimento é maior nas articulações proximais do que nas distais; a interfalangeana do polegar tem uma amplitude de movimento de aproximadamente 90 graus.

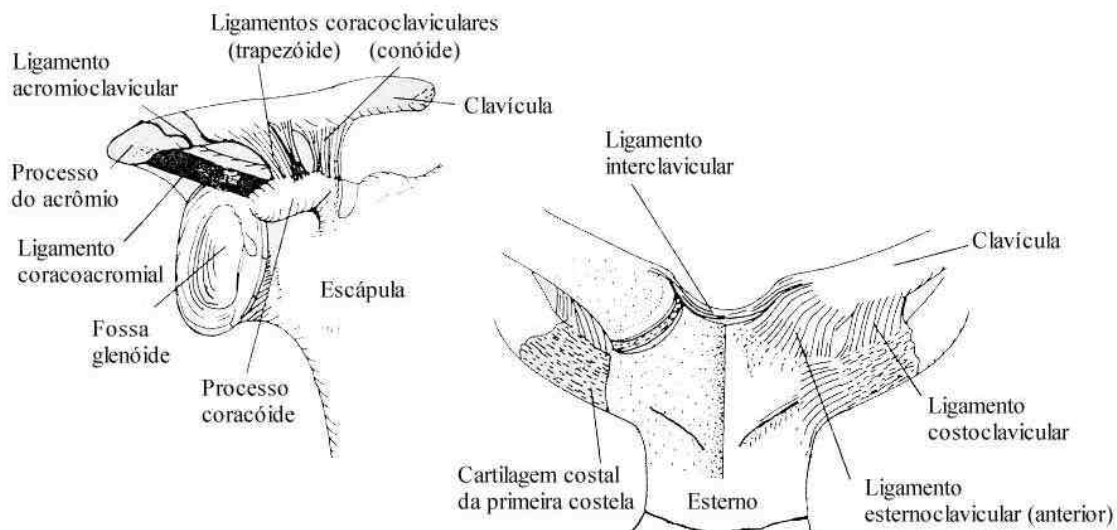
### 2.4.3. Ombro

Os ossos da região do ombro são mantidos juntos por três articulações: a clavícula articula-se com o manúbrio esternal na articulação *esternoclavicular*; a clavícula e a escápula juntam-se na articulação *acromioclavicular*; por fim, o úmero se une à escápula na articulação *glenoumeral*. Além dessas três articulações ósseas, a região do ombro apresenta três superfícies móveis de tecidos moles, chamadas articulações funcionais: na “articulação” *escapulotorácica* a escápula desliza livremente sobre o tórax; nos movimentos de flexão e abdução a cabeça do úmero desliza sobre o acrômio na “articulação” *supra-umeral* e a cabeça longa do bíceps braquial desliza no *sulco bicipital*.

#### Articulação esternoclavicular

Nesta articulação, a extremidade esternal da clavícula e o encaixe articular do esterno são separados por um disco articular (ver Figura 2.7). Assim, mesmo sendo do tipo sela, a junta esternoclavicular apresenta três graus de liberdade no seu movimento. Examinando a configuração dos ossos nas proximidades da articulação percebe-se que não existem proeminências ósseas auxiliando a manter os ossos unidos. Portanto, quase toda a estabilidade dessa junta é dada pelas fortes fixações ligamentares.

Os movimentos desta junta se dão em três eixos: um para elevação e depressão da cintura escapular, outro para retração/protração da cintura escapular e o último para rotação transversa da clavícula. O primeiro eixo passa pela extremidade esternal da clavícula, entre ela e o disco articular, e toma uma trajetória para trás e para baixo. Devido a posição oblíqua deste eixo, a elevação da cintura escapular ocorre numa direção superior e posterior e a depressão em direção ântero-inferior. O segundo eixo é quase vertical e perfura o manúbrio (parte superior) do esterno próximo à articulação. Esse posicionamento do eixo é devido ao fato de o movimento de retração/protração ocorrer entre a cartilagem articular e o esterno. Pela orientação do eixo, durante a retração ocorre a adução (movimento em direção a coluna vertebral) da escápula, e durante a protração a escápula se move em abdução (movimento para longe da coluna). O terceiro eixo de movimento corresponde ao eixo longo da clavícula e permite a esta rodar 40 graus na articulação esternoclavicular.



**Figura 2.7 - Junta Esternoclavicular e Acromioclavicular [KRE 90]**

### **Articulação acromioclavicular**

Esta articulação, entre o acrômio da escápula e a clavícula, é do tipo artrodial simples. Ela constringe a escápula e a clavícula a realizarem o mesmo movimento, e ao mesmo tempo, permite movimentos individuais dos dois ossos. Isso é possível devido a uma forte estrutura ligamentar que limita a separação da clavícula e da escápula.

Os movimentos da articulação acromioclavicular são pequenos e não mensuráveis por goniometria. Estes poucos graus de movimento são, apesar disso, essenciais para o movimento e função normais do ombro. Eles permitem a rotação da escápula de modo que a cavidade glenóide (onde se encaixa o úmero) possa voltar-se para cima e para frente ou para baixo, enquanto sua superfície costal permanece próxima ao tórax.

### **Articulação glenoumeral**

A articulação glenoumeral é uma juntura esferóide, que possui três graus de liberdade de movimento. O formato hemisférico da cabeça do úmero se articula com o plano inclinado da rasa cavidade glenóide da escápula. Uma outra estrutura, o lábio glenóide, uma orla de cartilagem que rodeia a periferia da cavidade glenóide e serve para aprofundá-la, também participa da articulação. A cápsula articular é frouxa para permitir uma ampla faixa de movimentos. Esta cápsula, juntamente com a rasa cavidade glenóide, permitem amplos movimentos acessórios, como por exemplo, o afastamento passivo de até 2 centímetros da cabeça do úmero em relação a fossa glenóide.

Por convenção, o estudo médico do movimento humano descreve os movimentos da junta glenoumeral como correndo ao redor de três eixos ortogonais entre si, que passam através do centro da cabeça do úmero. Partindo da posição anatômica, o movimento de flexão ocorre no plano sagital, permitindo aproximadamente 90 graus de movimento limitado pela tensão nos ligamentos coracoumerais. Com o braço passando para trás do corpo, a hiperextensão ocorre em amplitude de 40 a 60 graus. O movimento de abdução ocorre no plano frontal ao redor de um eixo horizontal dirigido dorsoventralmente. A quantidade de abdução permitida depende da rotação na junta

glenoumeral. Quando ela está em máxima rotação interna, a abdução fica limitada a 60 graus; quando está em rotação externa o movimento de abdução pode chegar a 90 graus. O movimento de rotação se dá em torno do eixo longitudinal. Na rotação externa o epicôndilo medial do úmero se move anteriormente e apresenta uma amplitude total de aproximadamente 90 graus. Na rotação interna o epicôndilo medial do úmero se move posteriormente, e embora se convençione uma amplitude de 90 graus, quando os movimentos da cintura escapular são impedidos, são encontrados aproximadamente 70 a 80 graus de rotação interna.

#### 2.4.4. Quadril e Região Pélvica

A pélvis é constituída pelo *sacro*, *cóccix*, e pelos dois ossos formados por uma fusão do *ílio*, *ísqúio* e *púbis*. Sete articulações são formadas pelos ossos pélvicos: *lombossacral*, *sacroilíaca* (duas), *sacroccígea*, *sínfise púbica* e *quadril* (duas). Embora os movimentos nas articulações sacroilíaca, sacroccígea e sínfise púbica sejam pequenos, a capacidade de movimento nestas articulações é muito importante por estarem sujeitas a lesões e por permitir o parto.

A articulação do quadril é o melhor exemplo de enartrose do corpo humano. As superfícies articulares entre a cabeça do fêmur e o acetábulo<sup>4</sup> têm conexões mais firmes do que as superfícies da articulação glenoumeral. Isso melhora a estabilidade, mas limita a amplitude de movimento. A articulação do quadril tem três graus de liberdade de movimentos: flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa.

Embora o movimento do quadril possa ocorrer ao redor de muitos eixos, todos passando através do centro da cabeça femoral, por convenção são escolhidos três eixos ortogonais. O primeiro deles, o de flexão e extensão, é horizontal. Este eixo é obtido a partir do eixo comum do quadril, uma linha conectando os centros das duas cabeças femorais. A flexão unilateral do quadril com o joelho flexionado pode ser realizada até que a coxa entre em contato com a superfície anterior do tronco. Quando o joelho está em extensão, os músculos isquiotibiais limitam a flexão do quadril em 70 a 90 graus. A hiperextensão do quadril está limitada em cerca de 10 graus pelo ligamento iliofemoral. O segundo eixo, abdução/adução, é horizontal em direção anteroposterior. A abdução, que ocorre no levantamento lateral da perna ou inclinação lateral do tronco pode chegar a 45 graus. A adução é movimento contrário a abdução, e portanto, com as pernas unidas está em zero graus. Mesmo assim, as pernas podem ser cruzadas em adução de 30 a 40 graus, embora isso não seja um movimento planar puro. O último eixo de movimento do quadril, o eixo de rotação, é vertical, e idêntico ao eixo mecânico do fêmur (ver Figura 2.8). Na rotação interna, o trocanter maior (grande proeminência óssea lateral do fêmur) se move anteriormente, e na rotação externa o movimento ocorre em direção oposta. No adulto, a amplitude de rotação externa é de aproximadamente 40 a 45 graus e a interna é menor, 30 a 35 graus.

---

<sup>4</sup> Depressão profunda, hemisférica, em forma de taça, constituída pela pube medialmente, pelo ílio superiormente, e pelo ísqúio lateral e inferiormente.

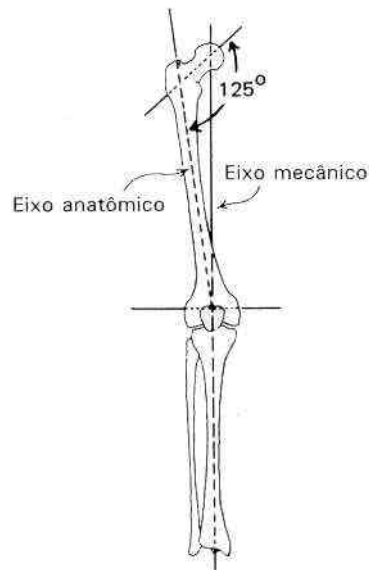


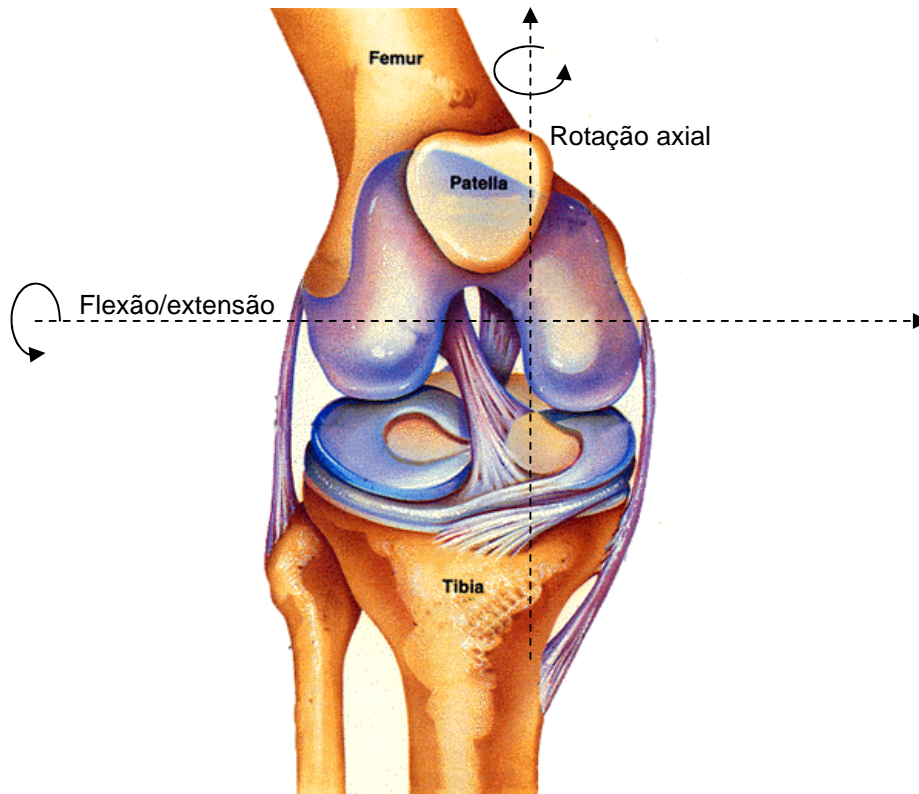
Figura 2.8 - Eixos Anatômico e Mecânico do Fêmur [LEH 89]

### 2.4.5. Região do Joelho

A articulação do joelho é uma condilartrose complexa. Ela possui dois graus de liberdade, o que permite movimento em torno de dois eixos: um para o movimento de flexão-extensão e outro para rotação axial. O fêmur, a tíbia e a patela são os ossos envolvidos no movimento do joelho. Além desses ossos, os meniscos (estruturas cartilaginosas) também participam da articulação (ver Figura 2.9).

Cada joelho contém 2 meniscos sendo um lateral e o outro medial. Os meniscos são estruturas elásticas em forma de meia lua e estão situados no espaço que existe entre a tíbia (osso da canela) e o fêmur (osso da coxa). Eles têm a capacidade de absorver impacto, funcionando como amortecedores que protegem a cartilagem articular e a estrutura óssea. Além disso, desempenham um importante papel na estabilidade, onde juntamente com os ligamentos e os músculos, mantêm a junta funcional e evitam deslocamentos. Isso tudo colabora para que o joelho seja uma estrutura articular bastante estável, quando estendido, e com boa movimentação, quando flexionado.

A patela é um osso que fica ancorado à tíbia pelo tendão patelar e é ligado superiormente ao tendão do músculo quádriceps femoral. Essa estrutura forma uma forte capa fibrosa e óssea para o compartimento anterior do joelho. Além disso, é fundamental no movimento de extensão dessa articulação; sem a patela, a força do quádriceps precisaria aumentar em 30% para realizar o movimento de extensão do joelho. A patela possui uma superfície articular dividida em duas partes, formando uma sela. Quando a tíbia se move sobre o fêmur, a patela desliza sobre os côndilos femorais.



**Figura 2.9 - O joelho [CEZ 2000]**

A mobilidade permitida pela articulação do joelho é dividida em três movimentos básicos: flexão/extensão, rotação axial e rotação terminal.

**Flexão/Extensão:** O eixo para este movimento está localizado poucos centímetros acima das superfícies articulares, passando transversalmente pelos côndilos femorais. O raio de curvatura dos côndilos não é constante, e é menor na flexão, aumentando com a extensão. Assim, ocorre um deslocamento do eixo de movimento. Marcando pontos sucessivos de contato entre as superfícies articulares em vários ângulos do joelho, e determinando o centro de curvatura do côndilo para cada ponto, pode-se obter uma linha curva (a evoluta), que representa o caminho do eixo móvel. A Figura 2.10 mostra a modificação dos raios de curvatura dos côndilos femorais, o número 1 representa o raio de curvatura na flexão e o número 10 na extensão.

Por causa deste eixo móvel, ocorrem problemas quando se aplicam aparelhos com articulações mecânicas ao joelho humano, tais como goniômetro, dinamômetro isocinético, órteses longas ou próteses abaixo do joelho.

**Rotação Axial:** Este movimento ocorre no plano transversal quando o joelho está flexionado. Na extensão plena do joelho, os ligamentos colaterais estão relativamente tensos, o que contribui muito para a estabilidade desta articulação. Estes ligamentos afrouxam com a flexão, e esta é a principal razão para a quantidade considerável de rotação transversal que ocorre quando o joelho está flexionado.

A rotação transversal ocorre ao redor de um eixo longitudinal que passa pelo côndilo medial, fazendo com que o outro côndilo, o lateral, rode em torno deste. Embora muitos valores conflitantes tenham sido relatados para este movimento, os resultados dos estudos publicados indicam uma rotação total média de aproximadamente 40 graus para o joelho flexionado a 90 graus, sendo que a rotação

externa alcança em média o dobro da amplitude da rotação interna. A medida que o ângulo de flexão do joelho diminui, este movimento de rotação axial diminui e não pode ser realizado quando a articulação se aproxima da extensão.

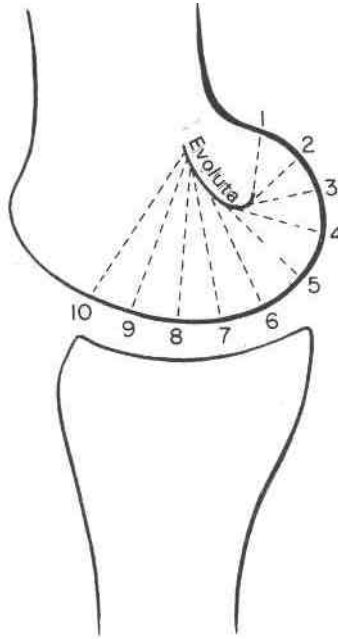


Figura 2.10 – Posição do Eixo para Flexão/Extensão do Joelho [LEH 89]

**Rotação Terminal:** Normalmente, quando o joelho se move em extensão, a tíbia roda externamente mais ou menos 20 graus sobre o fêmur fixo. Este movimento pode ser observado nos últimos 20 graus da extensão do joelho e é denominado rotação terminal do joelho. Este é um evento puramente mecânico, que ocorre tanto na extensão passiva quanto ativa do joelho, e que não pode ser produzido ou impedido voluntariamente. Este mecanismo de parafuso oferece estabilidade mecânica para suportar forças que ocorram no plano sagital. Ele permite aos humanos permanecerem eretos sem contração muscular do quadríceps.

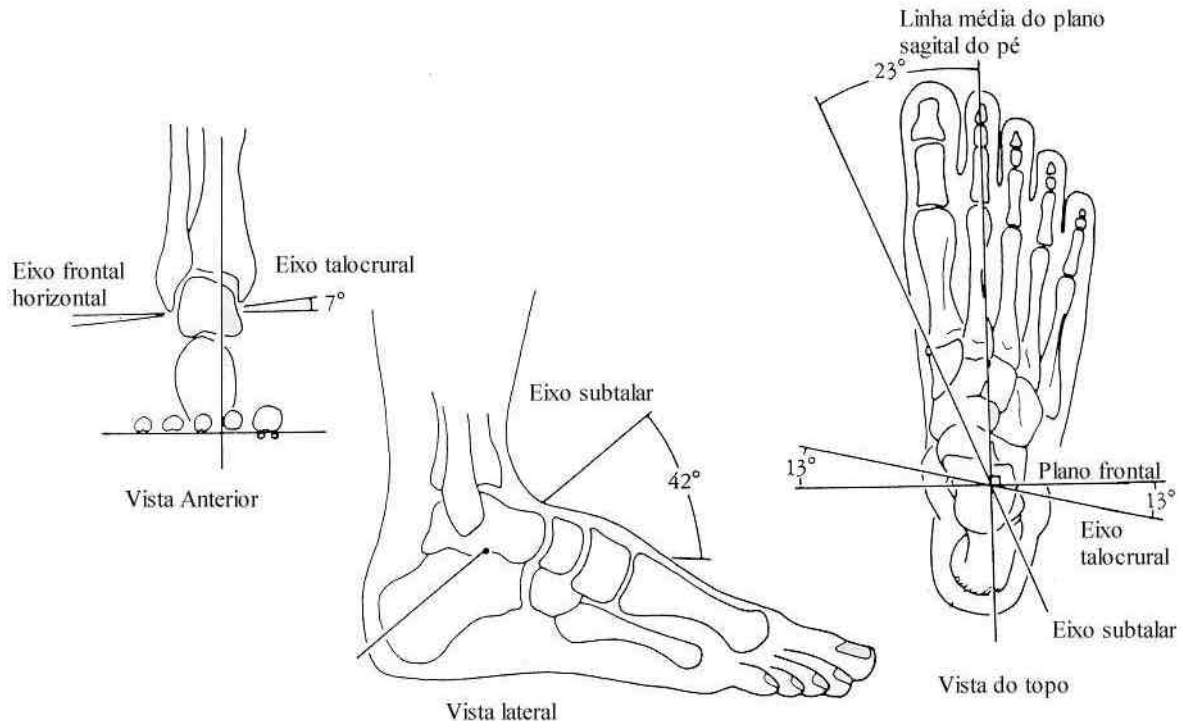
## 2.4.6. Pé e Tornozelo

As estruturas dessa região do corpo são capazes de suportar forças acima de 4,5 vezes o peso do corpo. Entre essas estruturas está um complexo de 34 articulações, que colaboram para mudar, em um único passo, uma estrutura que se conforma às irregularidades do solo para uma estrutura rígida de sustentação de peso.

A primeira articulação da região do pé é a articulação superior do tornozelo, ou articulação talocrural, que é uma trocleartrose. Nesta junta, a tróclea do talo possui uma superfície superior que se articula com a extremidade distal da tíbia, e superfícies lateral e medial que se articulam com o maléolo medial da tíbia e o lateral da fíbula. Com um grau de liberdade de movimento, a junta talocrural possui um eixo de movimento oblíquo ao eixo longo da perna e ao plano horizontal, e inclinado no plano frontal, posterior e lateralmente, conforme os ângulos mostrados na Figura 2.11. Ainda, estima-se que em 20% dos casos o eixo pode ser mutável, porém, para todos os objetivos práticos ele pode ser considerado um eixo único. Os movimentos em torno desse eixo são descritos como dorisflexão e flexão plantar, sendo que o primeiro ocorre



em amplitude média de 15 graus e o último em 45 graus. As articulações tibiofibulares também participam dos movimentos da articulação superior do tornozelo, uma vez que disparidades mecânicas exigem rotação ou abdução da fíbula na sindesmose tibiofibular distal, durante toda a amplitude do movimento talocrural.



**Figura 2.11 - Eixos das Articulações do Tornozelo [KRE 90]**

A junta subtalar ou articulação inferior do tornozelo também é do tipo troclear. A superfície inferior do talo apresenta três facetas articulares que repousam sobre o calcâneo, e anteriormente, o talo se articula com o osso navicular. Este grupo de articulações permite movimentos ao redor de um eixo oblíquo, fazendo o pé virar para dentro (inversão) e para fora (eversão). Este eixo de movimento é representado por uma linha que se inicia na face lateral-posterior do calcânar e segue em direção para frente/para cima/para o lado interno do pé conforme a Figura 2.11.

Entre o talo e o calcâneo (proximalmente), e o navicular e o cubóide (distalmente), está localizada a articulação transversa do tarso, também chamada mediotarsal. Funcionalmente, os ossos navicular e cubóide podem ser considerados como um só segmento, pois apenas movimentos mínimos são permitidos entre eles. A cabeça convexa do talo se encaixa na superfície côncava do navicular, enquanto que entre o calcâneo e o cubóide a superfície articular é do tipo sela. Apesar dessas formas nas superfícies articulares, a articulação é do tipo planar e os movimentos são de deslizamento. Esta articulação permite movimentos da parte frontal do pé em relação a parte posterior, denominados pronação quando o arco do pé se torna achatado, e supinação quando o arco é elevado. O movimento nesta articulação ocorre em combinação com movimentos das articulações subtalar e tarsometatarseana.

O cubóide e os três ossos cuneiformes articulam-se com as bases dos cinco metatarsianos para formar as juntas tarsometatarsianas. Estas articulações são planares e permitem pequenos movimentos de flexão, extensão e rotação, com exceção

do segundo metatarsiano, que é constringido por um encaixe preciso com o cuneiforme e os metatarsos adjacentes, e assim perde a capacidade de rotação.

As articulações metatarsofalangeanas correspondem às juntas metacarpofalangeanas da mão, e como elas permitem uma amplitude considerável de movimento. No entanto, ao contrário do que ocorre na mão, a amplitude de flexão não passa de 45 graus, enquanto que o movimento de hiperextensão chega a 90 graus. Como na mão, além de flexão e extensão os movimentos de adução e abdução também pode ocorrer, porém estes últimos são menos importantes e o controle voluntário sobre eles é menor do que na mão. Os eixos de movimento passam através do centro da cabeça do osso metatársico; o da flexão/extensão em direção transversa e o da adução/abdução em direção dorsoplantar.

As articulações interfalangeanas do pé são similares às dos dedos da mão, o grande dedo possuindo apenas uma enquanto que os demais possuem duas.

## 2.4.7. Cabeça, Pescoço e Tronco

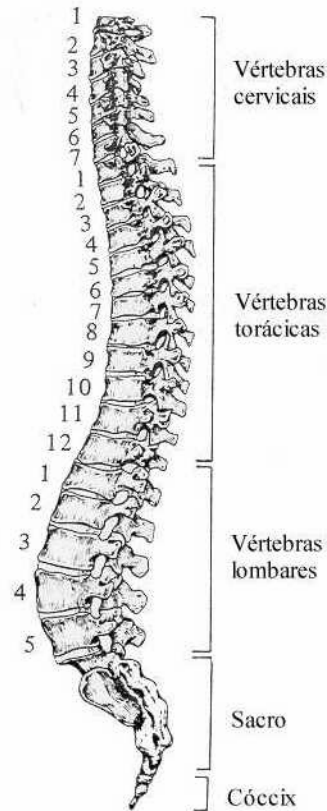
O crânio incorpora 29 ossos na sua estrutura. Embora os ossos específicos do crânio sejam de pouca importância no estudo do movimento do corpo, um conhecimento da anatomia do crânio pode ser válido no entendimento dos efeitos do impacto sobre a cabeça. O ponto do crânio mais interessante para este trabalho está no movimento do maxilar, que permite o movimento de mastigação.

O tórax consiste de 25 ossos: o esterno e mais 12 pares de costelas. As funções biomecânicas do tórax são absorver as forças de impacto e servir como ponto de fixação para muitos dos músculos que controlam o movimento do tronco inteiro. Além dessas funções biomecânicas, outras funções do tórax são a sua participação no mecanismo de respiração e a proteção que oferece aos órgãos vitais. As costelas formam duas articulações costovertebrais. A cabeça de cada costela articula-se com os corpos de duas vértebras adjacentes e o disco vertebral interposto (as costelas 1, 10, 11, 12 articulam-se com um corpo vertebral), e o tubérculo da costela articula-se com o processo transverso da vértebra (exceto 11 e 12). Anteriormente, as cartilagens das costelas formam diartroses artródias ou deslizantes com o esterno, exceto a primeira costela, onde temos uma diartroanfiartrose ou sínfise.

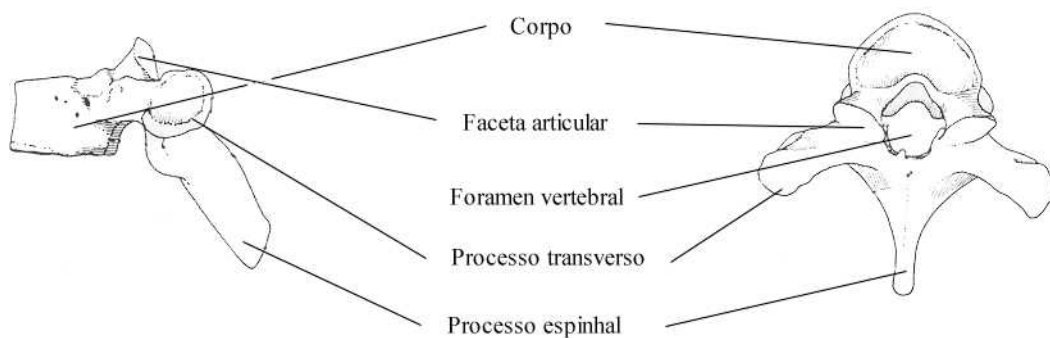
Provavelmente a unidade funcional mais significativa do corpo, do ponto de vista biomecânico, é a coluna vertebral, isso porque ela é uma série progressiva de ossos que fornece estrutura e base para a maioria dos movimentos do corpo. Ela consiste de um total de 33 ossos, que são divididos de acordo com a função em cinco grupos, conforme mostra a Figura 2.12.

As articulações da coluna vertebral são, genericamente de dois tipos: articulações entre os corpos vertebrais, separados pelos discos intervertebrais; e articulações entre as facetas articulares de vértebras sucessivas. Os discos intervertebrais permitem pouco movimento, funcionando principalmente para absorção de impactos. As facetas articulares entre as vértebras são juntas livremente móveis. Embora a articulação entre quaisquer duas vértebras adjacentes não permita grande amplitude de movimentação, uma série de juntas vertebrais acaba gerando um grande efeito cumulativo na produção de flexão frontal, extensão, hiperextensão, flexão lateral (ambos os lados) e rotação.

A estrutura geral de todas as vértebras (ver Figura 2.13) é semelhante, mas dois fatores mudam quando as vértebras são observadas da cervical em direção a lombar: as estruturas se tornam progressivamente maiores e a direção das superfícies ou facetas articulares se modifica. Além disso, a movimentação é um tanto limitada na região torácica devido a suas ligações com as costelas.



**Figura 2.12 - Visão Lateral da Coluna Vertebral [KRE 90]**



**Figura 2.13 - Partes Típicas de uma Vértebra [KRE 90]**

As superfícies articulares da região lombar estão dirigidas em um plano quase sagital, e assim, permitem principalmente movimentos de flexão e extensão.

Na região do tórax, as facetas articulares das vértebras torácicas são um pouco oblíquas, mas pode-se dizer que elas estão geralmente dirigidas no plano frontal, de modo que a flexão lateral pode ocorrer. Entretanto, este movimento é consideravelmente restringido pelas 10 costelas superiores; em consequência disso,

apenas uma pequena quantidade de movimento pode ocorrer entre os segmentos adjacentes. Na parte inferior da região torácica e na junção toracolombar existe maior liberdade de movimento. Aqui, as facetas articulares apresentam direção mais oblíqua, aproximando-se do plano sagital, e permitem uma quantidade considerável de movimento em todas as direções.

A região do pescoço contém sete vértebras cervicais. As articulações entre os corpos vertebrais das 5 últimas permitem pequenos movimentos em todas as direções. Entretanto, as primeiras duas vértebras, chamadas atlas e áxis, se distinguem bastante das demais por estarem envolvidas no movimento da cabeça. Na articulação atlantooccipital, estão presentes dois graus de liberdade de movimento. As superfícies levemente côncavas do atlas suportam os dois côndilos convexos do osso occipital. Assim, o principal movimento dessa articulação é a inclinação no plano sagital, ao redor de um eixo transversal através dos dois côndilos. Aproximadamente 50% do movimento de flexão/extensão da coluna cervical ocorre nesta articulação. São permitidos ainda, pequenos movimentos de inclinação lateral.

Entre a primeira e a segunda vértebras cervicais está a articulação atlantoaxial. Nesta articulação, o atlas se encaixa ao áxis de modo a produzir um movimento de pivô do atlas ao redor do dente do áxis. O eixo para este movimento é vertical e passa através do dente. Por causa do formato convexo das facetas articulares, esse movimento rotatório não ocorre estritamente no plano horizontal, mas sim num movimento semelhante a uma espiral. A junta atlantoaxial contribui com aproximadamente 50% da rotação que ocorre na coluna cervical.

Na extremidade inferior da coluna vertebral, o sacro se liga aos ossos ílios em duas articulações sacroilíacas. Pequenos movimentos denominados nutação (inclinação) ocorrem nessas juntas. Na nutação o promontório sacral se move anteriormente, aumentando o tamanho do esquadro pélvico. A contranutação é o movimento posterior do promontório, e aumenta o tamanho do estreito superior da pélvis.

## 2.5. Fatores de Restrição ao Movimento

Vimos acima que o corpo humano apresenta uma grande variedade de movimentos distribuídos entre suas articulações. Mas por que algumas articulações apresentam movimentos diferentes de outras? Quais os fatores que proíbem o pé humano de girar até ficar voltado para trás, por exemplo? Por que os atletas da ginástica olímpica são capazes de realizar movimentos impossíveis para a maioria dos indivíduos de vida sedentária? A busca de respostas para essas perguntas nos leva a uma série de hipóteses, todas verdadeiras, que funcionam em sinergia para determinar os tipos de articulações e suas amplitudes de movimento.

### 2.5.1. Fatores Normais

O primeiro elemento de restrição do movimento articular é a forma dos **ossos**; a forma esférica da cabeça do fêmur e seu encaixe côncavo no quadril, por exemplo, permitem que se realizem movimentos em 3 graus de liberdade, ao passo que

o encaixe cilíndrico do cotovelo impõe uma restrição mecânica para permitir apenas um eixo de movimento.

Um outro fator importante na restrição do movimento é a presença dos **ligamentos**, estruturas fibrosas e de pouquíssima elasticidade que tensionam um osso contra o outro de forma a mantê-los unidos no local onde se articulam. Os ligamentos são responsáveis, por exemplo, por impedir que as articulações interfalangeanas dos dedos sejam estendidas até que os dedos toquem o dorso da mão. A **musculatura** também é um fator importante de restrição de movimento. Músculos fortes podem dar sustentação e estabilidade muito maiores a certas articulações, e além disso, são importantes obstáculos mecânicos que restringem alguns movimentos. Um exemplo claro disso é o movimento de flexão do cotovelo, que perde muito da sua amplitude nos atletas que desenvolvem muito o seu bíceps braquial. Ainda falando de obstáculos mecânicos, temos a **gordura**; nas pessoas obesas o movimento de muitas articulações é bem menor do que nas pessoas de peso normal.

A presença de **cartilagem** também tem influência direta na mobilidade. Entre outros exemplos, o movimento de expansão do tórax durante a respiração, demonstra o papel importantíssimo da cartilagem como estrutura flexível do esqueleto humano. Aqui cabe a explicação do porquê os bebês apresentam uma flexibilidade bem maior do que os humanos adultos. Seus ossos ainda não estão completamente formados, muitos deles são na realidade cartilagens, que somente mais tarde tornar-se-ão ossos efetivamente.

## 2.5.2. Outros Fatores

Além das restrições de movimento normais vistas acima, existem casos patológicos, **lesões** e **contusões**, que podem modificar drasticamente a capacidade de movimento de algumas articulações: um dedo inchado não flexiona como um dedo normal; uma fratura cicatrizada, que invariavelmente apresenta uma pequena protuberância, se estiver próxima a uma articulação pode influenciar o seu movimento; quando um impacto provoca uma luxação (um osso desencaixa do outro numa articulação), muitas vezes algum ligamento é rompido, isso reduz muito a estabilidade da articulação, e depois do ligamento cicatrizado, dificilmente a articulação manterá a mesma amplitude de movimento que tinha anteriormente. Além disso, **treinamentos** físicos de alongamento e exercícios de fisioterapia podem ser aplicados para ampliar a capacidade do movimento de algumas articulações, melhorando assim, o desempenho dos atletas de diversas modalidades esportivas.

## 2.6. Conclusão

Embora as articulações humanas tenham sido comparadas a formas geométricas e junções mecânicas, tais como dobradiças, pinos, planos, esferas e cones, os movimentos requintados e as capacidades das articulações humanas (e dos animais em geral) ultrapassam qualquer junção fabricada pelos homens. Normalmente, as articulações humanas mantêm suas capacidades funcionais além do tempo de duração da vida orgânica do ser humano [LEH 89]. Esta superioridade fenomenal das articulações humanas quando comparadas às articulações manufaturadas, não é devida apenas às capacidades fisiológicas das articulações biológicas, tais como baixo

coeficiente de atrito, presença de sensação e *feedback* proprioceptivo, e respostas dinâmicas de desenvolvimento ao uso e desgaste, mas deve-se também às suas complexidades mecânicas.

Tudo isso nos leva a crer, que um esqueleto modelado com base em conceitos anatômicos, permitiria a um humano virtual a realização de posturas e movimentos muito mais corretos.

## 3. Modelos de Articulações em Humanos Virtuais

### 3.1. Introdução

Podem ser encontrados inúmeros trabalhos objetivando criação de modelos computacionais do corpo humano e de outros animais, onde as articulações, de uma forma ou de outra, são consideradas. Estes trabalhos variam muito no enfoque da modelagem, isto é, alguns primam pela construção do esqueleto, outros se concentram na modelagem de músculos, outros ainda buscam modelar a pele, o cabelo, etc. Além do enfoque, variam muito na sua aplicação. Existem modelos criados para ambientes de Realidade Virtual [ROE 98], para entretenimento em animação e jogos [CHA 89], para simulação de expressões faciais [GUE 89], para simulação de movimentos em atividades esportivas [HOD 95], aplicações em ergonomia [PHI 88], entre outras. Entretanto, são muito raros na literatura de Computação Gráfica os trabalhos que abordam especificamente o problema do realismo anatômico das articulações. Com o objetivo de buscar na experiência de outros pesquisadores e grupos de pesquisa, fatores indicativos que auxiliassem na criação de um modelo de articulações baseado em anatomia, foi realizado um estudo dos trabalhos descrevendo modelos de humanos virtuais.

Na seção seguinte é apresentado um trabalho bastante antigo, não da Computação, mas da Robótica – uma área que se deparou bem antes com o problema das articulações. Na seção 3.3, são brevemente apresentadas algumas amostras dos primeiros trabalhos significativos em modelagem de humanos virtuais. A seção 3.4 comenta brevemente uma série de trabalhos em Computação Gráfica, que embora não tenham as articulações como objetivo principal, por algum motivo tiveram que considerar e propor estruturas hierárquicas articuladas. A seção 3.5 destaca alguns trabalhos que diante do enorme problema de representar anatomicamente todas as articulações humanas, escolheram um grupo de articulações relacionadas e procuraram representá-las com o máximo de fidelidade. Alguns sistemas comerciais que têm suas funcionalidades bastante ligadas a articulações são apresentados na seção 3.6. Por fim, a seção 3.7 traz algumas conclusões observadas a partir dos trabalhos estudados, a fim de fundamentar a definição de um modelo de articulações baseado em anatomia, descrito no próximo capítulo.

## 3.2. Modelo de Denavit-Hartenberg

Num trabalho pioneiro, que até hoje serve de referência para a pesquisa de estruturas articuladas, Denavit e Hartenberg [DEN 55] descreveram relacionamentos translacionais e rotacionais entre peças articuladas adjacentes para manipuladores mecânicos. Eles usaram um método matricial, que estabelece um sistema de coordenadas para cada junta da estrutura. Matrizes de transformação entre esses sistemas de coordenadas são criadas e associadas às respectivas articulações. Considerando uma junta  $i$  colocada imediatamente abaixo de um outra junta  $i-1$  na cadeia hierárquica, as matrizes de transformação possuem, basicamente, quatro parâmetros:  $\mathbf{q}_i$ , rotação de um ângulo  $\mathbf{q}_i$  em torno do eixo  $Z_{i-1}$ ;  $d_i$ , translação de uma distância  $d_i$  ao longo do eixo  $Z_{i-1}$ ;  $a_i$ , translação de um comprimento  $a_i$  ao longo do eixo  $X_{i-1}$ ; e  $\mathbf{a}_i$ , rotação em torno do eixo  $X_i$  no sentido horário de um ângulo  $\mathbf{a}_i$  entre o eixo  $Z_i$  e o eixo  $Z_{i-1}$  – onde  $(X, Y, Z)_{i-1}$  e  $(X, Y, Z)_i$  representam os sistemas de coordenadas das juntas  $i-1$  e  $i$  que estão relacionadas através dos parâmetros  $\mathbf{q}_i$ ,  $d_i$ ,  $a_i$  e  $\mathbf{a}_i$ .

A partir dos parâmetros mencionados acima é construída a matriz  $A$ , representando as quatro transformações homogêneas que relacionam o sistema de coordenadas da junta  $i$  e o sistema de coordenadas da junta  $i-1$ .

$${}^{i-1}A_i = R(Z, \mathbf{q}_i)T(0, 0, d_i)T(a_i, 0, 0)R(x, \mathbf{a}_i) \quad (3.1)$$

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos \mathbf{q}_i & -\sin \mathbf{q}_i \cos \mathbf{a}_i & \sin \mathbf{q}_i \sin \mathbf{a}_i & a_i \cos \mathbf{q}_i \\ \sin \mathbf{q}_i & \cos \mathbf{q}_i \cos \mathbf{a}_i & -\cos \mathbf{q}_i \sin \mathbf{a}_i & a_i \sin \mathbf{q}_i \\ 0 & \sin \mathbf{a}_i & \cos \mathbf{q}_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Este esquema de hierarquia articular proposto por Denavit-Hartenberg (DH) para sistemas mecânicos de robótica é eficaz e econômico para modelar os mais diversos tipos de estruturas articuladas, mesmo os que não pertençam à robótica. Entretanto, percebe-se que na modelagem da topologia articular de um corpo humano estão presentes características que fazem emergir algumas desvantagens na utilização da notação DH. Esta notação foi desenvolvida para representar estruturas com articulações que apresentam apenas 1 grau de liberdade cada. Embora se possa modelar juntas com mais de 1 DOF utilizando um conjunto de juntas de 1 DOF, isso torna a estrutura difícil de manipular e elimina a característica econômica da representação. Um outro problema, este mais crítico, é a impossibilidade de representar estruturas com ramificações, algo tão presente no corpo humano. Além disso, a necessidade da notação em manter um dos extremos da cadeia articulada fixo, limita ainda mais o escopo de aplicações da representação DH.

## 3.3. Primeiros Modelos em Computação Gráfica

Os primeiros modelos de representação de figuras humanas foram os do tipo “homem-palito”, onde os pontos de articulação adjacentes são conectados por linhas retas. Zeltzer [ZEL 82] apresentou uma representação em forma de esqueleto,



com vantagens sobre as ambigüidades e dificuldades de percepção existentes nos ditos “homens-palito”. Esse modelo define uma linguagem para descrever as articulações e os segmentos do corpo humano por elas relacionados. Foi construído um interpretador para a linguagem que é capaz de gerar duas estruturas: uma árvore de transformações, onde cada nodo representa uma transformação primitiva sobre os seus nodos filhos; e uma tabela de símbolos, com uma entrada para cada junta. Essa tabela contém informações sobre os graus de liberdade da junta, restrições de amplitude para os graus de liberdade, etc. Para animar as figuras criadas através desta representação, programas motores baseados em cinemática alteram os parâmetros das juntas ao longo do tempo, enquanto um processador de movimento varre a árvore de transformações e computa novas posições e orientações para cada junta. Nesse modelo todas as juntas podem ter de um a três graus de liberdade, todos rotacionais e paralelos ao sistema de referência global.

Korein e Badler [KOR 82] apresentaram técnicas para geração de movimento em estruturas articuladas e consideraram sua aplicação para animação de corpos humanos. Eles também utilizaram uma estrutura de árvore para modelar figuras humanas, porém, representaram os segmentos do corpo como sendo os nodos da árvore e as juntas como sendo os arcos. Cada segmento foi associado a um sistema de coordenadas, onde está rigidamente fixado; sempre que um segmento tem sua posição baseada na posição de outro, essa relação é representada por um arco na árvore e corresponde a uma junta. Algumas aproximações foram feitas explicitamente neste modelo: as juntas com mais de um 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 DOF, e depois transformadas em cadeias de três juntas de 1 DOF. Além disso, mesmo conhecendo a dependência existente entre as posições e amplitudes de movimento das juntas humanas, os autores assumiram que “cada junta pode se mover independentemente de qualquer outra, e que a posição de uma junta não afeta a amplitude de movimento de outra.”

### 3.4. Modelos Genéricos

Boulic et al. desenvolveram o H3D (Hierarchy 3D), um esquema de hierarquia para modelos humanos articulados [BOU 94]. Nesse esquema, cada junta representa um único grau de liberdade translacional ou rotacional. Com isso, para construir uma articulação como a do punho humano, por exemplo, com dois graus de liberdade, são necessárias duas juntas. 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, bem como as suas inversas e outras relações importantes armazenadas para melhorar a performance dos processos de edição e simulação.

O *Jack* é um sistema de software desenvolvido na Universidade da Pensilvânia, que fornece a usuários finais e programadores uma interface para manipulação de estruturas articuladas complexas, especialmente corpos humanos em um ambiente 3D [PHI 88]. Neste sistema, o corpo humano é representado por um conjunto de segmentos rígidos conectados por juntas. 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. O movimento das juntas está restrito a seis graus de liberdade, permitindo rotações e translações nas direções dos três eixos cartesianos, e em princípio, não são consideradas as restrições de amplitude de cada movimento.

Na década de 1990, o *Jack* passou a ser distribuído como produto comercial, utilizado, entre outras aplicações, para testes de ergonomia. Depois disso, as publicações relatando técnicas e algoritmos utilizados no sistema praticamente desapareceram, impossibilitando o acompanhamento de sua evolução.

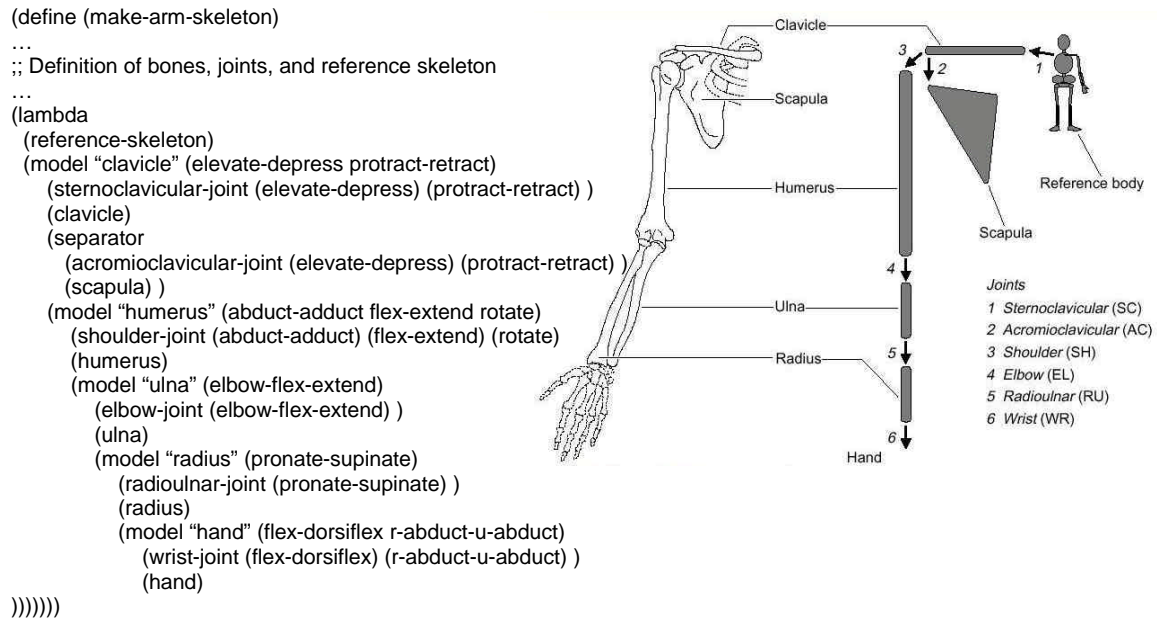
No esquema *Axis-Position Joint*, ou *APJ* [ZEL 88], a cada articulação estão associadas sua posição e a orientação do seu sistema de coordenadas em relação ao sistema de referência global. Além disso, armazena ponteiros para os segmentos conectados pela articulação. Assim, esta notação permite a construção de estruturas articuladas ramificadas e com vários graus de liberdade. Entretanto, as juntas não são relacionadas hierarquicamente. Silva [SIL 98] estendeu a notação APJ, incluindo mais três parâmetros ao modelo para que a posição e a orientação do sistema de coordenadas de uma junta sejam dadas em relação à junta imediatamente superior a ela na hierarquia. Nesse modelo hierárquico da APJ modificada, a posição de cada articulação é definida através da composição em seqüência das matrizes de transformação das articulações anteriores. Desta forma, apenas a primeira articulação da estrutura precisa ser posicionada no espaço, enquanto que o restante dela é controlado pela variação do ângulo relativo entre as articulações.

Wilhelms apresenta um método para modelar qualquer animal que possua um endoesqueleto articulado movido por músculos e coberto por uma pele flexível [WIL 97]. O esqueleto, bastante simplificado, é formado por ossos cuja geometria é composta por três elipses – geralmente uma mais alongada e as outras duas mais arredondadas colocadas nas extremidades da anterior. Uma hierarquia em forma de árvore é utilizada na representação dos modelos. Cada grupo de ossos e outros tecidos sem movimento relativo é considerado um segmento do corpo. O segmento raiz se conecta ao sistema de coordenadas global por uma junta de seis graus de liberdade e os outros segmentos são conectados entre si por juntas de rotação com três graus de liberdade. Cada segmento (exceto o da raiz, que possui liberdade total de movimento) tem um segmento pai e zero ou mais segmentos filhos. Além disso, cada segmento está descrito no seu próprio sistema de coordenadas local, e as relações geométricas entre esses sistemas locais são conhecidas e usadas durante o movimento e para visualizar o modelo; o sistema de coordenadas do segmento raiz é considerado o sistema de coordenadas do animal inteiro. Nesse trabalho, a autora apresenta também uma abordagem para deformação de músculos e construção de uma superfície para simular a pele do animal, itens de menor relevância para o presente trabalho.

Scheepers [SCH 96] descreve um modelo para o esqueleto humano, onde ossos e articulações são criados proceduralmente por meio de uma linguagem: AL<sup>5</sup>. O modelo baseia-se em construções da linguagem para posicionar ossos simulados e instâncias de diferentes tipos de juntas em uma estrutura hierárquica textual que, quando avaliada, gera uma representação geométrica do esqueleto em uma posição específica, ver Figura 3.1. Na implementação do modelo, uma classe – JOINTS – representa as articulações, contendo informação sobre posição e orientação. Os diferentes tipos de articulação, seus graus de liberdade e amplitude de movimento são determinados por parametrização no construtor da classe. Existe um método construtor para cada tipo de junta, cada qual recebendo os parâmetros necessários para criação daquele tipo de junta.

---

<sup>5</sup> AL: Linguagem de Animação, do inglês *Animation Language*.



**Figura 3.1 - Fragmento de código definindo a hierarquia do membro superior e seu respectivo modelo conceitual (adaptado de [SCH96])**

Unuma et al. propuseram um método para criar animações humanas baseadas em emoções [UNU 95]. Tal método permite, por exemplo, que um personagem que esteja caminhando normalmente passe a correr com uma transição bastante realística entre os dois tipos de movimento. Permite também que um caminhar normal se torne um caminhar animado ou desanimado, e que a intensidade do ânimo seja controlada em alto nível, sem a necessidade de ajuste direto nos parâmetros físicos do movimento. Para criar movimentos cinemáticos e comportamentos emotivos, os autores precisaram construir um modelo funcional baseado em um esqueleto articulado. Tal esqueleto foi representado por uma estrutura hierárquica de juntas rotacionais, onde o número de juntas e de graus de liberdade influenciam no realismo e na qualidade do resultado. Para o experimento foi criado um esqueleto com dezenove juntas, todas com três graus de liberdade rotacionais em torno dos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  do sistema de coordenadas local da junta. Cada um desses sistemas é construído com o eixo  $y$  no sentido do vetor que vai do centro da junta anterior até o centro da junta em questão, conforme mostra a Figura 3.2. Uma vez criado o esqueleto, um sistema de captura de movimento foi utilizado para criar uma base de dados de movimentos e emoções a partir de posturas e movimentos de um ator humano.

A necessidade de representar seres humanos virtuais em cenas descritas em VRML (*Virtual Reality Modeling Language*) levou o H-ANIM<sup>6</sup> à especificação de um padrão de humanóides [ROE 98]. Esse padrão está baseado na criação de protótipos para os nodos que representam as estruturas de um corpo humano articulado – assim como cubos, cilindros e luzes, entre outros, são protótipos básicos definidos na VRML para construção de ambientes virtuais. O protótipo central do corpo articulado é a Junta. Juntas são definidas como transformações que estabelecem relacionamentos de pai e filho entre os segmentos do corpo, e armazenam informações específicas da junta, como seu nome e os limites angulares inferiores e superiores para cada um de seus graus de

<sup>6</sup> H-ANIM: Grupo de trabalho em Animação de Humanóides, do inglês *Humanoid Animation Working Group*.

liberdade. Por default, cada junta apresenta até três graus de liberdade de movimento rotacional, mas pode-se eliminar algum grau de liberdade restringindo seus limites angulares. Na Figura 3.2 é apresentado um exemplo das estruturas utilizadas para representar uma hierarquia de articulações em VRML.

Outros protótipos de nodos sugeridos são: Segmento, que representa um segmento do corpo, contendo uma ou mais formas geométricas, centro de massa, momento de inércia, etc; Local, que representa um ponto específico e serve principalmente para definir um *end-effector* para cinemática inversa; Deslocador, que pode ser usado para alterar a forma de segmentos individuais; Humanóide, que representa o corpo completo, permitindo armazenar informação sobre o humano virtual como seu nome, seu autor e data, além de fornecer uma maneira conveniente de mover e posicionar o humanóide no seu ambiente.

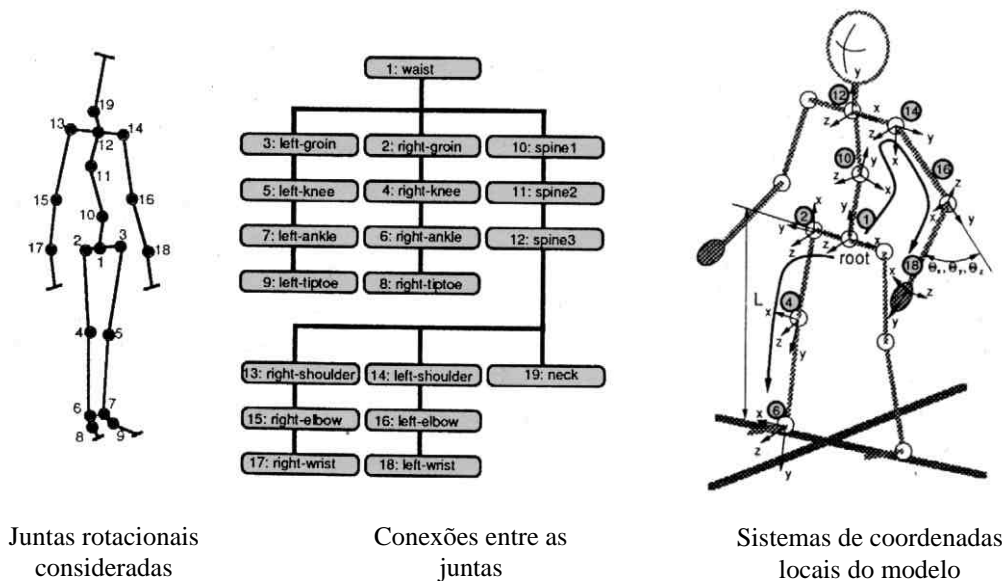


Figura 3.2 - Modelo de esqueleto utilizado por Unuma et al. [UNU 95]

```

...
DEF hanim_l_shoulder Joint { name "l_shoulder"
  center 0.167 1.36 -0.0518
  children [
    DEF hanim_l_elbow Joint { name "l_elbow"
      center 0.196 1.07 -0.0518
      children [
        DEF hanim_l_wrist Joint { name "l_wrist"
          center 0.213 0.811 -0.0338
          children [
            DEF hanim_l_hand Segment { name "l_hand"
              ...
            }
          ]
        }
      ]
    }
  ]
}
DEF hanim_l_forearm Segment { name "l_forearm"
  ...
}
DEF hanim_l_upperarm Segment { name "l_upperarm"
  ...
}
}
}
...

```

Figura 3.3 - Exemplo de hierarquia de articulações em VRML [ROE 98]

### 3.5. Modelos Específicos

Em um trabalho que estendeu o H3D, citado anteriormente, se concentrando no complexo articular do ombro humano, Maurel e Thalmann [MAU 2000] apresentam um modelo baseado em restrições no deslocamento da escápula sobre o tórax. No ombro real (ver seção 2.4.3), o seu grupo de articulações forma um ciclo, o que torna uma representação em forma de árvore pouco realista. Mesmo assim, para eliminar o ciclo, muitos trabalhos em humanos virtuais suprimem a articulação funcional *escapulotorácica*. Com isso a escápula tem maior liberdade de movimento e, a menos que se desenvolva um complexo e custoso algoritmo de controle de animação, o movimento resultante não é suficientemente realista para muitas aplicações. Assim, os autores desenvolveram um modelo de ombro onde suas 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 as rotações e dois para translações restritas à superfície do tórax, ver Figura 3.4. O movimento é então aplicado apenas na articulação *escapulotorácica*, sendo que nas demais juntas do ombro ele é derivado a partir da posição da escápula.

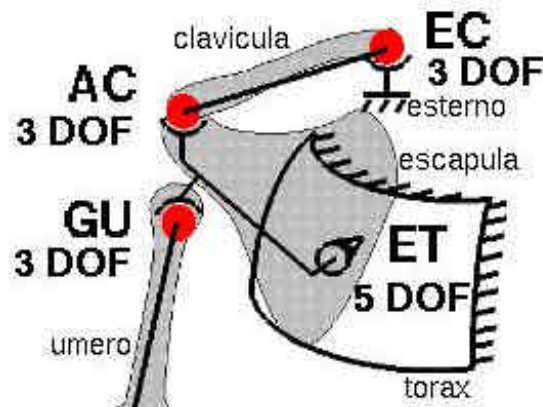


Figura 3.4 - Cone articular [MAU 2000]

Monheit e Badler [MON 91] apresentaram modelos específicos para a coluna e o tronco, que foram testados e visualizados no *Jack*. Seu trabalho foi baseado em pesquisa da anatomia da coluna vertebral humana. Assim, 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 obtidas a partir de medidas médicas. Além disso, a participação dos complexos grupos de músculos e ligamentos da coluna foi considerada na modelagem, permitindo assim, que as forças de tração e resistência existentes na coluna humana fossem representadas. As articulações entre cada vértebra foram modeladas permitindo três graus de liberdade de movimento definidos em três eixos de rotação. Para o controle de movimento, a coluna é vista como uma caixa preta: com um estado inicial, parâmetros de entrada, e um estado de saída. Considerando a coluna parada, cada vértebra possui uma posição atual definida pela posição de cada um dos três eixos de rotação da junta que a conecta a outra vértebra. Somando-se os atributos de todas as juntas, que são representados por vetores 3D, pode-se definir a posição atual para a coluna como um todo, bem como as posições extremas que ela pode alcançar. Com isso, ao aplicar um movimento sobre o modelo, a posição alvo da coluna deve ser dada como um vetor 3D, enquanto o movimento é definido como uma interpolação entre a posição atual e as posições limites ou de repouso para a coluna. O

tronco é modelado como fatias poliédricas horizontais, cada uma correspondendo a uma vértebra e amarrada a esta vértebra para seguir o seu movimento.

Ip et al. apresentaram uma abordagem hierárquica baseada em anatomia para modelar a mão humana e animar seus gestos [IP 2001]. Dentre suas principais contribuições destacam-se a possibilidade de gerar quadros intermediários realísticos sem a necessidade de captadores de movimento, e uma base de dados de gestos fácil de gerar e estender. O sistema *HACS (Hand Action Coding System)* foi desenvolvido para que se possa definir gestos em termos de texto escrito. Com esse sistema pode-se sintetizar movimentos intermediários anatomicamente corretos a partir de posições-alvo da mão.

Procedimentos de simulação dinâmica e restrições cinemáticas foram utilizados para computar o movimento da mão a cada passo de tempo. Porém, esses procedimentos e restrições precisam ser aplicados sobre um modelo. Para a modelagem da mão os autores consideraram diversas restrições da anatomia humana. A mão real é composta por ossos conectados por juntas, e o movimento de cada segmento ósseo é controlado pela contração e relaxamento dos músculos. Portanto, outros elementos, como gorduras, tendões e ligamentos não foram considerados. Os ossos foram 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 de acordo com parâmetros obtidos em estudos biomecânicos da mão humana, isto é, foram mantidos os graus de liberdade e as amplitudes médias de movimento. Entretanto, assumiu-se que não existe movimento isolado para os metacarpianos (exceto para o polegar), simplificação justificada pela relativamente pequena amplitude das CMC<sup>7</sup>. Assim, os dezesseis segmentos ósseos do modelo apresentado pelos autores estão ligados por: cinco juntas MCF<sup>8</sup> que apresentam dois graus de liberdade de movimento, uma junta CMC do polegar, também com dois graus de liberdade, e nove juntas IF<sup>9</sup>, estas com um grau de liberdade cada.

### 3.6. Produtos Comerciais

Existem sistemas de modelagem e simulação de corpos humanos e similares que foram desenvolvidos como produtos de software comercial, fora do meio acadêmico. Como consequência disso, não se encontram descrições detalhadas desses sistemas na literatura. Mesmo assim, com base nas especificações dadas pelos fabricantes, e pela experiência de utilização desses produtos, selecionou-se dois entre os mais importantes, os quais são descritos a seguir.

O sistema SIMM (*Software for Musculoskeletal Modeling*) é produzido pela Musculographics Inc.<sup>10</sup> e utilizado principalmente por pessoas envolvidas com problemas de biomecânica, como fisioterapeutas e fisicultores. Este sistema permite criar e simular modelos articulados do esqueleto humano onde podem ser colocados, além das articulações, os ossos e os músculos. Para isso, o SIMM oferece as seguintes ferramentas: *Plot Maker*, *Muscle Editor*, *Joints Editor*, *Wrap Editor* e *Deform Editor*. O

<sup>7</sup> CMC: Carpo Metacarpiana, articulação entre o punho e os ossos longos da palma da mão.

<sup>8</sup> MCF: Metacarpo Falangiana, articulação entre os ossos longos da palma da mão e os ossos dos dedos.

<sup>9</sup> IF: Interfalangiana, articulação entre os ossos dos dedos da mão.

<sup>10</sup> <http://www.musculographics.com>

*Plot Maker* possibilita inserir propriedades de atuadores musculares incluindo força, momentum e comprimento de músculos e tendões. No *Muscle Editor* o usuário tem acesso aos parâmetros que descrevem os músculos, podendo posicioná-los convenientemente em relação à superfície dos ossos. O *Joints Editor*, mais interessante no contexto deste trabalho, habilita a manipulação gráfica da cinemática das articulações. Ele permite definir até seis DOFs para uma junta, três de rotação e três de translação. Esses graus de liberdade, na verdade, são implícitos e não são manipulados diretamente durante a simulação. Conforme se observa na janela inferior esquerda da Figura 3.5, os graus de liberdade são associados a funções que os mantém subordinados às verdadeiras variáveis do modelo, um ângulo da própria ou de outra junta. Ou então, a constantes, significando que a junta não apresenta este DOF. Assim, podemos definir que o eixo de rotação que representa a flexão do joelho (R1) se movimentará em função de *knee\_flex*, uma variável criada especialmente para o ângulo de flexão do próprio joelho; mas também, podemos definir que R1 se movimentará em função de *elbow\_flex*, a variável que armazena o ângulo de flexão do *cotovelo*. As funções citadas respeitam um gráfico relacionando as duas variáveis (Figura 3.5). Outras ferramentas do SIMM são o *Wrap Editor* e o *Deform Editor*, respectivamente responsáveis por permitir a criação de músculos que encolhem e esticam, e a especificação de parâmetros de deformação de segmentos normalmente considerados rígidos, como os ossos.

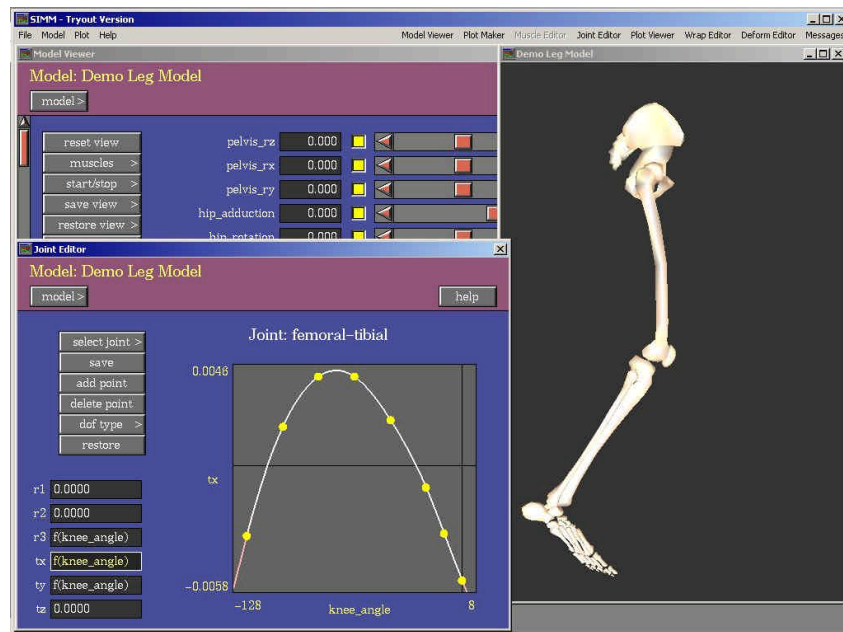


Figura 3.5 - Tela do SIMM mostrando o *Joints Editor*

Outro sistema comercial fortemente baseado em articulações, voltado para animação de personagens das mais diversas formas – não necessariamente humanas – é o *Character Studio*, uma extensão do renomado sistema de modelagem e animação *3D Studio Max* da Autodesk Inc./Discreet Logic Inc.<sup>11</sup> Esse sistema, embora não seja voltado especificamente para modelos anatomicamente realísticos, fornece maneiras para construir, refinar e animar esqueletos e pele. Por baixo de implementações de diversas técnicas de animação (keyframe, cinemática, dinâmica, captura de movimento, etc.), incluindo mecanismos inteligentes para controle de multidões de personagens e deformação de uma pele flexível, existe um esqueleto

<sup>11</sup> <http://www.discreet.com>

articulado. Em se tratando de um sistema proprietário e fechado, é difícil deduzir detalhes da implementação de seu sistema articular. Mesmo assim, alguns pontos importantes podem ser citados. Um deles é o uso de ossos flutuantes, uma estratégia que mantém alguns ossos desconectados da hierarquia articular do corpo, para que possam ser mais facilmente manipulados em animação facial e simulação da respiração. Outro ponto é a possibilidade de ajustes finos no deslizamento de cada articulação. No que diz respeito a relacionar os músculos com as articulações, o *Character Studio* também oferece várias possibilidades. O movimento dos músculos pode ser associado ao movimento de ossos e articulações, recebendo desses influência de controle, de peso e potência.

### 3.7. Conclusão

Neste capítulo, mostrou-se que modelos computacionais do esqueleto humano apresentam limitações importantes quando comparados a articulações reais. É possível encontrar trabalhos em Computação modelando todos os tipos fundamentais de articulações humanas [SCH 96], mas, diferente do que ocorre nos esqueletos reais, quase todas elas foram modeladas como rotações em torno de um ou mais eixos fixos, ou translações nas direções dos três eixos cartesianos. O estudo apresentado no capítulo 2 deixa claro que, nos esqueletos humanos reais, os eixos de movimento podem mudar de posição à medida que rotacionam, e que podem existir relações limitando a amplitude de movimento em alguns eixos, dependendo da posição e orientação de outros.

Os diversos modelos articulares citados neste capítulo, evidenciam a existência de importantes *trade-offs*: ou os modelos são muito simplificados em relação às juntas reais, o que resulta em perda de fidelidade anatômica [PHI 88; BOU 94; UNU 95; SCH 96; WIL 97; ROE 98; SIL 98]; ou representam a complexidade das articulações reais no modelo, mas são específicos demais, uma vez que funcionam apenas para um grupo restrito de articulações [MON 91; MAU 2000; IP 2001]. Além disso, à medida que se deixa de lado a simplificação em benefício do realismo anatômico, o desempenho torna-se um fator crítico. Se por outro lado, o nível da simplificação for aumentado, percebe-se que aumenta também a complexidade dos algoritmos que serão necessários para especificação e controle de movimento.



## 4. Proposta de um Modelo Anatômico Articulado

### 4.1. Introdução

Este capítulo descreve um modelo de articulações para humanos virtuais baseado em anatomia, que é a principal contribuição deste trabalho. Tal modelo foi elaborado com base no cruzamento de informações obtidas a partir do estudo de articulações humanas exposto no capítulo 2, e da revisão de modelos articulados computacionais vista no capítulo 3. Na síntese deste modelo, procurou-se minimizar a perda de realismo anatômico provocada pela simplificação presente nos modelos já existentes [PHI 88; BOU 94; UNU 95; SCH 96; WIL 97; ROE 98; SIL 98]. Mesmo assim, como as suas possíveis aplicações requerem resposta em tempo real para permitirem interação, as estruturas mais complexas foram elaboradas sempre com o cuidado de garantir a fidelidade buscando o máximo de desempenho. Além disso, a maneira como se configura um corpo e se especifica o movimento em um modelo articulado pode se tornar bastante complexa, o que é uma característica indesejável. Por isso, procurou-se ainda, encapsular os detalhes de mais baixo nível e a complexidade do movimento. Foram usadas técnicas de modelagem orientada a objetos para obter um modelo em camadas de abstração com interfaces relativamente simples, que permitem a parametrização do modelo.

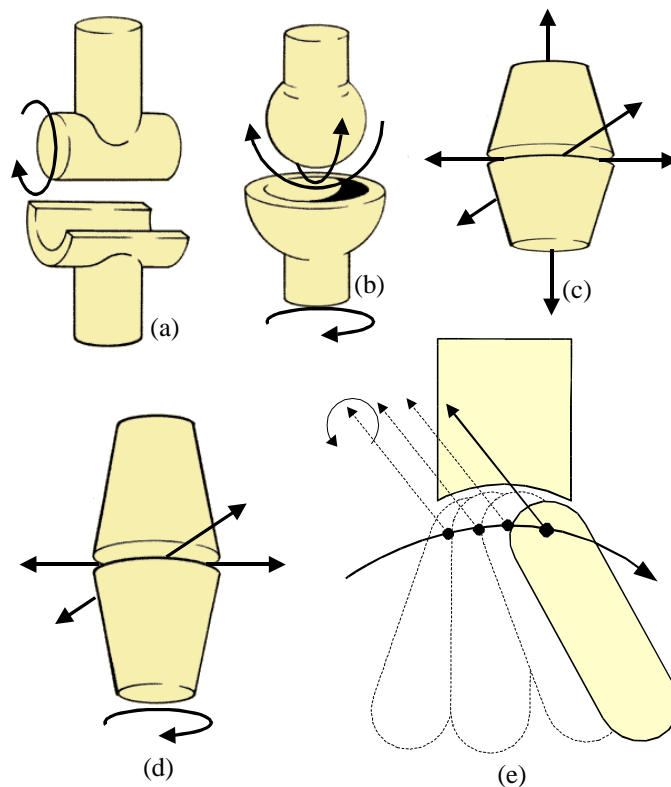
O objetivo deste modelo é permitir a representação de corpos, portanto, o corpo é a estrutura de mais alto nível do modelo. Corpos são formados por um conjunto de articulações organizadas hierarquicamente. Cada uma destas, por sua vez, representa a relação entre duas partes adjacentes do corpo, e se modifica, ao longo do tempo, de acordo com os seus graus de liberdade. A cada articulação, podem ainda ser associados objetos geométricos para representar ossos, músculos, pele, etc. Esses objetos, obrigatoriamente subordinados a uma articulação, têm sua posição alterada de acordo com as modificações feitas na relação representada pela articulação. Assim, este modelo deve permitir a construção de sistemas gráficos para simulação de corpos humanos anatomicamente realísticos.

### 4.2. Juntas

Os ossos do esqueleto humano estão ligados uns aos outros em diferentes pontos de suas superfícies. A essas conexões, em conjunto com suas estruturas adjacentes, a ciência médica denomina Juntas ou Articulações [GRA 2000]. No modelo proposto aqui, as juntas são as estruturas centrais. Cada junta é capaz de descrever a

relação de posição entre quaisquer dois segmentos adjacentes de um corpo, e permitir que modificações nessas relações determinem movimentos relativos entre o par de segmentos. Estes movimentos podem se dar de diversas formas, conforme a Figura 4.1:

- rotação em torno de um eixo (a);
- composição das rotações em torno de dois ou três eixos (b);
- translações em uma, duas ou nas três direções cartesianas (c);
- rotações associadas a translações (d);
- deslizamento dos eixos durante quaisquer das rotações acima (e).



**Figura 4.1 – Possibilidades de Movimento Articular**

Cada junta representa um conjunto de possibilidades de movimento, ou em outras palavras, um conjunto de graus de liberdade (DOF). Um grau de liberdade de uma junta é quem determina a presença de um movimento e como esse movimento se realiza. Uma junta com 2 DOFs pode realizar dois tipos de movimento, por exemplo: flexão/extensão e adução/abdução. No modelo aqui proposto, os DOFs significam muito mais do que isso, eles tem também um papel importante na determinação do posicionamento das juntas; assunto que será abordado em detalhes na seção 4.3.

Para que se possa construir um corpo humano a partir de um conjunto de juntas, também é necessário determinar a topologia de tal conjunto. A solução utilizada aqui foi adotar a topologia de árvore, que se aproxima bastante da topologia articular humana, e estabelecer relações entre juntas-pais e juntas-filhas por meio de matrizes homogêneas 4x4, as quais denominam-se LIM<sup>12</sup>. Desta forma, cada junta está definida

<sup>12</sup> LIM = Matriz de Instanciação Local, do inglês: *Local Instance Matrix*.

com base no sistema de referência da sua junta-pai, à exceção da junta-raiz da árvore, que está definida com base no sistema de referência do universo (SRU) (ou qualquer outro sistema externo ao esqueleto, dependendo da aplicação). Caso seja necessário obter a posição e orientação de uma junta qualquer em relação ao SRU – para ser utilizada em algum procedimento de visualização, por exemplo – podem ser feitas multiplicações sucessivas das LIMs desde a raiz até a junta em questão, conforme mostra a equação 4.1:

$$M_{[J_n \rightarrow SRU]} = \left( LIM_{J_n} \times \left( LIM_{J_{n-1}} \times \cdots \times \left( LIM_{J_2} \left( LIM_{J_1} \times LIM_{J_0} \right) \right) \cdots \right) \right) \quad (4.1)$$

Na equação acima,  $J_0$  representa a junta-raiz e  $J_n$  representa uma junta qualquer do corpo.  $M$  é a matriz que determina a posição e a orientação da junta  $J_n$  em relação ao SRU, e é obtida pela multiplicação das LIMs de todas as juntas do ramo da árvore entre  $J_0$  e  $J_n$ . A Figura 4.2 exemplifica o papel das LIMs na hierarquia articular do braço humano. Os eixos ortogonais em vermelho, verde e azul (RGB) representam a relação definida pela LIM de cada junta, enquanto que as setas laranja determinam a relação pai-filha entre cada par de juntas. A junta  $J_0$  é a raiz do corpo e está posicionada no SRU de acordo com a relação descrita pela  $LIM_{J_0}$ . A junta  $J_1$  é filha de  $J_0$ , estando posicionada sobre esta de acordo com a relação definida por  $LIM_{J_1}$ . Da mesma forma,  $J_2$ ,  $J_3$  e  $J_4$  estão posicionadas em relação a suas juntas-pais conforme a relação expressa nas suas respectivas LIMs.

As juntas, propriamente ditas, não têm representação geométrica. Elas são importantes porque representam os relacionamentos matemáticos entre partes do corpo, sendo necessário utilizar outras estruturas para representar ossos, músculos e pele. No modelo aqui proposto, essas estruturas são representadas por uma abstração denominada *objeto gráfico*. Objetos gráficos são primitivas geométricas ou malhas de polígonos que podem ser associadas a quaisquer juntas da árvore que compõe um corpo. Cada um desses objetos também possui uma LIM, que serve para associá-lo a uma junta e definir sua posição e orientação em relação a essa junta. Desta forma, as estruturas representadas pelos objetos gráficos mudam de posição e/ou orientação de acordo com a posição da junta. Quando suas coordenadas em relação a um sistema de referência global são necessárias – para detecção de colisão ou no momento da sua exibição, por exemplo – elas podem ser obtidas pela multiplicação das LIMs desde a junta raiz até a junta onde está o objeto e, ainda, pela LIM do objeto. Este processo gera uma GIM<sup>13</sup> do objeto gráfico:

$$GIM_{O_m} = M_{[J_n \rightarrow SRU]} \times LIM_{O_m} \quad (4.2)$$

Na equação acima,  $O_m$  é um objeto gráfico qualquer,  $GIM_{O_m}$  é a matriz que representa a posição e orientação do objeto  $O_m$  em relação ao SRU, a matriz  $M$  é a mesma da equação 4.1 e  $LIM_{O_m}$  é a matriz que determina a posição e orientação do objeto  $O_m$  em relação à junta  $J_n$ .

<sup>13</sup> GIM = Matriz de Instanciação Global, do inglês: *Global Instance Matrix*.

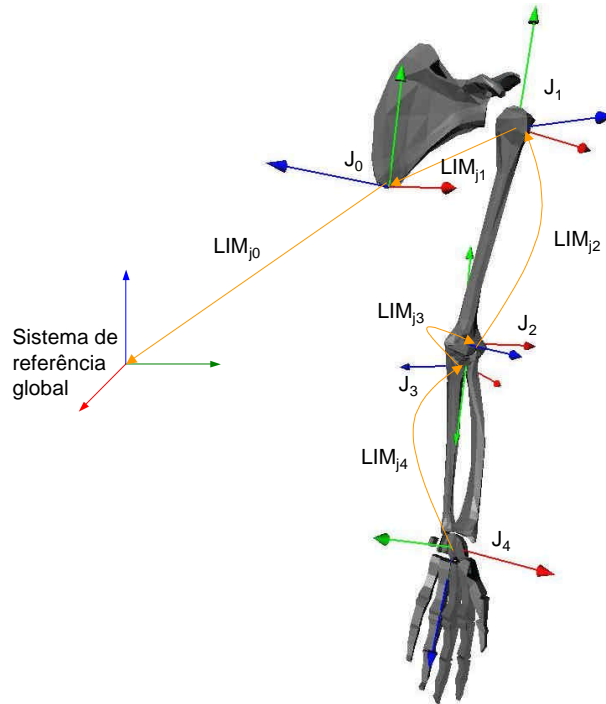


Figura 4.2 – Representação hierárquica das articulações

### 4.2.1. Diferentes Tipos de Juntas

O capítulo 2 mostrou que existe uma classe de articulações humanas que não apresentam movimento específico e, portanto, são consideradas imóveis, como é o caso das suturas do crânio. Uma vez que o modelo aqui proposto enfoca o movimento, as sinartroses não serão consideradas. Para representar cada uma das anfiartroses é usado o tipo de diartrose que mais se assemelha a ela, e impõem-se restrições de amplitude e deslocamento de eixos para simular a presença das cartilagens. Assim, este modelo está concentrado em representar os movimentos das diartroses, que se considera suficiente para simular com realismo anatômico, senão todos, pelo menos a maioria dos movimentos do esqueleto humano.

Quatro tipos de juntas foram considerados necessários para modelar um corpo humano virtual que esteja de acordo com os objetivos propostos para este trabalho. São três tipos de juntas apenas de rotação, e um tipo de junta planar com rotações.

#### a) Representando Gínglimos e Trocóideas

O esqueleto humano apresenta dois tipos básicos de juntas com um grau de liberdade (1 DOF): gínglimos e trocóideas. No primeiro tipo, que apresenta forma de dobradiça, o eixo de movimento é aproximadamente ortogonal aos eixos longos dos ossos envolvidos. No outro tipo, o eixo de movimento é praticamente paralelo ao eixo longo dos ossos, configurando uma espécie de pivô.

Como a diferença entre os dois tipos se faz apenas pela orientação do eixo de movimento em relação aos ossos envolvidos, considerou-se suficiente modelar

um tipo de junta *uniaxial* (1 DOF). A partir deste tipo de junta, basta alterar a orientação do eixo de movimento para representar gínglimos e trocóideas.

b) Representando Selas, Elipsóides e Condilóides

Estes três tipos de juntas humanas têm em comum o fato de apresentarem dois graus de liberdade (2 DOFs). Todos apresentam movimentos semelhantes, o que os diferencia é a forma do osso no local da articulação. Portanto, como este modelo não relaciona a geometria dos ossos com a articulação – apenas as restrições impostas pela geometria – todas as juntas de 2 DOFs foram agrupadas num único tipo, *biaxial*, sem perda de realismo no movimento.

c) Representando Enartroses

O esqueleto humano apresenta apenas duas ocorrências das chamadas enartroses, juntas com três graus de liberdade (3 DOFs): uma no ombro, outra no quadril. Ambas permitem os mesmos movimentos de flexão/extensão, adução/abdução e rotação, mostrando diferenças apenas na amplitude desses movimentos. Assim, este modelo considera um tipo de junta denominado *poliaxial*, com 3 DOFs, suficiente para representar esta classe de articulações humanas.

d) Representando Articulações Planares

Além dos diversos tipos de juntas citados, os quais apresentam movimentos rotacionais, um esqueleto humano possui juntas que apresentam movimentos de translação. Juntas com esse tipo de movimento, chamadas planares, são encontradas entre os ossos das mãos e dos pés, na clavícula, na perna – onde a fíbula (osso posterior da canela) realiza um movimento de sobe-desce deslizando sobre a tibia (osso da canela) durante o caminhar – entre outros.

O movimento de translação nessas articulações geralmente apresenta uma amplitude bastante reduzida, mas pode se dar em qualquer uma das três direções: um osso desliza sobre a superfície do outro (duas direções); um osso se afasta ou se aproxima do outro dependendo da pressão exercida pela musculatura ou objetos externos ao corpo (mais uma direção). Neste tipo de articulação, associadas às translações, quase sempre se encontram também rotações. Portanto, para que todas as articulações deste tipo possam ser representadas e para dar flexibilidade às aplicações deste modelo, um tipo de junta *planar* de seis graus de liberdade (6 DOFs), três rotacionais e três translacionais foi incorporado.

A flexibilidade mencionada se refere ao fato de que uma junta do tipo planar também será usada como junta raiz do corpo articulado. Dessa forma, ela pode servir para instanciar o corpo em um sistema de referência global em qualquer posição do espaço e apresentando qualquer orientação em relação ao mesmo.

## 4.3. DOFs

A expressão *graus de liberdade*, muitas vezes 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.

Dentre os modelos articulares existentes, se destacam duas abordagens para especificação da posição relativa entre dois segmentos articulados. Uma delas considera apenas juntas com 3 DOFs de rotação, um em cada eixo coordenado [UNU 95; WIL 97]. A outra considera que cada junta tem apenas 1 DOF; quando se necessita representar uma junta de 2 DOFs deve-se usar 2 juntas de 1 DOF dispostas sequencialmente [KOR 82; BOU 94]. Na primeira abordagem, quando se deseja fazer rotações em dois eixos é preciso ter muito cuidado com a ordem em que elas serão feitas. Rotacionar em  $x$  e depois em  $y$  é diferente de rotacionar em  $y$  e depois em  $x$ . Na segunda abordagem, esse problema fica menor, porque temos prévio conhecimento de qual movimento está subordinado ao outro. Por outro lado, a existência de vários elementos para representar uma única junta torna mais complexo o processo de efetuar um movimento.

Na abordagem proposta aqui, cada junta pode ter vários DOFs, mas cada um deles, mais do que um conceito abstrato é um elemento do modelo. Basicamente, a cada DOF correspondem: um eixo de movimento (representado por um vetor), os seus limites angulares máximo e mínimo, seus limites angulares de conforto, seu estado de repouso, e seu estado atual. Entretanto, 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. Quando se deseja flexionar uma junta, envia-se a ela um novo parâmetro normalizado de flexão (um número real entre 0 e 1), que é usado para determinar o novo ângulo do DOF de flexão da junta. Isso é feito através de mapeamento direto, utilizando os limites angulares. Cada DOF tem um conjunto de quatro desses limites, dois inferiores e dois superiores. Dentro de cada um desses pares de limites, o *limite* indica o ângulo extremo que pode ser alcançado pelo DOF, e o *limite de conforto* indica o ângulo extremo utilizado pelas pessoas antes de adquirir um posicionamento desconfortável.

Conforme mostra a Figura 4.3, quando o DOF de flexão/extensão estiver totalmente estendido (parâmetro = 0) o seu ângulo em relação ao sistema pai será de  $-120^\circ$ . À medida que o parâmetro de flexão/extensão for aumentando, ele vai sendo mapeado para seu ângulo respectivo, de forma que quando o parâmetro for 0,5 o ângulo será  $-42,5^\circ$  e quando ele for 1 o ângulo atingirá o seu limite de  $35^\circ$ .

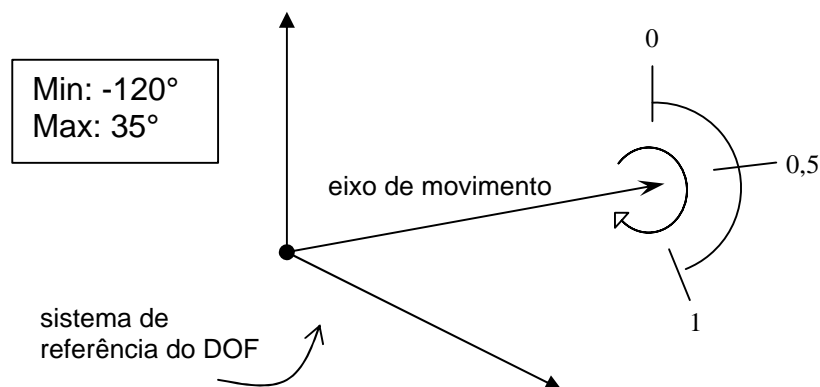


Figura 4.3 – Exemplo de DOF

### 4.3.1. Curvas de Deslizamento

A partir do estudo de articulações humanas, descrito no capítulo 2, pode-se perceber que o seu movimento 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]. Essas diversas representações e as formas encontradas nas articulações humanas foram observadas com o objetivo de escolher uma que se adequasse ao contexto deste trabalho. Na Figura 2.10, vimos a curva de deslizamento do eixo de flexão/extensão do joelho humano, a articulação que possui um dos maiores deslocamentos de eixo. Embora a figura mostre apenas uma visão bidimensional, a lateral do joelho, pode-se concluir pela forma da curva, que uma representação paramétrica simples, como uma cúbica Bézier com quatro pontos de controle, é satisfatória ao modelo aqui proposto. De qualquer modo, acredita-se que um trabalho objetivando o estudo dos deslocamentos de eixo possa obter resultados mais precisos quanto à curva mais adequada a representá-los.

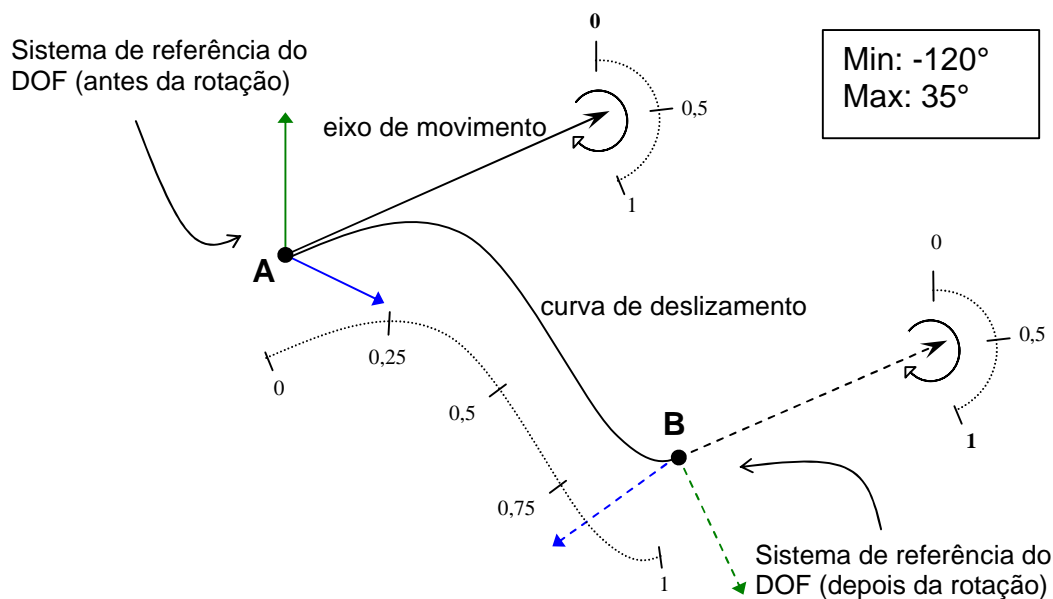


Figura 4.4 – Exemplo de Curva de Deslizamento

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 4.4, 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  $-120^\circ$ . 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 atingí-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  $35^\circ$ . 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  $z$ .

### 4.3.2. DOFs como Componentes de Juntas

Foi visto na seção 4.2 que a LIM de uma junta descreve um sistema de referência posicionado e orientado em relação ao sistema de referência da sua junta-pai. Assim, movimentar uma junta significa modificar esse sistema de referência, e portanto, modificar sua LIM. Para realizar as modificações desejadas na LIM de uma junta são usados os seus DOFs.

Como também já foi visto, as juntas são compostas por DOFs, sendo que os mesmos são responsáveis por cada tipo de movimento realizado pela 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. Portanto, a LIM de uma junta é na verdade uma composição das LIMs de seus DOFs, e deve ser recalculada toda vez que ocorrer movimento em um ou mais desses DOFs. A equação 4.3 mostra como a LIM de uma junta  $j$  é obtida.

$$LIM_j = LIM_{dof_0} \times LIM_{dof_1} \times \dots \times LIM_{dof_n} \quad (4.3)$$

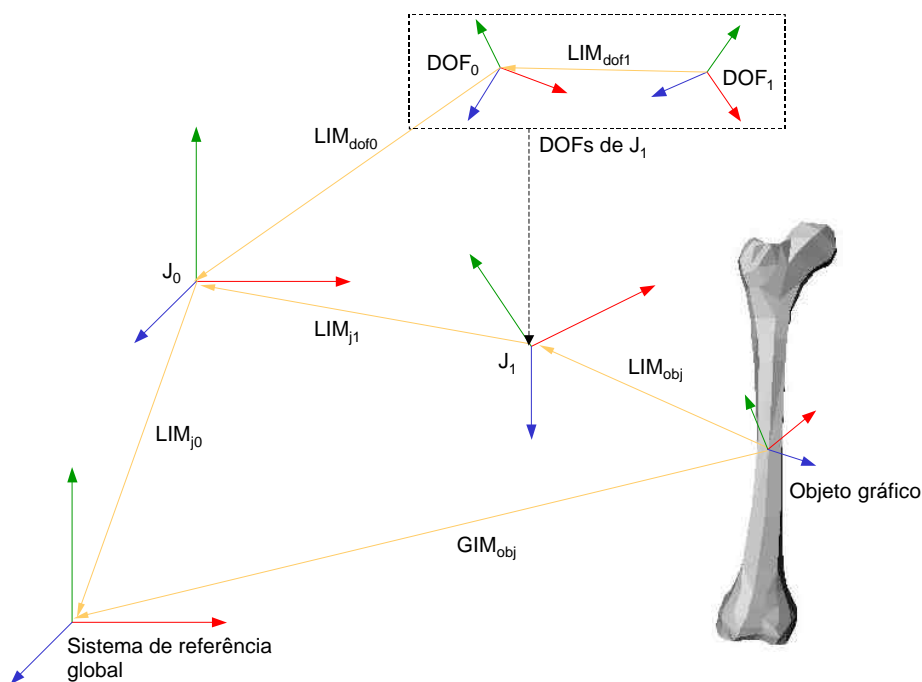


Figura 4.5 – Juntas são compostas por DOF's



A Figura 4.5 apresenta um exemplo de arquitetura de corpo articulado, onde são mostradas as relações entre os elementos, com destaque para a função dos DOFs na determinação das relações entre as juntas.  $J_0$  é a junta raiz do corpo, sua LIM determina como ela está posicionada e orientada em relação ao sistema global. Seus DOFs não são mostrados, mas ela tem uma junta filha,  $J_1$ .  $J_1$  está posicionada e orientada em relação a  $J_0$  de acordo com  $LIM_{J_1}$ . Esta matriz é obtida, conforme a equação 4.3 pela composição das LIMs de seus DOFs. Por fim, a LIM do objeto gráfico representa a posição e orientação do objeto em questão, em relação a  $J_1$ ; as LIMs de  $J_0$ ,  $J_1$  e do objeto são combinadas para dar origem a  $GIM_{obj}$ .

### 4.3.3. Interferências 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, este trabalho 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 ângulo máximo. A Figura 4.6 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  $90^\circ$ , 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.

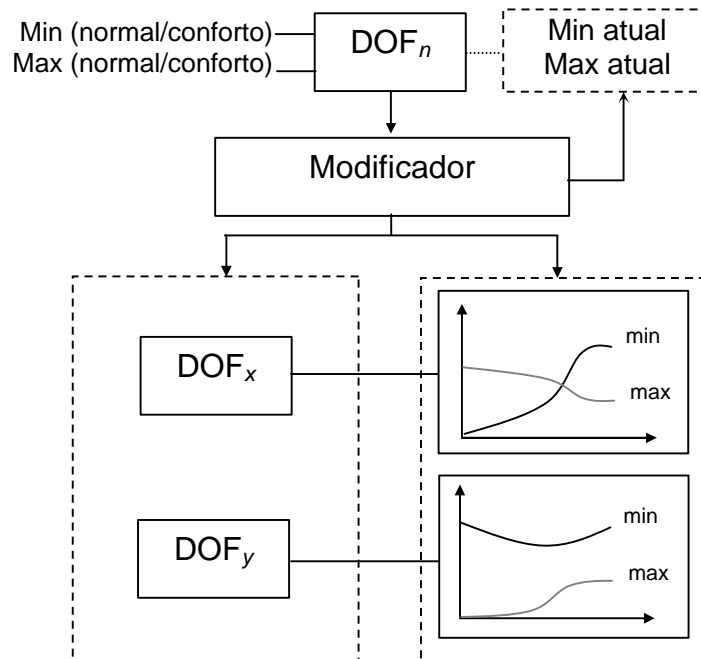


Figura 4.6 - Modificadores de amplitude

## 4.4. O Modelo de Classes

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 4.7 apresenta um diagrama de classes na notação *Unified Modeling Language* (UML) [FUR 98], no qual estão representadas as principais classes utilizadas no modelo, alguns de seus atributos e suas principais associações.

Uma vez que este modelo foi criado para representar corpos articulados, é natural iniciar a descrição do diagrama de classes acima pelo corpo. Um *Corpo* tem atributos de descrição, indicador de modificação, e uma *Junta* associada, que corresponde a raiz da árvore de juntas do corpo. Cada *Junta* tem sua descrição, seu número de graus de liberdade, um indicador de modificação, uma lista de juntas-filhas, uma junta-pai, uma lista de *Dofs*, uma LIM e uma lista de *ObjetosGeométricos* que sofrem influência direta dela. Entretanto, uma *Junta* representa uma entidade abstrata, não podendo ser instanciada. Por isso, classes mais especializadas (*JuntaUniaxial*, *JuntaBiaxial*, *JuntaPoliaxial*, *JuntaPlanar*) foram criadas, herdando as características da classe *Junta*. *ObjetoGeométrico* é uma classe abstrata, que através de suas especializações, pode representar qualquer tipo de primitiva geométrica tridimensional (cilindros, esferas, paralelepípedos, pirâmides, etc.) ou malha de polígonos. Assim, dependendo da sub-classe, um objeto geométrico pode ter altura e raio; ou altura, largura e comprimento; ou lista de faces e cor; etc. Um *Dof* armazena seus valores

angulares máximos e mínimos, suas posições atual e de repouso, um ponto que define a posição do *Dof*, um vetor que define o eixo de movimento do *Dof*, 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*.

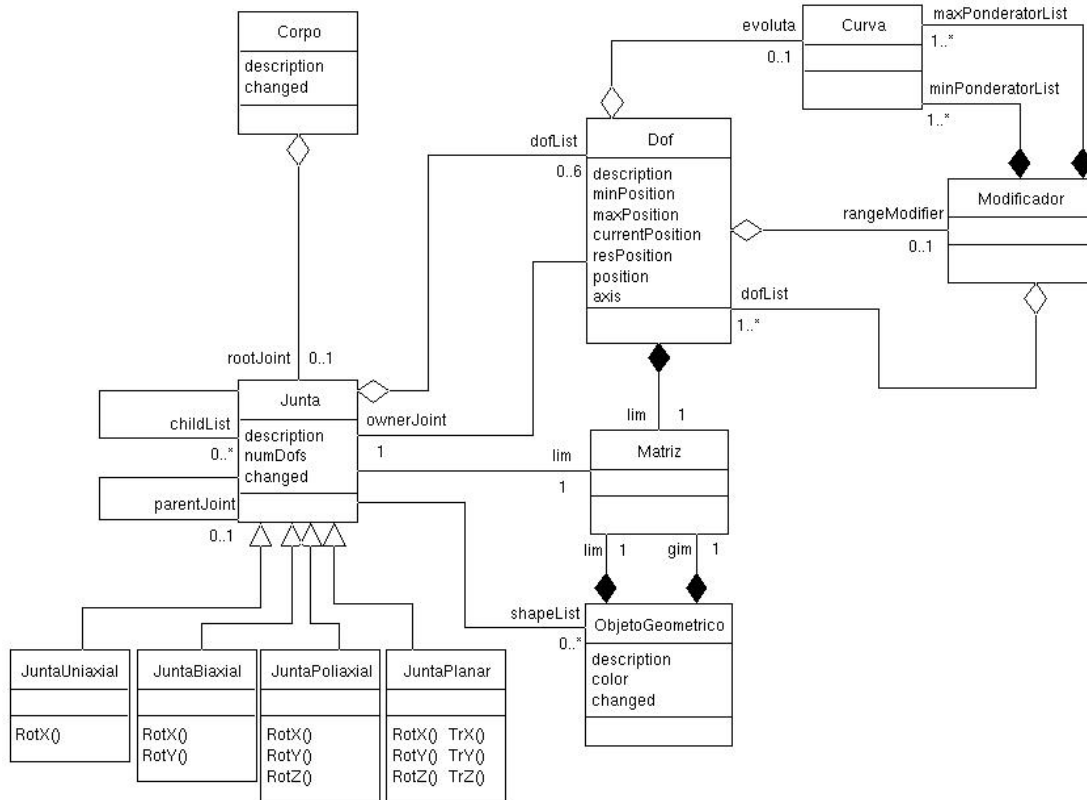


Figura 4.7 – Diagrama de classes UML

## 4.5. Exemplo de Estrutura Articulada

Para esclarecer a maneira como o modelo apresentado neste capítulo pode ser utilizado na representação de corpos humanos, foi criado um exemplo de corpo. As estruturas do modelo necessárias para representá-lo foram instanciadas esquematicamente na Figura 4.8. Nesta figura, é apresentada a perna esquerda humana e faz-se um paralelo desta perna com um esquema que mostra como ela é representada no modelo. Os círculos cinza representam as *Juntas*, enquanto os círculos menores e coloridos representam os *Dofs* – indicados conforme seu movimento pelas letras *R* (rotação) e *T* (translação), e os eixos *x*, *y* e *z*. Uma seta mais espessa indica a presença de um *Modificador* entre os *Dofs* do joelho, e pequenas curvas inscritas em círculos pontilhados, associados a alguns *Dofs*, evidenciam a presença de uma *Curva* de deslizamento. As setas pontilhadas relacionam o esquema de juntas com a imagem da perna, onde a posição e orientação correspondentes a cada *Dof* estão representadas por um conjunto de eixos coloridos de acordo com as cores atribuídas aos *Dofs*.

A junta *Raiz* deste corpo foi colocada entre os ossos do quadril, e é considerada no exemplo, como sendo o sistema de referência do corpo todo. Essa junta tem 6 DOFs, o que permite ao corpo rotações em três eixos e translações também em três eixos. Associado à *Raiz*, estão os ossos íliacos, representados por uma malha de polígonos, e uma junta filha, *Quadril*, que representa os movimentos do fêmur sobre o ílio. *Quadril* possui 3 DOFs de rotação, exatamente como a articulação do quadril humano, e a ele está associado o objeto geométrico que representa o fêmur. Esta junta tem duas juntas-filhas. A primeira delas, fêmur-patela, tem 1 DOF e uma curva de deslizamento. Ela representa o movimento da patela sobre os côndilos femorais durante a flexão do joelho. A outra, fêmur-tibial, é o próprio *Joelho*, uma articulação com 2 DOFs que é responsável pelo movimento da tibia em relação ao fêmur. O primeiro Dof permite o movimento de flexão/extensão do joelho e apresenta uma curva para deslocamento do eixo durante o movimento. O segundo Dof permite a rotação axial do joelho, movimento que tem sua amplitude drasticamente restringida pela posição do Dof de flexão/extensão do joelho; para representar essa restrição de amplitude é utilizado um *Modificador*. A articulação do *Joelho* tem duas juntas-filhas. A primeira, tibia-pé, tem 2 DOFs de rotação, um para o movimento de flexão/extensão e outro para adução/abdução do pé sobre a tibia. É importante ressaltar que, neste exemplo, o pé foi considerado como um segmento rígido, e portanto não existe movimento relativo entre os seus ossos. A segunda articulação subordinada ao joelho é a fíbula-tibial, que tem apenas um DOF de translação e é responsável pelo movimento de sobe-desce da fíbula em relação à tibia quando o pé é flexionado.

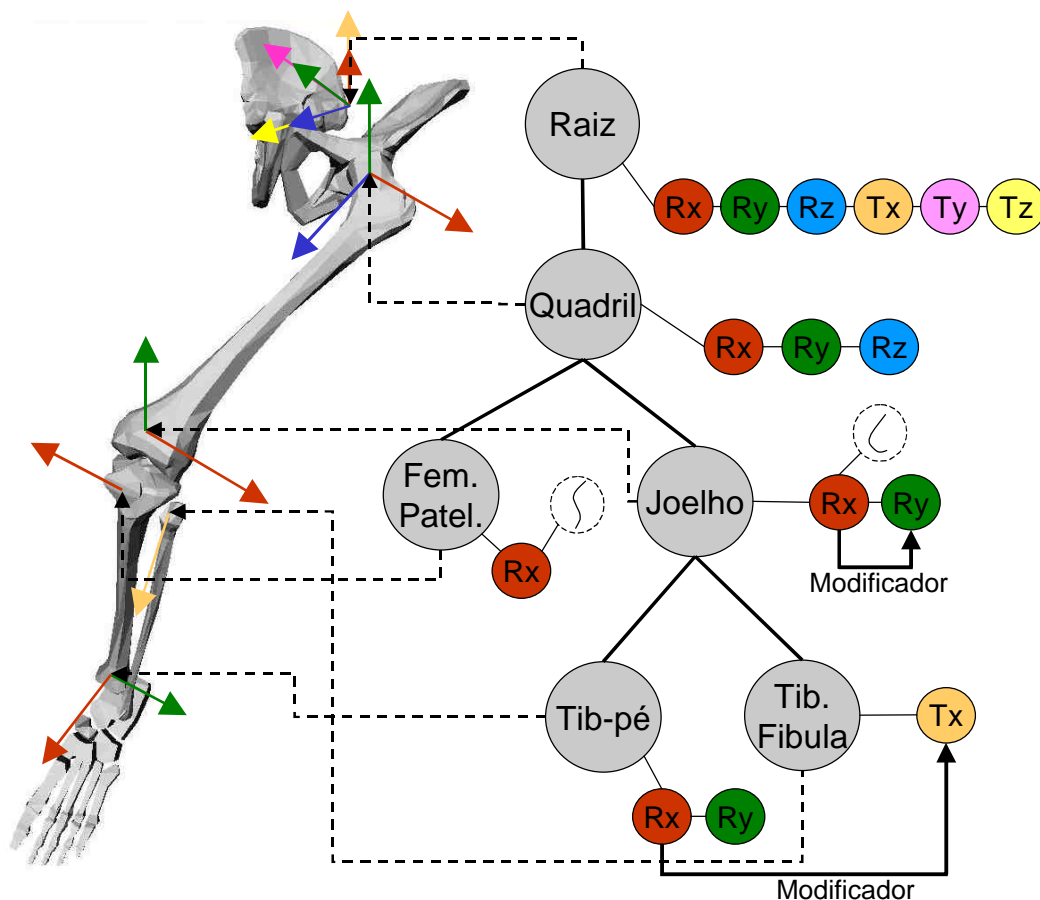


Figura 4.8 - Exemplo de corpo modelado

## 4.6. Peculiaridades do Sistema Articular Humano

Existem alguns aspectos das articulações, algumas articulações e alguns conjuntos de articulações no corpo humano, que merecem uma atenção especial quando se tem o objetivo de modelá-los com o mínimo de perda de realismo anatômico. A seguir, são abordados alguns desses casos.

### a) Cartilagens

A presença geométrica da cartilagem não será considerada neste trabalho. Porém, existem juntas onde a participação da cartilagem é fundamental e precisa ser representada, mesmo que apenas por meio de restrições no equacionamento do movimento. No tórax, tanto entre as vértebras da coluna quanto nas junções das costelas com o osso esterno, a cartilagem restringe a amplitude do movimento e modifica a posição dos eixos de movimento. No joelho, os meniscos têm um papel que vai além de fornecer amortecimento. Eles formam um encaixe para o fêmur sobre a tíbia que nas demais juntas do corpo é função exclusiva dos ossos.

Essas funções de amortecimento e restrição de movimento exercidas pelas cartilagens podem ser simuladas neste modelo pela aplicação de deslizamento dos eixos de movimento no sentido do amortecimento, quando este ocorre, e pela diminuição dos limites angulares quando da ocorrência de restrições.

### b) Ombro

O complexo de articulações do ombro humano apresenta um movimento da escápula sobre o tórax mesmo sem a presença de superfície articular. A única ligação óssea da escápula – e por consequência do braço todo – com o tórax se dá através da clavícula, uma estrutura relativamente frágil. Dessa forma, os músculos e ligamentos da região ficam responsáveis por quase toda a sustentação do ombro. Por isso, ao representar essa articulação num modelo computacional, é necessário considerar a interferência da musculatura e das estruturas ligamentares.

Além disso, os movimentos das quatro articulações da região do ombro estão intimamente relacionados. Essa relação não se restringe apenas a produzir posições finais mais confortáveis para o braço, mas também, em alguns casos, são obrigatórias e involuntárias. Para simular este tipo de relacionamento entre juntas existem métodos de animação disponíveis na literatura como o apresentado em [MAU 2000], porém, esse método é específico para o ombro, não se aplicando a outros casos semelhantes. São exatamente esses casos que sugerem estabelecer *no modelo articular* a influência obrigatória e involuntária da posição de uma articulação sobre a de outra.

Este modelo permite simular a presença de músculos, ligamentos e até gordura como restrições à amplitude dos movimentos. Para o caso de influência involuntária entre articulações, foram criados os modificadores apresentados na seção 4.3.3.

### c) Antebraço

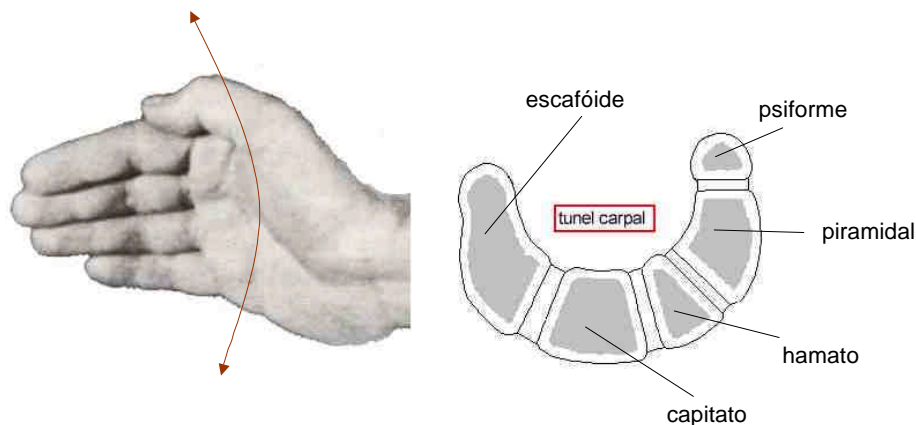
Ainda nos membros superiores, a articulação do antebraço possui uma característica que pode causar confusão no momento de representá-la matematicamente. A ulna articula-se com o rádio por duas superfícies articulares, uma delas

proximalmente, na região do cotovelo; a outra distalmente, na região do punho. Apesar da presença de duas superfícies articulares, a articulação é uma só – uma junta uniaxial do tipo pivô – cujo único eixo de movimento está localizado sobre a linha que vai da cabeça da ulna na sua extremidade proximal, até a do rádio no seu extremo distal (Figura 2.5). Ela pode ser definida neste modelo, como uma articulação uniaxial posicionada próximo ao cotovelo, cujo eixo deve ser orientado na diagonal sobre os ossos.

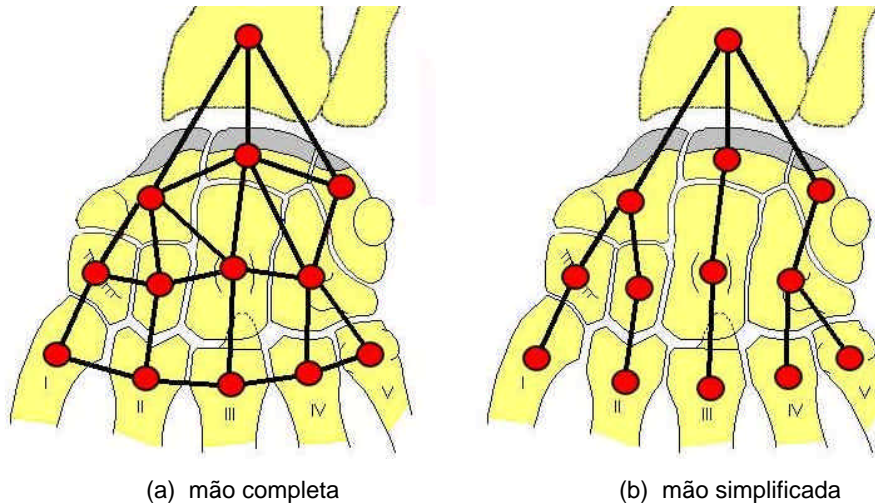
#### d) Mão

A região do punho e do carpo tem uma topologia articular que amplifica a complexidade do seu movimento, apesar de apresentar uma amplitude de movimentação bastante reduzida. Começando pelo punho, o movimento de flexão/extensão é resultante da participação de duas articulações. Na extensão, o movimento ocorre entre o rádio e o carpo, e na flexão ele se dá entre as duas fileiras de ossos do carpo. Essa influência de duas articulações num movimento único é involuntária e obrigatória, ela sempre ocorre e a pessoa não pode evitar. Como no ombro, uma articulação poderá ter seu movimento influenciado pela posição de outra.

Outro aspecto de razoável complexidade na região 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. Uma primeira solução avaliada para este caso foi ignorar o movimento relativo dentro do carpo, considerando os ossos como se estivessem soldados uns nos outros. Essa solução se baseia no conhecimento médico de que quase não existe movimento entre estes ossos. Entretanto, embora o movimento no carpo seja pequeno, ele se associa ao movimento que existe entre o carpo e o metacarpo para possibilitar a curvatura da mão (Figura 4.9). Por isso, considerou-se numa outra solução, onde algumas superfícies articulares do carpo não dão origem a articulações no modelo, mas os seus movimentos são representados por outras articulações próximas, que podem ainda, ser relacionadas por modificadores. O esquema da Figura 4.10 ilustra a eliminação de ciclos.



**Figura 4.9 - Posição de curvatura da mão**



**Figura 4.10 – Eliminação de ciclos na topologia articular da mão (vista palmar da mão direita)**

## 4.7. Conclusão

O modelo apresentado neste capítulo é uma proposta de descrição matemática da mecânica complexa das articulações humanas. Este modelo foi elaborado com o cuidado de representar as principais particularidades da anatomia humana que foram deixadas de lado nos trabalhos anteriores de modelagem de humanos em Computação Gráfica. Ele apresenta soluções para o problema do deslizamento dos eixos de rotação, e também para as interferências que a posição de uma junta pode causar nos limites angulares de outras. Ao lado disso, o problema da hierarquia do corpo articulado foi analisado, e foi proposta uma nova solução – usando os DOFs – para o problema de modificar as matrizes de transformação durante o movimento.

Toda a idealização do modelo foi orientada pela preocupação de torná-lo viável computacionalmente. Assim, elementos importantes da anatomia, como os ligamentos e as cartilagens, não aparecem explicitamente no modelo, mas sua presença é simulada por regras e restrições. Modelos de deformação sobre ligamentos e cartilagens devem ser considerados como trabalhos futuros, eles podem ser usados para dar origem aos parâmetros que definem as restrições de amplitude neste modelo.

Ao lado disso, a modelagem orientada a objetos usada para representar os elementos do modelo de articulações em um diagrama de classes UML, evidencia o encapsulamento das suas partes mais complexas e facilita a sua implementação dentro de um sistema de construção ou simulação gráfica de corpos humanos.





## 5. Implementação do Modelo

### 5.1. Introdução

O modelo para representação de articulações proposto neste trabalho foi apresentado no capítulo anterior como um modelo conceitual. Entretanto, conforme os objetivos deste trabalho, foi realizada uma implementação deste modelo dentro do *framework* do projeto VPat. O fato de o modelo ter sido criado com base no projeto orientado a objetos propiciou a implementação de classes capazes de assumir o papel dos elementos do modelo, e ao mesmo tempo, coexistir em harmonia com as demais classes do *framework* VPat.

Para que se pudesse utilizar essas classes e verificar seu funcionamento, foi construído o *BodySim*, um aplicativo desenvolvido com base nas classes do VPat e nas classes desenvolvidas durante este trabalho. Este aplicativo recebe como entrada a descrição de um corpo humano articulado – ou parte de um corpo – e a especificação de uma seqüência de movimentos. A partir disso, o programa realiza a simulação dos movimentos especificados, apresentando uma animação do modelo 3D em uma janela gráfica onde o usuário pode modificar interativamente os parâmetros de câmera.

Esta implementação foi realizada em ambiente Linux Red Hat [RED 2001] utilizando a linguagem C++. A escolha da linguagem está fundamentada principalmente na sua performance adequada a aplicações gráficas, na sua portabilidade e na possibilidade de se desenvolver sistemas orientados a objetos. Ferramentas de software livre, como o compilador *gcc* (GNU C Compiler) [FSF 2000] e o ambiente de desenvolvimento *Kdevelop* [MEI 98] também foram utilizadas, e para auxiliar os procedimentos de visualização, foi utilizado o Open Inventor [WER 94; SGI 2000].

### 5.2. Visão Geral do VPat

O projeto VPat (Visualização e Interação com Pacientes Virtuais) [FRE 99] objetiva a construção progressiva de um ambiente para modelagem, visualização e simulação de corpos humanos virtuais para uso em aplicações de computação gráfica na área médica. Para tanto, deverá manter um conjunto de classes comuns, que possa ser compartilhado e estendido durante trabalhos de mestrado e doutorado. Dessa forma, cada novo trabalho poderá reutilizar o que já foi criado e adicionar novas funcionalidades, ou melhorar as técnicas existentes.

Na Figura 5.1 é apresentado um diagrama de classes UML da situação atual do *framework* VPat que servirá como referência para todo este capítulo. A linha pontilhada no diagrama, separa as classes que são específicas do modelo articular, das

que são gerais do projeto. A seguir são descritos, de forma geral, os principais pontos desta arquitetura.

Existem alguns elementos matemáticos que são fundamentais para um sistema gráfico: pontos, vetores, matrizes, etc. Nesta implementação, pontos cujas coordenadas são números reais, são representados pela classe *VPoint*. Esta classe é abstrata, portanto, suas subclasses, *VPoint2D* e *VPoint3D*, tem a função de representar pontos no universo bidimensional e no universo tridimensional, respectivamente. Outras classes básicas que, por serem muito semelhantes a pontos, herdam funcionalidades da *VPoint* são utilizadas para representar vetores e vértices, são elas: *VPVector3D* e *VPVertex3D*. Entretanto, muito mais do que apenas um grupo de coordenadas, os objetos da *VPoint* e de suas subclasses implementam toda a funcionalidade dos elementos que representam. Operações sobre vetores e pontos – como adição, produto escalar, produto vetorial, produto por matriz, entre outras – são implementadas como métodos dessas classes. Matrizes também são elementos básicos importantes, sendo utilizadas para representar transformações entre diferentes sistemas de referência. Para tanto, a classe *VPMatrix* foi criada, e é implementada como uma matriz quadrada de valores reais de dimensão quatro. *VPMatrix* inclui ainda métodos para operações comuns de matrizes como produto, transposição, inversão, produto por vetor e determinante.

Outros elementos bastante comuns em sistemas gráficos são luzes e câmeras. Luzes são usadas como base para o cálculo de iluminação de cenas virtuais. Elas são implementadas, aqui, pela classe *VPLight* e suas subclasses. A *VPLight* traz os parâmetros comuns a todas as luzes: intensidade e cor. Entre as classes mais especializadas, a *VPDirectionalLight* traz um vetor que indica a direção da iluminação, a *VPointLight* traz sua posição e um vetor de atenuação, e a *VPSpotLight*, além de direção, posição e atenuação, traz ainda, largura do fecho e ângulo de corte. Câmeras virtuais são usadas para simular o ponto de vista de um observador dentro de uma cena virtual, e obter imagens correspondentes à sua visão. Para isso, foi implementada a *VPCamera*. Esta classe armazena os parâmetros de uma câmera. Tipo de projeção, posição do observador, posição alvo, planos de corte e uma janela de seleção, são alguns dos principais.

A modelagem de uma cena virtual é pré-requisito básico para praticamente qualquer sistema de Computação Gráfica. Nesta implementação, a cena (ou modelo) é uma instância da classe *VPScene* do VPat. A cena é formada por um conjunto de objetos gráficos, um conjunto de luzes e um conjunto de câmeras virtuais. Seu processo de exibição foi concebido com base no padrão *Model View Controller* (MVC) [BUS 96]. O MVC separa a parte funcional do sistema, da interface com o usuário. Com isso as funcionalidades internas podem permanecer estáveis, mesmo quando a interface precisar mudar para se adaptar a novas plataformas e dispositivos de interação. Assim, o *framework* VPat foi projetado de modo que toda a interface esteja concentrada nas classes *VPView* e *VPUserInterface*, enquanto a classe que representa o modelo – *VPScene* – e as demais classes, permanecem completamente independentes da interface.

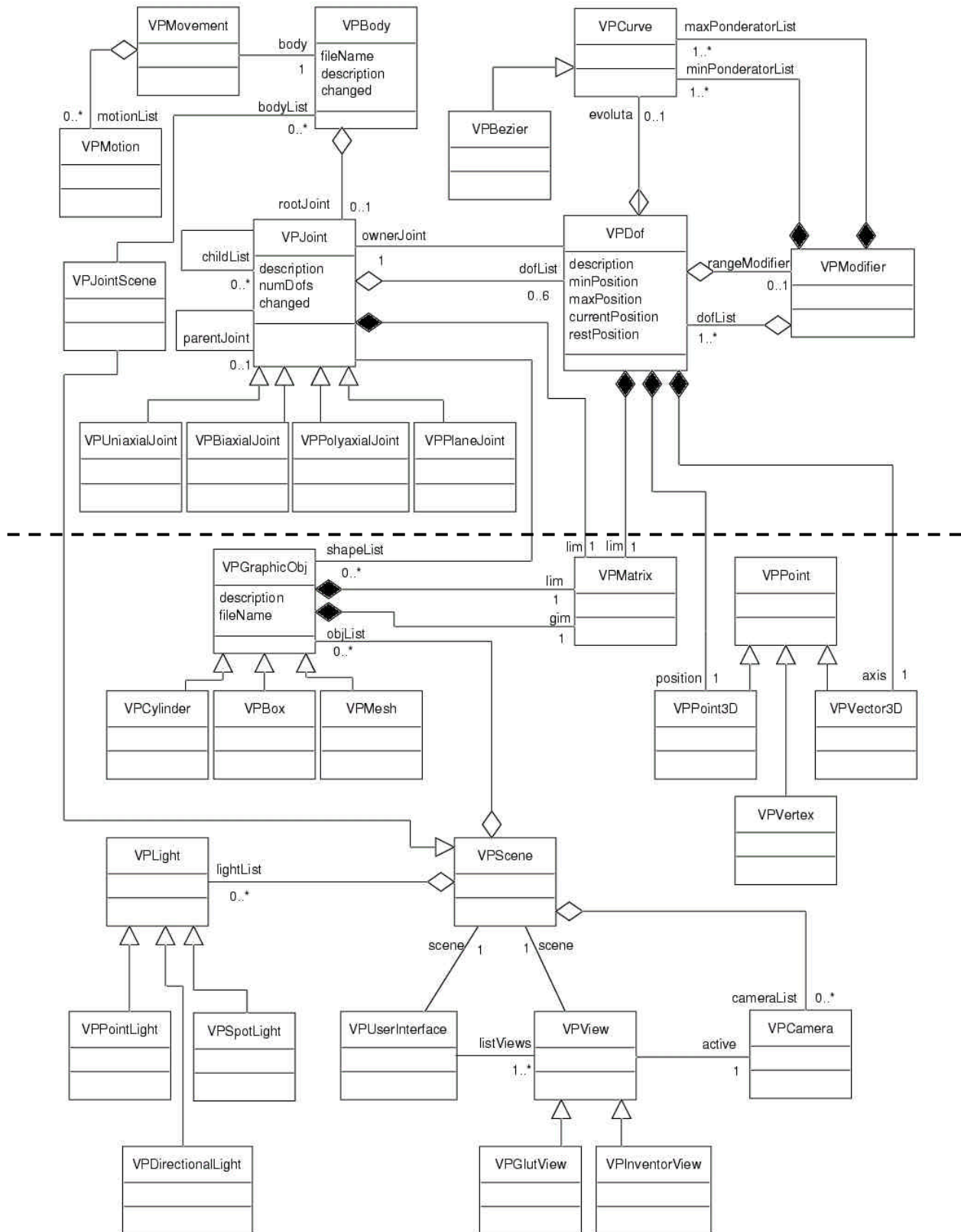


Figura 5.1 - Diagrama de classes do *framework* Vpat: classes gerais abaixo da linha tracejada; classes do modelo articular acima da linha tracejada.

Objetos das classes *VPUserInterface* e *VPView* são sensíveis às modificações realizadas no modelo. Estes objetos atuam como observadores, uma vez que estão constantemente observando o modelo, isto é, um objeto da *VPScene*. Quando o modelo se altera – uma junta se move, por exemplo – os objetos geométricos exibidos na *VPView* são atualizados. Na realidade, é disparado um mecanismo de propagação de mudança, que é a única ligação entre as classes *VPScene* (*VPGraphicObject*, *VPLight*, *VPCamera*), *VPUserInterface* e *VPView*. Através deste mecanismo, uma *VPScene* está ciente quando um de seus objetos foi modificado, e conseqüentemente, os objetos *VPUserInterface* e *VPView*, que estão observando esta *VPScene*, ficam cientes da modificação e agem disparando um procedimento de atualização da interface. Normalmente, esse procedimento se resume a enviar uma ordem para que a *VPScene* se re-exiba. Esta, por sua vez, solicita aos seus objetos modificados que se atualizem, de acordo com o tipo da modificação.

Os elementos visíveis da cena virtual e do corpo são representados por objetos geométricos. A classe *VPGraphicObj* do *VPat* é abstrata, portanto é necessário criar subclasses dela para que se possa ter instâncias de objetos gráficos. Primitivas geométricas como cubos, cilindros e esferas, assim como malhas de polígonos e superfícies curvas são exemplos de objetos gráficos. Além de representar os elementos visíveis de uma cena, a classe *VPGraphicObj* é a classe do *VPat* que funciona como elo de ligação para as classes que implementam o modelo articular proposto no capítulo 4. Estes objetos podem simplesmente fazer parte de uma cena, e neste caso são fixos – não podemos fazer com que se movam. Mas eles também podem fazer parte de um corpo articulado, onde devem ser associados a uma junta e posicionados através de sua LIM. Desse modo, toda vez que uma junta se mover, os objetos associados a ela irão sofrer, indiretamente, o mesmo movimento.

### 5.3. Corpo e Articulações

Um corpo humano virtual é uma instância da classe *VPBody*. Um objeto desta classe é formado por um conjunto hierárquico de juntas representado pela junta raiz, a partir da qual pode-se obter toda a hierarquia. Ao lado disso, todo corpo tem associado a ele um nome, um arquivo e um atributo que sinaliza se ele foi modificado desde a última vez que foi visualizado ou não.

De modo que se possa representar a hierarquia articular do corpo, cada junta, retratada na classe *VPJoint*, possui uma referência para cada uma de suas juntas-filhas. Além dessa lista, outros atributos importantes de uma junta são um conjunto de DOFs, um conjunto de objetos geométricos associados a ela e uma matriz LIM. É importante ressaltar que os objetos geométricos associados a um corpo, antes de tudo, precisam fazer parte de uma cena; as juntas do corpo possuem apenas *referências* para objetos da cena. A *VPJoint* representa uma articulação genérica, contendo as propriedades que são comuns a todas as juntas humanas e os métodos necessários para movimentá-las. Entretanto, ela é uma classe abstrata. Para que se possa criar instâncias de juntas é necessário utilizar uma das subclasses de *VPJoint*, de acordo com o tipo de junta que se deseja criar. Os tipos implementados são os seguintes:

## a) VPUniaxialJoint

Representa as juntas do modelo que têm apenas um grau de liberdade de movimento. Esta classe possui um DOF, que define um eixo de movimento rotacional. Ela disponibiliza um método para movimentação em torno desse eixo chamado *vpSetFlexionTo*, que recebe como parâmetro o valor que define a posição angular do eixo.

## b) VPBiaxialJoint

Representa as juntas com dois graus de liberdade de movimento. Esta classe possui dois DOFs, cada um deles definindo um eixo de movimento rotacional, não necessariamente ortogonais. Além do método *vpSetFlexionTo* usado para movimentação em torno do primeiro eixo, disponibiliza o método *vpSetAdductionTo* para atualizar a posição angular do segundo eixo.

## c) VPPolyaxialJoint

Semelhante ao tipo anterior, apresenta ainda um terceiro grau de liberdade, também representado por um DOF de rotação. Ao seu conjunto de métodos se adiciona o *vpSetTwistTo*, utilizado para movimentação em torno do terceiro eixo de movimento.

## d) VPPlaneJoint

Além dos três eixos já apresentados, sua lista de DOFs inclui a presença de outros três, estes para permitir os movimentos de translação. Portanto, também são apresentados três novo métodos: *vpSetXSlideTo*, *vpSetYSlideTo* e *vpSetZSlideTo*.

### 5.3.1. DOFs

Os DOFs já descritos na seção 4.3, são implementados pela classe *VPDof*. Objetos dessa classe possuem uma posição, um vetor que define o seu eixo de movimento, uma matriz LIM para definir sua orientação, uma curva (*VPCurve*) que determina se o eixo é fixo ou desliza sobre ela, e os limites angulares para o movimento do DOF. Além de todos esses atributos, a *VPDof* conta ainda com um objeto da classe *VPM Modifier*, responsável por modificar, momentaneamente, os seus limites angulares de acordo com a influência exercida pela posição de algum ou alguns outros DOFs do corpo. Um *VPM Modifier*, por sua vez, é formado por uma lista de DOFs, que provocam influência, e por duas listas de curvas, que definem as relações de influência de cada DOF da lista no ângulo máximo e no ângulo mínimo permitido ao DOF.

Quando um método do tipo *vpSet...To* da junta que possui este DOF for invocado, o que ocorre é uma chamada para o método *vpMoveTo* do DOF em questão. Após a movimentação do DOF e a conseqüente modificação de sua LIM, a junta recompõe a sua LIM a partir dos seus DOFs, passando a refletir nos objetos geométricos de sua lista, a modificação feita no DOF.

## 5.4. Visualização

A cena virtual do VPat e sua estratégia de visualização foram descritas na seção 5.2. Porém, a classe *VPScene* não contempla a presença de corpos articulados, apenas objetos geométricos. Por isso, aproveitando a capacidade de herança da orientação a objetos, foi criada a classe *VPJointScene*, que é uma subclasse da *VPScene* estendida com uma lista de corpos articulados. Assim, pode-se ter uma cena com diversos objetos em sua lista de objetos geométricos, sendo que uma parte deles pode estar associada às articulações de um corpo da lista de corpos articulados da cena.

Em princípio, visualizar uma cena como essa, significa transformar parte da geometria de um conjunto de elementos 3D, em um conjunto de elementos 2D. Para isso, são realizados recortes e projeções, de acordo com os parâmetros de uma câmera sintética. De modo a evitar que fosse necessário implementar procedimentos clássicos de projeção e iluminação para visualização da cena virtual e dos corpos articulados, foi utilizado o pacote de classes gráficas *Open Inventor*. Esse pacote traz consigo, um *framework* orientado a objetos completo para desenvolvimento de aplicações gráficas. Ele está implementado como uma interface de alto nível para a bastante conhecida biblioteca gráfica *OpenGL* [WRI 2000; ART 2001], e portanto, utiliza métodos otimizados, o que acelera muito os procedimentos de visualização. Para fazer a comunicação dos objetos implementados neste trabalho e no projeto VPat, com objetos do *Open Inventor*, foi criada a classe *VPInventorView*, que herda todas as características da sua classe mãe – *VPView* – e incorpora chamadas aos métodos do *Open Inventor*. Uma cena, no *Open Inventor*, é uma árvore, onde podem ser colocados objetos geométricos, transformações, câmeras e luzes, entre outros elementos. Assim, basicamente, pode-se dizer que o procedimento de “desenhar” uma *VPScene* consiste em criar uma árvore *Inventor* similar à árvore que representa uma cena, com seus corpos articulados, suas luzes e câmeras. Para isso, toda vez que a cena se modificar, a árvore *Inventor* deve refletir as mesmas alterações.

Para representar as formas dos ossos humanos, objetos gráficos mais utilizados nesta implementação, foram utilizadas, basicamente, malhas de triângulos. Tais malhas foram carregadas a partir de arquivos em formato “iv” do *Open Inventor*, sendo que cada arquivo contém a malha correspondente a um osso. No entanto, primitivas geométricas, como cilindros, também foram utilizadas no lugar dos ossos, em testes.

## 5.5. Movimento

Considerações a respeito de estratégias de especificação e controle de movimento não fazem parte dos objetivos deste trabalho. Porém, uma vez que se tenha definido e implementado um modelo de representação de corpos, a necessidade de aplicar movimentos sobre este corpo acaba surgindo naturalmente. Além disso, para que se possa testar e tirar conclusões sobre a eficiência do modelo, faz-se necessária a aplicação de movimentos controlados sobre ele.

Duas classes foram desenvolvidas para realizarem esse trabalho. A classe *VPMovement* permite associar um conjunto de movimentos a um corpo e controlar a

execução desses movimentos. Portanto, um objeto desta classe tem associados a ele um corpo e os parâmetros da animação, como tempo atual, tempo final e intervalo de tempo entre quadros, além de uma lista de objetos de outra classe, *VPMotion*. Esta última representa cada uma das ordens individuais de movimentação, onde são armazenados o seu tempo inicial e final, a junta em questão, o tipo de movimento a ser realizado (flexão, adução, rotação, etc.), o parâmetro que define o novo estado final da junta e a fração do parâmetro a ser aplicada em cada intervalo de tempo do movimento ( $\Delta S$ ).

Durante a execução do movimento, o tempo é contado em intervalos de tamanho definido na *VPMovement*. Toda vez que o tempo atinge o tempo inicial de um objeto da *VPMotion*, seu  $\Delta S$ , que inicialmente tem o valor zero, é alterado para a fração adequada do parâmetro que define o estado final. A partir de então, a cada intervalo, o estado da junta é modificado de acordo com o  $\Delta S$  até que o tempo seja igual ao tempo final do objeto *VPMotion*, quando  $\Delta S$  volta a ser zero.

## 5.6. Construção do Corpo Articulado

### 5.6.1. Formato de Arquivo

Durante uma simulação, todos os parâmetros e estruturas que definem o corpo humano virtual são mantidos na memória RAM para otimizar a performance. Porém, a informação armazenada nessa memória deixa de existir quando o programa termina de executar. Para que não seja necessário entrar sistematicamente com todos os parâmetros de um corpo a cada simulação, e para que várias configurações de corpos possam ser mantidas e simuladas indefinidas vezes usando o mesmo simulador, foi definido um formato de arquivo para representação do corpo.

A descrição do corpo articulado precisa ser gravada em arquivo em um formato tal que possa ser utilizada no simulador, e possa também ser importada para outros ambientes de animação e modelagem desenvolvidos futuramente. A solução proposta para este problema foi usar arquivos padrão XML (eXtensible Markup Language). O XML [W3C 2001] é um padrão mundial para troca de qualquer tipo de dado estruturado. Embora tenha sido, até o momento, muito mais usado para trocas de documentos estruturados pela Web, esse padrão foi desenvolvido para armazenar qualquer tipo de dado estruturado, e tem se mostrado ideal para dados estruturados hierarquicamente, como é o caso do esqueleto humano. Em um arquivo XML, os dados são gravados em formato “texto”, com etiquetas de marcação para separar cada elemento, atributo ou objeto. Portanto esses arquivos podem ser facilmente compreendidos pelo ser humano, e podem ser criados e modificados em qualquer editor de texto.

Um arquivo XML é muito semelhante a um arquivo HTML [W3C 2000]; a diferença mais marcante é a possibilidade de extensão. Enquanto as etiquetas HTML estão definidas e todos os *browsers* devem se adaptar a elas, em XML pode-se definir as etiquetas que se deseja utilizar. Assim, para representar um corpo articulado em um arquivo XML, primeiro é preciso definir quais etiquetas serão usadas e como elas devem delimitar as informações que de fato representam o corpo. Essa definição deve ser colocada em um arquivo DTD (*Document Type Definition*), que acompanha o XML e contém as regras que determinam a sua forma. A partir da DTD, pode-se escrever um

programa para gravar e interpretar arquivos XML. No Anexo B encontram-se a DTD e um exemplo de arquivo XML utilizado para descrição de parte de um corpo.

Para a geração e interpretação de arquivos XML automaticamente no computador, existem diversos interpretadores (*parsers*) de licença livre, desenvolvidos em Java, C++ e outras linguagens, que podem ser encontrados na Internet. Esses interpretadores podem ser adaptados para processar um XML que contenha um corpo articulado, gerando assim, a estrutura de dados do corpo em memória para simulação, visualização, etc. Nesta implementação, foi usado o interpretador Xerces C++ [APA 2001], uma biblioteca de classes que carrega o arquivo em uma estrutura de árvore na memória e permite, através dos métodos de suas classes, a navegação por essa estrutura. Com isso pôde-se carregar os dados do corpo do arquivo para a estrutura de dados do modelo proposto neste trabalho.

## 5.6.2. Modelador

Uma vez que se pode carregar a informação de um corpo articulado a partir de um arquivo, surge a necessidade de criar um arquivo desse tipo. Criar e modificar o arquivo manualmente pode ser útil e necessário em alguns casos, porém o ideal é que um usuário possa modelar um corpo interativamente, posicionando cada uma de suas partes em um ambiente intuitivo, amigável, e ao mesmo tempo poderoso o bastante para suportar as configurações complexas de um corpo humano. Precisam ser definidas posições, orientações e relações topológicas para as articulações, associar ossos e músculos a elas, e definir como elas devem se comportar, entre outras tarefas. Dessa forma, surge a necessidade de um programa para modelar corpos humanos. Um programa desse tipo, o *SkelMod 3D* [MAR 2001], está sendo construído em um trabalho paralelo, encontrando-se ainda em fase de desenvolvimento.

## 5.7. Conclusão

Muito além de simplesmente transformar em programa o modelo articular proposto neste trabalho, diversos desafios envolveram esta implementação. Entre eles destacam-se a integração das classes do modelo articular com as classes do VPat, a utilização de um sistema operacional e bibliotecas de código aberto, e a representação de corpos humanos em arquivos de formato XML. Ao longo desse processo, pôde-se observar a facilidade de integrar uma ferramenta existente ao projeto, como é o caso do *Open Inventor*, em função do paradigma da orientação a objetos. Pôde-se observar também, que à independência proporcionada por XML, permite não apenas descrever um corpo articulado na sua própria forma hierárquica, como também permite que o formato do arquivo seja rapidamente estendido e modificado para acomodar novas estruturas que venham a ser incorporadas ao modelo. Além disso, a utilização da linguagem C++ e ferramentas livres de código aberto, confere à biblioteca de classes desenvolvida, grande portabilidade e versatilidade para se adaptar a novas situações e novas plataformas.



## 6. Análise de Resultados

### 6.1. Introdução

Corpos humanos são tão diversos nos seus detalhes, que apenas sem limite de tempo seria viável realizar todas as comparações necessárias para aceitar ou recusar a validade de um corpo virtual quando comparado com um corpo real. Algumas pessoas têm as pernas mais longas do que o tronco, outras o tronco mais longo. Algumas têm os joelhos bem próximos um do outro, dando às pernas uma forma de “x”; outras têm os joelhos mais afastados, fazendo com que as pernas formem arcos opostos. Para não falar que umas são mais fortes do que outras, que umas têm mais e outras menos flexibilidade nos movimentos, e que força e flexibilidade podem variar numa mesma pessoa em épocas distintas. Portanto, ao realizar comparações entre dois modelos de corpos humanos – sejam dois corpos reais, ou dois virtuais, ou um virtual e outro real – não se pode fazê-lo com rigidez. Em um modelo de articulações, mais importante do que avaliar a semelhança entre os movimentos é avaliar a capacidade de simular todos os movimentos possíveis e de proibir os impossíveis.

A validação do modelo anatômico articulado proposto neste trabalho foi realizada em dois estágios. No primeiro deles, visando verificar questões básicas de correção das soluções adotadas, foram analisadas várias características, dentre as quais destacam-se: a estratégia de compor LIMs de juntas a partir de LIMs de DOFs; a modificação de amplitude de alguns DOFs pela posição de outros; a translação dos eixos dos DOFs sobre curvas de deslizamento durante as rotações; e o quanto a complexidade do modelo influencia na performance da implementação realizada. Diversos testes foram realizados sobre o sistema de software que implementa o modelo em busca de avaliar essas características. Nestes testes, foram utilizadas estruturas mais simples como cilindros que articulam entre si. Com isso, pôde-se fazer medições para atestar que os aspectos de funcionalidade acima relacionados obtêm pareceres afirmativos. No que diz respeito ao desempenho, a execução se dá em tempo real; ele só deixa de ser satisfatório quando são usadas malhas de polígonos com resolução elevada para representar os ossos. Isso deixa claro que os procedimentos de preenchimento de polígonos pesam mais em complexidade computacional do que os cálculos envolvendo o sistema articular.

O segundo estágio visou verificar a fidelidade do modelo anatômico articulado apresentado no capítulo 4, utilizando a implementação descrita no capítulo 5 para construir alguns segmentos de corpos. Com isso percebeu-se que a tarefa de posicionar, orientar, e configurar cada uma das cerca de 200 articulações de um corpo humano, seria uma tarefa extremamente árdua e tediosa, ultrapassando em muito os limites impostos para este trabalho. Assim, foi feita a seguinte suposição: se o modelo for testado para uma articulação específica que seja suficientemente complexa, ou um conjunto complexo de articulações simples, e não apresentar problemas que o

invalidem, então, é bastante provável que este modelo seja adequado para representar quaisquer outras articulações. Para a realização destes testes foi escolhida a articulação do joelho.

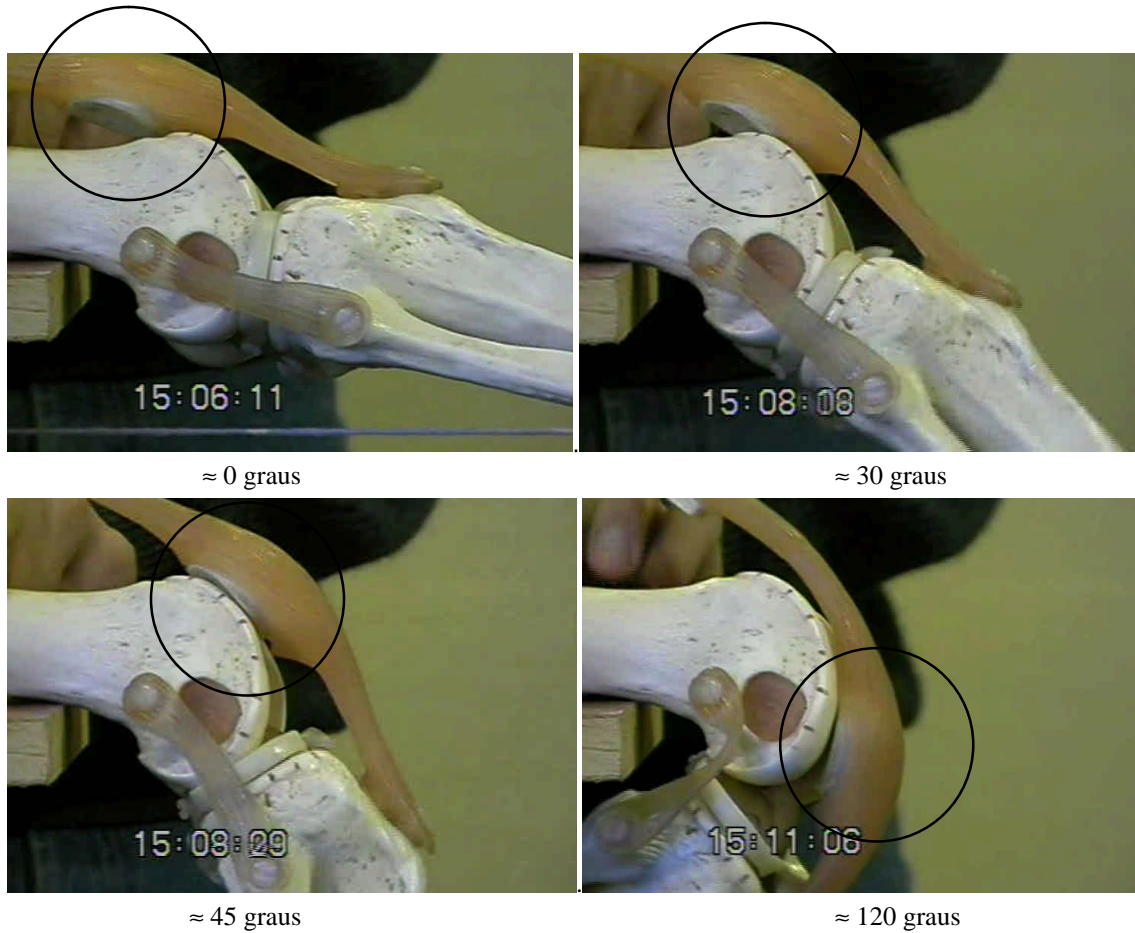
## 6.2. O Joelho Humano

A escolha do joelho, para a avaliação dos resultados obtidos com o modelo articular proposto, não foi por acaso. Caso fosse escolhida uma articulação muito simples, ficariam muitas dúvidas em relação ao modelo permitir representar outras mais complexas. Por outro lado, se fosse escolhido um grupo de articulações com relacionamentos muito complexos – como é o caso da mão, por exemplo – o trabalho de posicionar todas as *Juntas* e *Dofs* seria extremamente custoso devido à falta de um ambiente interativo completo para modelagem de corpos. Assim, a articulação do joelho, que individualmente é uma das mais complexas, despontou como forte candidata. Além disso, sendo uma das articulações mais lesadas, principalmente durante a prática esportiva, há um grande interesse da Medicina e da Educação Física nesta articulação, o que garante uma documentação mais ampla a seu respeito, quando comparado com as demais articulações.

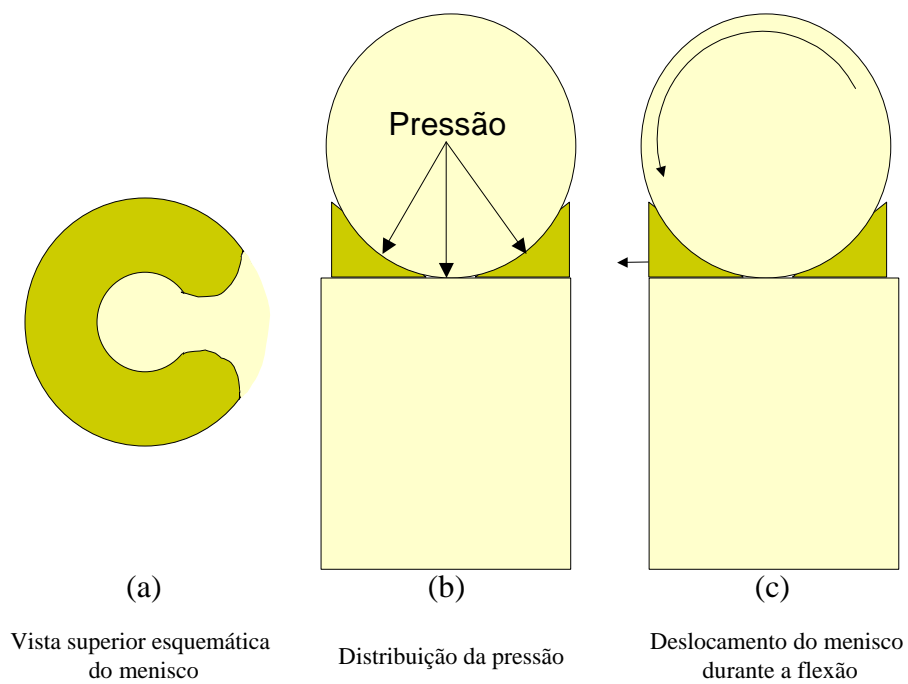
No estudo da articulação do joelho, na seção 2.4.5, falou-se bastante a respeito da anatomia e dos movimentos dessa articulação. Entretanto, existem ainda algumas particularidades que podem ser acrescentadas para um melhor entendimento do seu funcionamento.

Dentro de uma mesma cápsula articular, estão presentes três superfícies articulares: uma no fêmur, uma na tíbia e outra na patela. À medida que a tíbia flexiona sobre o fêmur, a patela desliza, descendo sobre os côndilos femorais. Quando o joelho está estendido, a patela perde contato com a superfície dos côndilos, ficando posicionada sobre o fêmur, sem tocá-lo. No momento em que o joelho se move em flexão, a patela se aproxima dos côndilos, tocando primeiro o côndilo lateral – a 30 graus de flexão – para somente depois – a 45 graus – tocar o côndilo medial e encaixar entre os dois côndilos, onde irá deslizar até o movimento completo de flexão, a aproximadamente 120 graus. Este movimento é ilustrado pela Figura 6.1, onde os círculos indicam a localização da patela coberta pelo tendão patelar.

Além da patela, considerações importantes devem ser feitas sobre a função e o movimento dos meniscos. Uma vez que a superfície do côndilo é curvada e a da tíbia é plana, a pressão no ponto de contato entre elas tende a ser extremamente grande. O menisco (Figura 6.2 (a)) se interpõe entre as duas superfícies e funciona como uma almofada, diminuindo a pressão no ponto onde elas se tocam, conforme o esquema da Figura 6.2 (b). O menisco está fixado na tíbia apenas em suas extremidades externas, portanto, está sujeito a apresentar uma certa movimentação ao ser empurrado para frente pelo côndilo quando o joelho se estende, e para trás quando este é flexionado (Figura 6.2 (c)).



**Figura 6.1 - Movimento da patela observado em um modelo plástico (modelo plástico cortesia de Rockett [ROC 2001])**



**Figura 6.2 - Função e movimento dos meniscos**

### 6.3. Experimentação

Uma vez escolhido o objeto de estudo, o joelho, foi construído sobre o *BodySim* um modelo articulado para simular um joelho humano. Neste modelo, foram utilizadas quatro *Juntas*: uma para a raiz do segmento de corpo – onde foi colocado o fêmur, fixo; uma para a articulação do fêmur com a tíbia, uma para a articulação do fêmur com os meniscos; e outra para articular o fêmur com a patela. Foram representados os graus de liberdade, os deslocamentos de eixo e os limites de amplitude reais. Para representar os ossos e os meniscos, foram utilizadas malhas de polígonos obtidas de arquivos “iv” criados a partir do volume de dados do projeto *Visible Human* [NLM 2001]. A Figura 6.3 apresenta um modelo esquemático do joelho utilizado neste experimento e a Figura 6.4 mostra o arquivo XML de descrição desse joelho, que serviu de entrada para o simulador. É importante esclarecer, que a topologia desse modelo não está sendo proposta como a ideal. Ele poderia ser construído de diversas formas, tendo root como a junta pai de todas as outras, por exemplo. A decisão de construir este joelho desta maneira está baseada na maior facilidade de escrever à mão o XML para ela e em uma limitação dos modificadores do modelo articular, que é comentada nas conclusões deste trabalho.

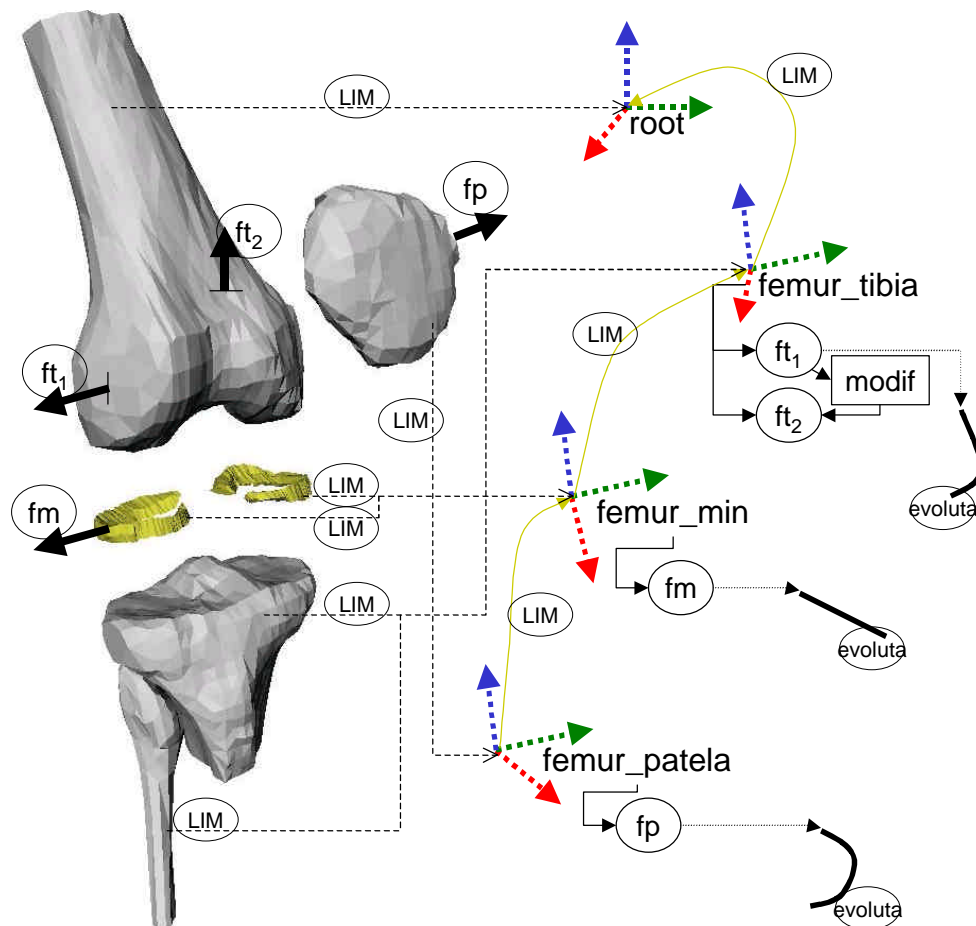


Figura 6.3 - Esquema do modelo do joelho usado na simulação

```

<?xml version="1.0" encoding="iso-8859-1"?>
<!DOCTYPE vpat SYSTEM "vpat.dtd">

<vpat>
<body description="Joelho" file_name="valida3.xml" >
<joint description="root" parent="null" type="uniaxial">
  <dof description="no_move">
    <position x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <axis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <range min="0.0" max="0.0"/>
    <comfort_range min="0.0" max="0.0" rest="0.0"/>
  </dof>
  <shape description="Femur" file_name="femur_r.iv">
    <position x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
</joint>
<joint description="femur_tibia" parent="root" type="biaxial">
  <dof description="flexionK">
    <position x="168.86" y="74.04" z="-60.23"/>
    <axis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
    <range min="-0.26" max="1.8"/>
    <evoluta>
      <ctrl_point x="-2.5" y="0.5" z="0.0"/>
      <ctrl_point x="-1.5" y="0.0" z="0.0"/>
      <ctrl_point x="4.0" y="0.0" z="0.0"/>
      <ctrl_point x="4.5" y="-0.5" z="0.0"/>
    </evoluta>
  </dof>
  <dof description="twistK">
    <position x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <axis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <range min="-0.281" max="0.281"/>
    <modifier>
      <relation dof="flexionK">
        <ctrl_point x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="2.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="3.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="0.0" y="0.28" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="0.0" y="0.28" z="0.0"/>
        <ctrl_point x="3.0" y="0.28" z="0.0"/>
      </relation>
    </modifier>
  </dof>
  <shape description="Tibia" file_name="tibia_r.iv">
    <position x="-168.86" y="-74.04" z="60.23"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
  <shape description="Fibula" file_name="fibula_r.iv">
    <position x="-168.86" y="-74.04" z="60.23"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
</joint>
<joint description="femur_min" parent="femur_tibia"
type="uniaxial">
  <dof description="flexionH">
    <position x="0.0" y="4.0" z="0.0"/>
    <axis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
    <range min="0.0" max="0.0"/>
    <evoluta>
      <ctrl_point x="-5.0" y="0.0" z="0.0"/>
      <ctrl_point x="-2.0" y="0.0" z="0.0"/>
      <ctrl_point x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
      <ctrl_point x="3.0" y="0.0" z="0.0"/>
    </evoluta>
  </dof>
  <shape description="Menisco Lateral"
file_name="Minuscus_lat_r.iv">
    <position x="-168.86" y="-78.04" z="60.23"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
  <shape description="Menisco Medial"
file_name="Minuscus_med_r.iv">
    <position x="-168.86" y="-78.04" z="60.23"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
</joint>
<joint description="femur_patella" parent="femur_min"
type="uniaxial">
  <dof description="flexionA">
    <position x="-50.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <axis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
    <range min="0.0" max="-0.8"/>
    <evoluta>
      <ctrl_point x="60.0" y="20.0" z="-2.0"/>
      <ctrl_point x="65.0" y="20.0" z="-4.0"/>
      <ctrl_point x="70.0" y="0.0" z="6.0"/>
      <ctrl_point x="75.0" y="-15.0" z="6.0"/>
    </evoluta>
  </dof>
  <shape description="Patela" file_name="patela_r.iv">
    <position x="-167.00" y="-74.04" z="60.23"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
</joint>
</body>

<movement body_name="john" cycle="on" delta_t="0.01"
time_err="0.0001">

<!-- set start position -->
<motion joint_name="femur_tibia" t0="-0.9" tf="0.0"
type="TWIST" parameter="0.5"/>

<!-- set motion -->
<motion joint_name="femur_tibia" t0="0.0" tf="1.2"
type="FLEX" parameter="0.0"/>
<motion joint_name="femur_tibia" t0="1.3" tf="2.5"
type="FLEX" parameter="1.0"/>
<motion joint_name="femur_min" t0="0.0" tf="1.2"
type="FLEX" parameter="0.0"/>
<motion joint_name="femur_min" t0="1.3" tf="2.5"
type="FLEX" parameter="1.0"/>
<motion joint_name="femur_patella" t0="0.0" tf="1.2"
type="FLEX" parameter="0.0"/>
<motion joint_name="femur_patella" t0="1.3" tf="2.5"
type="FLEX" parameter="1.0"/>
</movement>
</vpat>

```

Figura 6.4 - Arquivo XML do joelho utilizado na simulação

Com base nisso, procurou-se coletar dados a partir do que se pode chamar de instâncias de joelho, em vários níveis de realismo. Como primeiro nível, foram observados joelhos reais, vivos, em movimento, tanto na sua superfície como no seu interior – nesse caso, por meio de vídeo-artroscopia. O nível seguinte seria a dissecação do joelho de um cadáver, porém foi deixado de lado, uma vez que daria uma ótima visão anatômica, mas não traria muita novidade em termos de movimento, para não falar na dificuldade de obtenção. No terceiro nível de instâncias de joelho estão os modelos plásticos. Diversos fabricantes disponibilizam modelos plásticos de estruturas articuladas que imitam, alguns com maior, outros com menor precisão, os movimentos humanos. Num quarto nível, estão os modelos computadorizados. Estes, embora existam, são ainda em número bastante menor do que os anteriores, e na maioria dos casos, não são fiéis do ponto de vista médico, exatamente devido a não terem sido projetados para aplicações médicas.

A seguir, amostras de cada um dos níveis citados, do menos real para o mais real, são comparadas a amostras obtidas com o modelo de joelho criado sobre a implementação do modelo proposto. Não sendo possível a obtenção de medidas com os modelos utilizados, a comparação foi baseada na observação da localização relativa das partes e dos seus movimentos.

### 6.3.1. Comparação com um Sistema de Simulação

O simulador utilizado foi o SIMM, citado anteriormente, na seção 3.6, onde foi apresentado como um produto de software comercial para modelagem interativa de sistemas músculo-esqueléticos. É um sistema amplamente conhecido e utilizado, principalmente na biomecânica [LOS 2000]. Com a sua distribuição de demonstração, se obtém o modelo de uma perna humana direita, onde as articulações e seus movimentos já estão pré-configurados. É permitido ao usuário movimentar esse modelo e alterá-lo conforme desejar, por exemplo, para representar uma deficiência. A Figura 6.5 apresenta uma seqüência de tomadas do joelho do SIMM, onde: no primeiro quadro à esquerda, aparece o joelho estendido; no segundo, a mesma articulação em uma posição intermediária; no terceiro, o joelho em flexão máxima. Também nessa figura, para permitir que se faça uma comparação visual, são apresentados três quadros obtidos em uma simulação realizada sobre o *BodySim*, onde está implementado o modelo anatômico aqui proposto. Procurou-se posicionar igualmente o esqueleto e a câmera nos dois simuladores, de forma a minimizar os equívocos de uma comparação sob diferentes pontos de vista. Embora a informação geométrica dos ossos seja diferente entre os dois modelos – a malha do SIMM é menos densa e é sombreada pelo método de *Gouraud*; a do *BodySim* é mais densa e sombreada por *flat shading* – pode-se perceber muita semelhança no posicionamento das estruturas ósseas. Observando os pares de quadros da esquerda para a direita, no primeiro, onde o joelho está estendido, ambos os simuladores mostram a patela sobre o fêmur, sem tocá-lo. No segundo, com o joelho parcialmente flexionado, a tíbia está mais inclinada e a patela já desce iniciando seu encaixe entre os côndilos. Por fim, no terceiro, com o joelho totalmente flexionado, se observa que em ambos os casos a tíbia inclinou-se totalmente e deslizou para a parte posterior do côndilo. A patela, por sua vez se encontra encaixada entre os dois côndilos.

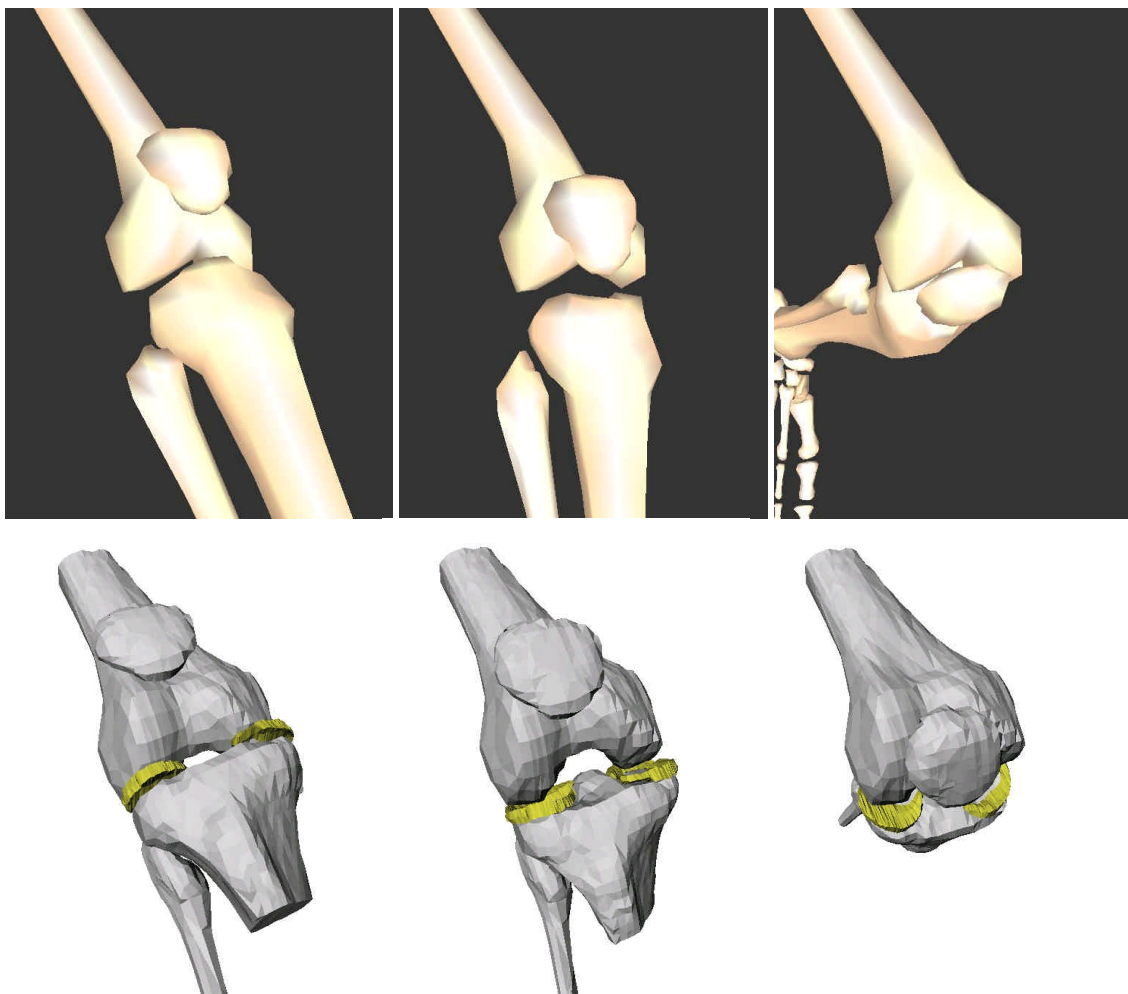


Figura 6.5 - Comparação entre o SIMM e o modelo proposto

### 6.3.2. Comparação com um Modelo Plástico

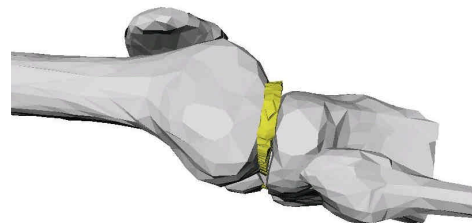
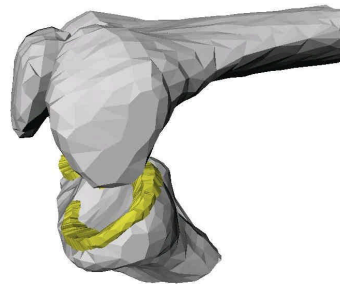
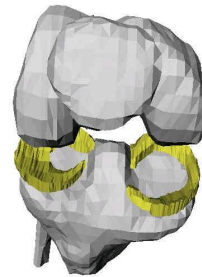
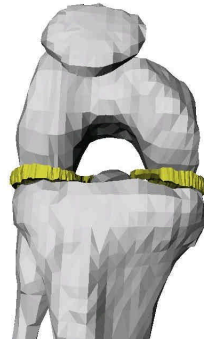
A criação de modelos de metal, madeira, plástico e outros materiais para simular ou substituir partes do corpo humano é uma prática bastante antiga. Atualmente, profissionais da Medicina dispõem de inúmeras opções de modelos plásticos de órgãos e partes do corpo, que podem ser utilizados nas mais diversas aplicações. Alguns desses modelos são normalmente utilizados para demonstrações a pacientes e muitos deles não são exatamente anatômicos. Entretanto, um modelo de joelho da linha *Sawbones* da *Pacific Research Laboratories* [PAC 1997] foi considerado bastante realístico na opinião de ortopedistas [ROC 2001]. O modelo em questão é uma reprodução articulada anatômica do joelho humano direito. Além dos três ossos, ele contém os quatro principais ligamentos, os meniscos e um tendão patelar destacável para facilitar a inspeção visual da articulação.

Modelo Plástico



(a)

Modelo Simulado



(b)

Figura 6.6 - Posições do modelo plástico em comparação às obtidas com o *BodySim* ( modelo plástico cortesia de Rockett [ROC 2001])



Movimentos realizados com o modelo plástico foram gravados em vídeo com tomadas das mais diversas posições [ROC 2001]. Pequenas marcações foram feitas sobre o modelo para facilitar a posterior análise dos movimentos e criação de um joelho similar com o modelo articular proposto. A Figura 6.6 (a) apresenta uma série de tomadas do modelo plástico em posições variadas e a Figura 6.6 (b) mostra as respectivas simulações dessas tomadas obtidas com o *BodySim*. No primeiro par plástico-simulado, o joelho é apresentado por uma vista frontal e se encontra flexionado a aproximadamente 90 graus. No segundo, a vista é a mesma, porém, a articulação está posicionada em flexão total, cerca de 120 graus. O terceiro par apresenta uma vista medial do joelho, ou seja uma vista da lateral interna da perna. A posição angular da articulação neste caso é a mesma do caso anterior. Na quarta comparação, a tomada foi feita da lateral externa da perna. Nesta, o joelho está totalmente estendido. Por fim, na quinta e última comparação, o joelho está na metade do seu movimento de flexão, cerca de 60 graus. Neste caso foi tomada uma vista da diagonal frontal-lateral.

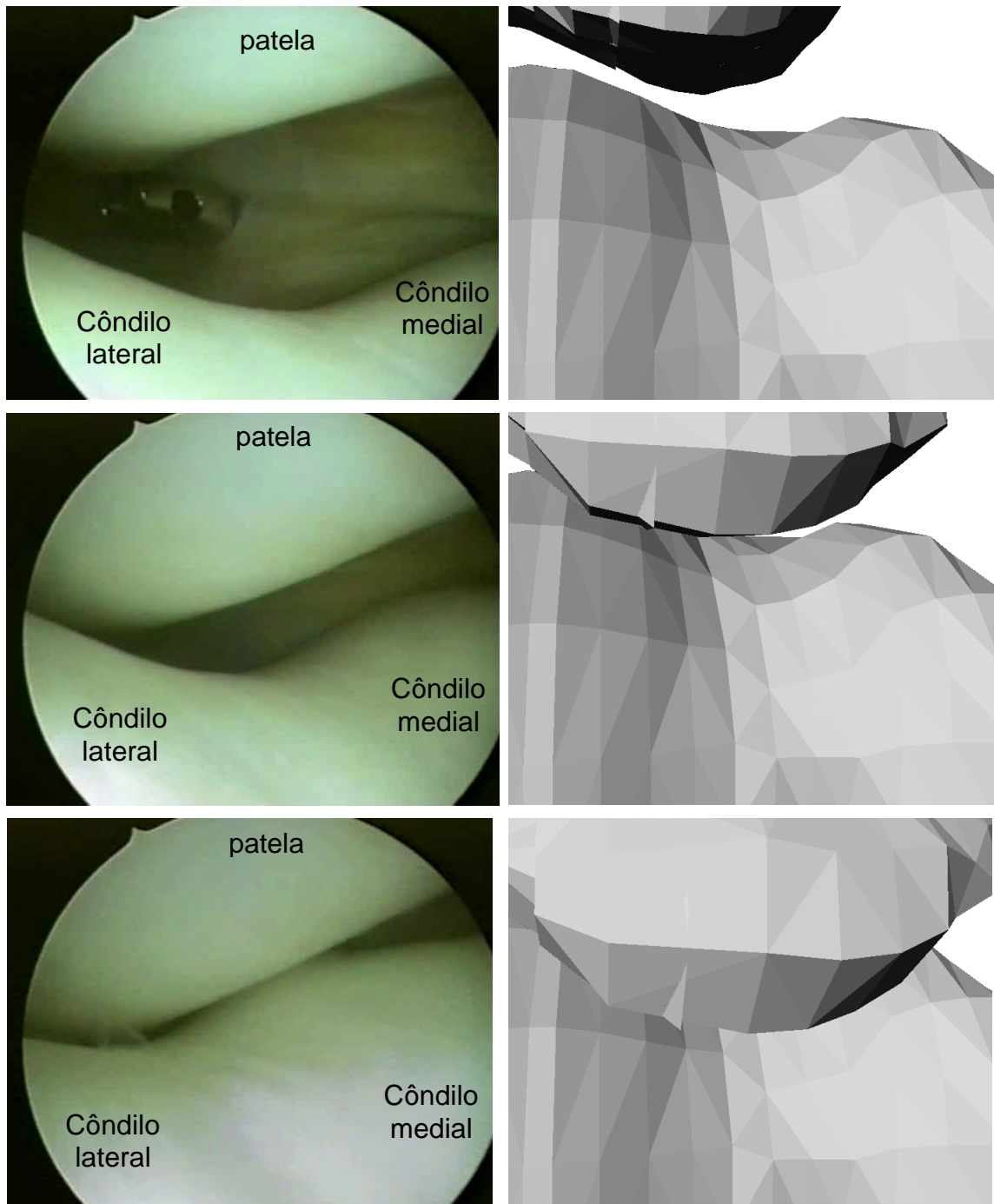
### 6.3.3. Observando o Joelho Real

A vídeo-artroscopia é um procedimento cirúrgico que permite observar o interior de uma articulação. Na artroscopia do joelho são feitas, basicamente, duas pequenas incisões sobre o joelho do paciente, por onde o cirurgião insere, em uma delas, uma câmera de vídeo, e na outra, o instrumento adequado ao tipo de trabalho que será realizado. A imagem capturada pela câmera é mostrada em um monitor de vídeo, através do qual o cirurgião pode observar com nitidez o que se passa no interior do joelho, detectando e corrigindo as eventuais patologias. Durante o procedimento todo, a parte superior da perna do paciente fica imobilizada, enquanto a sua porção inferior fica livre para que o cirurgião possa movimentá-la conforme a necessidade. A Figura 6.7 mostra uma vista externa da artroscopia do joelho. No primeiro plano, o médico manipulando o joelho do paciente e os instrumentos. Ao fundo, o monitor de vídeo mostrando o interior da articulação.



Figura 6.7 - A vídeo-artroscopia do joelho (cortesia de Rockett [ROC 2001a])

Uma vista bastante interessante para os objetivos deste trabalho, que pode ser obtida por intermédio da artroscopia, é a vista do movimento da patela. Com ela é possível obter um melhor entendimento deste movimento e seu papel na articulação do joelho. A Figura 6.8 apresenta uma seqüência de tomadas artroscópicas da patela, respectivamente em extensão, 30 graus de flexão e 45 graus de flexão. Para cada uma delas, ao lado, é apresentada também, uma tomada de simulação equivalente no *BodySim*.



**Figura 6.8 - Comparativo da vista artroscópica da patela sobre os côndilos femorais (imagens de artroscopia cortesia de Rockett [ROC 2001a])**

## 6.4. Conclusão

Embora o objetivo deste capítulo tenha sido comprovar a correção e fidelidade da modelagem de uma articulação real quando representada com o modelo proposto, não se pode afirmar que o processo de validação possa ser encerrado neste momento.

Uma primeira abordagem de validação, baseada na observação visual dos movimentos realizados, mostrou-se satisfatória para os objetivos do presente trabalho: a comparação com o SIMM permitiu verificar que o modelo contemplou todas as características desejadas numa simulação; a comparação com o modelo plástico revelou fidelidade nos movimentos obtidos com o modelo articular; e finalmente, a observação do joelho durante a artroscopia acrescentou detalhes do movimento que não podem ser percebidos nos modelos plásticos, onde nem todas as estruturas são representadas.

Uma lacuna no processo de validação foi a impossibilidade de medir os modelos utilizados na comparação do ponto de vista geométrico e dos ângulos dos movimentos realizados. Caso isso tivesse sido possível, poder-se-ia reproduzir geometria e movimento com o modelo articular.



## 7. Conclusão

### 7.1. Introdução

O principal objetivo deste trabalho foi desenvolver um modelo de articulações anatomicamente embasado para humanos virtuais. Um objetivo secundário foi a implementação de tal modelo para compor, juntamente com as classes do projeto *VPat*, um *framework* que permita a construção de aplicativos gráficos para a área médica usando corpos articulados. As conclusões parciais de cada etapa do trabalho já foram apresentadas na conclusão de cada um dos capítulos anteriores. A seguir, neste capítulo, são apresentadas as principais contribuições do trabalho, destacando as vantagens e diferenças do modelo proposto para os modelos já existentes. Por fim, são expostas algumas possibilidades de aperfeiçoamento do modelo e de trabalhos futuros em torno dele.

### 7.2. Contribuições

As principais contribuições deste trabalho podem ser divididas, basicamente, em duas categorias. Na primeira delas, estão as contribuições que dizem respeito às características do modelo articular anatômico proposto. Nesta categoria se enquadram a utilização de *Dofs* como componentes das *Juntas*, as curvas de deslizamento e os modificadores de amplitude. Da segunda categoria, fazem parte as contribuições relativas à aplicação de ferramentas e produção de software. Nesta última, podem ser incluídas a utilização de XML na descrição do corpo articulado e a implementação da biblioteca de classes do modelo proposto, que poderá servir de base para outros trabalhos relacionados.

#### *Dofs como componentes das Juntas*

O uso de juntas com vários graus de liberdade, o que dificulta o controle de movimento, ou o uso de juntas com apenas um grau de liberdade, que precisam ser agrupadas em seqüência para formar juntas com mais de um grau de liberdade, está presente em praticamente todos os sistemas articulares encontrados em trabalhos de Computação Gráfica. A abordagem deste trabalho, que propõe o uso de estruturas responsáveis pelo movimento de um grau de liberdade em nível mais baixo – os *Dofs* – agrupados e encapsulados dentro de estruturas de nível mais alto – as *Juntas* – onde o movimento pode ser controlado sem preocupação com detalhes, traz importantes vantagens sobre as demais. O controle é feito sobre a *Junta*, onde também está definida a relação que essa junta representa na hierarquia. Internamente, os *Dofs* armazenam as informações sobre o movimento, utilizadas para atualizar novas posições da *Junta* quando ocorre movimentação, e não são visíveis a elementos externos à *Junta* durante a

simulação. Um exemplo de elemento externo é um objeto geométrico. Ele está subordinado a uma *Junta*, mas não “sabe” que *Dofs* pertencem a essa junta, simplesmente respeita a relação representada pela LIM da *Junta*.

#### *Curvas de deslizamento*

Um dos complexos elementos dos *Dofs* são as curvas de deslizamento. Por meio delas o eixo de movimento definido em um *Dof* não precisa estar posicionado, obrigatoriamente, em um ponto fixo. Ele pode ser definido sobre uma curva e se deslocar sobre ela durante o movimento. Essa capacidade é fundamental na representação de humanos, onde eixos fixos de movimento são muito mais raros do que eixos que deslizam e, por isso, é um importante resultado deste trabalho.

#### *Modificadores de amplitude articular*

As inter-relações existentes no movimento articular humano são normalmente abordadas, em trabalhos de Computação Gráfica, como um problema de controle de movimento. Como consequência disso, os algoritmos que deveriam apenas controlar o movimento livre do corpo humano, tornam-se complexos por terem que se ocupar com os movimentos obrigatórios e involuntários. Além disso, o animador também tem seu trabalho sobrecarregado por ter que definir esses movimentos. Com a utilização de elementos como os modificadores propostos neste trabalho, que controlam essas restrições internamente, no modelo articular, e não no nível da animação, a confiabilidade e a velocidade com que os movimentos podem ser especificados melhoram consideravelmente.

#### *Representação em arquivos padrão XML*

Há momentos em que estruturas de representação de cenas gráficas precisam ser armazenadas em arquivo. Diversos formatos existem na literatura e são amplamente utilizados para isso. Entretanto, eles são normalmente desenvolvidos para representar um tipo específico de cena, sendo sempre difícil adequá-los a novas situações. A utilização de arquivos padrão XML para a representação do corpo articulado, apresentada neste trabalho, traz boas vantagens sobre os demais padrões. XML é um padrão hierárquico, se mostrando bem adequado à representação de corpos humanos e cenas virtuais. Ele ainda permite estender com relativa facilidade o layout interno do arquivo e dispõe de ferramentas customizáveis para leitura e escrita desses arquivos.

#### *Ponto de partida para outros trabalhos*

O grupo de pesquisa em Computação Gráfica da UFRGS não possuía, até o momento, um modelo genérico, nem uma biblioteca de classes, aos quais novos estudantes de mestrado e doutorado, pudessem agregar seus trabalhos. Assim, caso um estudante estivesse interessado em desenvolver procedimentos de controle de animação de humanos virtuais, por exemplo, ele precisaria extrapolar os objetivos do seu trabalho, desenvolvendo antes, um modelo de corpos humanos articulados. Devido à limitação de tempo para a conclusão do trabalho, ele se tornaria inviável, ou no mínimo, o modelo de corpo teria de ser superficial. O modelo proposto neste trabalho foi projetado de forma a poder ser facilmente estendido e utilizado por outros estudantes no futuro. Em decorrência disso, ele foi integrado ao *framework* do projeto Vpat com facilidade, e poderá servir como ponto de partida para a exploração de novas questões que até então não se tinha condição de abordar.

### 7.3. Limitações e Trabalhos Futuros

Neste trabalho foram abordados apenas aspectos de movimento de segmentos rígidos. Embora se saiba que os ossos humanos podem flexionar levemente quando submetidos a forças próximas ao limite de sua capacidade, eles foram tratados como se fossem rígidos. Muito mais do que os ossos, as cartilagens que cobrem suas extremidades e os meniscos, são estruturas flexíveis, podendo sofrer deformações. Neste trabalho, porém, o pequeno deslocamento decorrente da deformação dessas estruturas pode ser representado apenas por meio de deslizamentos na direção da deformação sobre as articulações que unem elementos adjacentes.

Os modificadores, utilizados para associar limites angulares a posições de *Dofs* são extremamente importantes, mas lhes falta uma característica também importante. Da forma como este modelo foi projetado, não é possível atrelar a posição de uma junta à posição de outra, somente a amplitude. Essa limitação não impede que todos os movimentos sejam representados, mas torna um pouco mais complexa a definição de alguns movimentos. Como exemplo, pode ser citado o movimento da patela. A forma mais natural de especificá-lo seria atrelar a posição da articulação da patela à posição da articulação da tíbia. Na atual situação do modelo é necessário aplicar o mesmo parâmetro de posição às duas articulações para obtenção do movimento correto.

Uma ferramenta que fez muita falta durante o trabalho, principalmente no momento da validação do modelo, foi um ambiente completo de modelagem interativo para construção de corpos humanos. O modelador citado na seção 5.6.2, que está em desenvolvimento, precisa agregar novas funcionalidades ao seu layout inicial para permitir interação mais amigável e, conseqüentemente, uma maior eficiência na tarefa de configurar um corpo e seus movimentos. O desenvolvimento dessas funcionalidades é uma possibilidade de trabalho futuro.

Juntamente com o ambiente de modelagem do corpo, o desenvolvimento de um ambiente de animação para possibilitar que estruturas articuladas realizem seus movimentos de forma organizada e controlada dentro de uma cena, pode ser proposto como trabalho para o futuro. Este trabalho envolveria a criação de novas técnicas ou a adequação de técnicas de controle de movimento existentes ao modelo, de modo que as velocidades e acelerações empregadas colaborem para a manutenção da fidelidade do corpo virtual para com o corpo humano real.

Algumas propostas de trabalhos futuros envolvem ainda, incorporar outros elementos da anatomia ao modelo de corpo humano. O modelo de músculos deformáveis proposto por Nedel em sua tese de doutorado [NED 98] é um exemplo de modelo existente que está disponível para ser integrado ao esqueleto articulado. Além disso, se propõe com grande interesse o desenvolvimento de modelos de tendões e ligamentos e de uma pele flexível para cobrir o corpo.





## ANEXO A - AMPLITUDES DO MOVIMENTO ARTICULAR

Embora seja possível encontrar em muitos manuais os valores para a amplitude normal de movimento humano, ainda não se estabeleceram tabelas padronizadas de acordo com a idade, sexo, constituição corpórea e tipo de movimento (ativo/passivo). Assim, a medida mais precisa de movimento normal é tomada na extremidade oposta da parte medida do paciente, se estiver presente e saudável. Os valores goniométricos<sup>14</sup> dados na tabela A.1 podem ser usados como padrões para a amplitude de movimento normal de um adulto. O primeiro valor apresentado é um número arredondado normalmente considerado durante a estimativa da quantidade de movimento presente. Os valores da última coluna são a amplitude de movimento normal média relatados em diversas fontes.

**TABELA A.1 - Amplitudes de Movimento (adaptada de [LEH 89] )**

<b>OMBRO</b>	Flexão	<b>0° a 180°</b>	150° a 180°
	Extensão	<b>0°</b>	-
	Hiperextensão	<b>0° a 45°</b>	40° a 60°
	Abdução	<b>0° a 180°</b>	150° a 180°
	Rotação interna	<b>0° a 90°</b>	70° a 90°
	Rotação externa	<b>0° a 90°</b>	80° a 90°
<b>COTOVELO</b>	Flexão	<b>0° a 145°</b>	120° a 160°
	Extensão	<b>0°</b>	-
<b>ANTEBRAÇO</b>	Supinação	<b>0° a 90°</b>	80° a 90°
	Pronação	<b>0° a 80°</b>	70° a 80°
<b>PUNHO</b>	Flexão	<b>0° a 90°</b>	75° a 90°
	Extensão	<b>0° a 70°</b>	65° a 70°
	Abdução radial	<b>0° a 20°</b>	15° a 25°
	Abdução ulnar	<b>0° a 30°</b>	25° a 40°
<b>DEDOS</b>	Flexão metacarpofalangeana	<b>0° a 90°</b>	85° a 100°
	Hiperextensão metacarpofalangeana	<b>0° a 20°</b>	0° a 45°
	Abdução	<b>0° a 20°</b>	-
	Adução	<b>0°</b>	-
	Flexão interfalangeana proximal	<b>0° a 120°</b>	90° a 120°

<sup>14</sup> *Goniometria* é a aplicação do sistema coordenado a uma articulação, com o intuito de medir os graus de movimento existentes em cada plano. O goniômetro (uma espécie de transferidor) representa o plano, e é colocado paralelo aos dois segmentos corporais cujo movimento se deseja medir. Quando a articulação tem movimentos em muitos planos, o goniômetro é deslocado para cada plano e eixo que se deseja medir. Também podem ser usados goniômetros eletrônicos, técnicas fotográficas e sensores estereométricos para medir movimentos [LEH 89].

<b>POLEGAR</b>	Flexão interfalangeana distal	<b>0° a 90°</b>	80° a 90°
	Flexão metacarpofalangeana	<b>0° a 45°</b>	40° a 90°
	Abdução e adução metacarpofalangeanas	<b>Desprezível</b>	-
	Flexão interfalangeana	<b>0° a 90°</b>	80° a 90°
<b>QUADRIL</b>	Flexão	<b>0° a 120°</b>	110° a 125°
	Hiperextensão	<b>0° a 10°</b>	0° a 15°
	Abdução	<b>0° a 45°</b>	40° a 55°
	Adução	<b>0°</b>	30° a 40°
	Rotação externa	<b>0° a 45°</b>	40° a 50°
	Rotação interna	<b>0° a 35°</b>	30° a 45°
<b>JOELHO</b>	Flexão	<b>0° a 120°</b>	120° a 140°
	Extensão	<b>0°</b>	
<b>TORNOZELO</b>	Flexão plantar	<b>0° a 45°</b>	40° a 50°
	Dorisflexão	<b>0° a 15°</b>	10° a 20°

As amplitudes para outras partes do corpo, como pescoço, tronco e outros movimentos como rotação axial do joelho não foram incluídas por causa da variabilidade dos métodos usados para medi-las e da aparente disparidade resultante desses valores.

## ANEXO B – FORMATOS DE ARQUIVO

### a) Exemplo de arquivo XML descrevendo uma perna esquerda

```

<?xml version="1.0" encoding="iso-8859-1"?>
<!DOCTYPE vpat SYSTEM "vpat.dtd">
<vpat>
  <body description="John" file_name="john.xml" >
    <joint description="root" parent="null" type="uniaxial">
      <dof description="flexionR">
        <position x="3.15" y="-8.2" z="-0.7"/>
        <axis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <range min="-1.8" max="1.0"/>
        <comfort_range min="0.2" max="0.8" rest="0.0"/>
      </dof>
      <shape description="Femur" file_name="lfemur.iv">
        <position x="-3.15" y="8.2" z="0.7"/>
        <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
        <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
      </shape>
    </joint>
    <joint description="knee" parent="root" type="biaxial">
      <dof description="flexionK">
        <position x="-2.48" y="17.05" z="0.0"/>
        <axis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <range min="0.0" max="2.2"/>
        <comfort_range min="-0.3" max="0.4" rest="0.0"/>
        <evoluta>
          <ctrl_point x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
          <ctrl_point x="-0.3" y="-0.3" z="0.0"/>
          <ctrl_point x="-0.2" y="-0.8" z="0.0"/>
          <ctrl_point x="0.1" y="-1.6" z="-0.5"/>
        </evoluta>
      </dof>
      <dof description="twistK">
        <position x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
        <axis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
        <range min="0.0" max="0.28"/>
        <comfort_range min="-0.8" max="1.0" rest="0.0"/>
        <modifier>
          <relation dof="flexionK">
            <ctrl_point x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="2.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="3.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="8.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="10.0" y="0.0" z="0.0"/>
            <ctrl_point x="10.0" y="0.28" z="0.0"/>
          </relation>
        </modifier>
      </dof>
    </joint>
  </body>
</vpat>

```

```

</dof>
<shape description="Tibia" file_name="ltibia.iv">
  <position x="-3.15" y="25.25" z="3.18"/>
  <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
  <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
  <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
</shape>
<shape description="Patela" file_name="lpatella.iv">
  <position x="-3.15" y="25.25" z="3.18"/>
  <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
  <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
  <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
</shape>
<shape description="Fibula" file_name="lfibula.iv">
  <position x="-3.15" y="25.25" z="3.18"/>
  <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
  <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
  <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
</shape>
</joint>
<joint description="ankle" parent="knee" type="biaxial">
  <dof description="flexionA">
    <position x="-1.0" y="15.25" z="-0.15"/>
    <axis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <range min="0.0" max="1.0"/>
    <comfort_range min="-0.3" max="0.4" rest="0.0"/>
  </dof>
  <dof description="twistA">
    <position x="0.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <axis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
    <range min="-0.5" max="0.2"/>
    <comfort_range min="-0.8" max="1.0" rest="0.0"/>
  </dof>
  <shape description="Foot" file_name="lfoot.iv">
    <position x="-3.0" y="40.5" z="4.18"/>
    <iaxis x="1.0" y="0.0" z="0.0"/>
    <jaxis x="0.0" y="1.0" z="0.0"/>
    <kaxis x="0.0" y="0.0" z="1.0"/>
  </shape>
</joint>
</body>
<movement body_name="john" cycle="on" delta_t="0.05" time_err="0.0001">
  <motion joint_name="root" t0="0.0" tf="1.0" type="FLEX" parameter="0.0"/>
  <motion joint_name="root" t0="7.0" tf="15.0" type="FLEX" parameter="1.0"/>
  <motion joint_name="knee" t0="1.0" tf="2.0" type="FLEX" parameter="0.0"/>
  <motion joint_name="knee" t0="2.1" tf="5.5" type="FLEX" parameter="0.5"/>
  <motion joint_name="knee" t0="5.6" tf="10.0" type="FLEX" parameter="0.0"/>
  <motion joint_name="knee" t0="10.1" tf="15.0" type="FLEX" parameter="1.0"/>
  <motion joint_name="ankle" t0="1.0" tf="10.0" type="ADDUCT"
parameter="1.0"/>
  <motion joint_name="ankle" t0="10.6" tf="15.0" type="ADDUCT"
parameter="0.0"/>
</movement>
</vpat>

```

## b) Arquivo DTD (definição de tipos do documento) utilizado

```

<!-- DTD for an articulated human body for Project VPat -->
<!-- Author: Anderson Maciel - Apr 25, 2001 - Jun 13,2001 -->

<!ELEMENT vpat ( body+, movement* )>
<!ELEMENT body ( joint+ )>
<!ELEMENT joint ( dof*, shape* )>
<!ELEMENT dof ( position, axis, range, comfort_range?, evoluta?, modifier? )>
<!ELEMENT shape ( position, iaxis, jaxis, kaxis )>
<!ELEMENT position EMPTY>
<!ELEMENT axis EMPTY>
<!ELEMENT iaxis EMPTY>
<!ELEMENT jaxis EMPTY>
<!ELEMENT kaxis EMPTY>
<!ELEMENT range EMPTY>
<!ELEMENT comfort_range EMPTY>
<!ELEMENT evoluta ( ctrl_point* )>
<!ELEMENT ctrl_point EMPTY>
<!ELEMENT modifier ( relation+ )>
<!ELEMENT relation ( ctrl_point, ctrl_point, ctrl_point, ctrl_point,
                    ctrl_point, ctrl_point, ctrl_point, ctrl_point )>
<!ELEMENT movement ( motion* )>
<!ELEMENT motion EMPTY>

<!ATTLIST body      description CDATA #REQUIRED
                  file_name CDATA "">

<!ATTLIST joint     description    CDATA #REQUIRED
                  parent          CDATA #REQUIRED
                  type             ( uniaxial|biaxial|polyaxial|plane ) #REQUIRED >

<!ATTLIST dof       description CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST shape     description CDATA #REQUIRED
                  file_name CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST position  x CDATA #REQUIRED
                  y CDATA #REQUIRED
                  z CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST ctrl_point x      CDATA #REQUIRED
                  y      CDATA #REQUIRED
                  z      CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST axis      x      CDATA #REQUIRED
                  y      CDATA #REQUIRED
                  z      CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST iaxis     x      CDATA #REQUIRED
                  y      CDATA #REQUIRED
                  z      CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST jaxis     x      CDATA #REQUIRED
                  y      CDATA #REQUIRED
                  z      CDATA #REQUIRED >

```

```

<!ATTLIST kaxis      x      CDATA #REQUIRED
                    y      CDATA #REQUIRED
                    z      CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST range      min     CDATA #REQUIRED
                    max     CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST comfort_range  min     CDATA #REQUIRED
                    max     CDATA #REQUIRED
                    rest    CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST relation      dof    CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST movement  body_name CDATA #REQUIRED
                    cycle     CDATA #REQUIRED
                    delta_t    CDATA #REQUIRED
                    time_err   CDATA #REQUIRED >

<!ATTLIST motion     joint_name CDATA #REQUIRED
                    t0         CDATA #REQUIRED
                    tf         CDATA #REQUIRED
                    type       CDATA #REQUIRED
                    parameter  CDATA #REQUIRED
                    interpolation CDATA "" >

```

## BIBLIOGRAFIA

- [APA 2001] APACHE XML PROJECT. **Xerces C++ Parser**. 2001. Disponível em: <<http://xml.apache.org/xerces-c/index.html>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [ARE 96] ARENDI, C. F.; DUARTE, T. P. **Princípios de Anatomia Humana**. São Paulo: CI, 1996. 112p.
- [ART 2001] ARTLab. **OpenGL - High Performance 2D/3D Graphics**. Disponível em: <<http://www.opengl.org>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [BAB 2000] BABSKI, C.; THALMANN, D. 3D on the WEB and Virtual Humans. **Software Focus**, New York, v.1, n.1, p.6-14, 2000.
- [BAD 87] BADLER, N. I.; MANOOCHEHRI, K. H.; WALTERS, G. Articulated Figure Positioning by Multiple Constraints. **IEEE Computer Graphics and Applications**, Los Alamitos, v.7, n.6, p.28-38, 1987.
- [BAE 2001] BAERLOCHER, P. **Inverse Kinematics Techniques for the Interactive Posture Control of Articulated Figures**. Lausanne: EPFL, 2001. 156p. (Ph.D. Thesis)
- [BER 98] BERS, J. A. Body Model Server for Human Motion Capture and Representation. **Presence: Teleoperators and Virtual Environments**, Boston, v.5, n.4, p.381-392, 1998.
- [BOU 94] BOULIC, R. et al. **General Purpose Hierarchy – User Reference Manual**. Lausanne: EPFL, 1994. (ESPRIT Project 6709)
- [BOU 98] BOULIC, R. et al. An Anatomic Human Body for Motion Capture. In: EUROPEAN MULTIMEDIA, EMBEDDED SYSTEMS AND ELECTRONIC COMMERCE CONFERENCE AND EXHIBITION (EMMSEC'98), 1998, Bordeaux, France. **Proceedings...** Disponível em: <<http://ligwww.epfl.ch/~boullic/biblio.html>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [BOU 98a] BOULIC, R. **Review of Human Body Modelling**. Lausanne: LIG/EPFL, 1998. (ESPRIT Project 25513)

- [BUS 96] BUSCHMANN, F. et al. **Pattern-Oriented Software Architecture: A System of Patterns**. Chichester, UK: John Wiley & Sons, 1996.
- [CAL 82] CALVERT, T. W.; CHAPMAN, J.; PATLA, A. Aspects of the Kinematic Simulation of Human Movement. **IEEE Computer Graphics and Applications**, Los Alamitos, v.2, n.9, p.41-50, 1982.
- [CAR 89] CARRARA, A. R. **Projeto Preliminar de um Posicionador para Movimentação de um Simulador Solar**. São José dos Campos: INPE, 1989. (Dissertação de Mestrado)
- [CEZ 2000] CÉZAR, E. P. **Os Meniscos**. Disponível em: <<http://www.laguna.com.br/cfraturas/meniscos.htm>>. Acesso em: 24 abr. 2000.
- [CHA 89] CHADWICK, J. E.; HAUNMANN, D. R.; PARENT, R. E. Layered Construction for Deformable Animated Characters. **Computer Graphics**, Boston, v.23, n.3, p.243-252, July 1989.
- [DEN 55] DENAVIT, J.; HARTENBERG, R. S. A Kinematic Notation for Lower-Pair Mechanisms Based on Matrices. **ASME Journal of Applied Mechanics**, [s.l.], p.215-221, June 1955.
- [FOL 90] FOLEY, J. D. et al. **Computer Graphics: Principles and Practice**. Reading, MA: Addison-Wesley, 1990.
- [FRE 99] FREITAS, C. M. D. S.; NEDEL, L. P. **VPAT Visualização e Interação com Pacientes Virtuais**. jul. 1999. Disponível em: <<http://www.inf.ufrgs.br/cg/vpat/>>. Acesso em: 08 mar. 2000.
- [FSF 2001] FREE SOFTWARE FOUNDATION. **GCC Home Page: GNU Project**. 2001. Disponível em: <<http://www.gnu.org/software/gcc/gcc.html>>. Acesso em: 28 jul. 2001.
- [FUR 98] FURLAN, J. D. **Modelagem de Objetos através da UML – the Unified Modeling Language: Análise e desenho orientados a objeto**. São Paulo: Makron Books, 1998. 329p.
- [GRA 2000] GRAY, H. Osteology. In: GRAY, H. **Anatomy of the Human Body**. 20<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 2000. v.2.
- [GOM 98] GOMES, J.; VELHO, L. Hierarquias. In: GOMES, J.; VELHO, L. **Computação Gráfica**. Rio de Janeiro: IMPA, 1998. v.1, chap.10, p.262-285.



- [GUE 89] GUENTER, B. A. System for Simulating Human Facial Expression. In: COMPUTER ANIMATION, 1989, Geneva, Switzerland. **Proceedings...** Tokyo: Springer-Verlag, 1989. p.191-202.
- [HAL 91] HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.
- [HOD 95] HODGINS, J. K. et al. Animating Human Athletics. In: CONFERENCE SIGGRAPH, 1995, Los Angeles, CA. **Proceedings...** New York: ACM, 1995. p. 71-78.
- [IP 2001] IP, H. H. S. et al. Animation of hand motion from target posture images using an anatomy-based hierarchical model. **Computer & Graphics**, New York, v.25, n.1, p.121-133, 2001.
- [KAL 95] KALRA, P. et al. Topological Modeling Of Human Anatomy Using Medical Data. In: COMPUTER ANIMATION, 1995, Geneva, Switzerland. **Proceedings...** Los Alamitos: IEEE Computer Society, 1995. p.172-180.
- [KOK 96] KOKKEVIS, E.; METAXAS, D.; BADLER, N. I. User-Controlled Physics-Based Animation for Articulated Figures. In: COMPUTER ANIMATION, 1996, Geneva, Switzerland. **Proceedings...** Los Alamitos: IEEE Computer Society, 1996. p.16-25.
- [KOR 82] KOREIN, J. U.; BADLER, N. I. Techniques for Generating the Goal-Directed Motion of Articulated Structures. **IEEE Computer Graphics and Applications**, Los Alamitos, v.2, n.9, p.71-81, 1982.
- [KRE 90] KREIGHBAUM, E.; BARTHEL, K. M. **Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement**. New York: Macmillan Publishing, 1990.
- [KRO 90] KROEMER, K. H. E. et al. **Engineering Physiology: Bases of Human Factors/Ergonomics**. 2<sup>nd</sup> ed. New York: Van Nostrand Reinhold-Wiley, 1990.
- [LAR 98] LARMAN, C. **Applying UML and Patterns: An Introduction to Object-Oriented Analysis and Design**. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 1998. 507p.
- [LEH 89] LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 4. ed. São Paulo: Manole Ltda, 1989.

- [NLM 2001] U. S. NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE. **The Visible Human Project**. Disponível em: <[http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)>. Acesso em: 3 jul. 2001.
- [LOS 2001] LOSS, J. F. **Biomecânica: Os Movimentos Humanos, Equipamentos e Software**. Porto Alegre: Laboratório de Biomecânica da Escola Superior de Educação Física da UFRGS, 17 abr. 2001. Apresentação de equipamentos e informação verbal.
- [MAG 91] MAGNENAT-THALMANN, N.; THALMANN, D. **New Trends in Animation and Visualization**. Chichester, UK: Wiley, 1991. 284p.
- [MAN 2000] MANSSOUR, I. H. et al. An Architecture for Interactive Multimodal Visualization System. In: **COMPUTER GRAPHICS AND IMAGING (CGIM'2000)**, 2000, Las Vegas. **Proceedings...** Las Vegas: IASTED, 2000.
- [MAN 2000a] MANSSOUR, I. H.; FREITAS, C. M. D. S. Collaborative visualization in Medicine. In: **THE INTERNATIONAL CONFERENCE IN CENTRAL EUROPE ON COMPUTER GRAPHICS, VISUALIZATION AND INTERACTIVE DIGITAL MEDIA (WSCG 2000)**, 2000, Plzen. **Proceedings...** Plzen, Czech Republic: University of West Bohemia/IFIP WF. 5.10 /Eurographics, 2000. p.266-273.
- [MAN 2001] MANSSOUR, I. H. **MultiVis: An Interactive Multimodal Visualization Environment**. Porto Alegre: PPGC da UFRGS, 2001. (Proposta de Tese de Doutorado).
- [MAR 2001] MARTINS, R. B.; MACIEL, A.; NEDEL, L. P. SkelMod-3D: Um Sistema Livre e Multiplataforma para Modelagem e Visualização de Corpos Articulados. In: **WORKSHOP SOBRE SOFTWARE LIVRE (WSL2001)**, 2., 2001, Porto Alegre, RS. **Anais...** Porto Alegre: Sociedade Brasileira de Computação, 2001. p.21-24.
- [MAU 2000] MAUREL, W.; THALMANN, D. Human Shoulder Modeling Including Scapulo-Thoracic Constraint And Joint Sinus Cones. **Computer & Graphics**, New York, v. 24, n.2, p. 203-218, 2000.
- [MEI 98] MEIER, S. **KDevelop.com**. 1998. Disponível em: <<http://www.kdevelop.org>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [MON 91] MONHEIT, G.; BADLER, N. A. Kinematic Model of the Human Spine and Torso. **IEEE Computer Graphics and Applications**, Los Alamitos, v.11, n.2, p.29-38, 1991.

- [MOJ 2000] MONZANI, J.; et al. Using an Intermediate Skeleton and Inverse kinematics for Motion Retargeting. In: EUROGRAPHICS, 2000, Interlaken, Switzerland. **Proceedings...** [s.l:s.n], 2000, v. 19, n. 3. Disponível em: <<http://ligwww.epfl.ch/~jmonzani/Papers/eg2000.pdf>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [NED 98] NEDEL, L. P. **Anatomic Modeling of Human Bodies Using Physically-Based Muscle Simulation**. Lausanne: EPFL, 1998. 125p. (Ph.D. Thesis)
- [NED 99] NEDEL, L. P.; MANSSOUR, I. H.; FREITAS, C. M. D. S. Computer Graphics and Medicine. In: BRAZILIAN SYMPOSIUM ON COMPUTER GRAPHICS AND IMAGE PROCESSING (SIBGRAPI'99), 12., Campinas, SP. **Tutorial Notes...** Campinas: s.n, 1999. 144p.
- [O'BR 2000] O'BRIEN, J. F.; et al. K. Automatic Joint Parameter Estimation from Magnetic Motion Capture Data. In: GRAPHICS INTERFACE (GI2000), 2000, Montreal, Quebec, Canada. **Proceedings...** [s.l:s.n], 2000. p.53-60. Disponível em: <<http://www.graphicsinterface.org/>>. Acesso em: 21 jul. 2001.
- [PAC 97] PACIFIC RESEARCH LABORATORIES. **Sawbones**. 1997. Disponível em: <<http://www.sawbones.com>>. Acesso em: 28 jul. 2001.
- [PHI 88] PHILLIPS, C. B.; BADLER, N. I. Jack: A Toolkit for Manipulating Articulated Figures. In: ACM SIGGRAPH SYMPOSIUM ON USER INTERFACE SOFTWARE AND TECHNOLOGY, 1988, Banff, Canada. **Proceedings...** New York: ACM, 1988. p.221-229.
- [RED 2001] REDHAT. **Redhat.com**. Disponível em: <<http://www.redhat.org>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [REM 93] REMBOLD, U.; NNAJI, B. O.; STORR, A. **Computer Integrated Manufacturing and Engineering**. Reading: Addison-Wesley, 1993.
- [ROC 2001] ROCKETT, P. R. P. **Movimentos do Joelho**. Porto Alegre, 25 jul. 2001. Sessão de experimentos com modelo plástico de joelho e informação verbal.
- [ROC 2001a] ROCKETT, P. R. P. **Artroscopia do Joelho**. Porto Alegre: Hospital Mãe de Deus, 26 jul. 2001. Acompanhamento de cirurgia realizada no joelho direito com duração aproximada de 2 horas.
- [ROE 98] ROEHL, B. **Specification for a Standars VRML Humanoid**. 1998. Disponível em: <<http://www.h-anim.org/>>. Acesso em: 3 jul. 2001. (Humanoid Animation Working Group)

- [SCH 96] SCHEEPERS, C. F. **Anatomy-Based Surface Generation for Articulated Models of Human Figures**. Columbus, Ohio: Department of Computer and Information Science/ Ohio State University, 1996. (Ph.D. Thesis)
- [SCH 97] SCHEEPERS, C. F.; et al. Anatomy-Based Modeling of the Human Musculature. In: CONFERENCE SIGGRAPH, 1997, Los Angeles, CA. **Proceedings...**New York: ACM, 1997. p. 163-172.
- [SGI 2000] SGI. **Developer Central Open Source**. 2000. Disponível em: <<http://oss.sgi.com/projects/inventor/>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [SIL 98] SILVA, F. W. da. **Um Sistema de Animação Baseado em Movimento Capturado**. Rio de Janeiro: LCG da COPPE/UFRJ, 1998. (Dissertação de Mestrado)
- [SIL 2000] SILVA, M. R. M. **RenderVox – Ferramentas para Visualização Interativa com Dados Volumétricos**. Porto Alegre: CPGCC da UFRGS, 2000. (Dissertação de Mestrado)
- [SON 2000] SON, W.; KIM, K.; AMATO, N. M. An Interactive Generalized Motion Simulator (GMS) in an Object-Oriented Framework. In: COMPUTER ANIMATION, 2000, Philadelphia, PA. **Proceedings...** Los Alamitos: IEEE Computer Society, 2000. p.176-181.
- [SPE 91] SPENCE, A. P. **Anatomia Humana Básica**. São Paulo: Manole, 1991. 713p.
- [TUC 99] TUCKER, K. K. **Arthrology**. July 1999. Disponível em: <<http://jan.ucc.nau.edu/~kkt/EXS334/>>. Acesso em: 28 mar. 2000.
- [UNU 95] UNUMA, M.; ANJYO, K. TAKEUCHI, R. Fourier Principles for Emotion-based Human Figure Animation. In: CONFERENCE SIGGRAPH, 1995, Los Angeles, CA. **Proceedings...** Nova York: ACM, 1995. p. 91-96.
- [WEI 90] WEINECK, J. **Anatomia Aplicada ao Esporte**. 3.ed., São Paulo: Manole Ltda. 1990.
- [WER 94] WERNECKE, J. **The Inventor Mentor: Programming Object-Oriented 3D Graphics with Open Inventor**. Reading: Addison-Wesley, 1994.
- [WIL 97] WILHELMS, J. Animals with Anatomy. **IEEE Computer Graphics and Applications**. Los Alamitos, v.17, n.3, p.22-30, 1997.
- [WRI 2000] WRIGHT Jr., R. S.; SWEET, M. **OpenGL SuperBible**. 2<sup>nd</sup> ed. Indianapolis: Waite Group Press, 2000. 714p.

- [W3C 2000] W3C. **Hipertext Markup Language Home-Page**. 2000. Disponível em: <<http://www.w3.org/MarkUp/>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [W3C 2001] W3C. **Extensible Markup Language (XML)**. Disponível em: <<http://www.w3.org/XML/>>. Acesso em: 22 jul. 2001.
- [ZEL 82] ZELTZER, D. Representation of Complex Animated Figures. In: GRAPHICS INTERFACE, 1982, Toronto, Canada. **Proceedings...** [s.l:s.n], 1982. p.205-211.
- [ZHU 99] ZHU, Y.; CHEN, J. X.; XIAO, S. 3D Knee Modeling and Biomechanical Simulation. **Computing in Science & Engineering**, Los Alamitos, v.1, n.4, p.82-87, 1999.