

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
INSTITUTO DE FÍSICA

SBI-IFUSP



305M810T2899

ASPECTOS METODOLÓGICOS PARA A  
DETERMINAÇÃO DE CARGAS INTERNAS  
NO SEGMENTO INFERIOR HUMANO

Edson Dalla Vecchia

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio EEFÉ-USP

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cecil Chow Robilotta IF-USP

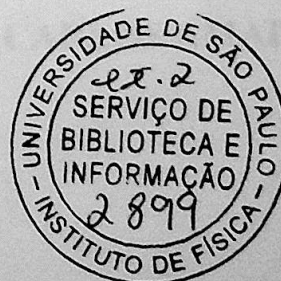
Prof. Dr. Orivaldo Lopes da Silva EESC-USP

Trabalho parcialmente financiado pela CAPES

*Sybio Canuto*  
Prof. Sybio Roberto Accioly Canuto  
Presidente da Comissão de Pós-Graduação

SÃO PAULO  
1998

*defesa 10/11*



012.46  
V397a  
M  
ex. 2

### FICHA CATALOGRÁFICA

Preparada pelo Serviço de Biblioteca e Informação  
do Instituto de Física da Universidade de São Paulo

Vecchia, Edson Dalla

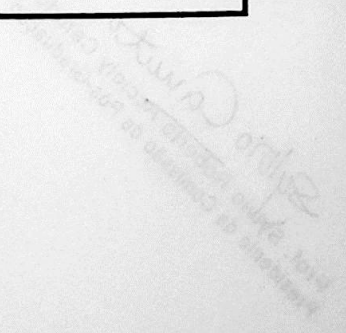
Aspectos Metodológicos para a Determinação de Cargas Internas no Segmento Inferior Humano.  
São Paulo, 1998.

Dissertação (Mestrado) - Universidade de São Paulo.  
Instituto de Física - Departamento de Física dos Materiais e Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio  
Área de Concentração: Física do Estado Sólido

Unitermos: 1. Biomecânica; 2. Física Aplicada;  
3. Análise do Movimento Humano;  
4. Forças no Corpo Humano; 5. Modelos Biomecânicos.

USP/IF/SBI-072/98



**ASPECTOS METODOLÓGICOS PARA A  
DETERMINAÇÃO DE CARGAS INTERNAS  
NO SEGMENTO INFERIOR HUMANO**

**EDSON DALLA VECCHIA**

**Dissertação apresentada ao  
Instituto de Física da  
Universidade de São Paulo, como  
requisito parcial para obtenção do  
grau de Mestre em Física**

**ORIENTADOR: PROF. DR. ALBERTO CARLOS AMADIO**

“A ciência é verdade,  
e a verdade permanece para sempre.”

Santo Agostinho

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, pelo constante apoio, paciência e dedicação demonstrados não somente durante esta fase de estudos, mas em toda minha vida;

Ao Prof. Amadio, inicialmente pelo acolhimento junto ao Laboratório de Biomecânica e pela orientação deste trabalho,

Ao Prof. Marcos Duarte, que mesmo à distância, contribuiu com exaustivas e esclarecedoras discussões pela Internet;

Ao Prof. Júlio, pela contribuição na obtenção dos resultados e pelo seu bom humor sempre elevado e contagiante;

A todo o grupo do laboratório, especialmente:

À Márcia Regina, pelo auxílio na coleta de dados e pela incansável paciência na diagramação e preparação deste documento;

Ao Luis, pelos inúmeros questionamentos e discussões de conceitos fundamentais para a realização deste trabalho;

Ao Maurício, pelo auxílio no exaustivo trabalho de digitalização de imagens;

Ao José Gustavo, pelas dicas na manipulação das rotinas em Matlab;

À Isabel, pelas críticas e contribuições aos meus métodos de estudo;

À Célia, pelos esclarecimentos das questões administrativas e burocráticas envolvidas no mestrado na USP, e pelo estímulo para a conclusão deste trabalho;

Também ao José Pedro e ao Luiz Cunha, do Centro de Computação Eletrônica da USP, onde trabalho, por compreenderem minhas dificuldades e possibilitarem a conciliação entre as atividades profissionais acadêmica e não acadêmica;

À D<sup>a</sup> Ivone, responsável por quase todas as correções gramaticais deste texto, e sobretudo pela constante preocupação no andamento do meu trabalho, ajudando-me a conservar a paciência nas horas adversas;

E a todos aqueles, que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1. Protocolo de aquisição de dados

#### 4.1.1. Sistema experimental

#### 4.1.2. Sistema de aquisição de dados

## SUMÁRIO

RESUMO.....	VI
ABSTRACT.....	VII
LISTA DE FIGURAS.....	VIII
LISTA DE TABELAS.....	IX
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Definição e importância das forças internas.....	1
1.2. A Biomecânica na investigação das forças internas.....	3
2. OBJETIVOS.....	8
3. REVISÃO TEÓRICA.....	10
3.1. Modelos em Biomecânica.....	10
3.1.1. <i>Classificação e sistematização dos modelos biomecânicos</i> .....	12
3.1.1.1. Abordagem anatômica.....	12
3.1.1.2. Abordagem temporal.....	14
3.1.1.3. Abordagem espacial.....	15
3.1.1.4. Abordagem quanto ao formalismo mecânico.....	15
3.1.1.5. Abordagem quanto ao formalismo matemático.....	17
3.1.2. <i>Principais contribuições no estudo de modelos biomecânicos</i> .....	19
3.2. Métodos para determinação de forças internas.....	23
3.2.1. <i>Determinação de forças internas in vivo</i> .....	24
3.2.2. <i>Método da dinâmica direta</i> .....	28
3.2.3. <i>Método da dinâmica inversa</i> .....	31
3.2.4. <i>Distribuição das forças intersegmentares</i> .....	36
3.3. Modelos anatômicos.....	39
3.3.1. <i>Modelos antropométricos</i> .....	39
3.3.1.1. Modelo de Hanavan.....	43
3.3.1.2. Modelo de Jensen.....	43
3.3.1.3. Modelo de Hatze.....	44
3.3.1.4. Modelo de Yeadon.....	44
3.3.1.5. Modelo de Zatsiorsky.....	45
3.3.1.6. Modelo de Dempster.....	45
3.4. Análise do andar humano: caracterização funcional.....	46
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	50
4.1. Protocolo de aquisição de dados.....	53
4.1.1. <i>Amostra experimental</i> .....	53
4.1.2. <i>Seleção do movimento analisado</i> .....	53

4.1.3.	<i>Descrição e montagem experimental dos equipamentos</i> .....	54
4.1.3.1.	Plataforma de força de reação do solo .....	55
4.1.3.2.	Equipamento de vídeo .....	57
<b>4.2.</b>	<b>Dados antropométricos do segmento inferior</b> .....	<b>60</b>
4.2.1.	<i>Determinação dos centros articulares</i> .....	60
4.2.2.	<i>Localização dos centros articulares e determinação das dimensões dos segmentos</i> .....	61
4.2.3.	<i>Localização do centro de massa e raio de giração dos segmentos</i> .....	63
4.2.4.	<i>Determinação da massa e momento de inércia dos segmentos</i> .....	64
<b>4.3.</b>	<b>Dados da cinemetria</b> .....	<b>64</b>
4.3.1.	<i>Reconstrução 2D da imagem</i> .....	65
4.3.1.1.	Fundamentos teóricos do método DLT .....	65
4.3.1.2.	Digitalização e reconstrução da imagem: o programa X-Cine. ....	67
4.3.2.	<i>Utilização de filtros para processamento dos dados</i> .....	69
4.3.3.	<i>Grandezas cinemáticas</i> .....	70
4.3.3.1.	Grandezas angulares dos segmentos .....	70
4.3.3.2.	Grandezas lineares dos segmentos .....	72
<b>4.4.</b>	<b>Dados da dinamometria</b> .....	<b>72</b>
4.4.1.	<i>Determinação da força de reação do solo e seu centro de aplicação</i> .....	73
4.4.2.	<i>Sincronização da dinamometria e da cinemetria</i> .....	73
<b>4.5.</b>	<b>Determinação de forças intersegmentares do segmento inferior</b> .....	<b>74</b>
4.5.1.	<i>Diagrama de corpo livre</i> .....	75
4.5.2.	<i>Equações para determinação das forças e dos momentos intersegmentares</i> .....	77
<b>5.</b>	<b>APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</b> .....	<b>78</b>
<b>5.1.</b>	<b>Forças e momentos intersegmentares</b> .....	<b>83</b>
<b>6.</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>90</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>92</b>
	<b>APENDICES</b> .....	<b>100</b>

# ASPECTOS METODOLÓGICOS PARA A DETERMINAÇÃO DE CARGAS INTERNAS DO SEGMENTO INFERIOR HUMANO

Autor: Edson Dalla Vecchia

Orientador: Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio

## Resumo

A determinação de forças internas é extremamente relevante na análise biomecânica do movimento humano. A partir da análise dessas forças, podemos fazer importantes considerações acerca do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor, contribuindo de forma efetiva na busca de parâmetros de eficiência do movimento e proteção deste aparelho. As forças internas podem ser obtidas quer através de medições diretas, envolvendo a implantação de transdutores nas estruturas biológicas a serem estudadas, procedimento altamente invasivo e raramente aplicável, quer através de modelos físico-matemáticos aplicados ao corpo humano. Em função da simplificação do aparelho locomotor, tais modelos permitem o cálculo das forças a partir de variáveis oriundas da dinamometria, da cinemetria e da antropometria. Este estudo se propõe a proceder uma revisão dos procedimentos analíticos para determinação das forças internas. Para tanto delimitaram-se instrumentos e modelos, que permitiram, por intermédio da dinâmica inversa, buscar os indicadores dessas forças. O domínio e a viabilização operacional da metodologia desenvolvida representam a principal contribuição deste estudo ao contexto interdisciplinar no qual se insere. Ao analisar a situação experimental a que submetemos os dados representativos para a análise da sobrecarga no segmento inferior durante o andar humano, concluímos que os resultados obtidos evidenciam a viabilidade da determinação das forças e momentos intersegmentares, mesmo frente às limitações e simplificações impostas pelo modelo utilizado.

## LISTA DE FIGURAS

# METHODOLOGICAL ASPECTS FOR DETERMINATION OF INTERNAL LOADS IN THE LOWER EXTREMITY

## **Abstract**

The determination of internal forces is extremely relevant in human movement analysis. From this analysis we can make important considerations about the movement control and the overload in locomotor apparatus, what contributes exceedingly to the searching of efficiency movement parameters and mechanisms of protection of this apparatus. The internal forces can be obtained by direct measurements, which involve transducers implantations in the biological structures that will be studied and is extremely invasive and rarely used, or by physic-mathematical models applied to the human body. Due to the simplifying of the locomotor apparatus, such models allow the internal forces calculation from dynamic, kinematic and anthropometric variables. The present study proposes to review analytical procedures used to determine internal forces. In order to achieve our purpose, instruments and models were delimited and allowed, through inverse dynamic, search these forces indicators. The dominion and operational viability of the developed methodology represent the main contribution of this study to the interdisciplinary context in which it is inserted. Considering the experimental condition that the representative data were submitted to the analysis of the overload in the inferior segment during the human walk, we conclude that the results obtained prove the viability of the internal forces and intersegmentaries moments, despite of the limitations and simplifications caused by the model used.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: MÉTODOS DE MEDIÇÃO PARA A COMPLEXA ANÁLISE DO MOVIMENTO EM BIOMECÂNICA NA DETERMINAÇÃO DE FORÇAS INTERNAS. (ADAPTADO DE BAUMANN, 1995A) .....	6
FIGURA 2: ARRANJO EXPERIMENTAL PARA CALIBRAÇÃO DO TRANSDUTOR (KOMI, 1987) .....	27
FIGURA 3: DIAGRAMA ESQUEMÁTICO DA DINÂMICA DIRETA (ZAJAC, 1993). .....	29
FIGURA 4: VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS NA OBTENÇÃO DAS EQUAÇÕES DO MOVIMENTO.....	31
FIGURA 5: DIAGRAMA DE CORPO LIVRE (NIGG & HERZOG, 1994).....	33
FIGURA 6: DISTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS E MOMENTOS INTERSEGMENTARES. ....	36
FIGURA 7: MODELOS ANTROPOMÉTRICOS: (A) HANAVAN, (B) HATZE, (C) JENSEN, (D) ZATSIORSKY, (E) DEMPSTER. ....	46
FIGURA 8: REPRESENTAÇÃO DA POSIÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES DURANTE UM CICLO ÚNICO DO ANDAR, DO CONTATO DO CALCANHAR DIREITO AO CONTATO DO CALCANHAR DIREITO (ADAPTADO DE WHITTLE, 1995) .....	48
FIGURA 9: REPRESENTAÇÃO ESQUEMÁTICA DAS FASES DO ANDAR SEGUNDO A CLASSIFICAÇÃO PROPOSTA POR RANCHO DE LOS AMIGOS MEDICAL CENTER (ADAPTADO DE HARRIS & WERTSCH, 1994) .....	49
FIGURA 10: DIAGRAMA REPRESENTATIVO DAS ETAPAS METODOLÓGICAS .....	52
FIGURA 11: DEFINIÇÃO DAS GRANDEZAS DE MEDIDA DA PLATAFORMA DE FORÇA (ADAPTADO DE KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993). ....	56
FIGURA 12: SISTEMA DE REFERÊNCIA ADAPTADO PARA A PLATAFORMA DE FORÇA.....	57
FIGURA 13: ESQUEMA DE MONTAGEM EXPERIMENTAL DOS EQUIPAMENTOS .....	59
FIGURA 14: CENTROS ARTICULARES DO SEGMENTO INFERIOR.....	61
FIGURA 15: PROCEDIMENTO PARA OBTENÇÃO DAS COORDENADAS REAIS DO MOVIMENTO. ....	65
FIGURA 16: ARQUITETURA DO PROGRAMA <i>X-CINE</i> . ....	67
FIGURA 17: DEFINIÇÕES DOS ÂNGULOS DOS SEGMENTOS.....	71
FIGURA 18: DIAGRAMAS DE CORPO LIVRE PARA O PÉ (A), PERNA (B) E COXA (C). ....	76
FIGURA 19: REPRESENTAÇÃO GRÁFICA DA IMAGEM DIGITALIZADA.....	80
FIGURA 20: DESLOCAMENTOS DOS CENTROS ARTICULARES. ....	80
FIGURA 21: DESLOCAMENTOS ANGULARES DOS SEGMENTOS E ARTICULAÇÕES.....	81
FIGURA 22: VELOCIDADES E ACELERAÇÕES ANGULARES DOS SEGMENTOS E ARTICULAÇÕES.....	83
FIGURA 23 CURVA DA COMPONENTE VERTICAL DA FRS E DO PESO CORPORAL (PC).....	84
FIGURA 24: COMPONENTES VERTICAIS DAS FORÇAS INTERSEGMENTARES.....	86
FIGURA 25: COMPONENTES HORIZONTAIS DAS FORÇAS INTERSEGMENTARES.....	87
FIGURA 26: MOMENTOS INTERSEGMENTARES. ....	89

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1: CLASSIFICAÇÃO E SISTEMATIZAÇÃO DOS MODELOS EM BIOMECÂNICA.....	19
TABELA 2: COEFICIENTES DE FISHER PARA VARIÁVEIS ANTROPOMÉTRICAS (BRESLER & FRENKEL, 1950)....	21
TABELA 3: DEFINIÇÕES DOS SEGMENTOS DO MODELO ANTROPOMÉTRICO.....	60
TABELA 4: COMPRIMENTOS DOS SEGMENTOS.....	63
TABELA 5: CENTRO DE MASSA E RAIOS DE GIRAÇÃO DOS SEGMENTOS.....	64
TABELA 6: MASSA DOS SEGMENTOS.....	64

## 1. INTRODUÇÃO

### 1.1. Definição e importância das forças internas

A Biomecânica do movimento humano pode ser definida como uma área interdisciplinar que descreve e analisa o movimento do corpo humano (WINTER, 1990). Ela está fortemente ligada à Mecânica, que estuda a ação das forças e seus efeitos. Nesse contexto, a determinação das forças que agem no corpo humano é uma das principais preocupações da Biomecânica (BAUMANN, 1995b).

Assim, contextualizamos, em acordo com AMADIO & DUARTE (1996), ser a Biomecânica uma disciplina entre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa com análises físicas de sistemas biológicos e, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano. Estes movimentos são estudados através de leis e padrões mecânicos em função das características específicas do sistema biológico humano, incluindo conhecimentos anatômicos e fisiológicos.

As forças sempre surgem aos pares (princípio da ação e reação), independentemente de sua natureza. Quando estudamos um sistema, definido convenientemente, como o aparelho locomotor humano, devemos nos deter às forças que atuam neste sistema, que podem ser classificadas como internas ou externas.

As forças internas são as forças exercidas pelos elementos do sistema sobre outros elementos do mesmo sistema (HALLIDAY, 1997). No corpo humano, as forças internas são aquelas originadas e transmitidas pelas estruturas biológicas. Assim, por exemplo, uma força muscular que se aplica num determinado osso, e seu par correspondente, a força de reação do osso, são forças internas ao corpo humano. As forças musculares, nas articulações, nos tendões e nos ligamentos são outros exemplos de forças internas.

As forças externas são aquelas provenientes de corpos externos ao sistema. No corpo humano temos como exemplo, a força de reação do solo sobre o aparelho locomotor. Seu par, a força de reação do sistema sobre o solo, não é uma força a ser considerada, pois ela não atua no sistema. A força de gravidade é outro exemplo de força externa.

Estas considerações iniciais são de extrema importância, pois uma escolha inadequada do sistema a ser investigado pode comprometer a aplicação das leis da Mecânica Clássica na análise do movimento do corpo humano.

As forças internas estão intimamente relacionadas com a execução do movimento e com as cargas mecânicas exercidas sobre o aparelho locomotor. Para se manter em equilíbrio estático ou dinâmico e realizar movimentos, o corpo humano necessita acionar seu sistema motor. Esse sistema é constituído por estruturas ou elementos ativos, responsáveis diretamente pela propulsão deste aparelho, e de elementos passivos, responsáveis por sua estrutura e proteção. Os elementos ativos (músculos) produzem as forças internas e os elementos passivos (tendões, ligamentos, ossos, articulações) são submetidos a essas forças e também as transmitem.

O conhecimento da evolução temporal dessas forças, nas diversas condições dinâmicas e estáticas, pode auxiliar no aperfeiçoamento da execução e controle motores, e pode quantificar as sobrecargas durante atividades físicas específicas e cotidianas.

As forças internas também estão associadas ao estímulo mecânico sofrido pelas estruturas do corpo que reagem aos estímulos com respostas biológicas. Este é o princípio da adaptação funcional, que trouxe importantes avanços e descobertas de um grande número de relações entre a estrutura e a função dos ossos e músculos (PAUWELS, 1980).

Nas ciências do esporte, o conhecimento dessas sobrecargas pode ser utilizado para auxiliar e dimensionar os programas de treinamento para o aperfeiçoamento das técnicas esportivas, principalmente nos esportes de alto nível, onde as estruturas do corpo humano se submetem a condições extremas de esforço e desgaste.

Na ortopedia, a análise das forças internas pode auxiliar no diagnóstico de pacientes ao diferenciar as cargas sofridas nas diferentes formas de solicitação do aparelho locomotor, bem como auxiliar no projeto e adaptação de próteses.

Na área de reabilitação e fisioterapia, o conhecimento dessas forças permite o estudo da marcha patológica devido a anomalias musculares, transplante no tendão ou devido a amputação de membros. A degeneração da cartilagem articular e dos ligamentos, a distribuição de estresses em implantes, o comportamento mecânico entre o osso e o implante, bem como as leis de regeneração dos ossos nas fraturas, entre outros fenômenos relacionados à área médica, estão fortemente ligadas às cargas sofridas por essas estruturas.

Finalmente, na ergonomia, a determinação de mecanismos de prevenção em

atividades cotidianas pode ser aperfeiçoada pela análise dessas cargas, através do estudo das forças internas (AN, 1995).

## 1.2. A Biomecânica na investigação das forças internas

De acordo com a origem das variáveis do movimento humano, a Biomecânica pode ser classificada em biomecânica interna e externa, segundo MILLER (1979).

A biomecânica externa compreende as grandezas observadas externamente ao corpo, com auxílio de medidas descritivas cinemáticas e dinâmicas, como trajetória, velocidade, aceleração, força, etc.

A biomecânica interna investiga as forças que tem origem dentro do corpo, que podem ser medidas diretamente através de transdutores internos implantados no corpo, mas que na maioria dos casos são determinadas indiretamente através do conhecimento da biomecânica externa.

Como vimos, as forças internas são as forças musculares e as forças exercidas nos diversos elementos passivos da estrutura do corpo humano, como os tendões, ligamentos, cartilagens, tecido ósseo, etc. Elas atuam sob diferentes formas de solicitação mecânica: tensão, tração, torção e flexão. Essas grandezas, nestes casos, não são observáveis e dificilmente podem ser medidas diretamente. Em geral, são necessários procedimentos invasivos ao corpo humano. Entretanto, como dissemos, elas podem ser calculadas por intermédio de parâmetros da biomecânica externa.

A partir das variáveis biomecânicas obtidas dos procedimentos da biomecânica interna e externa, parte-se para a modelagem e a análise do movimento. A Biomecânica se utiliza das leis da Mecânica para a análise físico-matemática do movimento do corpo humano, a partir de parâmetros cinemáticos e dinâmicos obtidos em função das características anatômicas e fisiológicas do sistema biológico humano,

No entanto, a complexidade estrutural e funcional do aparelho locomotor determina dificuldades metodológicas para a medição direta de forças internas. Num grau de complexidade crescente, a Mecânica foi sendo desenvolvida para descrever sistemas de partículas, sistemas de corpos rígidos e sistemas de corpos deformáveis, sendo cada abordagem empregada conforme objetivos específicos da análise, o que não implica

necessariamente que a abordagem mais complexa seja a mais adequada.

É possível calcular ou estimar variáveis de interesse de maneira suficientemente precisas usando modelos cuja construção conceitual não corresponda à realidade. Portanto deve-se ter a preocupação de estabelecer os critérios de qualidade que dependem da proposta do modelo (ALEXANDER, 1992).

Dada a complexidade do sistema biológico humano, na Biomecânica o corpo humano é geralmente modelado como um sistema de segmentos rígidos articulados, cujo movimento é causado por forças internas e externas.

A Biomecânica exige a combinação simultânea de diversos métodos de mensuração. Este procedimento, denominado como “complexa investigação do movimento”, segundo HOCHMUTH (1974), envolve quatro conjuntos de métodos de medição: a antropometria, a cinemetria, a dinamometria e a eletromiografia (WINTER, 1979; BAUMANN, 1995a).

Assim, por se tratar de uma disciplina com alta dependência de resultados experimentais, espera-se que a Biomecânica apresente grande preocupação com seus métodos de medição. Somente desta forma é possível buscar métodos e medidas mais acuradas e precisas para a modelagem do movimento humano. Os métodos utilizados pela Biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são descritos resumidamente a seguir. Utilizando esses métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo uma maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano.

### Antropometria

As grandezas derivadas da anatomia humana são objeto de estudo da antropometria. Ela determina os parâmetros geométricos e inerciais do corpo humano, e fornece a segmentação da estrutura do corpo humano adequadamente dividido para a análise matemática, determinando:

- (a) a forma geométrica de cada segmento, as posições das articulações entre os segmentos, a posição do centro de massa de cada segmento corporal, bem como os pontos de origem e inserção dos músculos para determinação das linhas de ação das forças musculares e braços de alavanca;
- (b) os parâmetros inerciais: massa de cada segmento, momento de inércia e raio de giração.

As variáveis antropométricas fundamentais (massa, centro de massa e momento de inércia dos segmentos, bem como a localização dos pontos de ação das forças) podem ser obtidas através de procedimentos experimentais ou através de procedimentos teóricos. O emprego de um ou de outro procedimento deve ser escolhido adequadamente, levando-se em conta o grau de precisão dos dados obtidos.

Na determinação das forças internas resultantes nos músculos e tendões, e cargas nas articulações, as variáveis antropométricas são dados de entrada tanto para a cinemetria como para a dinamometria.

### Cinemetria

A cinemetria consiste essencialmente de métodos de aquisição de imagens para o cálculo das variáveis cinemáticas. Existem também outros sistemas menos usuais em biomecânica que não se utilizam de imagens, mas de representações de pontos através de marcadores infravermelhos, acelerômetros, goniômetros, sensores de ultra-som, etc. A cinemetria determina os parâmetros cinemáticos do movimento: posição e orientação espacial, definido um sistema de coordenadas, velocidade e aceleração de cada segmento em relação ao seu centro de massa, ou outro ponto na superfície do corpo que tenha relação com a estrutura interna do corpo e com propriedades funcionais no movimento.

A cinemetria se utiliza de equipamentos de vídeo para o registro de imagens e de procedimentos para reconstrução de coordenadas dos pontos anatômicos de interesse, e também de rotinas específicas que calculam as variáveis cinemáticas, através da derivação das posições dos segmentos corporais.

### Dinamometria

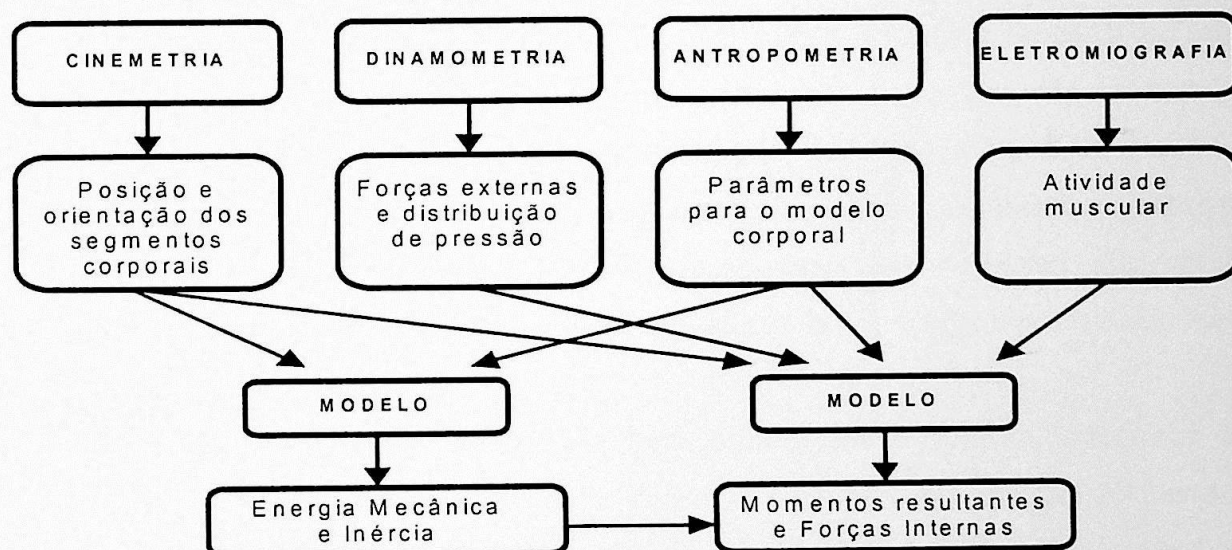
A dinamometria se ocupa das variáveis cinéticas medidas externamente através de transdutores de força, englobando todos os tipos de força e pressão acessíveis externamente. Ela se preocupa principalmente em medir as forças externas de reação do solo, que é de particular interesse nas atividades motoras estáticas ou dinâmicas que envolvam alguma fase de apoio. Para isso utiliza-se a plataforma de força, que é o principal instrumento de medição da dinamometria. A plataforma mede a soma do peso corporal (constante) com a força de reação devido ao movimento (em situações dinâmicas). Ela deve fornecer também o ponto de aplicação desta força e o momento livre.

A obtenção dos valores da dinamometria deve ser feita em sincronia com a cinemetria, para possibilitar a correta formulação das equações do movimento.

### Eletromiografia

A eletromiografia se ocupa da atividade muscular, medindo o potencial de ação bioelétrico produzido durante as contrações musculares. O registro eletromiográfico representa o resultado do estímulo neural para o sistema muscular e fornece importantes informações para a modelagem do sistema dinâmico neuro-músculo-esquelético.

O diagrama abaixo resume a relação entre os quatro conjuntos de medição na complexa investigação do movimento e para a obtenção das forças internas.



**Figura 1: Métodos de medição para a complexa análise do movimento em Biomecânica na determinação de forças internas.** (adaptado de BAUMANN, 1995a)

Como vimos acima, a determinação de forças internas pode ser feita através de medidas diretas ou de procedimentos analíticos indiretos, utilizando-se medidas externas e modelos mecânicos para a estrutura do corpo.

A medição direta está associada a efeitos lesivos ao ser humano, pois utiliza métodos de implantação de transdutores de força (KOMI, 1990). Como as forças internas são de difícil acesso, esses procedimentos são pouco recomendáveis e não podem ser aplicados na maioria dos casos ou na rotina diária.

Os procedimentos indiretos utilizam medidas externas e com a aplicação das

leis da Mecânica é possível, então, escrever as equações do movimento. Conclui-se, portanto, que a determinação das forças internas deve ser executada indiretamente na rotina diária.

No entanto, um problema associado à aplicação dessas leis e à obtenção dos dados cinemáticos e dinâmicos é a redução das formas do corpo humano com o auxílio dos modelos antropométricos de características geométricas e inerciais fixas.

Esses modelos descrevem o corpo humano como uma estrutura de segmentos rígidos articulados, e os vários modelos existentes variam quanto ao número desses segmentos, as formas geométricas e os procedimentos matemáticos ou experimentais adotados para a obtenção dos parâmetros inerciais.

## 2. OBJETIVOS

A revisão, o desenvolvimento de uma metodologia que permita determinar as forças internas, e o cálculo da sobrecarga mecânica para os segmentos inferiores, delimitando instrumentos e modelos, constituem o objetivo central do presente trabalho.

Investigar-se-ão, portanto, como indicadores da sobrecarga interna, as forças e momentos intersegmentares aplicados ao andar humano, utilizando para isso a dinâmica inversa.

Os procedimentos que permitem o cálculo das forças e dos momentos intersegmentares, obtidos através de dados cinemáticos do movimento e da força de reação do solo, têm se tornado um ferramenta comum nos laboratórios de análise do andar humano. Desta maneira, uma importante contribuição que objetivamos com o presente trabalho é a implementação de rotinas, junto ao Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, para a determinação dessas forças e momentos intersegmentares, a partir de procedimentos experimentais que permitam este avanço metodológico para a interpretação de variáveis indicadoras da sobrecarga mecânica interna ao corpo humano.

Os procedimentos indiretos exigem, através dos modelos, a formulação das equações do movimento. Para a determinação de forças internas, essas equações representam um problema de indeterminação matemática, quando são consideradas todas as variáveis presentes no movimento. Esse é o problema de distribuição das forças intersegmentares em outras formas de forças ou solicitações mecânicas, tais como forças musculares, articulares, nos tendões, etc. As soluções podem ser obtidas por simplificações (método de redução) ou por métodos de otimização. Será apresentado um breve estudo de tais métodos; suas possíveis aplicações são propostas complementares e subseqüentes deste trabalho, caracterizando objetivos a serem alcançados.

Devemos considerar também, como objetivos do desenvolvimento da presente investigação, a otimização nos procedimentos de tratamento e manipulação dos dados, a redução dos fatores de erro dos sistemas de medição envolvidos, a ampliação de sistemas de medição sincronizados com os já definidos e ainda novas formas de aplicação e relação de

dependência com diferentes formas de movimento, pois representam o controle experimental para grandezas físicas aplicadas a um sistema indeterminado e de natureza complexa, considerando-se a origem dos dados.

Quando a investigação de um fenômeno é complexa, dada o elevado número de variáveis envolvidas e a dificuldade de obtê-las diretamente, faz-se necessária a utilização de modelos ou outras formas alternativas.

Os modelos matemáticos são formas de equacionar e solucionar tais fenômenos, sendo utilizados para simulações. De qualquer forma, os modelos apresentam-se como ferramentas úteis para a obtenção do conhecimento dos mecanismos envolvidos e um meio de comunicação das experiências. Na Biorreconstrução, a modelagem das estruturas do sistema, seja através de fórmulas, combinadas com dados experimentais de movimento, são utilizadas para a obtenção de resultados, principalmente quando a preocupação é a determinação da origem dos dados.

Em função do largo uso do termo *modelo*, e em vários sentidos diferentes e imprecisos, devemos definir mais claramente o seu significado.

Assim, a definição geral de *modelo*, segundo NIGG & HERZOG (1984), é a seguinte: "representar a realidade, e é constituída por um conjunto de proposições que permitem explicar as relações entre os fenômenos observados e fazer previsões de seu comportamento. Usualmente um modelo é uma representação simplificada desta realidade, mas alguns exemplos de modelos apresentam-se mais complexos do que a própria realidade".

Um modelo é construído a partir do conhecimento prévio do sistema estudado e de dados experimentais, estabelecendo-se assim as variáveis de entrada e de saída do sistema. Existem, assim, dois caminhos para a elaboração de um modelo, o método dedutivo e o método indutivo.

O primeiro usa o conhecimento do sistema e tenta se chegar a princípios gerais para chegar a princípios particulares. Neste processo, são feitas considerações a respeito do problema e os resultados obtidos são tipicamente solução única.

O segundo método usa os dados experimentais (particular) para chegar a conclusões gerais que expliquem esses dados, e neste caso os resultados provavelmente possuem múltiplas soluções, pois um único conjunto de dados pode satisfazer as relações entre os dados de entrada e saída, ao contrário do método dedutivo, que

### 3. REVISÃO TEÓRICA

#### 3.1. Modelos em Biomecânica

Quando a investigação de um fenômeno é complexa, dado o elevado número de variáveis inter-relacionadas e a dificuldade de obtê-las diretamente, faz-se necessária a utilização sistemática de ferramentas alternativas.

Os chamados modelos são formas de equacionar e solucionar tais fenômenos, mas também possuem suas limitações. De qualquer forma, os modelos apresentam-se como uma poderosa ferramenta para aumentar o conhecimento dos mecanismos envolvidos e têm sido amplamente aplicados em pesquisa. Na Biomecânica, a modelagem das estruturas do corpo e do movimento humano, combinados com dados experimentais do movimento, são áreas importantes de apoio à pesquisa, principalmente quando a preocupação é a determinação de forças internas ao corpo humano.

Em virtude do largo uso do termo *modelo*, e em vários sentidos diferentes e no linguajar cotidiano, devemos definir mais claramente o seu significado.

Assim, a definição geral de *modelo*, segundo NIGG & HERZOG (1994), é a tentativa de representar a realidade, e é constituída por um conjunto de proposições que tentam explicar as relações entre os fenômenos observados e fazer previsões de seu comportamento. Usualmente um modelo é uma representação simplificada desta realidade, mas alguns exemplos de modelos apresentam-se mais complexos do que a própria natureza.

Um modelo é construído a partir do conhecimento prévio do sistema estudado e de dados experimentais, estabelecendo-se assim as variáveis de entrada e de saída do sistema. Existem, assim, dois caminhos para a elaboração de um modelo: o método dedutivo e o método indutivo.

O primeiro usa o conhecimento do sistema e parte de princípios gerais para chegar a princípios particulares. Neste processo, são feitas considerações a respeito do problema e os resultados obtidos são tipicamente solução única.

O segundo método, usa os dados experimentais (princípios particulares) para tentar chegar a conclusões gerais que expliquem esses dados, e neste caso os resultados provavelmente possuem múltiplas soluções, pois um infinito número de modelos podem satisfazer as relações entre os dados de entrada e saída, ao contrário do método dedutivo, que

como dissemos, apresenta uma única solução como resultado.

O método científico a ser escolhido vai depender basicamente da qualidade das informações inicialmente disponíveis e dos objetivos que o modelo se propõe a alcançar.

Assim, como os modelos podem ser utilizados com ênfase em situações práticas ou teóricas, os resultados obtidos do modelo podem atender a duas propostas específicas:

- (a) aumentar o grau de conhecimento do sistema de interesse;
- (b) estimar ou prever a interação entre variáveis de interesse descritas pelo modelo.

Como o conhecimento da realidade é ao mesmo tempo pré-requisito e proposta do modelo, o que parece uma contradição, devemos propor especificamente que o modelo seja capaz de descrever as relações entre as variáveis e o modo como elas são governadas, e não necessariamente apresentar construções ideais e acabadas da realidade. São as relações citadas que mostram como as variáveis são sensíveis, ou não, às mudanças das condições externas ou internas. Desse modo, podemos sugerir que se inclua um conjunto de novas variáveis ou se exclua outro na construção do modelo. Este processo constitui a evolução e o aperfeiçoamento da ciência.

Deve-se considerar ainda a precisão dos resultados de um modelo. É natural pensar que um modelo é tanto melhor quanto mais precisos são seus resultados. Entretanto, segundo ALEXANDER (1992), modelos que conceitualmente não correspondem à realidade podem fornecer resultados suficientemente precisos.

A modelagem do corpo humano constitui um método de investigação utilizado para estudar problemas específicos da Biomecânica. Os modelos são aconselháveis quando a compreensão dos parâmetros do movimento ou de seu controle se tornam excessivamente complexos, sendo necessário aplicar métodos de medição invasivos ao corpo, ou mesmo testes destrutivos.

Os modelos biomecânicos devem fornecer informações sobre as relações entre causa e efeito, e descrever o comportamento do sistema em estudo. Assim, eles são apropriados quando o sistema puder ser adequadamente representado física ou matematicamente, de modo que possamos verificar seu comportamento através do controle das condições internas ou externas.

### 3.1.1. Classificação e sistematização dos modelos biomecânicos

A definição geral de *modelo* se aplica a várias abordagens de estudo. A seguir apresentamos uma breve classificação de modelos em Biomecânica.

#### 3.1.1.1. Abordagem anatômica

Quando o modelo biomecânico é utilizado para estudar as forças que atuam no corpo, a modelagem da estrutura anatômica é inicialmente um dos fatores de maior relevância. Segundo MILLER (1979), estes modelos podem ser classificados em duas grandes categorias, cada uma contendo dois grupos: os modelos físicos, divididos em modelos em escala e antropométricos, e os modelos matemáticos, divididos em elementos deformáveis e de corpos rígidos.

#### Modelos Físicos

Apesar de apresentarem um custo muito elevado, estes ainda são utilizados principalmente nas indústrias automobilística e aeronáutica. Eles desempenham um importante papel na pesquisa em Biomecânica mas são pouco versáteis e não podem ser modificados facilmente. Esses modelos podem ser uma cópia em escala reduzida do objeto original ou análogos a ele, e são representados por objetos concretos.

##### (a) Modelos em escala

São utilizados quando a solução das equações do movimento é muito complicada, ou até mesmo impossível de ser encontrada com outra metodologia, como por exemplo, nos problemas de mecânica dos fluidos envolvendo o corpo humano. Neste caso, quando transdutores são empregados apropriadamente ao modelo, pode-se obter resultados empíricos diretamente, como coeficientes de atrito e sustentação. SEIREG *et al.* (1971) estudaram movimentos de modelos em escala em tanques de água e determinaram os coeficientes de atrito, que foram utilizados posteriormente em modelos matemáticos para atividades submersas.

##### (b) Manequins antropométricos

São bem adequados como substituto do corpo nos testes destrutivos ou lesivos. Embora esses modelos sejam de natureza passiva, refletem a influência do meio sobre eles. Normalmente servem para validar modelos matemáticos e simulações dos movimentos do

corpo humano.

### Modelos Físico-Matemáticos

Na Biomecânica, os modelos matemáticos prevalecem sobre os modelos físicos, dadas as facilidades oferecidas pelo uso de computadores para o processamento numérico das equações e pela versatilidade em se alterarem as variáveis e os parâmetros do modelo, o que apresenta notáveis vantagens tanto sob o ponto de vista financeiro quanto sob o da economia de esforço e tempo.

Esses modelos são constituídos de equações que descrevem as relações entre as variáveis físicas do sistema. Podem ser equações algébricas, quando descrevem essas relações em situações estáticas, ou podem ser equações diferenciais que descrevem a evolução temporal das variáveis e portanto, representam um modelo dinâmico do sistema.

Sob o ponto de vista da construção anatômica, dentro da categoria de modelos matemáticos, existem os modelos de elementos deformáveis e os de corpos rígidos.

#### (a) Modelos de elementos deformáveis

São muito utilizados no estudo de estresse da coluna vertebral, mas são pouco empregados na Biomecânica do esporte. Eles podem ser subdivididos em: diagrama de blocos, parâmetros discretos, elementos finitos e contínuos.

Os modelos em diagrama de blocos são representados por subunidades com propriedades de massa e elasticidade com dependência às respostas dinâmicas.

Os modelos de parâmetros discretos são constituídos por uma mistura de corpos rígidos e deformáveis.

Os modelos de elementos finitos são constituídos por uma grande quantidade de pequenas unidades homogêneas numa estrutura fina, as quais podem ser modeladas mais precisamente. Quando essas unidades são suficientemente subdivididas, o modelo de elementos finitos aproxima-se de um modelo contínuo.

#### (b) Modelos de corpos rígidos

São empregados com a preocupação de se determinarem os parâmetros inerciais da estrutura do corpo humano. Na sua construção, o sistema é subdividido em segmentos corporais que são considerados rígidos, com densidade uniforme e formato geométrico definido, desprezando-se portanto os efeitos de deformação dos tecidos e

distribuição dos órgãos internos. Estes segmentos são ligados por articulações que giram sobre eixos fixos.

O modelo de HANAVAN (1964) se enquadra nesta categoria, sendo representado por 15 segmentos definidos por 25 medidas antropométricas. Dele se extraem os valores de centro de massa do corpo e dos segmentos, bem como os das massas e momentos de inércia.

Na Biomecânica, os modelos de corpos rígidos com parâmetros inerciais são os que predominam, pois se adaptam bem a posições e movimentos simétricos no plano sagital, podendo ser bi ou tridimensionais.

Como foi dito, a classificação de modelos em Biomecânica pode ser feita de diversos modos, os quais não são necessariamente mutuamente excludentes. Em adição à classificação do ponto de vista da estrutura anatômica, feita acima, podemos mencionar outras.

### ***3.1.1.2. Abordagem temporal***

Quanto à evolução temporal os modelos podem ser estáticos ou dinâmicos.

#### **Modelos Estáticos**

Nos modelos utilizados para análise de situações estáticas ou quasi-estáticas, as forças inerciais não são consideradas ou assumem valores nulos ou desprezíveis. Existem também situações dinâmicas envolvendo movimentos relativamente lentos onde um modelo estático pode ser satisfatoriamente empregado. CHAFFIN (1969) simulou movimentos de levantamento de cargas e obteve torques musculares e forças de reação articular comparáveis aos dados experimentais. No estudo do andar, SEIREG & ARVIKAR (1975) obtiveram uma variação de apenas 5 a 10% nos valores das forças e torques, comparados a modelos dinâmicos.

#### **Modelos Dinâmicos**

As forças de inércia e torques são incluídos nas equações do sistema, o que aumenta consideravelmente a complexidade da abordagem, mais pela dificuldade em se obter os parâmetros de entrada do que pela análise das equações. Esses parâmetros são: a

aceleração, que é obtida através de dupla derivação dos deslocamentos, a massa e os momentos de inércia dos segmentos corporais os quais são difíceis de serem obtidos experimentalmente.

### 3.1.1.3. Abordagem espacial

A descrição dos movimentos do corpo humano pode ser feita numa análise bidimensional (2D) ou tridimensional (3D). Obviamente, a análise 3D é mais completa, mas envolve um maior número de parâmetros e variáveis, o que muitas vezes pode tornar inviável a solução de um problema.

Em geral, quando se adotam simplificações, uma análise 2D pode fornecer uma descrição satisfatória, principalmente quando os movimentos estiverem basicamente restritos a um plano de movimento. Uma vez que a estrutura anatômica pertence ao espaço tridimensional, a eliminação de uma coordenada deve estar vinculada ao propósito do estudo e não deve comprometer seu resultado. Existem métodos que transformam as coordenadas 3D dos pontos de origem e inserção dos músculos para 2D.

### 3.1.1.4. Abordagem quanto ao formalismo mecânico

Em relação à natureza das equações empregadas nos modelos para a descrição do movimento, elas podem ser newtonianas ou lagrangeanas.

#### Formalismo Newtoniano

No formalismo newtoniano, as forças envolvidas aparecem explicitamente nas equações do movimento. Ao modelar-se o corpo humano como um sistema de corpos rígidos articulados, para cada um dos segmentos teremos duas equações vetoriais, envolvendo as forças e os momentos:

$$\sum \vec{F}_i = m \cdot \vec{a}_{CG} \quad \text{Eq. 1}$$

e

$$\sum \vec{M}_i = I \cdot \vec{\alpha}_{CG} \quad \text{Eq. 2}$$

A primeira é a igualdade entre a soma das forças externas e o produto da massa pela aceleração, e a segunda é a igualdade entre a soma dos momentos e o produto do momento de inércia pela aceleração angular. O índice *CG* indica que as equações se referem ao centro de gravidade dos segmentos. No espaço tridimensional, as duas relações acima geram seis equações escalares.

As equações Eq. 1 e Eq. 2 podem ser escritas sob a forma do princípio de D'Alembert, que evidencia o equilíbrio dinâmico das forças e torques:

$$\sum \vec{F}_i - m \cdot \vec{a}_{CG} = 0 \quad \text{Eq. 3}$$

e

$$\sum \vec{M}_i - I \cdot \vec{\alpha}_{CG} = 0 \quad \text{Eq. 4}$$

As forças de vínculo, como as forças de reação articular, aparecem explicitamente nessas equações. Este procedimento pode ser inadequado quando não conhecemos o valor dessas forças ou a sua obtenção é de difícil acesso, como no caso das forças internas.

Encontramos inúmeros exemplos da utilização da mecânica newtoniana na modelagem em biomecânica. Entre eles podemos citar: BAUMANN (1973), que desenvolveu um modelo para analisar a influência de fatores mecânicos na velocidade do trenó de inverno; ROLAND (1973), que estudou a dinâmica do ciclista; e YOUM & HUANG (1973), que simularam a mecânica da perna no movimento do chute.

### Formalismo Lagrangeano

No formalismo lagrangeano as forças não aparecem explicitamente, mas apenas as energias cinética e potencial, o que constitui uma propriedade importante deste método, o que pode representar uma vantagem em certos casos. Outra vantagem está no fato dos resultados dependerem da escolha do sistema de coordenadas.

Nesse formalismo utiliza-se o conceito de coordenadas generalizadas. Um conjunto de coordenadas generalizadas  $q_1, q_2, \dots, q_{3N}$  estão relacionadas com as coordenadas cartesianas por uma função a ser determinada, ou seja, cada coordenada generalizada pode ser expressa, de forma genérica, como função de cada coordenada cartesiana. Inversamente, podemos expressar as coordenadas cartesianas de modo análogo.

Desta forma, podemos calcular a velocidade de qualquer partícula em função das coordenadas generalizadas. Introduzindo o conceito de energia podemos desenvolver as equações no formalismo lagrangeano (DUARTE & AMADIO, 1993). A função de Lagrange é então estabelecida como sendo característica do sistema como um todo, e é definida como:

$$L = T - V \quad \text{Eq. 5}$$

onde  $T$  é a energia cinética do sistema e  $V$  é a energia potencial.

É importante notar que o valor desta função não depende da escolha das coordenadas generalizadas, pois  $T$  e  $V$  são quantidades escalares. Este é, portanto, um ponto forte do formalismo lagrangeano.

Escreve-se a equação de Lagrange para cada grau de liberdade do sistema, relacionando as variações da função de Lagrange e das coordenadas generalizadas com os agentes ativos, chamados forças generalizadas. Estas forças são os torques, as forças, etc. As equações de Lagrange tem a seguinte forma:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i \quad \text{Eq. 6}$$

onde  $i = 1, 2, \dots, N$ , com  $N = n^\circ$  de graus de liberdade.

A função de Lagrange é representada por  $L$ , as velocidades generalizadas  $\dot{q}_i$  estão associadas às coordenadas generalizadas  $q_i$  e  $Q_i$  são as forças generalizadas.

Um exemplo de aplicação do formalismo lagrangeano em Biomecânica bastante acessível é feito por BREZIKOFER (1992). Outros exemplos com este tipo de abordagem, são: JORGENSEN (1970) na análise do movimento do jogador de golf, BECKETT & CHANG (1969) e FOMIN *et al.* (1976), no estudo do andar, e BOURGEOIS & LEWILLIE (1983), na modelagem matemática e análise da dinâmica do nado *crawl*.

### 3.1.1.5. Abordagem quanto ao formalismo matemático

NIGG & HERZOG (1994) definem uma taxionomia relativa ao aspecto das soluções das funções matemáticas. Segundo estes autores, existem quatro grupos de modelos: analíticos, semi-analíticos, de regressão, e conceitual.

### Modelos Analíticos

Em geral bastante simples, os modelos analíticos são aqueles matematicamente determinísticos, ou seja, apresentam uma única solução para a estrutura desenvolvida, independente do procedimento matemático usado. Baseados no conhecimento fisiológico e mecânico do sistema músculo-esquelético, as simplificações necessárias para a resolução das equações constituem o ponto crítico no desenvolvimento de tais modelos. Apesar disso, eles são suficientemente satisfatórios, tendo em vista as propostas bem delimitadas que possuem na descrição do fenômeno estudado (McMAHON & GREENE, 1979; GRUBER *et al.*, 1987; e ALEXANDER, 1989).

### Modelos Semi-Analíticos

São empregados quando o sistema apresenta mais incógnitas do que equações, e, conseqüentemente, devem ser adotadas certas suposições ou simplificações para que haja uma solução. Aqui entra a maioria dos modelos para estimar forças musculares e articulares extraídos de dados cinemáticos e cinéticos (PEDOTTI *et al.*, 1978; CROWNINSHIELD & BRAND, 1981; WINTER, 1983; DUL *et al.*, 1984; HERZOG, 1987; MORLOCK & NIGG, 1991).

### Modelos de Regressão

São empregados em situações onde não se podem fazer medidas. Um conjunto de funções matemáticas apropriadas, porém arbitrárias, é usado para determinar as relações entre as variáveis de entrada e de saída do sistema. A estrutura das funções matemáticas não é de interesse direto, mas apenas a acurácia das variáveis.

### Modelos Conceituais

Consistem em hipóteses, em geral especulativas, e em procedimentos capazes de descrever um sistema, mas incapazes de provar a veracidade de suas proposições. Conceitos ou teorias gerais são muitas vezes construídos a partir de modelos conceituais, que podem então ser subdivididos em teorias específicas para posterior tratamento individual. Em Biomecânica esses modelos são de pouco uso prático.

A Tabela 1 resume a classificação dos modelos biomecânicos.

**Tabela 1: Classificação e sistematização dos modelos em biomecânica.**

ABORDAGEM	TIPOS DE MODELOS		
<b>Anatômica</b>	físicos	em escala	
		manequins antropométricos	
	físico- -matemáticos	corpos rígidos	
		elementos deformáveis	diagrama de blocos
			parâmetros discretos
			elementos finitos
contínuos			
<b>Temporal</b>	estáticos		
	dinâmicos		
<b>Espacial</b>	bidimensional (2D)		
	tridimensional (3D)		
<b>Formalismo Mecânico</b>	newtoniano		
	lagrangeano		
<b>Formalismo Matemático</b>	analítico		
	semi-analítico		
	regressão		
	conceitual		

### 3.1.2. Principais contribuições no estudo de modelos biomecânicos

Os métodos para a determinação de forças internas ao corpo humano sempre foram temas de investigação na Biomecânica. Esse fato mostra a importância e o empenho que há no desenvolvimento de tais métodos. Para dar uma noção da evolução deste campo de pesquisa, apresentamos a seguir, em resumo, alguns trabalhos de relevância histórica na modelagem biomecânica para determinação de forças internas.

O marco inicial no estudo das forças internas data do fim do século passado. BRAUNE & FISHER (1898-1904), *apud* PAUL (1965), considerados os precursores da Biomecânica e especialmente da fotogrametria instrumental, elaboraram modelos

matemáticos e fizeram análises anatômicas para o cálculo de forças em partes do corpo durante o andar. Apesar de apresentarem um avanço considerável na cinemetria e, portanto, na obtenção das variáveis cinemáticas para a construção das equações do movimento, seus experimentos estavam limitados pela ausência de instrumentos satisfatórios para a medida da força de reação do solo. Seus dados anatômicos, baseados na dissecação de três cadáveres, também não eram acurados devido aos poucos estudos disponíveis à época. Até o trabalho de ELFTMAN (1938), os trabalhos de Braune, um anatomista, e Fisher, um matemático, eram as únicas referências sobre as forças atuantes nos segmentos do corpo na análise do andar.

Uma análise detalhada da dinâmica dos membros inferiores durante o andar foi feita por ELFTMAN (1938). Ao obter dados sobre a função muscular, Elftman estimou as forças internas nas extremidades inferiores e as trocas de energia na perna e entre a perna e o resto do corpo durante o andar, utilizando um modelo mecânico. Foi o primeiro a desenvolver este tipo de metodologia. Desenvolveu equipamentos para medir o ponto de aplicação da força de reação do solo e a magnitude desta força em três componentes. Ao registrar essa força e seu ponto de aplicação juntamente com o deslocamento do corpo, estudou a cinética da perna sem a necessidade de considerar o corpo inteiro. Desta maneira, determinou os valores instantâneos das forças e torques em cada segmento, possibilitando estimar valores de forças exercidas pelos músculos do pé, da perna e da coxa, e da perna sobre o tronco, ainda que tendo uma quantidade limitada de dados experimentais.

BRESLER & FRANKEL (1950) deram continuidade aos estudos de Elftman fizeram medidas sincronizadas das posições da perna e da força de reação do solo na análise do andar. Os momentos de inércia dos segmentos da extremidade inferior do corpo foram determinados experimentalmente e os efeitos da gravidade e da inércia foram incluídos nas equações do movimento. Construíram as equações do movimento em termos de forças e acelerações pelo princípio de D'Alembert utilizando o diagrama de corpo livre para os membros inferiores.

Para a distribuição da massa da perna, Bresler & Frankel utilizaram os coeficientes de Fischer, que expressam as massas relativas dos segmentos em relação ao corpo como um todo, e também determinam a posição do centro de massa e o raio de giração de cada segmento, como sendo partes proporcionais ao comprimento desses segmentos. Obtidos através de medidas realizadas em cadáveres, as equações que definem os dados antropométricos de Bresler & Frankel são apresentadas a seguir.

$$P_i = C_1 P_T \quad \text{Eq. 7}$$

$${}^{CM}x_i = C_2 l_i \quad \text{Eq. 8}$$

$$k_i = C_3 l_i \Rightarrow I_i = m_i k_i^2 \quad \text{Eq. 9}$$

onde:

o índice  $i$  indica o  $i$ -ésimo segmento;

$C_1, C_2$  e  $C_3$  são os coeficientes de Fisher;

$P_i$  = peso do segmento;

$P_T$  = peso total do corpo;

${}^{CM}x_i$  = distância da extremidade proximal ao centro de massa do segmento;

$l_i$  = comprimento do segmento;

$k_i$  = raio de giração;

$I_i$  = momento de inércia do segmento;

$m_i$  = massa do segmento;

Os coeficientes de Fisher para os segmentos estão apresentados na Tabela 2.

Contudo, as técnicas empregadas para o registro dos deslocamentos angulares e lineares não eram suficientemente elaboradas e os erros de perspectiva, inerentes à análise plana, não foram estimados para os cálculos das transformações das coordenadas da imagem em coordenadas reais. Não havia ainda sistemas estabelecidos para a coleta da força de reação do solo, mas a plataforma de força utilizada por Bresler & Frankel representou um grande avanço para a dinamometria. Este trabalho foi uma referência importante para o estudo das forças internas.

**Tabela 2: Coeficientes de Fisher para variáveis antropométricas (BRESLER & FRENKEL, 1950).**

Segmento	$C_1$	$C_2$	$C_3$
Corpo	1,0000	-	-
Perna	0,1158	0,44	0,31
Coxa	0,0527	0,42	0,25
Pé	0,0179	0,35	0,30

PAUL (1965) desenvolveu um modelo para estimar forças na região do quadril, com um cuidadoso estudo no processo de transmissão dessas forças nas articulações. Seus dados experimentais eram mais acurados, tendo em vista o desenvolvimento tecnológico da cinemetria e dinamometria. A plataforma de força utilizada era baseada em transdutores do tipo *strain gauges*, os quais fornecem um sinal elétrico proporcional à deformação mecânica da plataforma.

Também para estimar forças na extremidade inferior, SEIREG & ARVIKAR (1973) publicaram um modelo matemático do sistema músculo-esquelético capaz de avaliar as forças musculares e as forças de reação articulares para diferentes posturas estáticas. Todos os músculos considerados no modelo foram tratados como forças de tensão, dirigidas ao longo das linhas de ligação entre os pontos de origem e inserção. Eles utilizaram um algoritmo simples para minimizar algumas funções lineares estabelecidas para resolver o problema de indeterminação matemática. Os resultados analíticos apresentaram boa correlação com os sinais eletromiográficos dos músculos do modelo.

HATZE (1977) apresentou um modelo matemático do sistema músculo-esquelético de todo o corpo, utilizando o formalismo lagrangeano. O modelo é constituído por um conjunto de equações diferenciais ordinárias de primeira ordem, tendo dois parâmetros de controle neuromuscular.

BRAND *et al.* (1982) apresentaram uma solução para o problema de indeterminação matemática na distribuição de sobrecarga nos músculos que atravessam as articulações, utilizando procedimentos de otimização. Para isso, foram determinadas as linhas de ação dos músculos relativamente às articulações, marcando-se os pontos de origem e inserção tridimensionalmente para 47 músculos do segmento inferior, diminuindo assim os erros sobre os cálculos dos momentos.

Partindo de modelos mecânicos e neuro-musculares, HATZE (1981) construiu um modelo de simulação do corpo humano e o aplicou para estudar a fase de apoio no salto em distância. HERZOG (1987) incluiu propriedades de contração na estimação de forças internas, valendo-se de procedimentos não-lineares. YEADON *et al.* (1990) apresentaram um modelo de simulação de movimentos aéreos, aplicando-o aos movimentos de saltos mortais. GLITSCH & BAUMANN (1997) analisaram tridimensionalmente as cargas internas no segmento inferior do corpo humano.

Estes trabalhos são apenas alguns exemplos encontrados na literatura, mas

mostram a importância e o empenho que há no desenvolvimento de modelos biomecânicos.

### 3.2. Métodos para determinação de forças internas

Como já dissemos, existem duas abordagens possíveis para a determinação das forças internas: a medida direta e a medida indireta.

Essa última é feita, como vimos, através de procedimentos analíticos indiretos, utilizando-se de medidas externas e de modelos mecânicos do sistema em questão.

No método direto, há uma óbvia dificuldade experimental para a determinação das forças internas: a colocação de transdutores dentro do corpo humano.

São poucos os estudos nesse campo (KOMI *et al.*, 1987) e, basicamente, esses estudos ou inseriram transdutores de força diretamente no tecido biológico de seres humanos ou inseriram transdutores em endopróteses e órteses que foram então utilizadas por seres humanos.

Entretanto, apesar de representarem importantes contribuições, esses procedimentos são limitados e pouco recomendáveis, e não podem ser aplicados na maioria dos casos ou na rotina diária. Na seção seguinte apresentaremos um resumo dos principais trabalhos nesta área.

Como procedimento geral, a determinação das forças internas deve, portanto, ser executada indiretamente, por meio de modelos mecânicos do corpo e medidas das variáveis biomecânicas externas.

Numerosas técnicas analíticas e experimentais têm sido desenvolvidas para a determinação indireta de forças internas. Existem duas formas de se abordar o problema. A primeira é a chamada dinâmica direta, que analisa o movimento levando em consideração a seqüência real dos eventos, ou seja, a partir das forças conhecidas obtêm-se os deslocamentos dos segmentos causados por aquelas forças, utilizando-se modelos neuro-musculares do corpo humano. E a segunda forma é a dinâmica inversa, que, a partir dos deslocamentos, determina as forças geradoras do movimento. Trataremos com mais detalhes cada uma delas nas próximas seções.

### 3.2.1. Determinação de forças internas *in vivo*

Mesmo não sendo o objeto direto de nosso estudo, faremos um resumo dos principais trabalhos que utilizaram o método direto para a determinação de forças internas. Dessa forma, teremos uma noção mais precisa das dificuldades de se empregar tal método.

Os defensores dos procedimentos diretos justificam esta opção pelo fato dos procedimentos indiretos carecerem de critérios de validação, tanto nos métodos de redução quanto nos métodos de otimização que, veremos mais adiante, são duas abordagens amplamente empregadas nos procedimentos indiretos.

A determinação indireta das forças internas refere-se a soluções matemáticas no problema de indeterminação do sistema músculo-esquelético, pois existem mais incógnitas e forças desconhecidas do que equações do movimento. Neste caso é necessário agrupar músculos para reduzir as incógnitas nessas equações. A sensibilidade à variação das condições do tipo de ação muscular, da velocidade de contração, da fadiga, do treinamento, etc. também são algumas das dificuldades apresentadas no emprego dos métodos de otimização ou de redução através de eletromiografia. Quando se usa medição indireta, a validação do método aplicado mostra-se então como a questão central a ser resolvida. Deste modo, a utilização de métodos de medição direta das forças internas pode ser um recurso razoável para resolver tal questão, apesar dos problemas inerentes a esse método.

A medição direta requer a introdução de transdutores de força nas estruturas internas. Esses transdutores são dispositivos capazes de transformar a energia mecânica gerada pela extensão e contração dos músculos, pela tração, compressão e deslizamento das demais estruturas, em energia elétrica (sinal elétrico), para posterior registro em sistemas de aquisição de dados eletrônicos.

Historicamente, a utilização de tal procedimento começou com os trabalhos de SALMONS (1969), que introduziu este tipo de transdutor em animais.

Uma determinação direta da força na articulação do quadril foi realizada por RYDELL (1966), *apud* KOMI *et al.* (1987), o qual equipou transdutores do tipo *strain gauges* na cabeça femoral de próteses implantadas em dois pacientes que tinham sofrido fraturas no pescoço do fêmur. Seus resultados indicaram uma sobrecarga máxima na articulação de 3,3 vezes o peso do corpo.

A implantação direta de transdutores no ser humano foi feita pela primeira vez em 1983 por KOMI *et al.* (1987). Neste trabalho, Komi registra uma série de experimentos feitos em 5 sujeitos. O primeiro sujeito que submeteu-se à cirurgia foi o próprio Komi, que ficou 8 dias com o transdutor implantado, enquanto que os outros 4 sujeitos ficaram apenas 3 horas.

Para esses procedimentos *in vivo*, existe uma série de preocupações que devem ser levadas em conta: que tipo de transdutor deve ser implantado e quais as suas dimensões; qual o local de implantação, considerando-se o interesse real para a análise do movimento e se este não será prejudicado pela implantação; os cuidados com a cirurgia, bem como o tempo e a adaptação aos movimentos com o transdutor e a recuperação após a remoção do implante. Estes são fatores que limitam bastante a utilização deste procedimento.

Komi implantou o transdutor no tendão de Aquiles para o estudo de movimentos normais, do andar lento até o *sprint* e o salto.

A aplicação da técnica de medida *in vivo* para o ser humano requereu ainda várias etapas de desenvolvimento: projeto do transdutor adequado, detalhes da cirurgia e duração da implantação, etc. Preliminarmente, foram feitos testes com coelhos e cachorros.

O primeiro problema apresentado foi a escolha de um tendão apropriado para a implantação. O tendão de Aquiles foi escolhido por duas razões: a primeira devido ao espaço relativamente grande existente entre o tendão e o osso, de modo que o transdutor não tocasse no osso durante os movimentos; a segunda razão devido ao procedimento cirúrgico ser simples nesta região. A limitação existente nesta escolha reside no fato de o tendão de Aquiles ser um tendão comum para o complexo tríceps-sural, incluindo o soleus e o gastrocnemius, sendo este bi-articulado, o que dificulta a análise da distribuição de forças nesses músculos e os momentos no joelho. Apesar disto, este tendão está relacionado com a corrida, o andar e o salto, que são as atividades de locomoção mais naturais no ser humano, e portanto pode fornecer informações de relevante interesse.

O primeiro experimento utilizou um transdutor em forma de "E", com dimensões de 34mm x 25mm. Este transdutor foi feito de aço inoxidável, com uma camada isolante de epoxy para suavizar os contornos, e coberto com silicone para prevenir reações com o tecido. Foram empregados dois *strain gauges* numa configuração em ponte para registrar as variações de pressão e convertê-las em sinal elétrico. O cabo de conexão para saída deste sinal foi implantado sob a pele, e seus terminais se localizavam 10cm acima do

tendão.

Imediatamente após a cirurgia de implantação do transdutor, foram feitos alguns testes rápidos de funcionamento. Somente depois de 7 dias de repouso, o voluntário pôde realizar medições. Mesmo apresentando dores, ele realizou somente a flexão plantar e o caminhar lento.

Este primeiro experimento apresentou uma série de limitações. Inicialmente, não foi possível realizar a calibração do transdutor, e seu tamanho apreciável provocava dores no voluntário, de maneira a restringir seus movimentos. Além disso, ele somente recuperou seus movimentos normais um mês após a retirada do transdutor.

Entretanto, as dificuldades enfrentadas no desenvolvimento do primeiro transdutor permitiram realizar novas experiências com maior sucesso. Um segundo experimento foi feito com um novo projeto de transdutor. Desta vez, com dimensões de 38mm x 20mm x 13,5mm, este transdutor de aço inoxidável era recoberto com uma fina camada de ouro, para resistir à corrosão e dar contornos suaves, sem aumentar muito seu tamanho. Da mesma forma, foram utilizados dois *strain gauges* para a configuração da ponte de resistência, na obtenção do sinal elétrico gerado.

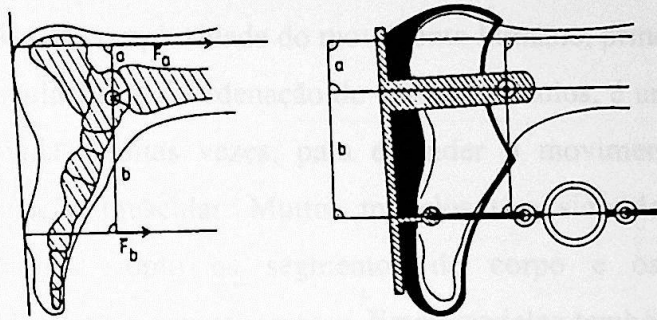
Na implantação, houve uma incisão lateral de 50mm e a colocação da barra provocava uma curvatura no tendão.

Em seguida ao implante, é necessário efetuar os procedimentos de calibração dos tradutores. A calibração em animais é feita diretamente cortando-se o tendão e colocando-se um outro medidor de força paralelamente ao transdutor implantado. Em seres humanos este procedimento, obviamente, não pode ser feito. Assim, é necessário fazer a calibração indiretamente. O procedimento está baseado na geometria do pé: conhecendo-se a posição do centro articular e os braços de alavanca ( $a$  e  $b$ ) entre esse centro e o ponto de aplicação das forças, pode-se aplicar uma força conhecida ( $F_b$ ), acoplada à parte posterior do pé, e assim calcular, através dos momentos, a força no tendão de Aquiles ( $F_a$ ), conforme a Eq. 10:

$$F_a = (F_b \cdot b)/a \quad \text{Eq. 10}$$

A Figura 2 mostra o arranjo experimental para a calibração do transdutor.

O procedimento de calibração feito por Komi levou menos de 15 minutos, e em seguida foram feitas medidas com movimentos normais do sujeito, do andar lento à corrida. O tempo total de permanência do transdutor no tendão foi de apenas 3 horas.



**Figura 2: Arranjo experimental para calibração do transdutor (Komi, 1987)**

Essa calibração é baseada inteiramente num método analítico indireto, ou seja, os valores das forças obtidos após esta arriscada técnica são feitos em função de uma escala obtida por método indireto. Podemos dizer que esse procedimento é direto na sua forma de coleta, mas é indireto quanto aos valores absolutos.

Acredita-se que o procedimento direto seja o único capaz de avaliar a carga sobre os músculos individualmente durante a locomoção, e também de fornecer medidas fidedignas que servirão como parâmetro de comparação às medidas obtidas por procedimentos indiretos. Analisando a cinemática, podemos estimar precisamente a variação no comprimento dos músculos (no caso do soleus e do gastrocnemius), dado a ser utilizado na obtenção das curvas força-comprimento e força-velocidade durante atividades cíclicas. Com eletromiografia pode-se também estudar o controle motor. Vemos que essa implantação revela novos aspectos não só para o caso específico do tendão, mas, em geral, para o comportamento mecânico e para o controle dos músculos em condições normais de locomoção.

Em trabalho mais recente, BERGMANN *et al.* (1993) aproveitaram-se de dois casos de implantação de endopróteses de quadril para equipá-los com transdutores e medir as forças na articulação do quadril na marcha e corrida. Mas este procedimento limita-se às aplicações em casos patológicos. KOMI *et al.* (1995) propuseram transdutores baseados em fibra ótica, que são menos traumáticos devido ao tamanho reduzido.

Todavia, como discutido anteriormente, esta metodologia é extremamente invasiva e não aplicável rotineiramente, apesar de apresentar uma boa precisão nos resultados, o que justifica o empenho de se desenvolverem metodologias de determinação indireta de forças.

### 3.2.2. Método da dinâmica direta

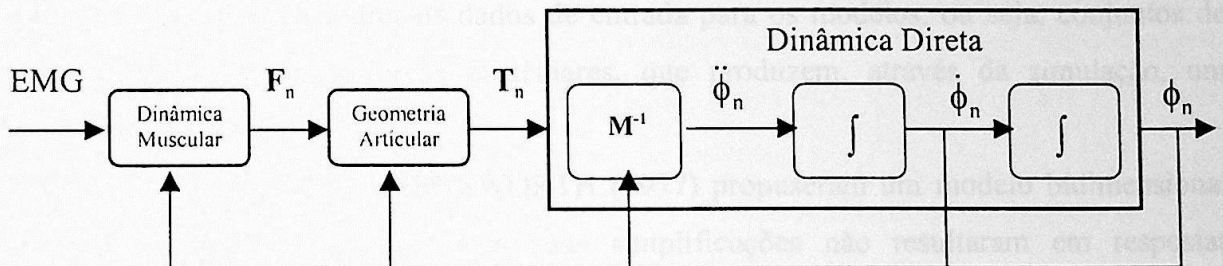
A análise da complexidade do movimento humano, principalmente quando este envolve múltiplas articulações e coordenação de vários músculos, é uma tarefa árdua e ainda não totalmente resolvida. Muitas vezes, para entender o movimento, é preciso postular princípios de coordenação muscular. Muitos modelos têm sido desenvolvidos com esse intuito, tentando explicar como os segmentos do corpo e os músculos interagem mecanicamente para executar o controle motor. Esses modelos também são de interesse para elucidar as propriedades do sistema nervoso central que controlam tais funções, bem como para auxiliar no desenvolvimento de terapias músculo-esqueléticas ou neurológicas em casos patológicos do movimento humano.

Quando a tarefa é estudar o controle muscular do movimento, os modelos da dinâmica direta são os mais indicados (ZAJAC, 1993). Tais modelos devem ser construídos para explicar como as forças musculares afetam o movimento, e como realmente o corpo produz este movimento. A dinâmica direta interpreta as excitações neuro-musculares, ou os sinais eletromiográficos, juntamente com as forças e os torques musculares conhecidos, para reproduzir as acelerações angulares e as trajetórias dos múltiplos segmentos do corpo, de forma coordenada.

A Figura 3 apresenta um diagrama esquemático da dinâmica direta, que representa a seqüência real dos eventos no movimento humano, começando pelo sinal neural que rege as excitações musculares até a produção propriamente dita dos deslocamentos segmentares. O cérebro controla o movimento enviando a excitação neuro-muscular para os músculos (sinal eletromiográfico), os quais produzem as forças musculares ( $F_n$ ). Essas forças produzem os torques resultantes ( $T_n$ ), os quais dependem da geometria articular, ou seja, dos braços de alavanca. Esses torques causam as acelerações angulares das articulações ( $\ddot{\phi}_n$ ), que são obtidas pelas equações do movimento e pela matriz inversa dos momentos de inércia ( $M^{-1}$ ). Por integração numérica, os deslocamentos  $\phi_n$  são finalmente calculados.

Dessa forma, a dinâmica direta pode ser testada se produzir, por simulação, os resultados compatíveis com os dados cinemáticos e cinéticos do movimento (CHAO, 1986). O método consiste em: formular o modelo da dinâmica direta; coletar os dados inerciais dos segmentos, a força de reação do solo e o sinal eletromiográfico; aplicar os dados de entrada neuro-musculares para tentar reproduzir os dados medidos; e finalmente analisar a força, o

sinal eletromiográfico e os dados cinemáticos simulados para entender a coordenação do movimento.



**Figura 3: Diagrama esquemático da dinâmica direta (ZAJAC, 1993).**

No entanto, as restrições da dinâmica direta são consideráveis se comparadas às da dinâmica inversa. Na dinâmica direta devemos modelar o corpo inteiro ou pelo menos as partes do corpo que não estão fixas no movimento estudado (WINTER, 1990). Isso exige uma precisão maior na modelagem anatômica do corpo. Se um segmento for modelado com o valor incorreto da massa, ou com vínculos não realísticos, o sistema como um todo estará comprometido, pois ele gerará erros nos deslocamentos que se acumulam no tempo, devido à integração numérica inerente ao método da dinâmica direta.

Segundo Winter, os modelos baseados na dinâmica direta possuem restrições e considerações comuns à dinâmica inversa, a saber:

- a) cada segmento tem uma massa constante e localizada no seu centro de massa;
- b) a localização relativa do centro de massa é constante no tempo;
- c) as articulações são modeladas como dobradiças, luvas e articulações esféricas;
- d) o momento de inércia de cada segmento em relação ao centro de massa é constante;
- e) as dimensões dos segmentos são constantes;

Além disso, nos modelos da dinâmica direta devemos considerar:

- f) não deve haver vínculos cinemáticos, ou seja, se os valores de entrada do modelo criarem vínculos, ele pode se colapsar ou resultar numa solução impossível, o que tornaria o modelo inválido;
- g) as condições iniciais (posição e velocidade) devem ser determinadas para cada segmento;
- h) os únicos dados de entrada do modelo devem ser as forças externas aplicadas e as forças e momentos internos gerados que possam ser medidos;

- i) o modelo deve incorporar todos os graus de liberdade e vínculos importantes;
- j) as forças de reação externas devem ser calculadas;

A dinâmica direta tem sido muito menos utilizada do que a dinâmica inversa porque é mais difícil encontrar os dados de entrada para os modelos, ou seja, conjuntos de sinais neuro-musculares e forças musculares, que produzem, através da simulação, um movimento coordenado.

HEMAMI & FARNSWORTH (1977) propuseram um modelo bidimensional composto por cinco segmentos mas suas simplificações não resultaram em respostas cinemáticas válidas

HEMAMI & WYMAN (1979) formularam um modelo mais completo para simular o andar humano, o qual não possuía coerência interna devido a simplificações nos vínculos anatômicos, mesmo reproduzindo um movimento válido (HEMAMI *et al.*, 1982).

Para possibilitar a integração numérica na dinâmica direta, os momentos articulares devem ser conhecidos ou estimados, ou então considerados nulos em certas circunstâncias. Esse foi o caso de McMAHON (1994) que estudou o andar.

Esses momentos também podem ser estimados para produzirem resultados compatíveis com os padrões normais do movimento estudado (PANDY & BERME, 1988), ou serem calculados por estimativas da força muscular através da eletromiografia e cinemetria (OLNEY & WINTER, 1985).

Ao contrário da dinâmica direta, a dinâmica inversa tem sido usada extensivamente. Entretanto, os modelos baseados nesse método, como veremos, não apresentam respostas para todas as forças musculares realmente presentes no movimento, devido à natureza redundante do sistema músculo-esquelético.

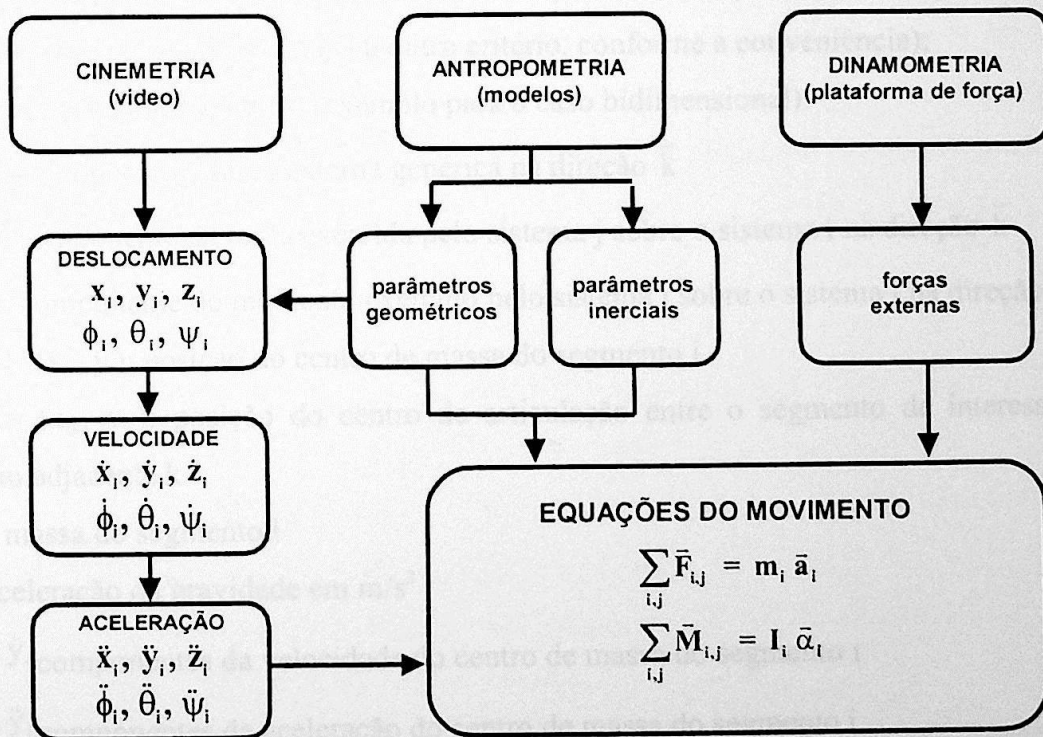
Dessa forma, devem ser feitas considerações anatômicas e fisiológicas adicionais para determinar como o torque resultante se distribui pelos músculos que atravessam aquela articulação, através de métodos de redução ou algoritmos de otimização. Os critérios propostos nesses métodos ainda carecem de bases fisiológicas mais completas, de forma que a estimação das forças internas, ainda que corretas, não podem ser usadas para explicar como essas forças realmente influenciam no movimento do corpo como um todo e sobre seus segmentos coordenadamente.

### 3.2.3. Método da dinâmica inversa

Vimos anteriormente que o método direto usado para medir as forças internas é extremamente invasivo e impróprio para a rotina diária. Vimos também que a dinâmica direta, como método indireto, é mais indicada quando o objetivo é estudar o controle neuro-muscular do sistema músculo-esquelético, e sua modelagem exige uma precisão maior nos dados anatômicos, ainda não disponível completamente na literatura.

Por essas razões, a dinâmica inversa, juntamente com a modelagem do corpo humano em segmentos articulados, apresenta-se como a alternativa mais adequada à determinação das forças internas.

A dinâmica inversa é uma poderosa ferramenta para o cálculo das resultantes das forças musculares nas articulações (CHAO & RIM, 1973). O processo consiste em obter a descrição cinemática do movimento, os dados antropométricos do modelo anatômico e as medidas de forças externas ao sistema, que no caso do andar humano é a força de reação do solo, para construir as equações do movimento, conforme indica a Figura 4.



**Figura 4: Variáveis biomecânicas na obtenção das equações do movimento**

Um conceito fundamental para a análise de forças na dinâmica inversa é o diagrama de corpo livre (MILLER & NELSON, 1973). Para um sistema de corpos rígidos, o

diagrama de corpo livre consiste de um esquema desses corpos, de uma representação das forças e momentos que agem nos corpos e de um sistema de coordenadas conveniente. Este diagrama permite que sejam construídas as equações do movimento para cada segmento, e constitui a concretização e esquematização do modelo físico, onde os segmentos corporais e as forças externas em cada segmento são identificadas.

A construção do diagrama de corpo livre, a formulação das equações do movimento correspondentes e suas soluções, bem como a interpretação do diagrama, podem tornar-se complicadas para aplicações em biomecânica. Conseqüentemente, é necessário estabelecer uma convenção para a construção do diagrama. Um procedimento adequado para esta metodologia constitui-se dos seguintes elementos, segundo NIGG & HERZOG (1994):

- definição do sistema a ser analisado;
- uso de linhas sólidas para representar o sistema;
- uso de linhas tracejadas para representar outros segmentos adjacentes, se necessário;
- numeração de todos os sistemas e segmentos;
- representação de todas as componentes de força na direção positiva do eixo  $x$ , assim como as componentes do momento (ou outro critério, conforme a conveniência);
- adoção da seguinte notação (exemplo para o caso bidimensional):

$F_{EK}$ : componente da força externa genérica na direção  $\bar{k}$

$F_{ijk}$ : componente da força exercida pelo sistema  $j$  sobre o sistema  $i$  na direção  $\bar{k}$

$M_{ijk}$ : componente do momento exercido pelo sistema  $j$  sobre o sistema  $i$  na direção  $\bar{k}$

$r_{CMi} = (x_i, y_i)$ : posição do centro de massa do segmento  $i$

$J_{ik} = (x_{ik}, y_{ik})$ : posição do centro de articulação entre o segmento de interesse  $i$  e o segmento adjacente  $k$

$m_i$ : massa do segmento  $i$

$g$ : aceleração da gravidade em  $m/s^2$

$\dot{x}_i, \dot{y}_i$  componentes da velocidade do centro de massa do segmento  $i$

$\ddot{x}_i, \ddot{y}_i$  componentes da aceleração do centro de massa do segmento  $i$

$I_{iz}$ : momento de inércia do segmento  $i$  em relação ao eixo  $z$

$\varphi_{iz}$ : ângulo entre o eixo  $x$  e o eixo longitudinal do segmento que passa pelos dois centros de articulação  $J_{i(i-1)}$  e  $J_{i(i+1)}$ ;

A Figura 5 apresenta um diagrama de corpo livre para um corpo  $i$  com dois

centros de articulação.

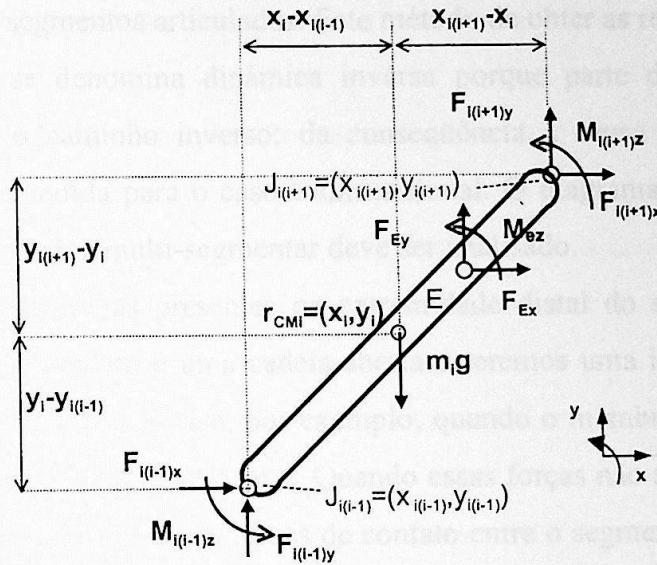


Figura 5: Diagrama de corpo livre (NIGG & HERZOG, 1994)

O sinal no resultado do cálculo das forças dependerá da convenção adotada na representação dessas forças. Se o sinal for negativo, por exemplo, implica que a força tem sentido contrário daquele representado no diagrama. Deve-se dar atenção a este aspecto para que a interpretação do fenômeno seja correta.

Com a convenção acima apresentada, as equações do movimento para o segmento  $i$  tornam-se:

$$m_i \ddot{x}_i = F_{i(i+1)x} + F_{i(i-1)x} + F_{E_x} \quad \text{Eq. 11}$$

$$m_i \ddot{y}_i = F_{i(i+1)y} + F_{i(i-1)y} - m_i g + F_{E_y} \quad \text{Eq. 12}$$

$$I_{iz} \ddot{\phi}_{iz} = M_{i(i+1)z} + M_{i(i-1)z} - (y_{i(i+1)} - y_i) F_{i(i+1)x} + (y_i - y_{i(i-1)}) F_{i(i-1)x} + (x_{i(i+1)} - x_i) F_{i(i+1)y} - (x_i - x_{i(i-1)}) F_{i(i-1)y} - (y_E - y_i) F_{E_x} + (x_E - x_i) F_{E_y} \quad \text{Eq. 13}$$

As equações Eq. 11 e Eq. 12 são decorrentes da equação de Newton para o movimento linear (Eq. 1), enquanto que a equação dos momentos (Eq. 13) é decorrente da equação de Euler para o movimento angular (Eq. 2) relativo a um sistema de referência determinado.

Estas equações descrevem o comportamento do modelo matemático do membro no modelo de segmentos articulados. Este método de obter as resultantes das forças e momentos articulares se denomina dinâmica inversa porque parte da cinemática para a cinética, ou seja, faz o caminho inverso: da consequência à causa do movimento. Esta abordagem pode ser estendida para o caso tridimensional. O diagrama de corpo livre é útil quando um complexo sistema multi-segmentar deve ser analisado.

Quando as forças presentes na extremidade distal do segmento terminal do modelo são nulas, o movimento é uma cadeia-aberta e teremos uma incógnita a menos nas equações do movimento. Este é o caso, por exemplo, quando o membro inferior está em sua fase aérea e não mantém contato com o solo. Quando essas forças não são nulas, diz-se que o movimento é uma cadeia-fechada, e as forças de contato entre o segmento e o objeto externo, tal como o solo ou um pedal de bicicleta, devem ser medidas.

As forças que atuam no sistema corpo humano e são representadas no diagrama de corpo livre para cada segmento são: as forças de gravitação, as forças externas e as forças intersegmentares.

A força gravitacional está presente em todos os segmentos do modelo. As forças externas, quando presentes, se distribuem sobre uma área do corpo ou do segmento, tal como a força de reação do solo aplicada sobre o pé. Para representá-las como vetores, devemos considerá-las agindo sobre um ponto, que é o centro de pressão. E para calcular os momentos devido a estas forças, este centro de pressão deve ser determinado. Finalmente, as forças intersegmentares devem ser consideradas no diagrama como sendo a resultante total da ação dos músculos e dos ligamentos que atravessam a articulação. Dessa forma, nenhum efeito de fricção pode ser analisado separadamente por esta abordagem.

Resumindo, para cada segmento e componente vetorial, temos a seguinte equação para o somatório das forças:

$$\sum \vec{F} = \vec{F}_{\text{grav}} + \vec{F}_{\text{ext}} + \vec{F}_{\text{int}} \quad \text{Eq. 14}$$

Portanto, se a força gravitacional  $\vec{F}_{\text{grav}}$  e as forças externas  $\vec{F}_{\text{ext}}$  forem conhecidas, juntamente com os dados inerciais e cinemáticos (Eq. 1 e Eq. 2), a única incógnita é a componente da força intersegmentar. Essa resultante decorre do efeito cinético resultante que cada segmento produz nos segmentos adjacentes, ou seja, é uma grandeza conceitual que não necessariamente está presente fisicamente em alguma estrutura anatômica.

Em geral, quando se usa o método da dinâmica inversa, deve-se adotar algumas simplificações. Algumas delas são considerações gerais e já foram vistas no método da dinâmica direta:

- a) cada segmento tem uma massa constante e localizada no seu centro de massa;
- b) a localização relativa do centro de massa é constante no tempo;
- c) as articulações são modeladas como dobradiças, luvas e articulações esféricas;
- d) o momento de inércia de cada segmento em relação ao centro de massa é constante;
- e) as dimensões dos segmentos são constantes;

Além disso, em muitas situações, podemos também considerar que:

- f) as forças de fricção interarticulares são desprezíveis;
- g) não há forças de co-contração dos músculos agonistas e antagonistas;
- h) o atrito do ar é mínimo;

Ao levar em conta tais simplificações, BRESLER & FRANKEL (1950) foram pioneiros na utilização da dinâmica inversa e no uso do diagrama de corpo livre para a análise de forças internas no corpo humano.

Outros trabalhos clássicos e importantes referências nesta área são os de CAPPOZZO *et al.* (1975) e WINTER (1990).

Uma solução mais simplificada para o problema da dinâmica inversa é feita desprezando-se os efeitos cinemáticos, o que permite uma análise quasi-estática. O equilíbrio estático é a condição na qual o corpo se mantém em repouso. Deste modo, as forças e os momentos internos e externos ficam balanceados, de modo que, para cada segmento, as equações para o equilíbrio estático se tornam:

$$\sum \vec{F}_{ij} = 0 \quad \text{Eq. 15}$$

$$\sum \vec{M}_{ij} = 0 \quad \text{Eq. 16}$$

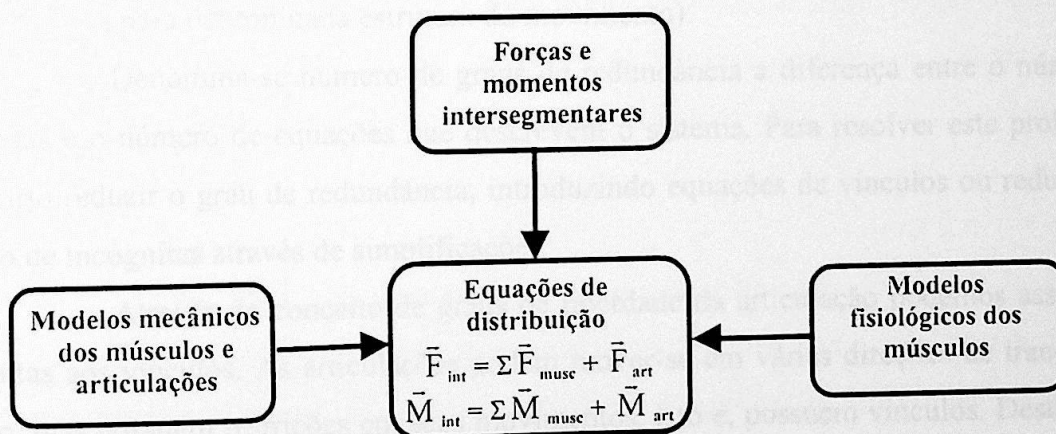
Quando o movimento é suficientemente lento a análise quasi-estática pode fornecer informações úteis para a descrição do movimento ou servir de análise preliminar para uma compreensão mais complexa do fenômeno.

### 3.2.4. Distribuição das forças intersegmentares

Apesar de não constituir o objetivo do presente trabalho, julgamos relevante apresentar uma breve revisão do problema seguinte à determinação de forças e momentos intersegmentares, que é a sua distribuição pelas estruturas anatômicas. Objetivamos apenas ilustrar com isso, mesmo que introdutoriamente, a complexidade na análise de sobrecargas no aparelho locomotor humano.

Como vimos, o primeiro passo na determinação das forças musculares e articulares é baseado em medidas cinéticas e cinemáticas (o problema da dinâmica inversa). Esses dados fornecem apenas a resultante de forças, e não sua distribuição.

Assim, o segundo passo a ser seguido consiste na determinação das forças que compõem essa resultante, ou seja, das forças musculares e articulares. Esse é o problema da distribuição de forças intersegmentares, representado esquematicamente pela Figura 6. Existem outras forças internas além dessas que, entretanto, podem ser negligenciadas numa primeira aproximação para a construção do modelo (AN *et al.*, 1995).



**Figura 6: Distribuição das forças e momentos intersegmentares.**

No problema da distribuição das forças e momentos intersegmentares, é feita a escolha do modelo mecânico do aparelho músculo-esquelético. Esse modelo deve fornecer a construção anatômica dos músculos, ou seja, seus pontos de origem e inserção.

Os dados antropométricos na constituição do modelo e a determinação das coordenadas de origem e inserção são, em geral, provenientes de estudos cadavéricos e ainda carecem de estimativas satisfatórias dos erros provocados nos cálculos dos braços de alavanca dos músculos. BRAND *et al.* (1982), por exemplo, determinam individualmente a origem e a

inserção para 47 músculos da extremidade inferior.

Basicamente, há três tipos de forças internas a considerar: as forças musculares e nos tendões e ligamentos, as forças de contato articulares e as forças na cápsula sinovial. Em geral, estas últimas duas são combinadas para resultar na força e momento articulares.

Assim, o problema se reduz ao modo de determinar a distribuição de forças internas. Esse é o segundo passo a ser seguido, que consiste em resolver as seguintes equações de equilíbrio, para cada segmento:

$$\vec{F}_{int} = \sum \vec{F}_m + \vec{F}_a \quad \text{Eq. 17}$$

$$\vec{M}_{int} = \sum \vec{M}_m + \vec{M}_a \quad \text{Eq. 18}$$

onde os índices  $m$  e  $a$  indicam “muscular” e “articular” respectivamente.

Observa-se inicialmente que o número de incógnitas excede o número de equações disponíveis. Apresenta-se então o problema de indeterminação matemática, o qual apresenta inúmeras soluções (matematicamente possíveis, mas não necessariamente representativas para determinada estrutura do movimento).

Denomina-se número de graus de redundância a diferença entre o número de incógnitas e o número de equações que descrevem o sistema. Para resolver este problema é necessário reduzir o grau de redundância, introduzindo equações de vínculos ou reduzindo o número de incógnitas através de simplificações.

Através do conceito de graus de liberdade da articulação podemos associar as incógnitas aos vínculos. As articulações podem mover-se em várias direções de translação e rotação, mas possuem restrições em seus movimentos, isto é, possuem vínculos. Deste modo, as equações de equilíbrio dos momentos associadas consistem somente de forças musculares. Com as forças musculares determinadas, as forças articulares e os momentos podem ser calculados utilizando-se das demais equações do movimento.

Entretanto, esse processo de obter as forças musculares e articulares independentemente torna-se inapropriado sob certas condições. AN et al. (1990) mostraram que, por este procedimento, os resultados das forças correspondem a uma articulação instável e, portanto, é necessário introduzir forças nos músculos antagonistas para se alcançar a estabilidade.

Portanto, para a distribuição das forças e momentos musculares e articulares,

podem ser utilizados dois métodos: o método de redução ou o método de otimização.

### Método de redução

O método de redução reduz o número de incógnitas ao número de equações, ou seja, reduz o número de forças desconhecidas agindo em uma articulação para o número de equações mecânicas disponíveis. Isto é feito através de procedimentos de simplificação funcional e anatômica, como por exemplo, o agrupamento de músculos com funções semelhantes responsáveis por um mesmo movimento ou que possuem origem e inserção comuns, a eliminação de músculos inativos através da eletromiografia, etc. Este método não considera músculos bi-articulados nem a co-ativação dos antagônicos. Desta maneira as incógnitas correspondentes a esses músculos são eliminadas de forma a possibilitar o cálculo da força articular. Entretanto, com este método, perdemos os detalhes do comportamento dos músculos individuais.

Um método de redução alternativo é aumentar o número de equações de vínculos. Adota-se uma distribuição de forças entre os músculos baseados em considerações anatômicas e observações fisiológicas, como por exemplo, considerando a força muscular proporcional à área da seção transversal do músculo (AN *et al.*, 1981).

### Método de otimização

Como vimos, o problema de distribuição de forças é tipicamente indeterminado. Para resolvê-lo é necessário fazer simplificações que podem comprometer os resultados. Um método de solução, sem tais simplificações, pode ser feito procurando-se uma solução ótima, isto é, uma solução que maximize ou minimize alguns processos ou ações.

Nesse método, uma solução para o sistema de equações é obtida formulando-se funções objetivas e utilizando técnicas de otimização matemática. Essas funções devem fornecer candidatos à solução, e a melhor solução é então procurada pelo algoritmo. A otimização leva em consideração certas regras de solicitação de movimento e outros critérios de eficiência fisiológicos. O critério que o indivíduo escolhe, conscientemente ou inconscientemente, para determinar o controle da ação do músculo varia com a natureza da atividade física e com as necessidades peculiares do indivíduo.

O método de otimização utiliza critérios fisiológicos para minimização de forças e, portanto, aumenta o número de equações. Como exemplos de critérios temos o

princípio da mínima força muscular, o mínimo estresse muscular e o mínimo consumo energético (HATZE, 1976). A maioria dos critérios encontrados na literatura, no entanto, não é clara, ignora a ação dos ligamentos e não considera apropriadamente a ação dos músculos antagonistas (COLLINS, 1995).

Os critérios de otimização possíveis são muitos, e a escolha não é óbvia. Para resolver o problema de otimização, o seguinte procedimento pode ser seguido:

- a) definir a função custo;
- b) identificar as funções de limitação;
- c) especificar as variáveis;
- d) fixar valores apropriados para as variáveis.

A formulação matemática de critérios fisiológicos mais elaborados surgiu no fim da década de 60. MacCONAILL (1967) definiu um princípio de mínima força muscular total, onde a força muscular total empregada para manter a postura ou desempenhar um movimento não é maior do que aquela necessária e suficiente para tal. Por conseguinte, isto minimiza a soma das forças musculares. Atualmente, esta função tem sido usada extensivamente (PEDOTTI *et al.*; 1978; SEIREG & ARVIKAR, 1975).

A solução para a distribuição das forças musculares deve ser sensível ao método de otimização específico ou função objetiva utilizada. Por outro lado, o valor da força articular não deve variar muito com o método. Assim, dependendo da proposta do estudo, a seleção do critério de otimização não deve ser crítica. Contudo, o problema de indeterminação não está totalmente fechado e deve-se ainda procurar estabelecer metodologias para sua solução, bem como verificar experimentalmente essas soluções, com medidas diretas ou indiretas.

### 3.3. Modelos anatômicos

#### 3.3.1. Modelos antropométricos

Para termos uma noção dos modelos antropométricos existentes na literatura, apresentamos um resumo dos estudos feitos a cerca de tais modelos (SACCO *et al.*, 1995). Os modelos empregados em Biomecânica constituem-se da representação geométrica e das

propriedades inerciais da massa corporal total ou segmentar do corpo humano, e devem fazer uma aproximação de suas características físicas.

Em função do propósito do estudo, adota-se um modelo adequado à obtenção das variáveis biomecânicas e ao cálculo das grandezas relacionadas à situação real do movimento estudado.

Nem sempre um modelo mais completo, e portanto mais complexo, é o mais adequado, pois também devem ser considerados os protocolos relacionados à obtenção das medidas antropométricas associadas ao modelo.

O modelo antropométrico deve permitir calcular os parâmetros para o estudo cinemático do movimento, que são: a massa, a posição do centro de massa do corpo ou do segmento, e o momento principal de inércia. Para o problema da distribuição de forças intersegmentares no estudo dinâmico do movimento, devemos determinar os braços de alavanca musculares e os momentos de rotação na articulação, e para isso é necessário determinar a origem e a inserção desses músculos, através de estudos desenvolvidos na literatura, como por exemplo, SEIREG & ARVIKAR (1973) e BRAND *et al.*(1982).

A antropometria é um importante aspecto a ser abordado na investigação de forças internas, pois fornece elementos para a construção do modelo mecânico que, conseqüentemente, possibilita o cálculo dos momentos articulares e a determinação das linhas de ação das forças. Entretanto, o sistema humano é muito complexo para ser representado em todos os seus detalhes, e simplificações são necessárias para a sua manipulação. Estas simplificações estão vinculadas aos propósitos do estudo a ser feito, pois podem influir mais ou menos nos resultados e são orientadas por determinantes antropométricas.

Na elaboração de um modelo biomecânico para a determinação de forças internas, o primeiro passo a ser seguido é a definição do modelo mecânico. Este deverá conter a forma dos segmentos da estrutura de corpos rígidos, (no caso de se adotar tal concepção) bem como seus respectivos valores de massa e posição dos centros de massa. A determinação do número de graus de liberdade de cada articulação e a localização dos centros de rotação de cada um possibilita o cálculo dos momentos principais de inércia. Para o cálculo dos momentos, é necessária a localização dos pontos onde são aplicadas as forças ativas e passivas, devido a ação dos músculos e à reação das articulações, respectivamente. A construção do diagrama de corpo livre permitirá, em seguida, a formulação das equações do movimento.

As variáveis antropométricas fundamentais são: a massa  $m$  de cada segmento  $i$  ( $m_i$ ), a localização do centro de massa ( $r_{CMi}$ ), o momento de inércia dos segmentos relativos aos eixos de rotação  $k$  ( $I_{ik}$ ), e a localização dos pontos de ação das forças.

No caso geral, o momento de inércia pode ser caracterizado pelo tensor de inércia. Entretanto, podemos escolher um sistema de coordenadas que tenha os eixos coincidentes com os eixos principais de inércia, de modo que os produtos de inércia sejam nulos. Desta forma, para o sistema de coordenadas retangular, devemos apenas determinar os momentos de inércia em relação ao centro de massa sobre os eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$ . Se ainda forem feitas simplificações, tais como considerar o problema bidimensional com o eixo de rotação perpendicular ao plano  $x$ - $y$  por exemplo, podemos escrever:

$$I_z^{CM} = \int r^2 dm = \int (x^2 + y^2) dm \quad \text{Eq. 19}$$

No entanto, não dispomos detalhadamente a localização de cada elemento de massa ( $dm$ ). Considera-se então o material homogêneo de densidade uniforme  $\rho$ , de modo que obtemos:

$$I_z^{CM} = \rho \int r^2 dV \quad \text{Eq. 20}$$

onde  $dV$  é o elemento de volume correspondente ao elemento de massa  $dm$  e  $r$  é a distância do elemento de massa ao eixo de rotação (que passa pelo centro de massa - CM).

Estas grandezas podem ser obtidas através de métodos experimentais ou através de modelos teóricos. O emprego de um ou de outro método deve ser escolhido adequadamente, levando-se em conta o grau de precisão dos dados obtidos bem como a relação custo/benefício em relação à proposta de utilização das variáveis.

As primeiras tentativas experimentais para se determinar os valores de massa, volume, densidade e centro de massa do corpo humano e de segmentos individuais, foram feitas em cadáveres através da segmentação dos corpos (BRAUNE & FISHER, 1889, *apud* Nigg & Herzog, 1994; DEMPSTER, 1955a; CLAUSER *et al.*, 1969; CHANDLER *et al.*, 1975). Existem dificuldades metodológicas quanto à definição da segmentação, à determinação das densidades médias e à escolha, ou disponibilidade da amostra de cadáveres. Devido a estes fatores, quando essas variáveis são comparadas aos estudos *in vivo*, elas apresentam um alto grau de dispersão (ZATSIORSKY & SELUYANOV, 1983).

A literatura apresenta, portanto, possibilidades para a determinação de massa,

centro de massa e momento de inércia obtidos através de estudos cadavéricos, mas seus resultados são apenas valores médios de sujeitos não representativos.

Outro método é feito através da determinação experimental do volume dos segmentos de indivíduos *in vivo*, por técnicas de imersão em água, ressonância magnética, tomografia computadorizada, fotogrametria, pêndulo físico, aceleração de segmentos, etc. Outros métodos calculam a massa pelas densidades médias obtidas da literatura, ou densidades não uniformes obtidas destas técnicas (DEMPSTER, 1955b; DRILLIS & CONTINI, 1966; HAY, 1973).

Os métodos experimentais mencionados acima, se comparados às abordagens antropométricas teóricas, são menos precisos, apesar do custo elevado da aparelhagem necessária e do treinamento de pessoal especializado na manipulação dos equipamentos (NIGG & HERZOG, 1994).

Esses métodos parecem apropriados para determinar massas relativas, localização de CM segmentares e volumes. Entretanto, as propriedades inerciais podem ser determinadas através de modelos matemáticos, tendo como variáveis de entrada as dimensões antropométricas obtidas de protocolos determinados.

A preocupação com a precisão dos valores das variáveis utilizadas num modelo deve levar em conta a influência destas nos resultados finais. Assim, para a determinação das massas segmentares, a utilização de valores de densidade uniforme, da literatura, ao invés de densidade não uniforme, introduzem erros menos significativos do que os valores dos volumes obtidos pelos procedimentos citados.

Na determinação das forças internas resultantes nos músculos e tendões, e cargas nas articulações, as variáveis antropométricas são dados de entrada tanto para a cinemática como para a dinamometria. Assim, a precisão das propriedades inerciais é de fundamental importância para o estudo dessas forças. Portanto, o emprego de modelos matemáticos é o mais recomendado, quando se preza a precisão do modelo.

Ao invés de se determinar as propriedades inerciais experimentalmente, o corpo humano pode ser representado com um modelo matemático, cujas características permitam o cálculo de tais grandezas.

Esses modelos são baseados em estruturas de corpos rígidos articulados, com densidade uniforme, formas geométricas simples e eixos articulares móveis. Eles permitem o cálculo das propriedades inerciais em várias posições e são usados em simulação do

movimento humano. Em geral, medidas antropométricas são tomadas de um sujeito, ou são utilizados procedimentos de fotogrametria para se determinar as dimensões dos segmentos, usadas como dados de entrada no modelo.

A seguir, apresentamos resumidamente algumas características dos modelos antropométricos mais utilizados em Biomecânica, segundo NIGG & HERZOG (1994).

### **3.3.1.1. Modelo de Hanavan**

O modelo de Hanavan (HANAVAN, 1964) é formado por 15 segmentos, constituídos por cilindros, elipsóides e secções de cones circulares (Figura 7a). Os membros se movem em torno de pontos fixos e são conectados por articulações sem massa. A massa, a localização do centro de massa e os momentos de inércia são calculados da geometria dos sólidos. Para dimensionar os sólidos geométricos do modelo, são realizadas 25 medidas antropométricas no sujeito, sendo 14 perímetros, 10 comprimentos e o peso total. O cálculo das massas segmentares é feito através das equações de regressão de Barter (BARTER, 1957).

Os resultados do momento de inércia apresentaram uma dispersão de 10% em relação à média dos valores experimentais da literatura, e o centro de massa do corpo, uma dispersão de 1,8cm.

Uma das principais críticas ao modelo de Hanavan é a não segmentação do tronco inferior em abdômen e pélvis, o que limita as deformações para movimentos de flexão e extensão do tronco.

### **3.3.1.2. Modelo de Jensen**

Este modelo (JENSEN, 1976, 1978) é baseado no método fotogramétrico, no qual o corpo é seccionado em zonas elípticas de 2cm de espessura, em cada um dos 16 segmentos (Figura 7c), formando uma grade sobre a superfície corporal. O centróide e o volume de cada seção elipsóide são determinados geometricamente, e o volume dos segmentos e do corpo é a soma das seções elipsóides. A massa é calculada utilizando-se esses valores de volume e valores de densidade média, obtidos da literatura. Os momentos de inércia são calculados para cada elipsóide, e o momento de inércia total ou segmentar é feito utilizando o teorema dos eixos paralelos.

Os dados do sujeito são obtidos posicionando os segmentos paralelamente ao eixo do corpo para serem feitas as marcações da grade vertical e horizontal sobre a superfície corporal, sendo então fotografadas. As fotos são digitalizadas e segmentadas para se efetuar o cálculo dos parâmetros inerciais.

Esse método apresenta resultados com 2% de dispersão em relação aos valores experimentais da massa.

### **3.3.1.3. Modelo de Hatze**

Esse modelo, constituído por 17 segmentos rígidos (Figura 7b), apresenta melhoras significativas em relação aos modelos anteriores (HATZE, 1980). Ele inclui os ombros como segmentos; considera diferenças de densidade, forma, etc., entre os sexos; considera flutuações de forma para cada segmento; considera variações de densidade ao longo das secções transversas e longitudinais, baseadas nos estudos de Dempster; considera a assimetria segmentar; é válido para crianças e sujeitos com mudanças morfológicas; modela os pulmões com baixa densidade, etc.

Entretanto, o modelo de Hatze requer 242 medidas antropométricas, o que aumenta a dificuldade na localização de todos os segmentos. Outra crítica a esse modelo é a sua grande dependência das medidas individuais, o que dificulta a generalização de resultados para uma certa população.

O erro médio para a massa total, apresentado por este modelo, é de 0,26%.

### **3.3.1.4. Modelo de Yeadon**

Esse modelo de 11 segmentos rígidos permite o cálculo de parâmetros inerciais para 20 segmentos individuais, considerando 40 sólidos separados (YEADON, 1989a, b). São necessárias 95 medidas antropométricas do sujeito para definir os parâmetros geométricos e inerciais. Os cálculos de massa, centro de massa e momento de inércia, baseados na geometria, utiliza valores de densidade uniforme para os segmentos, e apresentam um erro em torno de 2,3% relativos aos valores experimentais, que podem ser minimizados para até 1% se forem feitas correções nos valores de densidade.

### 3.3.1.5. Modelo de Zatsiorsky

Esse modelo é baseado na combinação de medidas antropométricas e na técnica de varredura por raios gama (ZATSIORSKY *et al.*, 1984, *apud* AMADIO, 1989), que permitiu determinar a distribuição de massa e densidade dos segmentos pela absorção desses raios pelos tecidos. O modelo é constituído por 16 segmentos sólidos com formas geométricas diversas (Figura 7d), a saber: pé, perna, coxa, mão, antebraço e braço para cada lado do corpo, cabeça e tronco superior, médio e inferior. Os parâmetros inerciais são calculados através das equações de regressão do modelo, baseadas em dados de 115 sujeitos do tipo caucasiano (100 homens e 15 mulheres, com idade média de 24 e 19 anos respectivamente). Nenhum outro estudo utilizou essa amostra anteriormente. As equações de regressão fornecem rapidamente os valores desses parâmetros com poucas medidas antropométricas do sujeito (peso, altura e 32 medidas antropométricas). Os valores obtidos, comparados com valores experimentais da literatura, apresentam um erro menor do que 10%.

### 3.3.1.6. Modelo de Dempster

WINTER (1990) descreve os resultados de diversos autores e apresenta um modelo antropométrico constituído por 13 segmentos (Figura 7e). Distingui-se do modelo de Zatsiorsky, descrito acima, pelo agrupamento da cabeça e das partes do tronco em um só segmento.

O modelo descrito por WINTER (1990) descreve as dimensões dos segmentos baseados nos estudos cadavéricos de Dempster mencionados anteriormente. Winter apresenta um conjunto de valores médios para as dimensões dos segmentos expressos como percentagens da altura total do corpo, preparados por Drillis & Contini. Essas dimensões, entretanto, servem somente como aproximações para o caso onde não há melhores dados, preferivelmente as medidas diretas feitas no sujeito.

Da mesma forma, a massa de cada segmento é dada em função da massa total, e o centro de massa, bem como o raio de giração desses segmentos, em função de seus comprimentos. Esses dados são compilados de DEMPSTER (1955a).

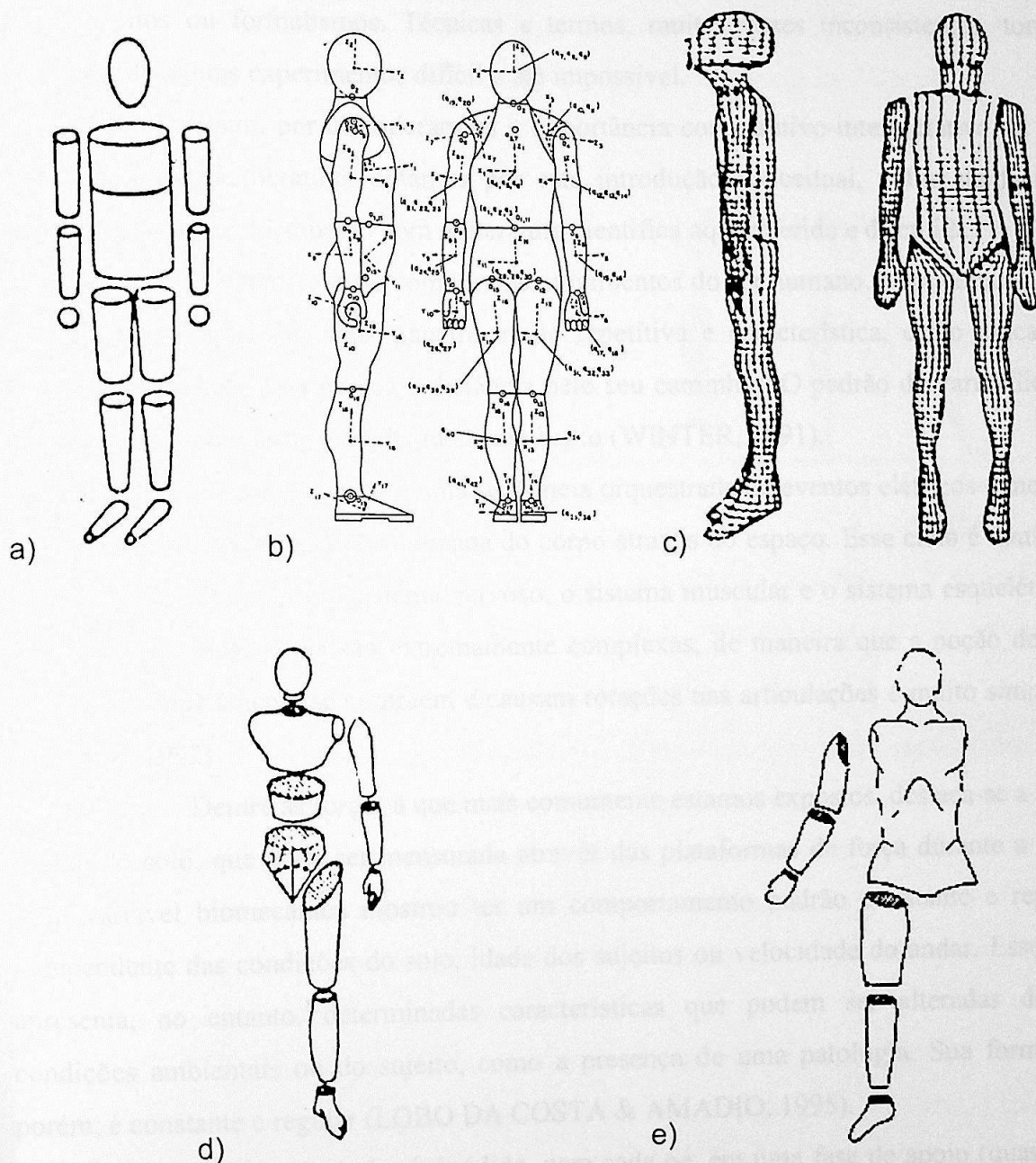


Figura 7: Modelos antropométricos: (a) Hanavan, (b) Hatze, (c) Jensen, (d) Zatsiorsky, (e) Dempster.

### 3.4. Análise do andar humano: caracterização funcional

Com propósito didático auxiliar, apresentamos a seguir um resumo das definições, termos e convenções comumente usados em Biomecânica, relacionando-as à metodologia utilizada neste trabalho. Procuramos contextualizar a presente temática que, por

sua natureza interdisciplinar, é freqüentemente utilizada de forma errônea ou abusiva quanto aos conceitos ou formalismos. Técnicas e termos, muitas vezes inconsistentes, tornam a validação de alguns experimentos difícil e até impossível.

Assim, por considerarmos a importância comparativo-interpretativa de nossos dados com os da literatura, optamos por esta introdução conceitual, a fim de facilitar a padronização deste documento com a literatura científica aqui referida e discutida.

O andar é o mais comum dos movimentos do ser humano. Uma certa pessoa irá executar sua marcha de uma maneira muito repetitiva e característica, e tão única que é possível reconhecer uma pessoa à distância pelo seu caminhar. O padrão de variabilidade de uma passada no dia-a-dia é moderadamente baixo (WINTER, 1991).

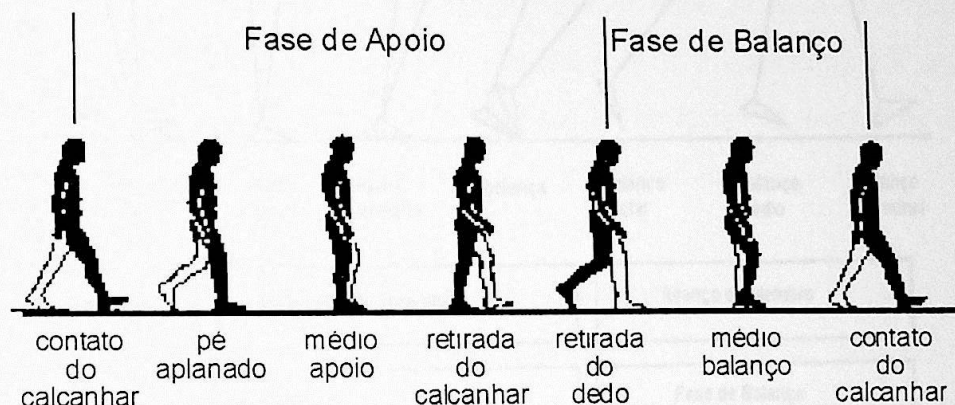
O ciclo do andar é uma seqüência orquestrada de eventos elétricos e mecânicos que culminam na propulsão coordenada do corpo através do espaço. Esse ciclo é também um esforço coordenado entre o sistema nervoso, o sistema muscular e o sistema esquelético. Por isso, as ações musculares são extremamente complexas, de maneira que a noção de que os músculos simplesmente se contraem e causam rotações nas articulações é muito simplificada (LIEBER, 1992).

Dentre as forças a que mais comumente estamos expostos, destaca-se a força de reação do solo, que pode ser mensurada através das plataformas de força durante a marcha. Essa variável biomecânica mostrou ter um comportamento padrão constante e repetitivo, independente das condições do solo, idade dos sujeitos ou velocidade do andar. Esse padrão apresenta, no entanto, determinadas características que podem ser alteradas devido a condições ambientais ou do sujeito, como a presença de uma patologia. Sua forma geral, porém, é constante e regular (LOBO DA COSTA & AMADIO, 1995).

O ciclo do andar é dividido, para cada pé, em uma fase de apoio (quando o pé está sobre o solo) e uma fase de balanço (quando o pé não está sobre o solo).

No indivíduo normal, a fase de apoio começa quando o calcanhar contata o solo. Essa é seguida pelo pé-aplanado, quando o restante do pé desce. O instante no qual a fase de balanço do pé passa à fase de apoio é chamada de apoio médio. Essa é seguida pela retirada do calcanhar, quando o calcanhar se levanta e o peso corporal é suportado pelo antepé. A fase de apoio termina com a retirada dos dedos, quando o restante do pé deixa o solo.

A fase de balanço é dividida em uma fase de aceleração e uma fase de desaceleração, com um balanço médio, o qual corresponde à fase de apoio médio, sendo o instante no qual os dois pés estão lado a lado, conforme ilustrado na Figura 8 (WHITTLE, 1995).



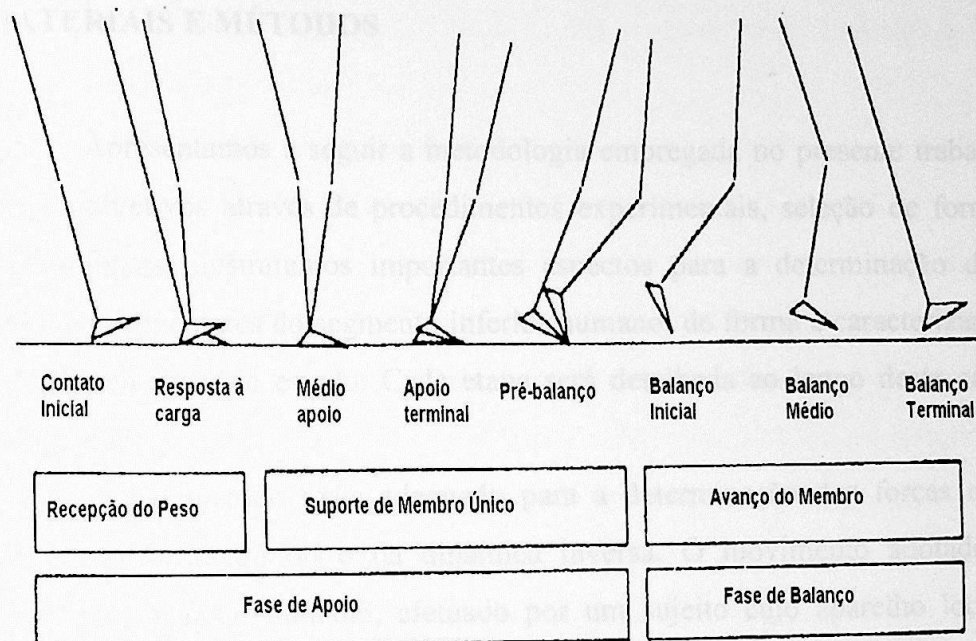
**Figura 8: Representação da posição dos membros inferiores durante um ciclo único do andar, do contato do calcanhar direito ao contato do calcanhar direito (adaptado de WHITTLE, 1995)**

A fase de duplo apoio é característica do andar e existem vários fatores que a determinam, sendo que um deles é fato de o tempo de apoio ser maior do que o de balanço, criando uma sobreposição entre as fases de apoio de ambos os lados, ou seja, um tempo de duplo apoio, quando ambos os pés estão no solo no mesmo instante.

O tempo de apoio simples para o pé é o tempo em que somente um pé está no solo, enquanto o outro está em fase de balanço.

Com a transferência do peso corporal sobre o membro de apoio, ocorre o pé aplanado num tempo correspondente a aproximadamente 10% do ciclo do andar, a retirada do calcanhar a 45%, e a retirada do dedo a 60% desse tempo.

Em função disso, outra classificação tem sido também utilizada. Ela foi desenvolvida pelo Rancho de Los Amigos Medical Center (PERRY, 1992), e reconhece que há três tarefas durante o andar: a recepção do peso, o suporte de um único membro (relacionadas à fase de apoio), e o avanço do membro (a fase de balanço). Na sub-fase de recepção do peso, ocorre o contato inicial, e a resposta à carga; na sub-fase de suporte de um único membro, ocorre o apoio médio, o apoio terminal e o pré-balanço; e na fase de avanço do membro, ocorrem as sub-fases de balanço inicial, balanço médio e balanço terminal, como demonstrado na Figura 9.



**Figura 9: Representação esquemática das fases do andar segundo a classificação proposta por Rancho de Los Amigos Medical Center (adaptado de HARRIS & WERTSCH, 1994)**

A fase do movimento estudada foi o apoio completo de um membro inferior, devido às limitações na obtenção da força de reação do solo de apenas um membro, por apenas uma plataforma de força.

#### 4. MATERIAIS E MÉTODOS

Apresentamos a seguir a metodologia empregada no presente trabalho. A fim de atender os objetivos através de procedimentos experimentais, seleção de formalismos e rotinas operacionais, ilustraremos importantes aspectos para a determinação de forças e momentos intersegmentares do segmento inferior humano, de forma a caracterizar a natureza interdisciplinar do presente estudo. Cada etapa será detalhada ao longo deste capítulo, nos itens subsequentes.

Como método mais adequado para a determinação das forças e momentos intersegmentares foi escolhido o da dinâmica inversa. O movimento adotado para esse procedimento foi o andar humano, efetuado por um sujeito cujo aparelho locomotor não apresentava distúrbios de normalidade. A fase do movimento estudada foi o apoio simples de um único membro, devido às limitações na obtenção da força de reação do solo para dois membros, o que exigiria o emprego de duas plataformas, não disponíveis em nosso laboratório.

Os procedimentos experimentais envolvidos foram a antropometria, a cinemetria e a dinamometria.

Para a antropometria optamos por um modelo de fácil aplicação e rápida mensuração, sem no entanto tornar a rotina de cálculo vinculada exclusivamente ao modelo escolhido.

O membro inferior esquerdo foi modelado em 3 segmentos: pé, perna e coxa. O resto do corpo, formando o conjunto cabeça-tronco-membros superiores mais o membro inferior direito, não foi segmentado. A análise se reduziu à fase de apoio do membro inferior esquerdo, pois não foi possível o registro da força de reação do solo sobre o pé direito.

As articulações de interesse são, portanto, o tornozelo, o joelho e o quadril para o membro inferior em questão.

Na cinemetria, para o registro do movimento, utilizamos uma câmara de vídeo SVHS. Posteriormente à coleta, as imagens gravadas numa fita de vídeo foram reproduzidas em equipamentos adequados à digitalização das coordenadas de interesse, que no caso foram os centros articulares. Para tanto, desenvolvemos um programa em Visual Basic que permitisse a

calibração do sistema, a digitalização dos pontos e a reconstrução bidimensional desses pontos, através do método DLT (Direct Linear Transformation, ABDEL-AZIZ & KARARA, 1971). Este sistema foi denominado X-Cine.

Na dinamometria, os dados da força de reação do solo e do ponto de aplicação dessa força foram coletados utilizando-se uma plataforma de força Kistler®.

Para o cálculo das variáveis antropométricas, massa e momento de inércia dos segmentos, de acordo com o modelo de Dempster, como descrito por Winter, implementamos uma rotina em Matlab®. As variáveis comprimento dos segmentos foram obtidas diretamente das imagens digitalizadas e as posições dos centros de massa desses segmentos, utilizando esse mesmo modelo, também foram calculadas utilizando uma rotina em Matlab®.

As coordenadas digitalizadas das articulações, após serem tratadas com um filtro passa-baixa, serviram para o cálculo dos deslocamentos angulares e dos deslocamentos lineares dos centros de massa dos segmentos. Com isso, procedemos à derivação dessas grandezas a fim de obter as acelerações angulares e lineares dos segmentos.

As componentes da força de reação do solo e da posição do centro de aplicação dessa força no plano do movimento também foram devidamente tratadas, a fim de suprimir os ruídos de fontes indesejadas no sinal.

Finalmente o diagrama de corpo livre para cada segmento foi desenhado e as equações do movimento determinadas e implementadas em Matlab®.

Esquemáticamente podemos representar o algoritmo utilizado neste trabalho conforme o diagrama da Figura 10.

Forças e momentos  
intersegmentares

Figura 10: Diagrama representativo das etapas metodológicas.

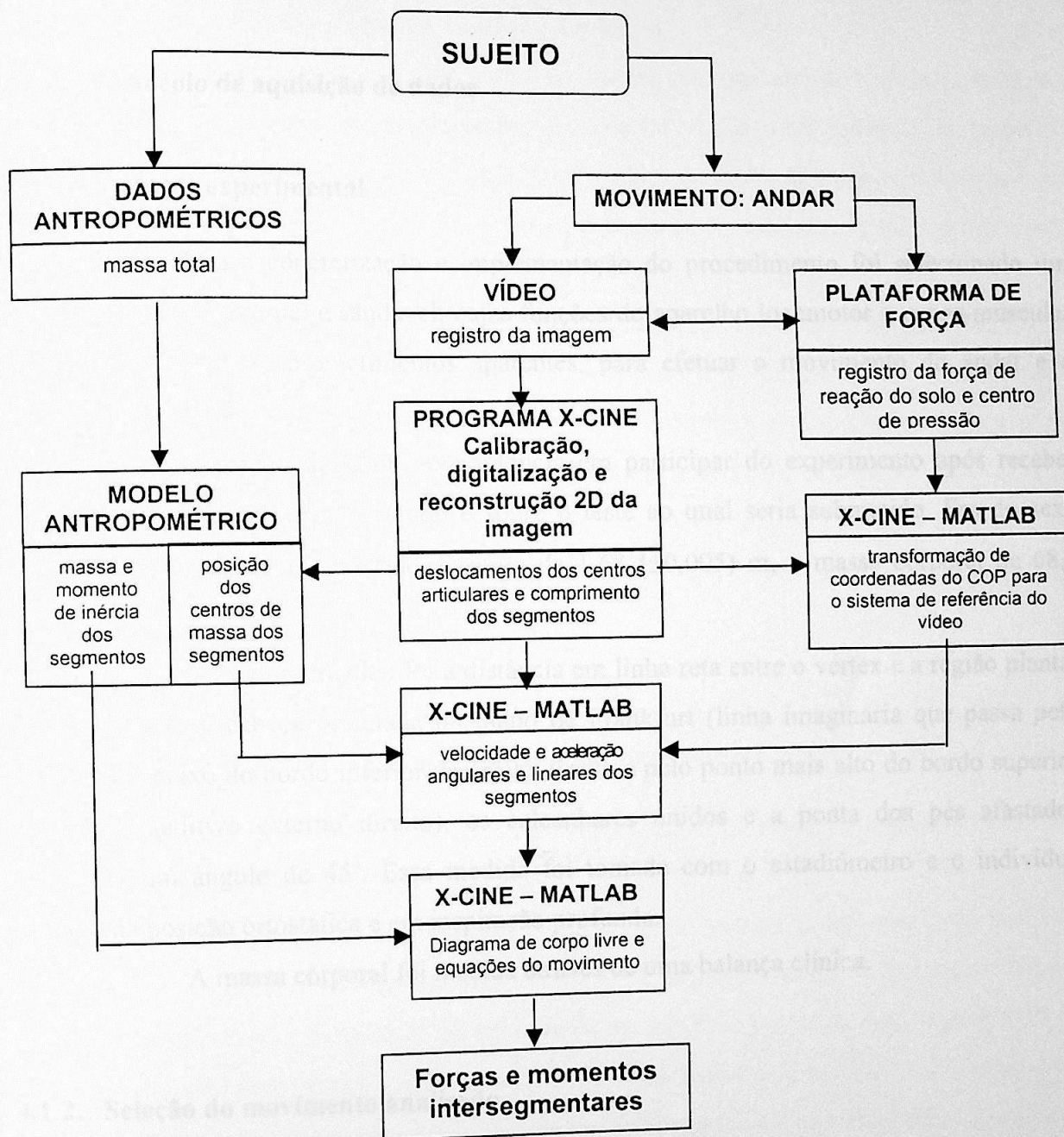


Figura 10: Diagrama representativo das etapas metodológicas.

## 4.1. Protocolo de aquisição de dados

### 4.1.1. Amostra experimental

Para a concretização e implementação do procedimento foi selecionado um sujeito voluntário, normal e saudável, cujas funções do aparelho locomotor e neuro-muscular não apresentavam comprometimentos aparentes, para efetuar o movimento do andar e a seqüência de testes.

O sujeito declarou concordância em participar do experimento após receber detalhada explanação sobre o estudo e sobre o teste ao qual seria submetido. Era do sexo masculino, com 30 anos de idade, estatura de 1,68 ( $\pm 0,005$ ) m, e massa corporal de 68,0 ( $\pm 0,1$ )kg.

A estatura medida foi a distância em linha reta entre o vértex e a região plantar do pé, estando a cabeça orientada no plano de Frankfurt (linha imaginária que passa pelo ponto mais baixo do bordo inferior da órbita direita e pelo ponto mais alto do bordo superior do meato auditivo externo direito), os calcanhares unidos e a ponta dos pés afastados formando um ângulo de 45°. Essa medida foi tomada com o estadiômetro e o indivíduo estando na posição ortostática e em inspiração profunda.

A massa corporal foi medida através de uma balança clínica.

### 4.1.2. Seleção do movimento analisado

O andar humano foi escolhido por ser o movimento mais comum do ser humano e, por isso, um importante movimento estudado em Biomecânica, conseqüentemente, de abrangência e utilidade para as pesquisas desenvolvidas no Laboratório de Biomecânica da EEFE-USP, onde foram desenvolvidos os trabalhos, bem como para outros centros de investigação.

O sujeito executou as tarefas do teste ao longo de uma passarela com piso emborrachado, de espessura aproximada de 2mm, caminhando com os pés descalços. Para um maior conforto do indivíduo e para a diminuição de fatores externos que alterassem os padrões do movimento, mas principalmente para a visualização dos centros articulares do

membro inferior, o sujeito utilizou trajes leves e esportivos.

O sujeito realizou o teste com o auxílio de um marcador de ritmos, procurando realizar os apoios de acordo com o metrônomo. O teste foi realizado em cadência lenta, sendo o valor de passo do metrônomo de 116 bpm. Para melhor controle da variável velocidade foi marcada, no solo onde o indivíduo andava, uma distância de 5 m, e o tempo para percorrer tal distância foi cronometrado.

Para cada repetição do teste, interpretamos um único ciclo da passada, apesar do sujeito ter executado quatro ou cinco ciclos completos. Esse procedimento foi necessário em função de garantirmos a reprodutibilidade do movimento e ainda, a sua regularidade e estabilidade no ciclo analisado, através do controle da velocidade constante nessa fase do deslocamento.

O tempo médio para percorrer o trajeto foi de 3,79 ( $\pm 0,09$ ) s. O sujeito realizou 20 repetições nessa velocidade.

#### 4.1.3. Descrição e montagem experimental dos equipamentos

Antes de proceder ao teste, foram tomadas as medidas antropométricas do sujeito, conforme descrito anteriormente.

O movimento foi executado sobre uma passarela ao longo da sala do laboratório, com dimensões aproximadas de 10 m de extensão por 1 m de largura. Foram colocadas marcações de referência no solo, distantes 5m uma da outra, com o propósito de medir a velocidade horizontal média do andar. A primeira marca se localizava 3,5 m anterior ao centro da plataforma, que se localizava no centro do percurso na passarela, e a segunda marca a 1,5m posteriormente a esse centro. Entretanto, o início da caminhada pelo sujeito se realizava a uma distância maior, de forma a tornar o movimento o mais natural e regular possível.

Um observador realizou a cronometragem do percurso com um cronômetro comercial utilizado em competições esportivas. Quando o pé esquerdo, do membro a ser estudado, ultrapassava as marcações no solo, na avaliação visual do experimentador, o cronômetro era disparado.

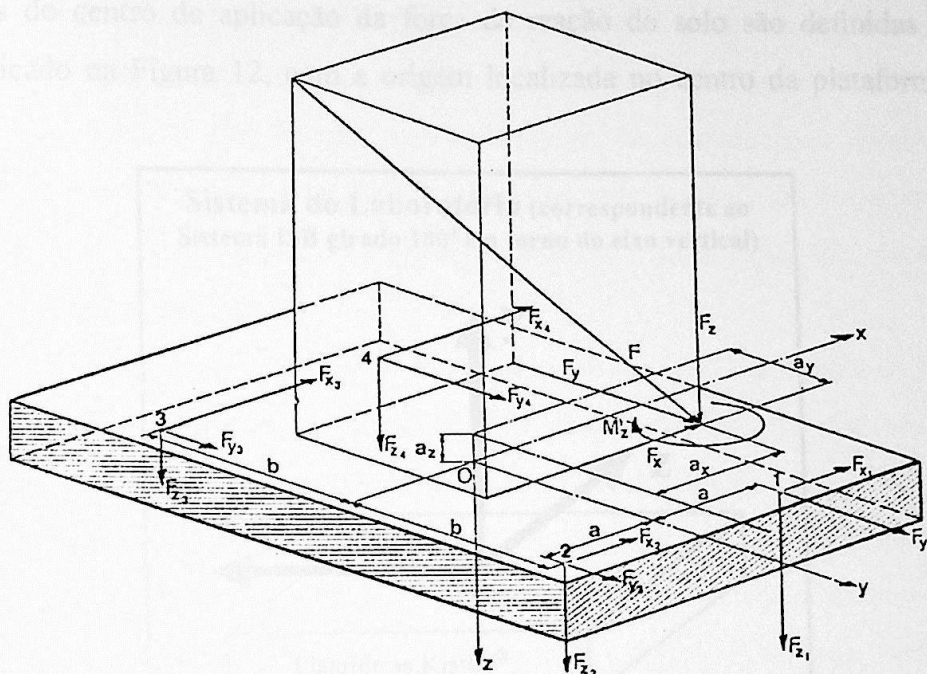
#### 4.1.3.1. Plataforma de força de reação do solo

Foi utilizada uma plataforma de força de reação do solo Kistler Instruments AG., tipo 9287-A, com superfície de medição de 600 x 900 mm. Essa plataforma de força é baseada em quatro transdutores piezoelétricos, dispostos a uma distância de 350 mm do eixo transversal e 210 mm do eixo longitudinal da plataforma. Cada transdutor possui 3 cristais piezoelétricos, um sensível à pressão exercida na direção vertical e os outros dois às direções horizontais. O desenho e a fixação dos transdutores permitem uma medida virtualmente sem deslocamento desses transdutores.

Dependendo da direção da força, os cristais geram cargas positivas ou negativas, proporcionais a essas forças. Os sinais são então enviados, por intermédio de cabos, a um amplificador de sinais tipo 9865 B (Amplificador de cargas de oito canais Kistler AG), que converte as cargas em voltagens analógicas. Esse amplificador é programado automaticamente, de modo que se possa obter a mensuração tridimensional ( $F_x$ ,  $F_z$ ,  $F_y$ ) da força reação do solo.

O sinal condicionado foi enviado para um conversor A/D e o Programa de funções BIOWARE da Kistler AG (Biomechanical Software Analysis System and Performance Module Type 282A1-20), que permite análise, tratamento e armazenamento dos dados de pesquisa. A Figura 11 esquematiza as grandezas de medida da plataforma de força Kistler, que foi utilizada.

A plataforma permite não só a análise da força reação do solo nas componentes vertical, horizontal e transversal ( $F_z$ ), como também o conhecimento dos momentos nas três direções, as coordenadas horizontais do ponto de aplicação da força e o torque (momento livre) num eixo normal à superfície da plataforma de força. Além dessas grandezas, podemos extrair o tempo de contato do pé com o solo, que é importante parâmetro tanto para a temporização do movimento, como para a seleção do tempo de tratamento dos dados, que será descrito posteriormente.



(a) distância entre o eixo de aquisição do sinal ao eixo Y; (b) distância entre o eixo de aquisição do sinal ao eixo X; (F) força resultante sobre a plataforma; (M) momento vetor resultante depois da redução de todas as forças e momentos atuantes ao ponto de origem das coordenadas (1-2-3-4) componentes piezelétricos tridimensionais para a aquisição de força.

**Figura 11: Definição das grandezas de medida da plataforma de força** (adaptado de KISTLER INSTRUMENTE AG, 1993).

O sistema Bioware permite selecionar o tempo de coleta e a frequência de amostragem do evento analisado. Utilizamos uma frequência de amostragem de 1000Hz, e um tempo de aquisição de 5 s, suficiente para registrar todo o tempo de apoio do membro inferior.

Não sendo objetivo apresentar aqui uma descrição mais detalhada do funcionamento e operação da Plataforma Kistler e do Sistema Bioware, o leitor é remetido aos manuais dos referidos equipamentos e à literatura especializada.

Definiu-se ainda o sistema de coordenadas de acordo com a posição e orientação da plataforma para a adequação da saída das variáveis quantificadas a partir da Plataforma Kistler®, conforme indica o diagrama da Figura 12. Esse sistema de coordenadas é o definido pela ISB (International Society of Biomechanics), mas girado de  $180^\circ$  em torno do eixo vertical para adaptar às condições de coleta no Laboratório de Biomecânica da EEFE-USP, onde se convencionou o sentido do movimento da direita para esquerda. Dessa forma, a progressão do movimento ocorre no sentido positivo do eixo longitudinal (eixo x). As

coordenadas do centro de aplicação da força de reação do solo são definidas segundo o sistema indicado na Figura 12, com a origem localizada no centro da plataforma, sob sua superfície.

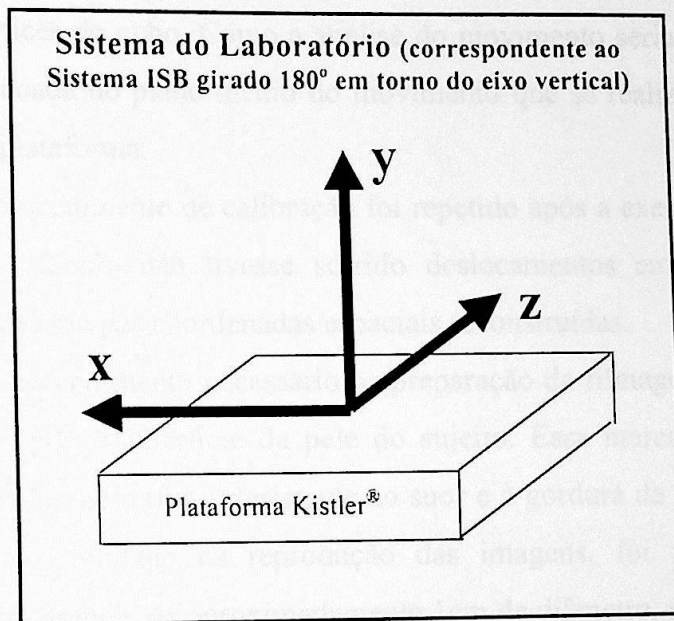


Figura 12: Sistema de referência adaptado para a plataforma de força.

#### 4.1.3.2. Equipamento de vídeo

Para a filmagem do movimento, que deveria ser feita simultaneamente à coleta da força de reação do solo, utilizamos uma câmara de vídeo SVHS Panasonic-9000 fixa a um tripé. O sinal de saída da câmara era acoplada a um monitor de imagem, o qual permitia o controle visual do campo de visão para a gravação das imagens.

Esta câmara foi fixada a uma distância de 3,50 m ao plano do movimento e a uma altura de 0,70m, medida da lente ao plano médio do movimento, de forma a permitir o maior campo de visão possível para o movimento analisado (Figura 13). Neste plano, a imagem cobria uma região de 1,10m de altura por 1,60m de extensão aproximadamente.

Vale lembrar que o plano médio de progressão do movimento é definido como o plano vertical médio ao longo do qual o centro de massa do corpo se move durante a fase de apoio.

O ambiente foi preparado de modo a permitir um imagem clara e com contrastes adequados entre o sujeito e o fundo de imagem, tendo sido iluminado com duas lâmpadas de 1000W de potência.

Antes da execução e filmagem do movimento, procedemos à filmagem de um sistema de calibração, constituído por uma estrutura metálica em forma de cubo. As arestas desse cubo tinham 1m de comprimento e, a cada 0,5 m, havia marcações visíveis, no centro das arestas e nos vértices do cubo. Como a análise do movimento seria bi-dimensional, uma face do cubo foi colocada no plano médio do movimento que se realizaria, ou seja, sobre o eixo longitudinal da plataforma.

Esse procedimento de calibração foi repetido após a execução do experimento, para garantir que a câmara não tivesse sofrido deslocamentos em sua posição, o que comprometeria a fidelidade das coordenadas espaciais reconstruídas.

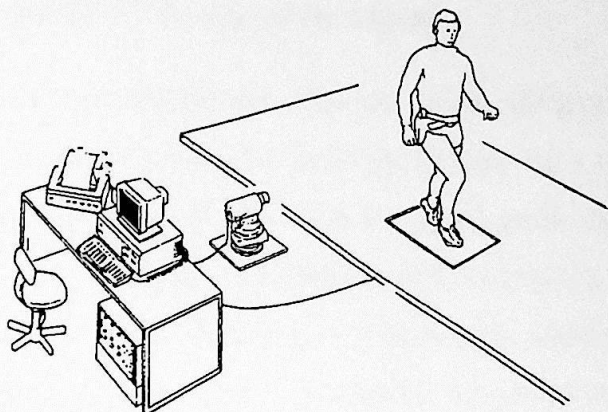
Outro procedimento necessário na preparação da filmagem foi a marcação dos centros articulares, sobre a superfície da pele do sujeito. Essa marcação consistia de uma tintura especial (lápiz dermatográfico), resistente ao suor e à gordura da pele. Para permitir um melhor contraste e visibilidade na reprodução das imagens, foi feito, em cada ponto anatômico, um círculo branco, de aproximadamente 1cm de diâmetro, sobre um círculo preto, de cerca de 4cm de diâmetro. A identificação e localização desses centros articulares e referências anatômicas (descritos na próxima seção) foi realizada por um anatomista, profissional da área de biomecânica.

Para indicar o número da tentativa sendo executada havia um indicador numérico ao fundo da imagem. A filmagem foi feita continuamente, mas cada tentativa durava em média, dentro do campo visual da câmara, cerca de 1s.

A Figura 13 representa esquematicamente a montagem experimental dos equipamentos.

Após o término dos preparativos, foi dada seqüência às tentativas do teste. Um breve ensaio do movimento foi executado pelo sujeito, a fim de estabelecer o ritmo adequado à sua caminhada, conforme o metrônomo, e condicionar o apoio da perna esquerda aproximadamente no centro da plataforma, sem haver o duplo apoio sobre esta.

As 20 tentativas levaram cerca de 30 minutos, e o tempo total, contado desde a preparação do ambiente e do sujeito, até o encerramento e verificação preliminar dos arquivos de dados, incluindo as tentativas, foi de aproximadamente 2 horas.



**Figura 13: Esquema de montagem experimental dos equipamentos**

Para os procedimentos de processamento e análise dos dados foram utilizados softwares para PC específicos, uma rotina em Visual Basic especialmente desenvolvida, o Matlab® for Windows 4.2c.1, e o Microcal™ Origin™ 4.10. Essas rotinas de cálculo serão descritas nas seções seguintes.

## 4.2. Dados antropométricos do segmento inferior

O modelo antropométrico utilizado como amostra para a implementação da rotina de cálculo das forças e momentos intersegmentares foi o modelo de Dempster, como descrito por Winter. Este modelo apresenta-se como sendo de fácil aplicação e rápida mensuração das variáveis de entrada, que são somente a massa e a altura total do sujeito.

Entretanto, vale ressaltar que a metodologia apresentada não está vinculada ao modelo escolhido. Para os biomecânicos, o emprego de um ou outro modelo antropométrico deve ser analisado, conforme o objeto e propósito do estudo. Estudos recentes demonstram que diferentes modelos antropométricos têm uma influência relevante sobre os resultados, por exemplo, do cálculo de energia mecânica da marcha humana (CORRÊA *et al.*, 1995).

### 4.2.1. Determinação dos centros articulares

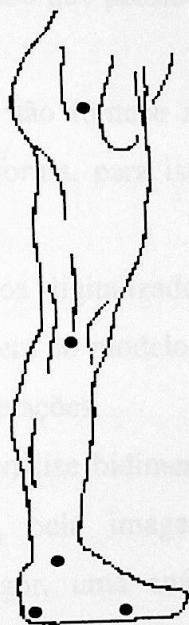
O segmento inferior esquerdo do sujeito foi modelado em três segmentos: pé, perna e coxa. O resto do corpo, formado pelo conjunto cabeça-tronco-membros superiores mais o membro inferior direito, não foi segmentado, tendo em vista o nosso objeto de estudo, ou seja, apenas um membro inferior em sua fase de apoio. As articulações de interesse são portanto, como vimos, o tornozelo, o joelho e o quadril para o membro inferior em questão.

A definição geométrica dos segmentos é feita em função de determinados pontos anatômicos localizados nas articulações entre os segmentos, e vai da extremidade proximal (extremidade do segmento cuja articulação esteja mais próxima do esqueleto axial) à extremidade distal do segmento. A Tabela 3 apresenta as definições dos segmentos segundo o modelo de Dempster.

**Tabela 3: Definições dos segmentos do modelo antropométrico.**

Segmento i	Extremidade proximal	Extremidade distal
1: Pé	Maléolo Lateral	II Cabeça do Metatarso
2: Perna	Côndilo Femural	Maléolo Medial
3: Coxa	Grande Trocanter	Côndilo Femural

A Figura 14 indica os centros articulares do segmento inferior. Observa-se que a extremidade distal do segmento pé não é definida como a extremidade dos artelhos. São raros os estudos que modelam o pé em dois segmentos articulados. Nesse caso, devemos atentar para o fato de que o fim do contato da segunda cabeça do metatarso sobre a plataforma de força não representa o fim do apoio do membro inferior.



**Figura 14: Centros articulares do segmento inferior**

#### 4.2.2. Localização dos centros articulares e determinação das dimensões dos segmentos

O modelo de Dempster fornece as dimensões dos segmentos como relações simples da altura total do corpo. Com os valores dos comprimentos obtém-se a localização relativa do centro de massa e do raio de giração de cada segmento.

Entretanto, quando dispomos de medidas diretas dos comprimentos destes segmentos, estes valores relativos tornam-se mais fiéis ao modelo do segmento.

Dessa forma optamos por efetuar as medidas antropométricas diretamente no sujeito, imediatamente antes da realização do teste. Os valores obtidos são mostrados na Tabela 4. Todas as medidas dos parâmetros antropométricos foram obtidas com o auxílio de instrumentos de medição calibrados e adequados para os propósitos do modelo, a saber: paquímetro, compasso de toque, estadiômetro e fita métrica.

Outra opção para a determinação direta dos comprimentos dos segmentos seria através da imagem, ou seja, pelo do cálculo das distâncias das coordenadas bidimensionais reconstruídas das extremidades desses segmentos.

No entanto, apenas o grande trocanter e o côndilo femural, que definem a posição do centro articular do quadril e do joelho segundo o modelo de Dempster, estavam presentes no campo visual da imagem, o que possibilitou apenas a obtenção do comprimento da coxa.

Obviamente o modelo não fornece as coordenadas dos CM's em relação ao sistema de referência. De qualquer forma, para isso precisamos da orientação espacial do segmento.

Uma vez que os pontos digitalizados, ou seja, o maléolo lateral e a quinta cabeça do metatarso, não correspondem ao modelo de Dempster para a definição da perna e do pé, devemos fazer algumas considerações.

Dada a limitação da análise bidimensional do movimento, ou seja, no plano sagital, não temos como acessar, pela imagem, os pontos definidos pelo modelo antropométrico de Dempster. A rigor, uma análise bidimensional sempre deve adotar simplificações sobre o modelo, pois os centros articulares não são coplanares em toda a extensão do movimento, tampouco pertencem exatamente ao plano médio deste movimento.

Para a aplicação do modelo de Dempster, devemos fazer a filmagem dos pontos segundo sua definição, o que só é possível numa análise tridimensional do movimento. Isso implica em se utilizar pelo menos duas câmaras de vídeo.

Dessa forma, adotamos o maléolo lateral e a quinta cabeça do metatarso como pontos que definem nossas articulações para efeito de cálculo das coordenadas dos CM's, por pertencerem ao eixo da articulação. Mesmo que fossem adotadas as definições do modelo de Dempster para essas articulações, não havia garantias que elas pertencessem ao plano do movimento.

De uma maneira ou de outra, apresentamos na Tabela 4 uma comparação entre as medidas de comprimento dos segmentos feitas diretamente no sujeito, de acordo com as definições de Dempster, e as obtidas pelo cálculo das distâncias entre as coordenadas das extremidades dos segmentos obtidas pela reconstrução. Esses valores foram obtidos pela média das distâncias dos quadros digitalizados de todas as tentativas válidas do teste. Isso representou uma amostra de 476 quadros.

Tabela 4: Comprimentos dos segmentos

Segmento i	Comprimento medido [cm] ( $\pm 0,1$ )	Comprimento pela imagem [cm]	Diferença percentual
1: Pé	14,5	16,2 ( $\pm 0,2$ )	11,8%
2: Perna	38,0	40,4 ( $\pm 0,3$ )	6,3%
3: Coxa	36,5	33,4 ( $\pm 0,2$ )	-8,5%

A coxa foi o único segmento cujos pontos articulares digitalizados correspondiam ao modelo antropométrico. No entanto, para este segmento, a diferença relativa entre os dois procedimentos de mensuração não foi a menor encontrada entre os três segmentos.

Isso demonstra que a preocupação em se adequar o modelo antropométrico às condições de filmagem pode ser minimizada. Devido à complexidade estrutural do corpo humano, os modelos antropométricos apresentam-se muito limitados ao emprego e adequação experimental. As dificuldades começam desde as incertezas na localização dos pontos anatômicos e na própria definição dos segmentos, até o fato de que esses segmentos são apenas representações do que são, na realidade, corpos deformáveis com superfícies envoltórias também deformáveis.

Portanto, esta variável foge ao controle dos erros experimentais, e devemos considerá-la dentro de suas limitações.

#### 4.2.3. Localização do centro de massa e raio de giração dos segmentos

Uma vez determinados os comprimentos dos segmentos, utilizamos os dados de Dempster, descritos por Winter, para a obtenção das posições relativas dos centros de massa e raio de giração desses segmentos. Os raios de giração são tomados em relação ao centro de massa ( $k/l$ ), e os centros de massa em relação à extremidade distal dos segmentos ( $CM/l$ ). Esses dados são mostrados na Tabela 5.

A posição dos centros de massa foram calculadas para cada quadro digitalizado, pois dependem da orientação espacial do segmento. O raio de giração é utilizado

somente para o cálculo do momento de inércia, uma grandeza escalar. Sendo assim, utilizamos o valor médio dos comprimentos em todos os quadros.

**Tabela 5: Centro de massa e raio de giração dos segmentos**

Segmento i	CM / l (distal)	k / l (CM)
1: Pé	0,500	0,475
2: Perna	0,567	0,302
3: Coxa	0,567	0,323

#### 4.2.4. Determinação da massa e momento de inércia dos segmentos

A massa dos segmentos é determinada exclusivamente em função da massa total do sujeito. O momento de inércia, relativo ao eixo transversal que passa pelo centro de massa, é calculado através do produto da massa do segmento pelo quadrado do raio de giração. A Tabela 6 apresenta as relações entre massa de cada segmento e a massa total do corpo, segundo o modelo de Winter, bem como os valores obtidos para os momentos de inércia

**Tabela 6: Massa dos segmentos**

Segmento i	$M_i / M_{total}$
1: Pé	0,0145
2: Perna	0,0465
3: Coxa	0,100

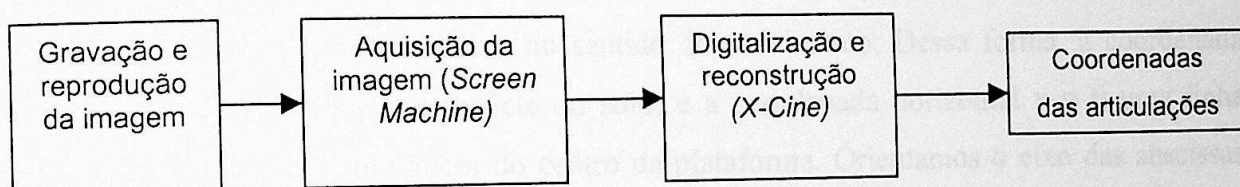
#### 4.3. Dados da cinemetria

A reprodução das imagens coletadas, gravadas em uma fita de vídeo formato S-VHS, foi feita num equipamento de videocassete da marca JVC, modelo BR-S800U Professional. Este equipamento permite o avanço ou o retorno de cada quadro do registro da imagem, na frequência de filmagem, ou seja, a 60Hz. O sinal de saída do aparelho reproduzidor era enviado à uma placa de vídeo digitalizadora, denominada *FAST-Screen Machine II*, com resolução de 640x480 pixels e um campo de digitalização de 27cm x 19cm. Com o auxílio do

*software* do sistema Screen Machine era possível ajustar adequadamente a imagem no monitor do microcomputador.

Para a digitalização dos pontos de interesse, desenvolvemos um programa em Visual Basic, integrando o sistema Screen Machine II, que permitisse a calibração do sistema, a digitalização dos pontos e a reconstrução bidimensional desses pontos em coordenadas reais. Este sistema foi denominado *X-Cine*. O método utilizado para essa reconstrução foi o método DLT, que será discutido na próxima seção.

O diagrama abaixo indica a seqüência para a obtenção das posições dos centros articulares do sujeito ao longo do movimento.



**Figura 15: Procedimento para obtenção das coordenadas reais do movimento.**

Os dados são armazenados em arquivos em formato texto, de forma a torná-los partáveis a outras plataformas e rotinas de manipulação de dados.

### 4.3.1. Reconstrução 2D da imagem

#### 4.3.1.1. Fundamentos teóricos do método DLT

O processo de registro de uma imagem, através de um sistema óptico de câmaras consiste, grosso modo, da projeção de um objeto no espaço tridimensional sobre um filme plano, formando uma imagem bidimensional. Para a digitalização, este registro da imagem deve ser projetado novamente formando uma nova imagem num outro plano de projeção.

O método DLT (*Direct Linear Transformations*) para reconstrução de imagens, desenvolvido por ABDEL-AZIZ & KARARA (1971), consiste em fazer uma transformação linear direta das coordenadas do comparador, isto é, da imagem reproduzida, para as coordenadas no espaço-objeto. Este método dispensa o uso de câmaras métricas, cujos

parâmetros de orientação interna (distância principal, posição principal e curva de distorção da lente) sejam conhecidos. Tais parâmetros são recuperados analiticamente pelo DLT.

Para a reconstrução bidimensional com o DLT, com apenas uma câmara, são necessários, para se efetuar a calibração do sistema, quatro pontos de referência fixos no espaço, cujas coordenadas reais sejam conhecidas. Utilizamos uma estrutura metálica para este propósito, como descrito anteriormente. Para a fidelidade da calibração, após a filmagem desses pontos, a câmara deve permanecer fixa durante os testes.

A orientação e a origem do sistema de coordenadas são arbitrários, desde que seja visível no campo de filmagem. Adotamos, por comodidade, um sistema ortogonal com a origem situada no plano médio do movimento, sobre a superfície do solo e anterior à localização da plataforma de força, no sentido do movimento. Dessa forma, a coordenada vertical  $y = 0$  representa a superfície do solo, e a coordenada horizontal  $x = 0$  uma linha vertical imaginária distante 50cm do centro da plataforma. Orientamos o eixo das abscissas positivo no sentido do movimento e o eixo das ordenadas positivo no sentido do solo para cima.

Para o caso bidimensional, o método DLT calcula, a partir dos quatro pontos de referência, oito coeficientes correspondentes aos parâmetros internos e externos da câmara. Cada ponto fornece um par de equações, abaixo indicadas.

$$x_i' = \frac{L_1 \cdot x_i + L_2 \cdot y_i + L_3}{L_7 \cdot x_i + L_8 \cdot y_i + 1} \quad \text{Eq. 21}$$

$$y_i' = \frac{L_4 \cdot x_i + L_5 \cdot y_i + L_6}{L_7 \cdot x_i + L_8 \cdot y_i + 1} \quad \text{Eq. 22}$$

onde  $L_1$  a  $L_8$  são os coeficientes a serem obtidos,  $(x_i', y_i')$  são as coordenadas do ponto  $i$  da imagem, e  $(x_i, y_i)$  são as coordenadas reais do ponto.

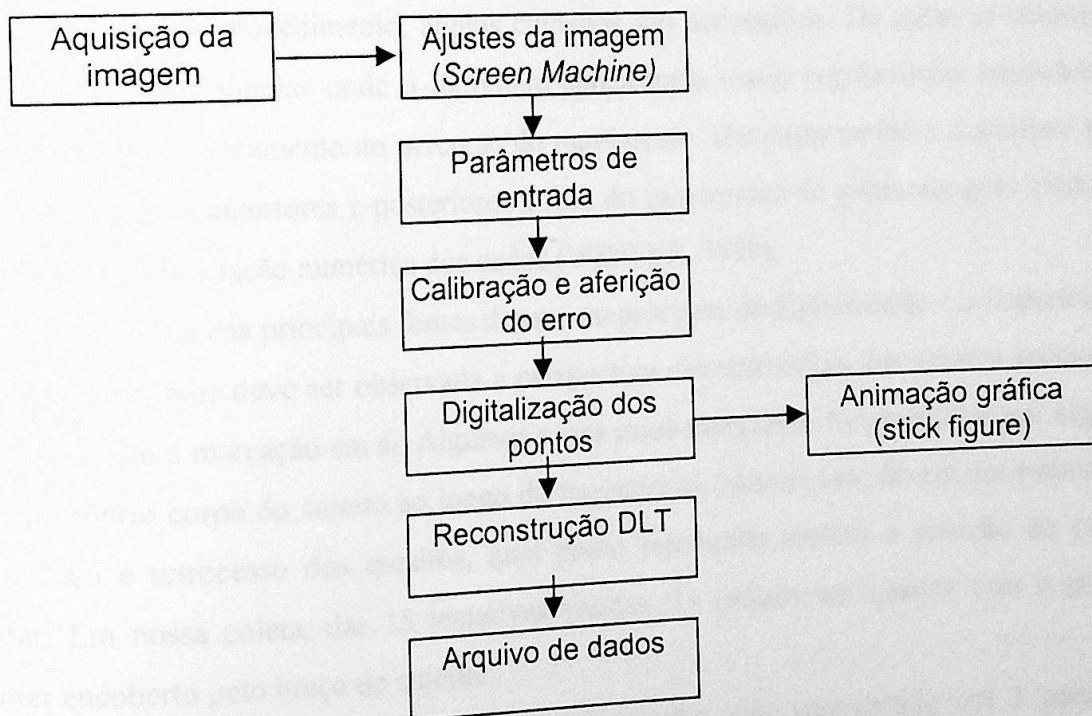
A precisão para a reconstrução da imagem é tanto maior quanto maior for o número de pontos utilizados na calibração (DAVID, 1992). A incerteza na calibração é dada pelo valor médio quadrático das diferenças entre os valores reais de pontos conhecidos e o valor reconstruído. Em nosso sistema utilizamos oito pontos para a calibração, de modo a obter na aferição do erro, valores menores do que 1mm.

Uma vez calculados os coeficientes, a partir dos pontos de calibração

conhecidos, passa-se à reconstrução dos pontos digitalizados de cada quadro do movimento. As coordenadas reconstruídas são obtidas através da Eq. 21 e Eq. 22, desta vez com os coeficientes determinados.

#### 4.3.1.2. Digitalização e reconstrução da imagem: o programa X-Cine.

Para a execução da digitalização e reconstrução da imagem, desenvolvemos uma rotina em Visual Basic 4.0, denominada *X-Cine*, integrando o sistema de reprodução de imagem *Screen Machine* e os cálculos do método DLT (DALLA VECCHIA *et al.*, 1997). O sistema operacional utilizado foi o Windows 95, e a plataforma de trabalho, um PC 486 com 16 MB de memória RAM. A arquitetura do *X-Cine* pode ser resumida no diagrama abaixo.



**Figura 16: Arquitetura do programa X-Cine.**

Os ajustes da imagens são possíveis através do menu de opções do *X-Cine*, que agrega o *software* do sistema *Screen Machine*. Remetemos o leitor à leitura do manual específico deste sistema para as opções de controle e ajuste da imagem.

Os parâmetros de entrada do *X-Cine* são o número de pontos por quadro, a frequência de aquisição de imagem das câmaras, e o número de pontos utilizado na calibração. Na sua versão 1.0, o *X-Cine* permite apenas o emprego de uma câmara para análise

bidimensional.

Em seguida, o X-Cine solicita o posicionamento do quadro da imagem para a calibração, quando então procede-se como descrito anteriormente. Na aferição do erro, devemos digitalizar outros pontos cujas coordenadas reais sejam conhecidas, diferentes daqueles utilizados na calibração.

O processo de digitalização da imagem do movimento propriamente dito deve ser feito quadro a quadro. O sistema X-Cine permite a correção de erros, a visualização do número de quadros digitalizados, o número e a coordenada do ponto, dada em pixels. Existe também uma opção de *trigger*, para identificação de eventos que possam interessar e associá-los ao quadro digitalizado. No nosso caso, utilizamos esta ferramenta para identificar a fase de apoio do membro estudado.

Nesse procedimento, alguns cuidados são necessários. De todas as tentativas, devemos selecionar aquelas onde o indivíduo apresentava maior regularidade, baseados no tempo médio de deslocamento no percurso do movimento. Devemos também digitalizar pelo menos três quadros anteriores e posteriores à fase do movimento de interesse, para efeito do tratamento e diferenciação numérica dos dados (WINTER, 1990).

Uma das principais fontes de erro no processo de digitalização é a imperícia do experimentador, pois deve ser observada a perspectiva das marcações dos centros articulares no sujeito, e não a marcação em si. Algumas vezes essas marcações ficam ocultas por alguma parte do próprio corpo do sujeito ao longo do movimento. Nesse caso, devem ser estimadas, pelo avanço e retrocesso dos quadros, qual ponto representa melhor a posição do centro articular. Em nossa coleta, das 15 tentativas válidas, 11 tinham um quadro com o grande trocanter encoberto pelo braço do sujeito.

Apesar de que o segmento inferior tenha sido segmentado em 3 partes, e conseqüentemente 4 pontos delimitadores, utilizamos um 5º ponto de referência para a digitalização, que foi o calcanhar. Este ponto nos auxiliou para a melhor visualização das fases do movimento e para a definição do ângulo do pé.

Ao término da seqüência de quadros, é possível então visualizar em uma função do X-Cine uma animação da imagem digitalizada, quadro a quadro ou em quadros sobrepostos, em forma de cinegramas (*stick figure*).

Finalmente procede-se à execução da rotina de cálculo do DLT e a exportação dos dados. Esses dados gerados, isto é, as coordenadas reais da imagem digitalizada, são

armazenadas em formato texto, para servir de entrada a outros procedimentos de processamento de dados, como por exemplo, o tratamento dos dados, o cálculo e a visualização das variáveis cinemáticas do movimento. Cada tentativa do sujeito gera um arquivo de dados.

#### 4.3.2. Utilização de filtros para processamento dos dados

As coordenadas reconstruídas e armazenadas no arquivo de dados são dados brutos, ou seja, são dados que contêm ruídos adicionais e indesejados ao sinal. São provenientes de diversas fontes, como o ruído eletrônico dos dispositivos óptico-eletrônicos, a imprecisão do sistema de digitalização e o erro humano neste processo, os quais causam erros aleatórios aos dados da cinemetria.

Sendo assim, são necessários procedimentos para o tratamento desses sinais. Existem várias técnicas para o tratamento de dados em biomecânica (WINTER, 1991), os quais não serão discutidos aqui, por constituírem um capítulo à parte para a análise do movimento humano.

Os sinais da plataforma de força foram filtrados com filtro do tipo passa-baixa Butterworth de quarta ordem com frequência de corte 15 Hz e posteriormente suavizados através do ajuste de uma função polinomial do tipo *spline* cúbica. Foi adotado o valor de 15 Hz para a filtragem deste sinal após verificarmos que o conteúdo do sinal apresentava pelo menos 99,9 % de sua informação na banda de frequência de 5 Hz.

Similarmente, as coordenadas de posição dos pontos anatômicos escolhidos, obtidas através da reconstrução bidimensional, sofreram o mesmo tratamento de sinal apresentado anteriormente, mas com frequência de corte de 5 Hz. Em seguida, ambos os dados foram normalizados em função de um ciclo completo da passada e interpolados.

Como os tempos de apoio podem variar, foi utilizado o procedimento de normalização do tempo. Essa normalização foi realizada a cada 2% do apoio, sendo que o início do apoio e o seu final foram determinados pelo sinal da posição do centro de aplicação da força vertical de reação do solo. Assim, o tempo inicial passa a valer 0% e o último instante do apoio passa a valer 100%, pois nosso principal interesse foi a análise da fase de apoio do ciclo da passada.

### 4.3.3. Grandezas cinemáticas

Todas as grandezas cinemáticas são geradas a partir dos deslocamentos dos centros articulares devidamente filtrados. Para o cálculo de tais grandezas, algumas considerações devem ser feitas quanto às convenções e definições adotadas.

As definições aqui utilizadas para os ângulos dos segmentos e das articulações seguem uma convenção consistente que permite a análise biomecânica subsequente, tanto cinética como cinematicamente. Dessa forma, para uma maior padronização com a literatura, empregamos as definições de WINTER (1991).

#### 4.3.3.1. Grandezas angulares dos segmentos

Todos os ângulos dos segmentos são definidos como positivos na direção horária a partir da linha horizontal que passa pela extremidade distal do segmento, de forma a manter a primeira e segunda derivadas com a polaridade correta para a análise cinética subsequente. Portanto, os ângulos intersegmentares são positivos quando há flexão do segmento, ou dorsoflexão para o pé, e negativo se há extensão, ou flexão plantar para o pé.

As definições dos ângulos dos segmentos do membro inferior são mostradas na Figura 17.

O ângulo do pé é aquele entre a linha horizontal e a linha que vai do calcânhar até a quinta cabeça metatarso-falangeana, sendo positivo no sentido horário. O ângulo da perna é formado pela linha horizontal e o eixo longitudinal do segmento, que vai de sua extremidade distal (tornozelo) à sua extremidade proximal (joelho). Da mesma forma, o ângulo da coxa é definido como o ângulo entre a linha horizontal e o eixo longitudinal desse segmento, ou seja, do joelho ao grande trocanter, conforme as definições antropométricas.

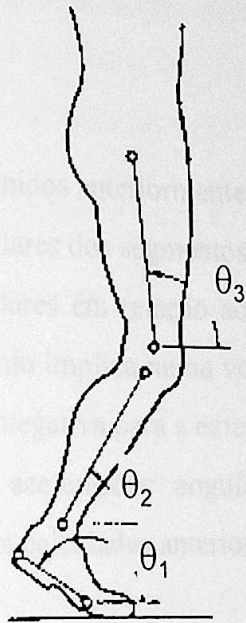


Figura 17: Definições dos ângulos dos segmentos.

Em função das coordenadas articulares, temos as seguintes definições, para

$\theta_n > 0$ :

$$\theta_1 = \text{tg}^{-1} \left( \frac{y_m - y_c}{x_m - x_c} \right) \quad \text{Eq. 23}$$

$$\theta_2 = \text{tg}^{-1} \left( \frac{y_j - y_t}{x_j - x_t} \right) \quad \text{Eq. 24}$$

$$\theta_3 = \text{tg}^{-1} \left( \frac{y_q - y_j}{x_q - x_j} \right) \quad \text{Eq. 25}$$

onde os índices 1, 2 e 3 dos ângulos  $\theta$  indicam os segmentos do pé, perna e coxa, respectivamente; os índices das coordenadas  $(x, y)$  dos centros articulares indicam:  $m, c, t, j$  e  $q$  para a quinta cabeça metatarso-falangeana, calcânhar, tornozelo, joelho e quadril, respectivamente, conforme as definições antropométricas já descritas. Em virtude das definições da Figura 17, devemos fazer as devidas correções nas equações para os ângulos do segundo e terceiro quadrantes, ou seja,  $\theta_n = \theta_n + \pi$ , para  $\theta_n < 0$ .

Não utilizaremos nos cálculos posteriores as definições para os ângulos intersegmentares, mas eles podem ser observados na rotina de cálculo para a interpretação e análise das fases do movimento. São definidos como segue.

$$\theta_i = \theta_1 - \theta_2 - 90^\circ \quad \text{Eq. 26}$$

$$\theta_j = \theta_3 - \theta_2 \quad \text{Eq. 27}$$

onde os índices são os mesmos definidos anteriormente.

As velocidades angulares dos segmentos são obtidas pela simples diferenciação numérica dos deslocamentos angulares em relação ao tempo. Deste modo, uma rotação no sentido horário de qualquer segmento implica numa velocidade positiva e vice-versa, ou seja, velocidade positiva para a flexão e negativa para a extensão da articulação.

Analogamente, as acelerações angulares são obtidas pela diferenciação numérica das velocidades angulares calculadas anteriormente, e a polaridade é interpretada da mesma forma.

#### 4.3.3.2. Grandezas lineares dos segmentos

No cálculo das equações do movimento, as grandezas cinemáticas lineares de interesse são as posições e acelerações dos centros de massa dos segmentos. Os deslocamentos desses centros de massa são obtidos em função dos deslocamentos dos centros articulares e de acordo com o modelo antropométrico. Assim temos, para cada quadro digitalizado, a posição dos centros de massa de cada segmento:

$$x_1 = x_m + (x_i - x_m).0,500 \quad \text{Eq. 28}$$

$$x_2 = x_i + (x_j - x_i).0,567 \quad \text{Eq. 29}$$

$$x_3 = x_j + (x_q - x_j).0,567 \quad \text{Eq. 30}$$

Analogamente utilizamos as mesmas definições para as coordenadas verticais.

As acelerações são, então, obtidas pela dupla diferenciação numérica desses valores.

#### 4.4. Dados da dinamometria

As variáveis dinâmicas necessárias à determinação das forças e momentos intersegmentares são fornecidos pela plataforma de força Kistler®, como descrito

anteriormente. Na análise bidimensional necessitamos apenas das componentes vertical e horizontal antero-posterior da força de reação do solo ( $F_y$  e  $F_x$ , respectivamente), bem como da posição do seu centro de aplicação nesse plano do movimento.

#### 4.4.1. Determinação da força de reação do solo e seu centro de aplicação

Os valores típicos da força de reação do solo no andar humano são medidos pela plataforma Kistler® com uma incerteza menor do que 1% para as componentes horizontais e 1,5% para a componente vertical.

O sistema de coordenadas e convenções adotados implicam em que uma força antero-posterior negativa equívale ao freamento do sujeito, tomado em relação ao seu centro de massa, para onde o vetor força resultante atua. A força vertical é sempre positiva e indica uma ação contrária, de reação, à força de gravidade agindo sobre o centro de massa do sujeito.

Como no tratamento dos sinais dos dados cinemáticos, as curvas da força de reação do solo foram adequadamente condicionadas em função do movimento estudado. Utilizamos um filtro Butterworth passa-baixa com frequência de corte de 15Hz.

A coordenada vertical do centro de aplicação da força é fixa, pois equívale à distância entre a superfície de contato da plataforma e os sensores piezoelétricos, a qual possui uma incerteza virtualmente igual a zero. Esse valor é um parâmetro interno à plataforma e é fornecido pelo fabricante. Para a plataforma Kistler® 9287-A vale 45mm.

A coordenada horizontal desse ponto é calculada internamente pelo sistema Bioware® em função dos sinais provenientes do amplificador. A incerteza na determinação dessa coordenada varia de 0 a 10mm na região central da plataforma, onde procuramos condicionar o sujeito a efetuar o seu apoio.

Como o sistema de coordenadas da imagem era diferente do sistema da plataforma, foi necessário realizar uma transformação de coordenadas, em função de pontos de referência conhecidos nos dois sistemas. O ponto de referência para essa transformação foi o ponto de contato no início do apoio.

#### 4.4.2. Sincronização da dinamometria e da cinemetria

Os dados experimentais da dinamometria e da cinemetria foram registrados

com frequências de amostragens diferentes. Sendo assim, interpolamos os dados cinemáticos utilizando a função *spline* cúbica, para seus valores serem operados conjuntamente nas equações do movimento. Após o tratamento dos sinais, usamos a função *spline* cúbica para interpolação dos dados da cinemática na frequência de amostragem dos dados da dinâmica.

Devido à natureza do movimento escolhido e ao fato de não estarmos interessados nos eventos de alta frequência no andar, os registros na filmagem foram digitalizados à 30 Hz sem comprometer a confiança dos valores obtidos (ALLARD *et al.*, 1995). Essa escolha reduziu pela metade o tempo gasto no processo de digitalização. O limite superior para a digitalização seria o mesmo da frequência da câmara, isto é, 60 Hz, que não é suficiente para registrar, se fosse o caso, eventos de maior frequência no andar.

Na plataforma, optamos pela frequência de aquisição a 1000Hz, para diminuir a incerteza na sincronização com a cinemetria.

O sincronismo foi feito com base no instante de apoio do pé sobre a plataforma. Esse instante é obtido nos registros das imagens através de uma variável de controle que indica toda a fase de apoio. Na plataforma, identificamos essa fase de apoio quando havia registros do centro de aplicação da força. Com as duas coordenadas do início do apoio nos dois sistemas de referência, é possível fazer a transformação de coordenadas de um sistema para o outro.

Após a interpolação dos dados cinemáticos, obtivemos uma média de  $0,03 \pm 0,01$ s para as diferenças dos tempos de apoio total obtidos pela plataforma e pela cinemática, o equivalente a um quadro. Como o valor médio do tempo de apoio, calculado pela plataforma, foi de  $0,57 \pm 0,01$ s, a incerteza no sincronismo representa um valor de 5% relativo ao tempo total do apoio.

#### 4.5. Determinação de forças intersegmentares do segmento inferior

Tendo todos os dados da antropometria, cinemetria e dinamometria necessários, passamos ao cálculo das forças e momentos intersegmentares do segmento inferior modelado.

Utilizando a dinâmica inversa, como explanado na revisão teórica, construímos o diagrama de corpo livre para em seguida escrever as equações do movimento para o modelo

segmentado. Usamos um modelo de corpos rígidos no plano sagital com três segmentos para o membro inferior (pé, perna e coxa). Os momentos intersegmentares para os três centros articulares, isto é, o tornozelo, joelho e quadril, foram considerados como o momento resultante em cada articulação. A viscosidade articular não foi considerada, uma vez que o movimento ocorre a velocidades baixas.

#### 4.5.1. Diagrama de corpo livre

Para a construção do diagrama de corpo livre utilizamos uma notação simplificada em relação àquela apresentada na revisão teórica, mostrada a seguir. De acordo com nosso sistema de referência, o índice  $x$  indica a direção horizontal, e o índice  $y$  a direção vertical. Assim temos:

- 1, 2 e 3: índices para os segmentos do pé, da perna e da coxa, respectivamente;
- $FRS_x, FRS_y$ : componentes da força de reação do solo;
- $F_{ix}, F_{iy}$ : componentes da força intersegmentar na articulação proximal do segmento  $i$ ;
- $M_i$ : componente  $z$  do momento intersegmentar na articulação proximal do segmento  $i$ ;
- $x_i, y_i$ : coordenadas do centro de massa do segmento  $i$ ;
- $x_{ij}, y_{ij}$ : coordenadas do centro articular entre os segmentos  $i$  e  $j$ ;
- $m_i$ : massa do segmento  $i$ ;
- $I_i$ : momento de inércia do segmento  $i$  na direção  $z$ ;
- $g$ : aceleração da gravidade ( $9,8 \text{ m/s}^2$ );
- $a_{ix}, a_{iy}$ : componentes da aceleração linear do centro de massa do segmento  $i$ ;
- $\alpha_i$ : aceleração angular do segmento  $i$ ;

Os diagramas de corpo livre para cada segmento são mostrados na Figura 18.

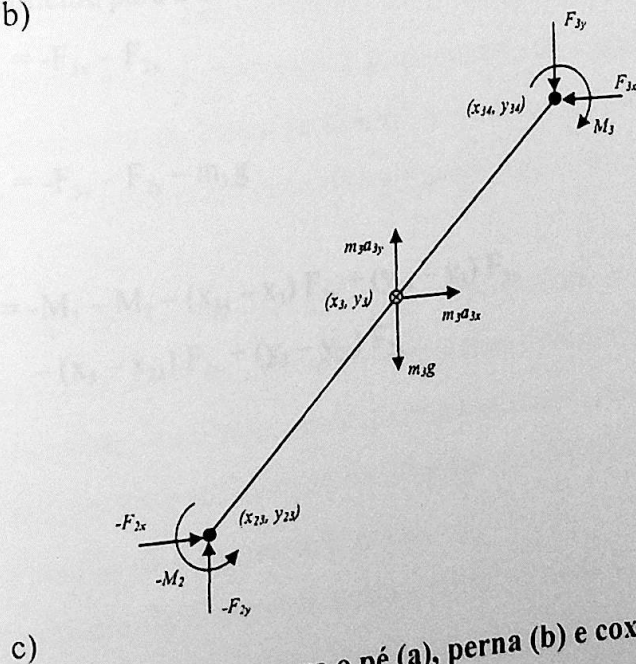
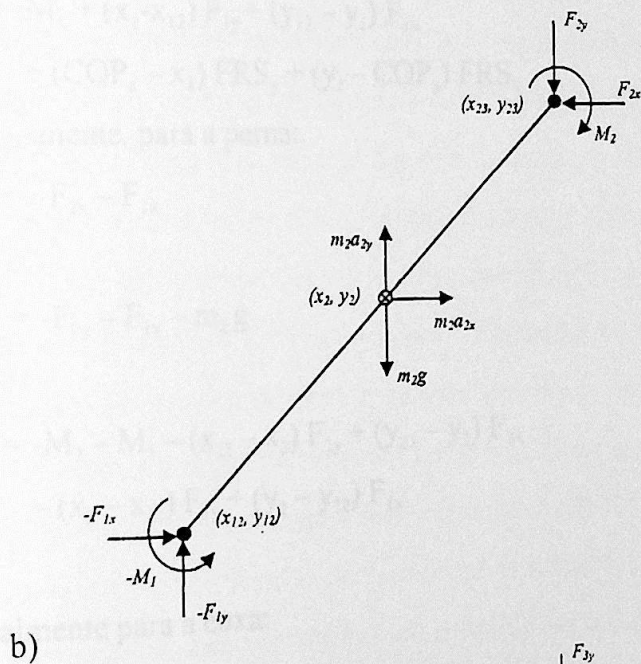
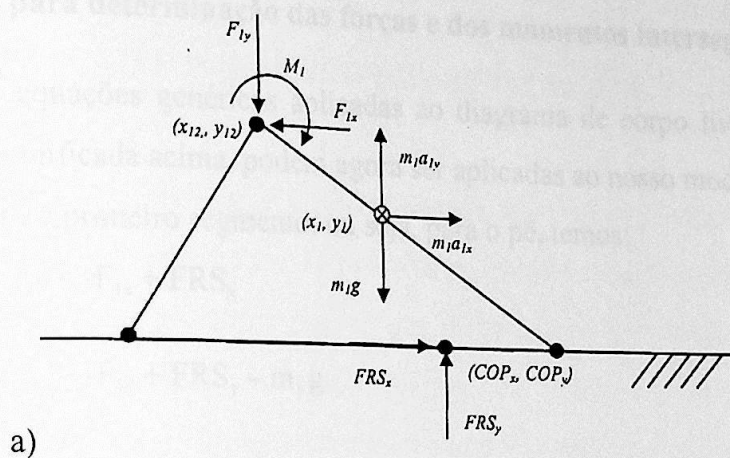


Figura 18: Diagramas de corpo livre para o pé (a), perna (b) e coxa (c).

#### 4.5.2. Equações para determinação das forças e dos momentos intersegmentares

As equações genéricas aplicadas ao diagrama de corpo livre (Eqs. 11 a 13), com a notação simplificada acima, podem agora ser aplicadas ao nosso modelo.

Para o primeiro segmento, ou seja, para o pé, temos:

$$m_1 a_{1x} = -F_{1x} + FRS_x \quad \text{Eq. 31}$$

$$m_1 a_{1y} = -F_{1y} + FRS_y - m_1 g \quad \text{Eq. 32}$$

$$I_1 \alpha_1 = -M_1 + (x_1 - x_{12}) F_{1y} + (y_{12} - y_1) F_{1x} \\ + (COP_x - x_1) FRS_y + (y_1 - COP_y) FRS_x \quad \text{Eq. 33}$$

Analogamente, para a perna:

$$m_2 a_{2x} = -F_{2x} - F_{1x} \quad \text{Eq. 34}$$

$$m_2 a_{2y} = -F_{2y} - F_{1y} - m_2 g \quad \text{Eq. 35}$$

$$I_2 \alpha_2 = -M_2 - M_1 - (x_{23} - x_2) F_{2y} + (y_{23} - y_2) F_{2x} \\ - (x_2 - x_{12}) F_{1y} + (y_2 - y_{12}) F_{1x} \quad \text{Eq. 36}$$

E finalmente para a coxa:

$$m_3 a_{3x} = -F_{3x} - F_{2x} \quad \text{Eq. 37}$$

$$m_3 a_{3y} = -F_{3y} - F_{2y} - m_3 g \quad \text{Eq. 38}$$

$$I_3 \alpha_3 = -M_3 - M_2 - (x_{34} - x_3) F_{3y} + (y_{34} - y_3) F_{3x} \\ - (x_3 - x_{23}) F_{2y} + (y_3 - y_{23}) F_{2x} \quad \text{Eq. 39}$$

## 5. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Vimos que o presente trabalho propõe-se, fundamentalmente, a desenvolver uma metodologia para a determinação de parâmetros, aplicada à análise do andar quanto aos indicadores da sobrecarga mecânica para o segmento inferior, utilizando-se de medições simultâneas de procedimentos da dinamometria, da cinemetria e da antropometria. Consideram-se ainda as etapas necessárias para o cumprimento destes objetivos em relação ao desenvolvimento de uma nova ferramenta de trabalho, que implicaram na estruturação de subsistemas, rotinas, códigos fonte de programação para resoluções de algoritmos das rotinas da cinemetria, da cinética, assim como para funções estatísticas na interpretação dos resultados.

A redundância característica do sistema locomotor torna possível a realização de um mesmo padrão cinemático através de diferentes combinações, fato que faz deste um sistema altamente flexível e adaptável. Uma vez que o interesse de aplicação deste estudo recai sobre a apresentação do comportamento no padrão locomotor em função do controle da sobrecarga mecânica presente no segmento inferior, e não na determinação de diferenças entre grupos de sujeitos, são mostrados os resultados para um único sujeito.

Destaca-se ainda, em função de nossos propósitos, a preocupação central em viabilizar as rotinas e programas que permitiram um domínio metodológico operacional com modelo físico-matemático estabelecido para a determinação dos parâmetros descritivos no cálculo das forças e momentos intersegmentares, aplicados a um único sujeito, com a preocupação de ilustrar a funcionabilidade dos sistemas para a interpretação das variáveis meta.

As curvas dos momentos e forças intersegmentares eram, inicialmente, as variáveis de maior interesse a serem obtidas pelo presente trabalho, bem como o estudo de uma metodologia para obter tais resultados. Entretanto, em virtude de tal metodologia, surgiram outros procedimentos e variáveis intermediárias que também são de interesse para a Biomecânica e para a análise do movimento humano.

A importância da cinemetria nessa análise justifica a implementação de uma rotina de digitalização de imagens com interface amigável. O desenvolvimento dessa rotina e o acesso às linhas de programação, isto é, ao código-fonte, além de representar um domínio de

tecnologia, permite também implementar novas funções à rotina, como por exemplo, a de reconstrução tridimensional da imagem, utilizando duas câmaras - as quais constituem objetivos a serem alcançados.

Como resultado da implementação do programa *X-Cine*, para reconstrução da imagem, podemos apresentar uma ferramenta a ser utilizada na análise qualitativa do movimento, muito comum na Biomecânica para análise do movimento humano, a animação gráfica do corpo segmentado, como mostrado na Figura 19. A seqüência dos quadros digitalizados permite identificar, por exemplo, alguma eventual alteração do movimento do padrão normal. Devemos lembrar, no entanto, que existem outros parâmetros mais confiáveis para se analisar o movimento, mas qualitativamente, o exame visual já pode representar um esboço dessa análise, mesmo que preliminar. Fica a critério do examinador utilizar uma ou outra ferramenta que seja mais conveniente para o propósito estabelecido.

Outro parâmetro de interesse é a trajetória dos pontos digitalizados, no caso, as centros articulares (Figura 20). Parcialmente visível no cinegrama e mais evidentes nesta figura, essas trajetórias podem revelar oscilações desses centros articulares, e ainda dos centros de massa dos segmentos, de interesse na análise biomecânica.

Da análise simplesmente visual e qualitativa possibilitada por essa função gráfica, os dados de saída do *X-Cine* permitem uma análise descritiva e quantitativa do movimento.

Figura 20: Deslocamentos dos centros articulares.

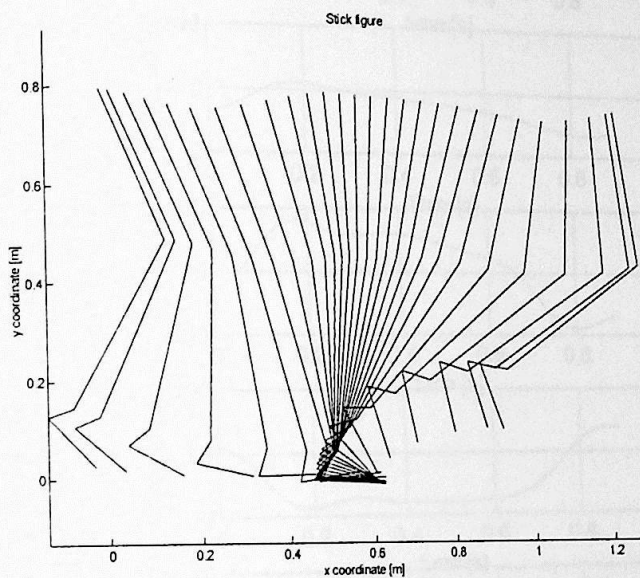


Figura 19: Representação gráfica da imagem digitalizada.

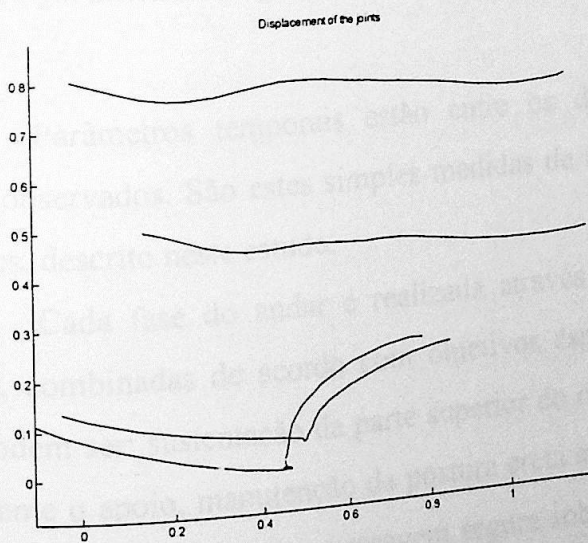
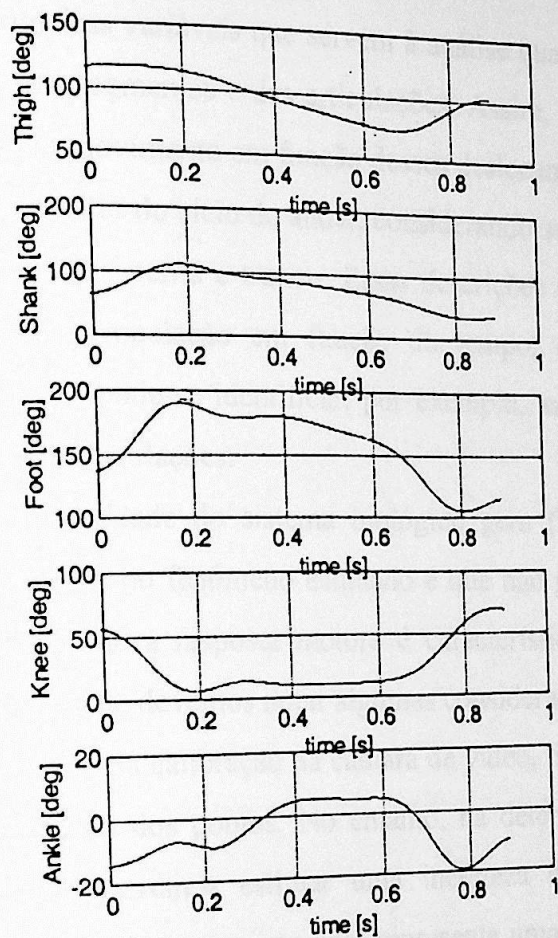


Figura 20: Deslocamentos dos centros articulares.



**Figura 21: Deslocamentos angulares dos segmentos e articulações**

Parâmetros temporais estão entre os descritores do ciclo do andar mais comumente observados. São estas simples medidas de relações temporais como o tempo de apoio simples, descrito neste estudo.

Cada fase do andar é realizada através de uma série de funções músculo-esqueléticas, combinadas de acordo com objetivos específicos de progressão, que, em seu conjunto, podem ser: sustentação da parte superior do corpo, prevenindo colapso do membro inferior durante o apoio, manutenção da postura ereta e equilíbrio do corpo todo, controle da trajetória do pé para garantir uma passagem segura sobre o chão e um contato inicial suave, geração de energia mecânica para manter a velocidade de deslocamento ou incrementá-la, absorção de energia mecânica para a estabilidade ou redução da velocidade de deslocamento (WINTER, 1991). Assim, os parâmetros da cinemática também contribuem para o estudo e descrição das fases do andar.

As primeiras variáveis que servem à análise quantitativa do movimento são as variações angulares dos segmentos e das articulações. Assim, através da Figura 21 podemos observar a descrição do movimento em função desses deslocamentos angulares, determinados para a fase do apoio simples do ciclo do andar, considerando-se as articulações do tornozelo e joelho, e os segmentos pé, perna e tronco. Essas descrições demonstram a posição relativa para cada segmento e articulação em função do tempo, de acordo com as definições estabelecidas. Com isso, pode-se identificar, por exemplo, as fases do apoio onde ocorrem flexões e extensões das articulações.

A complexidade do sistema biológico gera flutuações na resposta que são características importantes do fenômeno estudado e que não podem ser consideradas ruídos. Essa variabilidade inerente à resposta motora é característica típica do sistema biológico humano. Com isto em vista, devemos notar algumas considerações.

Em função da calibração da câmara de vídeo, tivemos uma incerteza menor do que 1mm na reconstrução dos pontos. No entanto, na determinação anatômica dos pontos anatômicos no sujeito, devemos estimar uma incerteza da ordem de 10mm ou mais, dependendo da habilidade do anatomista. Isso representa uma incerteza da ordem de 2,5% na determinação das coordenadas articulares. Dessa forma, a incerteza estimada para os deslocamentos angulares torna-se da ordem de 3,5%.

Considerando uma variabilidade intra-sujeitos de até 20%, e inter-sujeitos de até 68% para os deslocamentos angulares (WINTER, 1991), as incertezas na determinação dos valores cinemáticos tornam-se menos importantes e não comprometem, a princípio, a análise do movimento em biomecânica.

Outras variáveis de interesse na análise do movimento, obtidas pelo *X-Cine*, são as velocidades e acelerações angulares e lineares dos segmentos, como já descritos. Como exemplo, apresentamos abaixo as curvas de velocidade e aceleração angulares para uma das tentativas do sujeito executando o andar. A observação dessas variáveis, para a análise do movimento, permite interpretar o completo histórico da cinemática angular, sempre se considerando as limitações da análise bidimensional e das simplificações adotadas.

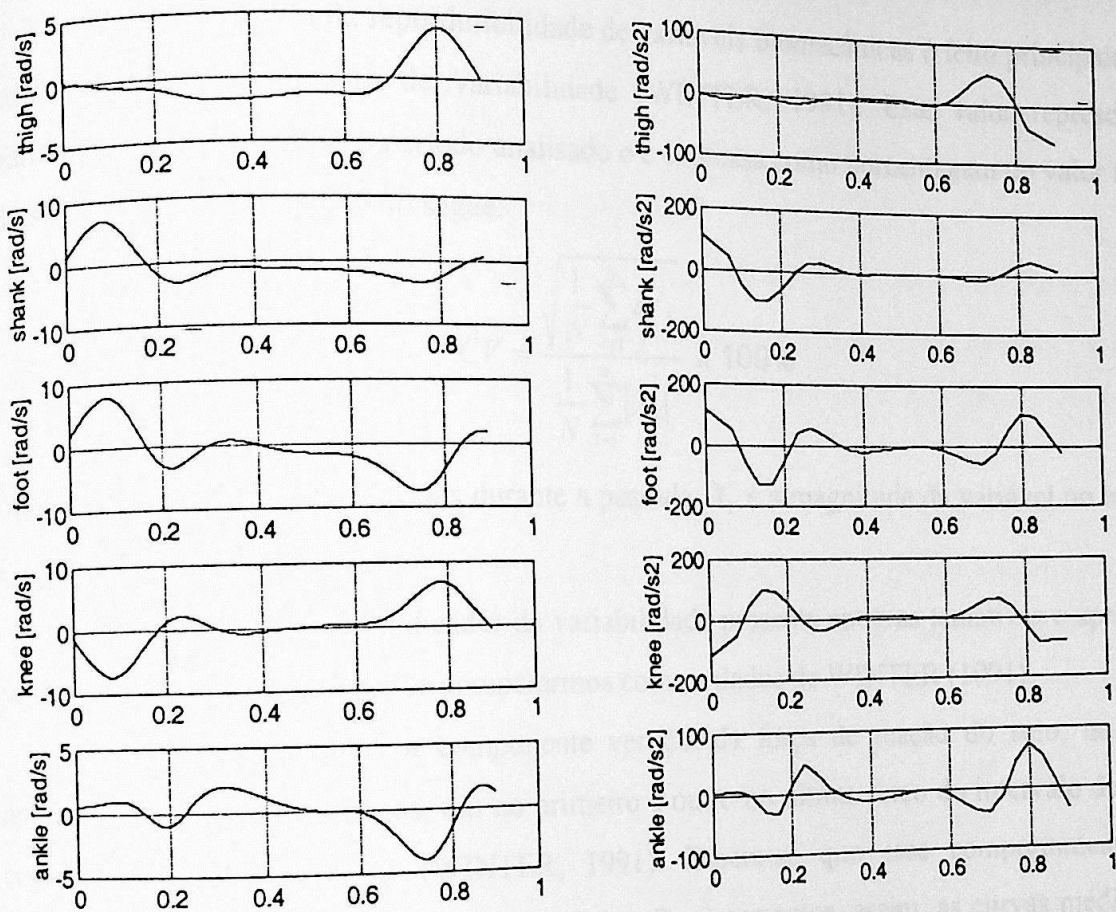


Figura 22: Velocidades e acelerações angulares dos segmentos e articulações.

### 5.1. Forças e momentos intersegmentares

A caracterização de respostas dinâmicas do comportamento da fase de apoio simples, durante o andar, pode ser feita através das curvas representativas das forças intersegmentares em função do tempo dos perfis médios das componentes vertical ( $F_y$ ) e horizontal ( $F_x$ ), seleccionadas para este estudo. Elas estão representadas nas figuras 24 e 25 respectivamente.

Valores médios e de desvios-padrão foram calculados para fins de representação gráfica, enquanto que os resultados foram obtidos a partir de tentativas individuais e demonstra-se ainda o padrão de variabilidade determinando-se seus respectivos

### Coefficientes de Variação (CV).

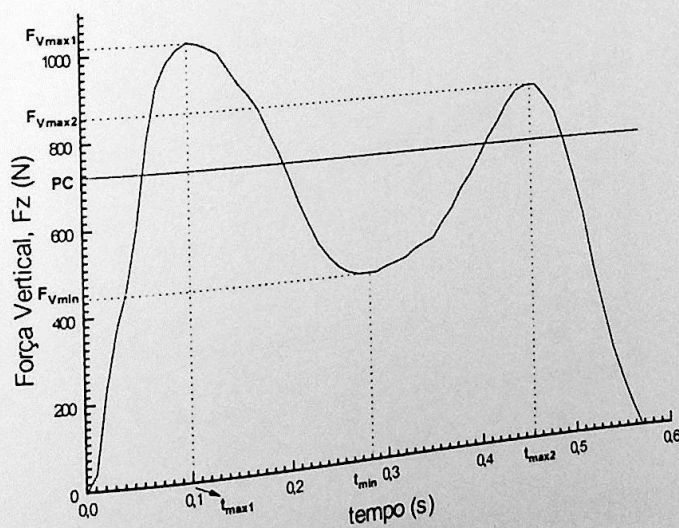
O estudo da reprodutibilidade de variáveis biomecânicas é feito principalmente utilizando-se o coeficiente de variabilidade (WINTER, 1991). Este valor representa a variabilidade média sobre o período analisado e é expressa como porcentagem do valor médio do sinal. Ele é calculado como segue:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma_i^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|} \times 100\%$$

onde  $N$  é o número de intervalos durante a passada,  $X_i$  é a magnitude da variável no instante  $i$ , e  $\sigma_i$  é o desvio padrão de  $X_i$ .

O CV é um indicador da variabilidade presente entre as tentativas e apresenta-se em alto grau de confiança se compararmos com os dados de WINTER (1991).

Tipicamente, a componente vertical da força de reação do solo, no andar, apresenta dois picos máximos, um no primeiro e outro no último terço do intervalo de apoio, como indica a Figura 23 (WINTER, 1991). Espera-se que esse comportamento seja transmitido às estruturas do segmento inferior. Representamos, assim, as curvas médias e os desvios-padrões para as 15 tentativas válidas executadas.



**Figura 23** Curva da componente vertical da FRS e do peso corporal (PC)  
WINTER (1991) relata valores de CV entre nove tentativas em torno dos 10%

para a cadência natural e 15% para cadência lenta. Estes valores são também esperados para as componentes verticais transmitidas para as estruturas subseqüentes. Apenas como um indicativo que pode haver consistência nos resultados, podemos comparar tais valores com o CV de 14,4% obtido para o tornozelo, cuja curva de força vertical assemelha-se consideravelmente à curva de força de reação do solo.

Os dois picos máximos correspondem à fase de acomodação do peso, quando a velocidade vertical para baixo do centro de gravidade do corpo está sendo frenada, e à fase da propulsão do corpo, quando há o incremento de sua velocidade no sentido contrário à aceleração da gravidade.

O andar caracteriza-se por deslocamentos do centro de gravidade do sujeito predominantemente no eixo horizontal, apesar do caráter senoidal desta trajetória evidenciar um movimento também no eixo vertical. A resposta da força vertical de reação do solo, mantém os dois picos máximos e os padrões apresentados neste estudo correspondem aos descritos na literatura (CHAO, 1986; WINTER, 1991).

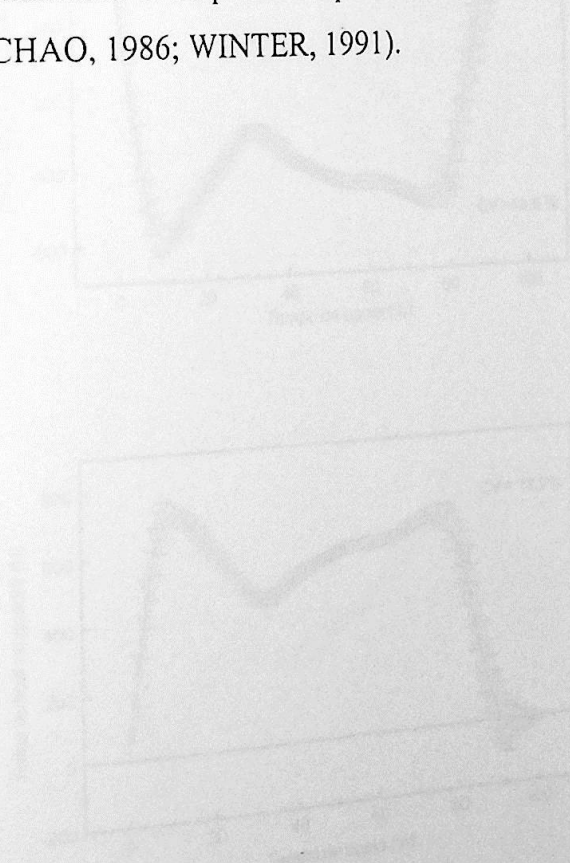


Figura 24: Componentes verticais das forças intersegmentares.

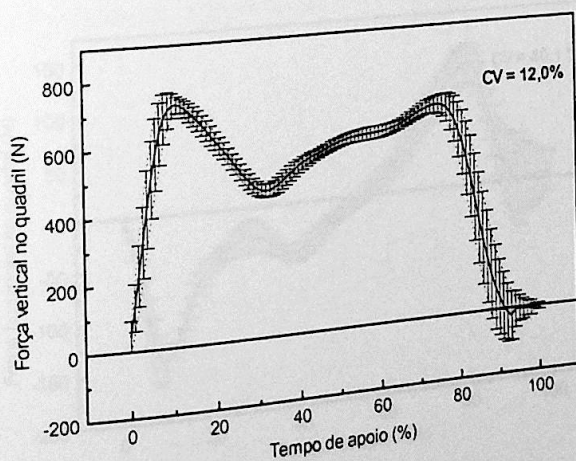
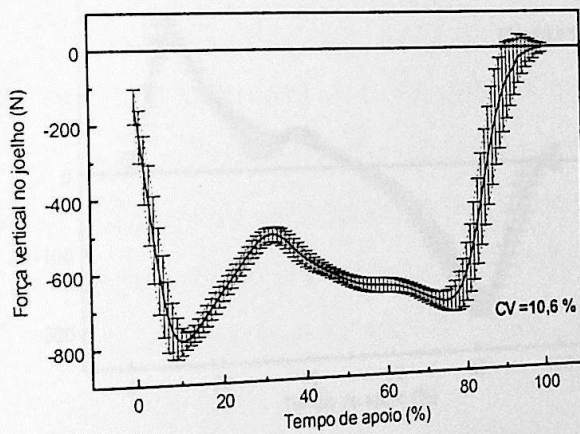
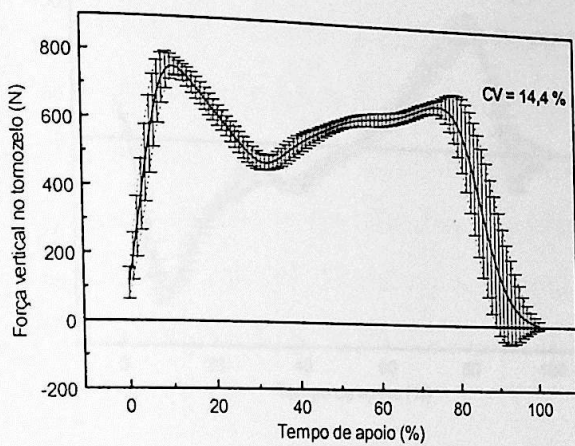


Figura 24: Componentes verticais das forças intersegmentares.

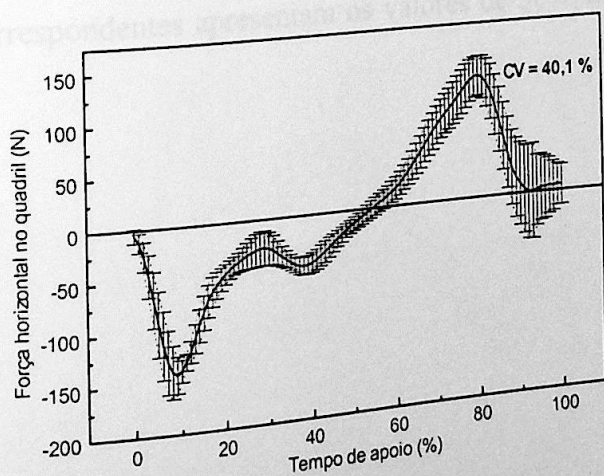
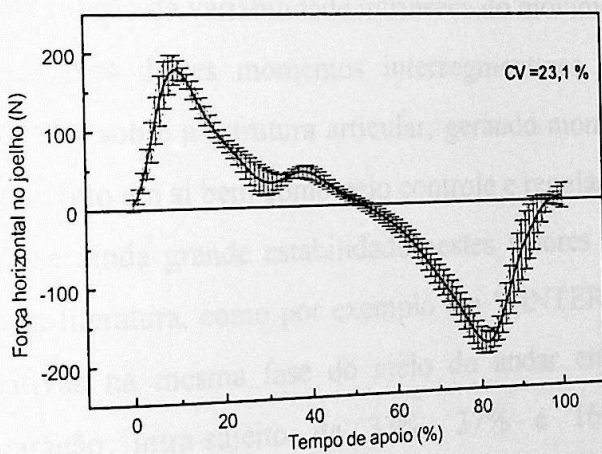
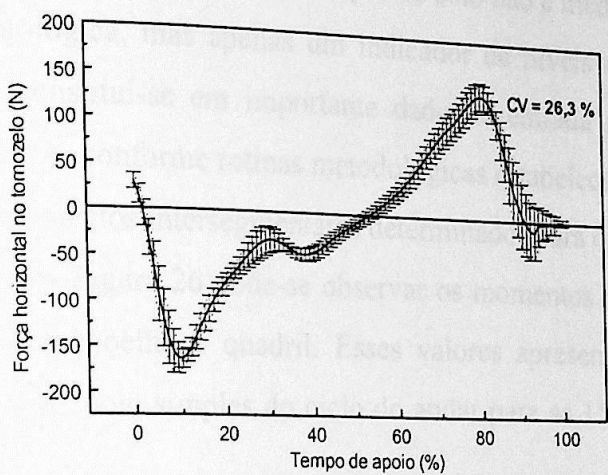


Figura 25: Componentes horizontais das forças intersegmentares.

Destaca-se, ainda, que a força reação do solo não é medida direta de sobrecarga interna da estrutura biológica, mas apenas um indicador de níveis de solicitação mecânica externa. Além disso, constitui-se em importante dado de entrada na concepção de nosso modelo físico-matemático, conforme rotinas metodológicas estabelecidas para os formalismos na quantificação dos momentos intersegmentares determinados para o segmento inferior.

Através da Figura 26 pode-se observar os momentos intersegmentares para as articulações do tornozelo, joelho e quadril. Esses valores apresentam-se normalizados no tempo considerando-se o apoio simples do ciclo do andar para as 15 tentativas de análise do movimento observado.

Demonstra-se, através dos CV, o grau de incerteza na determinação deste parâmetro, calculado em função da variabilidade intrínseca do movimento estudado.

Assim, através destes momentos intersegmentares, tem-se a representação funcional da ação muscular sobre a estrutura articular, gerando momentos de força muscular responsáveis pelo movimento em si bem como pelo controle e regulação deste movimento.

Observa-se ainda grande estabilidade nestes valores de CV ao compararmos nossos dados com os da literatura, como por exemplo em WINTER (1991), que determinou valores para 10 tentativas na mesma fase do ciclo do andar em cadência natural, com resultados de comparação intra-sujeito de 33%, 37% e 16% para os momentos intersegmentares determinados em função de quadril, joelho e tornozelo respectivamente. Nossos resultados correspondentes apresentam os valores de 36.4%, 23.2% e 24.1% para as mesmas articulações.

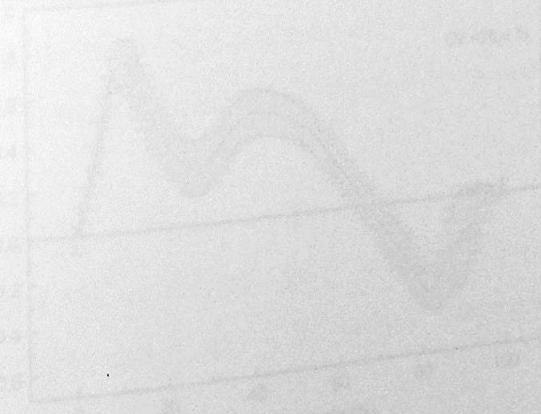


Figura 26: Momentos intersegmentares.

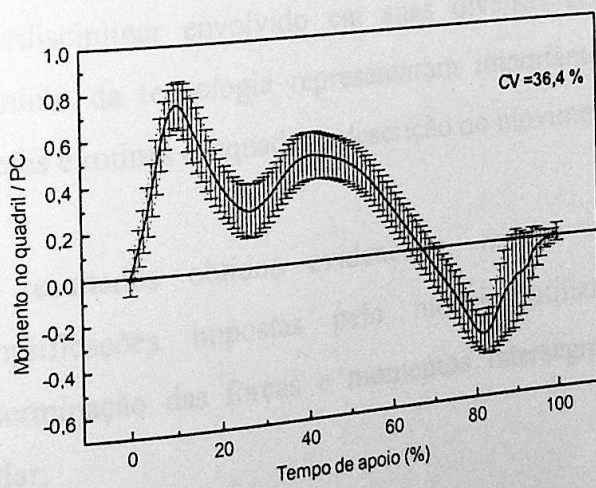
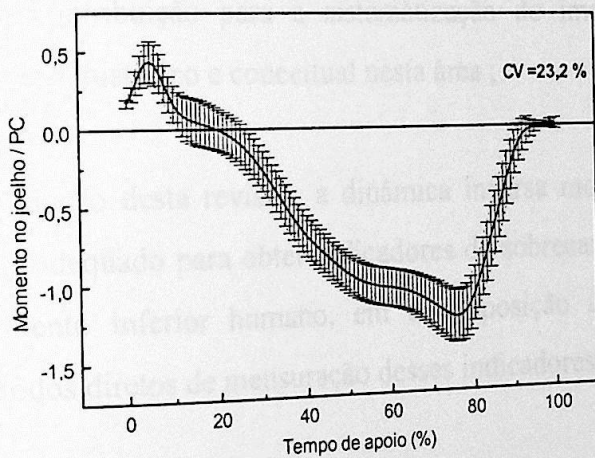
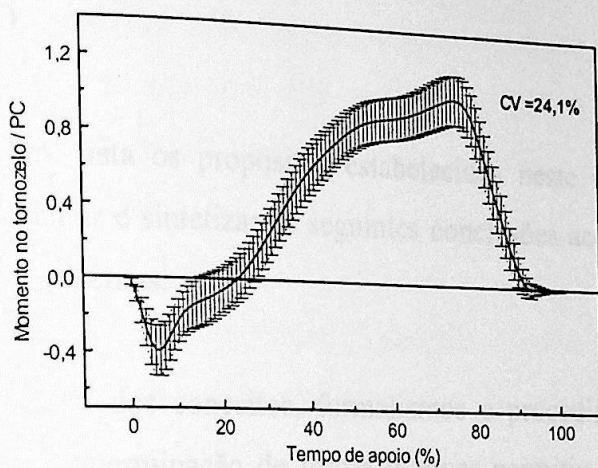


Figura 26: Momentos intersegmentares.

## 6. CONCLUSÃO

Tendo em vista os propósitos estabelecidos neste trabalho e os resultados obtidos, podemos apresentar e sintetizar as seguintes conclusões acerca do modelo proposto para o cálculo das forças internas:

- 1) a revisão dos conceitos, formalismos e procedimentos em Biomecânica para a determinação de forças internas permitiu delimitar instrumentos e modelos necessários à obtenção das variáveis meta, bem como representou uma contribuição para a sistematização de importantes referências de interesse histórico e conceitual nesta área;
- 2) em função desta revisão, a dinâmica inversa mostrou-se o procedimento mais adequado para obter indicadores da sobrecarga mecânica aplicada ao segmento inferior humano, em contraposição à dinâmica direta e aos métodos diretos de mensuração desses indicadores;
- 3) no desenvolvimento da metodologia, e em virtude do caráter interdisciplinar envolvido em suas diversas etapas, a viabilidade e o domínio da tecnologia representaram importantes avanços na busca de tarefas e rotinas adequadas à descrição do movimento do corpo humano;
- 4) os resultados obtidos evidenciam, mesmo frente às limitações e simplificações impostas pelo modelo utilizado, a viabilidade da determinação das forças e momentos intersegmentares produzidos pelo andar;

- 5) os instrumentos e métodos empregados não comprometeram o cálculo das variáveis de interesse, fato evidenciado pela baixa variabilidade intra-sujeitos observada nos resultados referentes aos momentos e forças intersegmentares.

Como proposta de continuidade no desenvolvimento do referido modelo, deve-se contemplar as possibilidades de analisar tridimensionalmente o movimento humano, como forma de atender de modo mais realístico a estrutura desse movimento, e a possibilidade de determinar a distribuição das forças internas em função da característica complexidade anatomo-fisiológica das estruturas do aparelho locomotor.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABDEL-AZIZ, Y.I.; KARARA, H.M. "Direct linear transformation from comparator coordinates into object-space coordinates". In: ASP/UI Symposium on close-range photogrammetry. *Proceedings*, 1-18. Champaing, 1971.
- ALEXANDER, R.M. "Sequential joint extension in jumping. *Human Science*. 8: 339-345, 1989.
- ALEXANDER, R.M. "Simple Models of Walking and Jumping". *Human Movement Science*. 11:3-9, 1992.
- ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. (eds.). Three dimensional analysis of human movement. Champaing: Human Kinetics, 1995.
- AMADIO, A.C. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento. Tese de livre docência. São Paulo: Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 1989.
- AMADIO, A.C., DUARTE, M. (eds.). Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 1996.
- AN, K-N.; HUI, F.C.; MORREY, B.F.; LINSCHIED, R.L.; CHAO, E.Y. "Muscles across the elbow joint: a biomechanical analysis". *Journal of Biomechanics*. 14: 659-669, 1981.
- AN, K-N.; HIMENO, S.; TSUMURA, H.; KAWAI, T.; CHAO, E.Y. "Pressure distribution on articular surfaces: application to joint stability evaluation". *Journal of Biomechanics*. 23: 1013-1020, 1990.
- AN, K.; KAUFMAN, K.; CHAO, Y-S E. "Estimation of muscle and joint forces". In: ALLARD, P; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. (eds.). Ch.10. Estimation of Muscle and Joint Forces. Champaing: Human Kinetics, 1995.
- BARTER, J.T. "Estimation of the mass of body segments". WADC Technical Report (TR-57-260). Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1957.
- BAUMANN, W. "The influence of mechanical factors on speed in tobogganing". In: S. Cerquiglini, A. Venerando, & J. Wartenweiler (Eds.) *Biomechanics III*. Baltimore, USA: University Park Press, 453-459, 1973.

- BAUMANN, W. "Métodos de medição e campos de aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas". In: KLAVDIANOS, A.C.D.; FONSECA, J.C.P. (eds.), *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica: conferências*. Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica; Universidade de Brasília, 1995a.
- BAUMANN, W. "Procedimentos para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano - aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores". In: KLAVDIANOS, A.C.D.; FONSECA, J.C.P. (eds.), *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica: anais*. Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica; Universidade de Brasília, 1995b.
- BECKETT, R.; CHANG, K. "An evaluation of the kinematics of gait by minimum energy". In: BOOTZEN, D.; MUFFLEY, H.C. (eds.): *Biomechanics*. New York: Plenum Press, 15-26, 1969.
- BERGMANN, G.; GRAICHEN, F.; ROHLMANN, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26, 969-990, 1993.
- BOGERT, A. J. "On optimal filtering for inverse dynamics analysis".
- BOURGEOIS, M.A.; LEWILLIE, L.A. "Mathematical model and lagrangian analysis for the dynamics of the human body in the crawlstroke". In: MATSUI, H.; KOBAYASHI, K. (eds.). *Biomechanics VIII-B*. Champaign, USA: Human Kinetics. 978-985, 1983.
- BRAND, R.A.; CROWNINSHIELD, R.D.; WITTSTOCK, C.E.; PEDERSEN, D.R.; CLARK, C.R. "A model of lower extremity muscular anatomy". *Journal of Biomechanical Engineering*. 104: 304-310, 1982.
- BRAUNE, W.; FISHER, O. (1898-1904) "Der Gang des Menschen. Abhandlung", *Math.-Phys. Classe d. Königl. Sächs. Gesellschaft der Wissenschaft*. 21-28.
- BRAUNE, W.; FISHER, O. (1889) "Über den Schwerpunkt des menschlichen Körpers, mit Rücksicht auf die Ausrüstung des deutschen Infanteristen". *Abhandlung der Königl. Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften*. 26, 561-672.
- BRENZIKOFER, R. "O formalismo de Lagrange: um exemplo de aplicação". In: AMADIO, A.C. (ed.), *IV Congresso Brasileiro de Biomecânica: Anais*. São Paulo: Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 8-17, 1992.
- BRESLER, B.; FRANKEL, J.P. "The forces and moments in the leg during level walking". *Trans. ASME*, 72, 27-36, 1950.

- CAPPOZZO, A.; LEO, T.; PEDOTTI, A. "A general computing method for the analysis of human locomotion". *Journal of Biomechanics*. 8:307-320, 1975.
- CHAFFIN, D.R. "A Computerized Biomechanical Model - Development of and Use in Studying Gross Body Actions". *Journal of Biomechanics* 2: 429-441, 1969.
- CHANDLER, R.F.; CLAUSER, C.E.; McCONVILLE, J.T.; REYNOLDS, H.M.; YOUNG, J.W. "Investigation of inertial properties of the human body". AMRL-Technical Report. Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. 74-137, 1975.
- CHAO, E.Y-S. "Biomechanics of the human gait". In: SCHMID-SCHONBEIN, G.W.; WOO, S.L.Y.; ZWEIFACH, B.W. (eds.). *Frontiers in Biomechanics*. New York: Springer-Verlag, 225-244, 1986.
- CHAO, E.Y-S.; RIM, K. "Application of optimization principles in determining the applied moments in human leg joints during gait". *Journal of Biomechanics*, 6:497-510, 1973.
- CLAUSER, C.E.; McCONVILLE, J.T.; YOUNG, J.W. "Weight, volume and centre of mass of segments of the human body". AMRL Technical Report (TR-69-70). Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1969.
- COLLINS, J.J. "The redundant nature of locomotor optimization laws". *Journal of Biomechanics*, 28(3), 251-267, 1995.
- CORRÊA, S.C.; GLITSCH, U.; BAUMANN, W.; AMADIO, A.C.: Differences in the calculation of mechanical energy using two different anthropometrical models. In: KLAVDIANOS, A.C.D.; FONSECA, J.C.P., (eds.), *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica: Anais*. p.215-221. Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica; Universidade de Brasília, 1995.
- CROWNINSHIELD, R.D.; BRAND, R.A. "A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion". *Journal of Biomechanics* 14(11): 793-801, 1981.
- DALLA VECCHIA, E.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. "Software para digitação e reconstrução de imagens de vídeo: X-Cine 1.0". In: II Simpósio de Pós Graduação: *Anais*. p.27. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 1997.
- DAVID, A.C. Um novo método fotogramétrico adequado a análises biomecânicas: comparação com o método DLT (Transformação Linear Direta). Tese de mestrado. Santa Maria: Centro de Educação Física e Desportos da Universidade Federal de Santa Maria, 1992.

- DEMPSTER, W.T. "Space requirement of the seated operator". WADC Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base, OH, 1955a
- DEMPSTER, W.T. "The anthropometry of the body in action". *Ann. NY Acad. Sci.* 63:559-85, 1955b.
- DRILLS, R.; CONTINI, R. "Body segment parameters". New York University, School of Engineering and Science Research Division, N.Y., Tech. Rep. 1166.03, Sept. 1966.
- DUARTE, M.; AMADIO, A.C.. "Revisão sobre o formalismo lagrangeano". In: AVILA, A.O.V.; MOTA, C.B. (eds.), *V Congresso Brasileiro de Biomecânica: Anais*. Santa Maria, RS: Centro de Educação Física e Desportos da Universidade Federal de Santa Maria, 163-169, 1993.
- DUL, J.; JOHNSON, G.E.; SHIAMI, R.; TOWNSEND, M.A. "Muscular synergism - II: a minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *Journal of Biomechanics*. 17(9): 675-684, 1984.
- ELFTMAN, H. "Forces and energy changes in the leg during walking". *Am. J. Physiology*. 125(2): 339-356, 1938.
- FOMIN, S.V.; GURFINKEL, V.S.; FELDMAN, A.G.; SHTILKIND, T.I. "Moments in the joints of human legs during walking". *Biophysics*, 21: 572-577, 1976.
- GLITSCH, U.; BAUMANN, W. "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity". *Journal of Biomechanics*. 30(11/12): 1123-1131. 1997.
- GRUBER, K.; DENOTH, J.; STÜSSI, E.; RUDER, H. "The wobbling mass model". In: JONSSON, B (ed.). *Biomechanics X-B*, 1095-1099, 1987.
- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J.. *Fundamentals of Physics*. 5<sup>a</sup> ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1997.
- HANAVAN, E. P. "A mathematical model of the human body". AMRL - Technical Report. Ohio, USA: Wright-Patterson Air Force Base 64-102. 1964.
- HARRIS, G.F.; WERTSCH, J.J. Procedures for gait analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v.75, n.2, p.216-25, 1994.
- HATZE, H. "The complete optimization of a human motion". *Mathematical Biosciences*, 28:99-135, 1976.
- HATZE, H. "A complete set of control equations for the human musculo-skeletal system". *Journal of Biomechanics* 10: 799-805, 1977.

- HATZE, H. "A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments". *Journal of Biomechanics*. 13, 833-843, 1980.
- HATZE, H. "A comprehensive model for human motion simulation and its application to the take-off phase of the long jump". *Journal of Biomechanics*. 14(3): 135-142, 1981.
- HAY, J.G. "The center of gravity of the human body". In: *Kinesiology 1973*. Washington: AAHPER. 1973.
- HEMAMI, H; FARNSWORTH, R.L. "Postural and gait stability of a planar five link biped by simulation". *IEEE Transactions on Automatic Control*, AC-22, 452-458, 1977.
- HEMAMI, H.; WYMAN, B.F. "Modeling and control of constrained dynamic system with application to biped locomotion in frontal plane". *IEEE Transactions on Automatic Control*, AC-24 (4), 526-535, 1979.
- HEMAMI, H.; ZHANG, Y.F.; HINES, M.J. "Initiation of walk and tiptoe of a planar nine-link biped". *Math. Biosci.* 61:163-189, 1982.
- HERZOG, W. "Individual muscle force estimations using a non-linear optimal design". *Journal of Neuroscience Methods*. 21: 167-179, 1987.
- HOCHMUTH, G. *Biomechanik sportlicher Bewegungen*. Berlin: Sportverlag, 1974.
- JENSEN, R.K. "Model for body segment parameters". *Biomechanics V-B* (ed. Komi, P.V.) University Park Press, Baltimore. pp.380-386, 1976.
- JENSEN, R.K. "Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrametric method". *Journal of Biomechanics*. 11, pp.349-358, 1978.
- JORGENSEN, T. "On the dynamics of the swing of a golf club. *American Journal of Physics*. 38: 644-651, 1970.
- KOMI, P.V.; SALONEN, M.; JARVINEN, N.; KOKKO, O. "In vivo registration of Achilles tendon forces in man". *Int. J. Sports Medicine* 8: 3-8, 1987.
- KOMI, P.V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics* 23(Suppl. 1), 23-34, 1990.
- KOMI, P. V.; BELLI, A.; HUTTUNEN, V.; PARTIO, E. "Optic fiber as a transducer for direct in vivo measurements of human tendomuscular forces". In: *International Society of Biomechanics Congress, 15., Jyväskylä, 1995. Book of Abstracts*. Jyväskylä, International Society of Biomechanics, p.494-5, 1995.

- KOOPMAN, B.; GROOTENBOER, H.J.; JONGH, H.J. "An inverse dynamics model for the analysis, reconstruction and prediction of bipedal walking." *Journal of Biomechanics*, 28(11): 1369-1376, 1995.
- LIEBER, R.L. Skeletal muscle structure and function. Baltimore, Williams & Wilkins, 1992.
- LOBO DA COSTA, P.H.; AMADIO, A.C. Estudo comparativo de três formas de locomoção em crianças: forças de reação do solo no andar no plano, subir e descer escadas. In: KLAVDIANOS, A.C.D.; FONSECA, J.C.P., (eds.), *VI Congresso Brasileiro de Biomecânica: Anais*. p.91-97. Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica; Universidade de Brasília, 1995.
- MacCONAILL, M.A. "The ergonomic aspects of articular mechanics". In: EVANS, F.G. (Ed.). *Studies on the Anatomy and Function of Bones and Joints*. Berlin: Springer, 69-80, 1967.
- McMAHON, T.A. *Muscles, Reflexes and Locomotion*. Princeton, New Jersey, USA: Princeton University Press, 1984.
- McMAHON, T.A.; GREENE, P.R. "Influence of track compliance on running". *Journal of Biomechanics*, 12(12): 893-904, 1979.
- MILLER, D.I. "Modelling in biomechanics: an overview". *Medicine and Science in Sports*, 11(2), 115-122, 1979.
- MILLER D.; NELSON R. *Biomechanics of Sport*. Philadelphia, USA: Lea & Fabiger, 1973.
- MORLOCK, M.; NIGG, B.M. "Theoretical considerations and practical results on the influence of the representation of the foot for the estimation of internal forces with models. *Clinical Biomechanics*. 6: 3-13, 1991.
- NIGG, B.M.; HERZOG, W. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1994.
- OLNEY, S.J.; WINTER, D.A. "Prediction of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematic data". *Journal of Biomechanics*, 18: 9-20, 1985.
- PANDY, M.G.; BERME, N. "A numerical method for simulating the dynamics of human walking." *Journal of Biomechanics*, 21(12): 1043-1051, 1988.
- PAUL, J.P. "Forces transmitted by joints in the human body". *Proc. Instn. Mech. Engrs.* 181(37): 8-15, 1965.
- PAUWELS, F. *Biomechanics of the locomotor apparatus*. Berlin: Springer Verlag, 1980.

- PEDOTTI, A.; KRISHNAN, V.V.; STARKE, L. "Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion". *Math. Biosciences*. 38: 57-76, 1978.
- PERRY, J. *Gait Analysis - Normal and Pathological function*. Slack Incorporated, 1992.
- ROLAND, D.R. "Computer simulation of bicycle dynamics". In: J.L. Bleustein (ed.). *Mechanics and Sport*. New York: American Society of Mechanical Engineers, 35-83, 1973.
- SACCO, I.C.N.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C.: "Características da massa corporal humana e suas propriedades inerciais utilizadas para o estudo de modelos antropométricos biomecânicos". Proceedings do I Congresso de Iniciação Científica da Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo, 13-19, São Paulo, SP, 1995.
- SALMONS, S. "The 8th International Conference on Medical and Biological Engineering" - meeting report. *Bio-Med. Eng.* 4: 467-474, 1969.
- SEIREG, A.; ARVIKAR, R.J. "A mathematical model for the evaluation of forces in lower extremities of the musculo-skeletal system". *Journal of Biomechanics* 6(13): 313-326, 1973.
- SEIREG, A.; ARVIKAR, R.J. "The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking". *Journal of Biomechanics* 8: 89-102, 1975.
- SEIREG, A.; BAZ, A.; PATEL, D. "Supportive forces on the human body during underwater activities". *Journal of Biomechanics* 4:23-30, 1971.
- WHITTLE, M.W. Musculoskeletal applications of three-dimensional analysis. In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. *Three-dimensional analysis of human movement*. Champaign: Human Kinetics, 295-309, 1995.
- WINTER, D.A. *Biomechanics of Human Movement*. Ontario, Canada: John Wiley & Sons, Inc., 1979.
- WINTER, D.A. "Moments of force and mechanical power in jogging". *Journal of Biomechanics*. 16(1): 91-97, 1983.
- WINTER, D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 2<sup>a</sup> ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1990.
- WINTER, D.A. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*. 2ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991.

- YEADON, M.R.; MORLOCK, M. "The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertial parameters". *Journal of Biomechanics*. 22 (6-7): 683-689, 1989a.
- YEADON, M.R. "The simulation of aerial movement -II: a mathematical model of the human body". *Journal of Biomechanics*. 23(1): 75-83, 1989b.
- YEADON, M.R.; ATHA, J.; HALES, F.D. "The simulation of aerial movement - IV: a computer simulation model". *Journal of Biomechanics*, 23(1): 85-89, 1990.
- YOUM, Y.; HUANG T.C. "Mechanics of simulated kicking. In: J.L. Bleustein (ed.). *Mechanical and Sport*. New York: American Society of Mechanical Engineers, 183-195, 1973.
- ZAJAC, F.E. "Muscle coordination of movement: a perspective". *Journal of Biomechanics* 26(1): 109-124, 1993.
- ZATSIORSKY, V.M.; SELUYANOV, V.N. "The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body". In: H. MATSUI e K. KOBAYASHI (Ed.) *Biomechanics VIII-B*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1983.
- ZATSIORSKY, V.M.; ARUIN, A.S.; SELUJANOW, W.N. *Biomechanik des menschlichen bewegungsapparates*. Berlin: Sportverlag 1984.



# APENDICES

## I. Rotina de cálculo das variáveis antropométricas

Obs.: As rotinas que se seguem estão como foram executadas. Não houve a preocupação de apresentá-las de forma didática, mas apenas com o propósito de fornecer subsídios ao leitor que queira se aprofundar no algoritmo de cálculo, explanadas ao longo do trabalho. Portanto, alertamos que existem linhas de comando utilizadas para depuração do programa e controles intermediários na execução do código que não constituem a essência do cálculo e podem ser eliminadas.

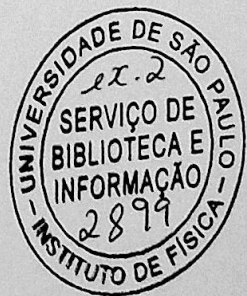
```
function y=winter(H,M,NAMEOUT);
% winter: calculus of anthropometric datas from Winter model
%
% function y=winter(HEIGHT,MASS,NAMEOUT)
%
% Output:
% cols 1=foot 2=shank 3=thigh 4=hat
% rows 1=1, length from model
% 2=l_m, length measured
% 3=err, relative error between measure and model
% 4=cm, center of mass
% 5=m, mass
% 6=I, moment of inertia
%
% y = [l_foot l_shank l_thigh l_hat
% l_foot_m l_shank_m l_thigh_m l_hat_m
% err_foot err_shank err_thigh err_hat
% cm_foot cm_shank cm_thigh cm_hat
% m_foot m_shank m_thigh m_hat
% I_foot I_shank I_thigh I_hat ];
%
% MATLAB version 4.2
% By: Edson Dalla Vecchia and Marcos Duarte
% Collaboration: Jose Gustavo Marques da Silva (jgmsilva@usp.br)
% Local: Laboratory of Biomechanics, University of Sao Paulo, Brasil
% Date: 05 jul, 1997
% Report problems to dallavec@usp.br or mduarte@usp.br

clc;close all;

% Entrada de valores default, caso não entre argumentos na função
if nargin ~= 3
    H = 1.68; % altura do sujeito default (MD)
    M = 68; % massa
    NAMEOUT='antropo';
end;

dH = 0.01; % erro da medida da altura
dM = 0.5; % erro da medida da massa

if nargin ~= 3
% medidas dos segmentos (para o sujeito default)
    l_hat_m = 0; % (não entra no cálculo)
    l_thigh_m = 0.365; % Grande Trocanter - Côndilo Femoral
    l_shank_m = 0.38; % Côndilo Femoral - Maléolo Medial
    l_foot_m = 0.145; % Maléolo Lateral - II Cabeça do Metatarso
else
    l_hat_m = input('Comprimento do HAT > ');
    l_thigh_m = input('Comprimento da coxa > ');
end;
```



```

l_shank_m = input('Comprimento da perna > ');
l_foot_m = input('Comprimento do pé > ');
end;
-----
% MODELO DE WINTER
% dimensões dos segmentos em função da altura total
l_hat = 0.288 * H; % Grande Trocanter - Articulação Glenoumeral
l_thigh = 0.245 * H; % Grande Trocanter - CÔndilo Femural
l_shank = 0.246 * H; % CÔndilo Femural - Maléolo Medial
%l_foot = 0.152 * H; % (comprimento total - não entra no cálculo)
l_foot = l_foot_m; % Maléolo Medial - II Cabeça do Metatarso
%h_foot = 0.039 * H; % (altura do pé - não entra no cálculo)

% posição do CM relativo a extremidade distal em função dos comprimentos do modelo
cm_hat = 0.374 * l_hat;
cm_thigh = 0.567 * l_thigh;
cm_shank = 0.567 * l_shank;
cm_foot = 0.5 * l_foot; % para este caso, o comprimento do pé é o medido

% massa dos segmentos em função da Massa Total
m_hat = 0.678 * M;
m_thigh = 0.1 * M;
m_shank = 0.0465 * M;
m_foot = 0.0145 * M;

% raio de giração dos segmentos em relação ao CM em função dos comprimentos do modelo
k_hat = 0.903 * l_hat;
k_thigh = 0.323 * l_thigh;
k_shank = 0.302 * l_shank;
k_foot = 0.475 * l_foot;

% momento de inércia dos segmentos em relação ao CM em função dos comprimentos do modelo
I_hat = m_hat * k_hat^2;
I_thigh = m_thigh * k_thigh^2;
I_shank = m_shank * k_shank^2;
I_foot = m_foot * k_foot^2;

% erro relativo do modelo em relação as medidas de comprimento
%err_hat = (l_hat - l_hat_m) / l_hat_m * 100;
err_hat = 0; % não entra no cálculo
err_thigh = (l_thigh - l_thigh_m) / l_thigh_m * 100;
err_shank = (l_shank - l_shank_m) / l_shank_m * 100;
err_foot = (l_foot - l_foot_m) / l_foot_m * 100;

% variáveis de saída
y = [l_foot l_shank l_thigh l_hat
l_foot_m l_shank_m l_thigh_m l_hat_m
err_foot err_shank err_thigh err_hat
cm_foot cm_shank cm_thigh cm_hat
m_foot m_shank m_thigh m_hat
I_foot I_shank I_thigh I_hat ];

if nargin ~= 3
save winter.dat y -ascii;
else
nome=[NAMEOUT '.dat'];
save nome y -ascii;
end;

```

## II. Rotina de cálculo das variáveis antropométricas pela imagem

```

function y = limages(H,M,NAMEOUT);
% limages: calculus of anthropometric datas from image
%
% function y = limages
%
%
% Output:
% cols 1=foot 2=shank 3=thigh 4=hat
% rows 1=1, mean length from images
%       2=l_std, standard deviation length
%       3=err, relative error between mean and measure
%       4=k, mean radio of gyration
%       5=m, mass
%       6=I, mean moment of inertia
%
% y = [l_foot_mean      l_shank_mean      l_thigh_mean      l_hat_mean
%      l_foot_std      l_shank_std      l_thigh_std      l_hat_std
%      err_foot      err_shank      err_thigh      err_hat
%      k_foot      k_shank      k_thigh      k_hat
%      m_foot      m_shank      m_thigh      m_hat
%      I_foot_mean      I_shank_mean      I_thigh_mean      I_hat_mean ];
%
% MATLAB version 4.2
% By: Edson Dalla Vecchia and Marcos Duarte
% Collaboration: Jose Gustavo Marques da Silva (jgmsilva@usp.br)
% Local: Laboratory of Biomechanics, University of Sao Paulo, Brasil
% Date: 05 jul, 1997
% Report problems to dallavec@usp.br or mduarte@usp.br

clc;clg;close all;

%=====
% CALCULO DOS DADOS ANTROPOMETRICOS PELA IMAGEM:
%=====
% Open anthro data file to comparison (view details in winter.m):
% y = [l_foot  l_shank      l_thigh      l_hat
%      l_foot_m  l_shank_m      l_thigh_m      l_hat_m
%      err_foot  err_shank      err_thigh      err_hat
%      cm_foot  cm_shank      cm_thigh      cm_hat
%      m_foot  m_shank      m_thigh      m_hat
%      I_foot  I_shank      I_thigh      I_hat ];

%data=loadfile; % calls code to load file
% ATENCAO TIRAR as 4 LINHAS ABAIXO E COLOCAR LINHA ACIMA
file_ant = 'Winter';
%file_ant=input('Entre com o nome do arquivo > ');
eval(['load ' file_ant '.dat']);
%if ~exist(filename), break, end
data_ant = eval(file_ant); % row and column number of the data
[nrow,ncol] = size(data_ant);

% attributions (cols. 1=foot; 2=shank; 3=thigh; 4=hat)
l_seg = data_ant(1,:);
l_seg_m = data_ant(2,:);
err_seg = data_ant(3,:);
cm_seg = data_ant(4,:);
m_seg = data_ant(5,:);
I_seg = data_ant(6,:);

%=====
% Carrega coordenadas das articulações filtradas de todas as tentativas
%PARA ALTERAR ARQUIVO DE ENTRADA E NUMERO DE ARQUIVOS MUDAR LINHAS ABAIXO entre linhas
%-----
%raiz do nome do arquivo de entrada
%numero de arquivos
%-----
arq='man100';
num_arq=17;
%
for i=1:num_arq

```

```

if i > 9
    arq='manl0';
end;
disp(' ');
disp([int2str(i) 'o ARQUIVO']);
datak = [arq int2str(i)];
filename = [datak '.cin'];
if ~exist(filename),disp('Arquivo nao localizado'),break,end;
eval(['load ' filename]);

datak=eval(datak);          % MATRIZES DE ENTRADA: MANL001, MANL002, MANL003 MANL004

% atribuições das colunas
toex=datak(:,2); % x head metatarsal v
toey=datak(:,3); % y head metatarsal v
heelx=datak(:,4);
heely=datak(:,5);
anklex=datak(:,6);
ankley=datak(:,7);
kneex=datak(:,8);
kneey=datak(:,9);
hipx=datak(:,10);
hipy=datak(:,11);

% Comprimentos dos segmentos pela imagem
l4img = sqrt((glanx - hipx).^2 + (glany - hipy).^2);
l4img = hipx - hipx; % (=0) glenoumeral não visível
l3img = sqrt((hipx - kneex).^2 + (hipy - kneey).^2);
l2img = sqrt((kneex - anklex).^2 + (kneey - ankley).^2);
l1img = sqrt((heelx - toex).^2 + (heely - toey).^2);

% média para cada tentativa
l4 = mean(l4img);      l4_std = 0;
l3 = mean(l3img);      l3_std = std(l3img);
l2 = mean(l2img);      l2_std = std(l2img);
l1 = mean(l1img);      l1_std = std(l1img);

% cria vetor com as médias de cada tentativa
L_4(i) = l4;
L_3(i) = l3;
L_2(i) = l2;
L_1(i) = l1;

end
%-----
% Média geral
l_hat_mean = mean(L_4);
l_thigh_mean = mean(L_3);
l_shank_mean = mean(L_2);
l_foot_mean = mean(L_1);
l_hat_std = std(L_4);
l_thigh_std = std(L_3);
l_shank_std = std(L_2);
l_foot_std = std(L_1);

% massa dos segmentos em função da Massa Total (do modelo do Winter)
m_hat = m_seg(4);
m_thigh = m_seg(3);
m_shank = m_seg(2);
m_foot = m_seg(1);

% raio de giração dos segmentos em relação ao CM em função dos comprimentos médios da imagem
k_hat = 0.903 * l_hat_mean;
k_thigh = 0.323 * l_thigh_mean;
k_shank = 0.302 * l_shank_mean;
k_foot = 0.475 * l_foot_mean;

% momento de inércia dos segmentos em relação ao CM em função dos comprimentos médios da
imagem
I_hat_mean = m_hat * k_hat^2;
I_thigh_mean = m_thigh * k_thigh^2;
I_shank_mean = m_shank * k_shank^2;

```

```
I_foot_mean = m_foot * k_foot^2;
```

```
% erro relativo do modelo em relação as medidas de comprimento
```

```
err_hat = ((l_hat_mean/l_seg_m(4)) - 1) * 100;  
err_thigh = ((l_thigh_mean/l_seg_m(3)) - 1) * 100;  
err_shank = ((l_shank_mean/l_seg_m(2)) - 1) * 100;  
err_foot = ((l_foot_mean/l_seg_m(1)) - 1) * 100;
```

```
% variáveis de saída
```

```
y = [l_foot_mean      l_shank_mean      l_thigh_mean      l_hat_mean  
      l_foot_std      l_shank_std      l_thigh_std      l_hat_std  
      err_foot        err_shank        err_thigh        err_hat  
      k_foot          k_shank          k_thigh          k_hat  
      m_foot          m_shank          m_thigh          m_hat  
      I_foot_mean     I_shank_mean     I_thigh_mean     I_hat_mean];
```

```
if nargin ~= 3  
    save winterimg.dat y -ascii;  
else  
    nome=[NAMEOUT '.dat'];  
    save nome y -ascii;  
end;
```

### III. Rotina de cálculo das variáveis cinemáticas

```
function y=xcine(varargin);
% Xcine: Function of Bionic program.
% Calculus of:
%   - angular position, velocity and acceleration of segments and joints;
%   - anthropometric datas from image;
%   - linear position, velocity and acceleration of CM of segments;
% for 5 markers: Hip, Knee, Ankle, Heel and Toe
%
%   function y = xcine(varargin)
%
% %xcine(fc): fc is the cutoff frequency, default is fc= 5 Hz (for gait analysis)
% xcine(nfile): nfile is the number of data file
%
% INPUTS:
% Format of image data file:
% col.1: time (freq. acquisition of video)
% cols. 2-11: x and y coords. of marker 1 to 5 (hip,knee,ankle,heel,toe)
% col.12: trigger
%
% Format of anthropometric data file from model:
% l_foot      l_shank      l_thigh      l_hat
% l_foot_m    l_shank_m    l_thigh_m    l_hat_m
% err_foot    err_shank    err_thigh    err_hat
% cm_foot     cm_shank     cm_thigh     cm_hat
% m_foot      m_shank      m_thigh      m_hat
% I_foot      I_shank      I_thigh      I_hat
%
% Format of anthropometric data file from image:
% l_foot_mean l_shank_mean    l_thigh_mean    l_hat_mean
% l_foot_std  l_shank_std     l_thigh_std     l_hat_std
% err_foot    err_shank       err_thigh       err_hat
% k_foot      k_shank         k_thigh         k_hat
% m_foot      m_shank         m_thigh         m_hat
% I_foot_mean I_shank_mean    I_thigh_mean    I_hat_mean l;
%
% Format of dinamometry data file:
% col 1:      time (freq. acquisition of plate)
% col 2-4:    FRSx, FRSy, FRSz
% col 5:      Ty
% col 6-7:    Az, Ax
% col 8-10:   COFxz, COFx, COFz
% col 11-13:  Mx, My, Mz
%
% OUTPUTS:
% col. 1:      time (freq. acquisition of plate)
% cols. 2-11:  x and y coords. of joints (toe, heel, ankle, knee, hip)
% cols. 12-19: x and y coords. of CM's (foot, shank, thigh, HAT)
% cols. 20-27: accelerations of CM's (foot, shank, thigh, HAT)
% cols. 28-30: angles accelerations (foot, shank, thigh, HAT)
% col. 31:     trigger for single and double support
%
% MATLAB version 4.2
% By: Edson Dalla Vecchia and Marcos Duarte
% Collaboration: Jose Gustavo Marques da Silva (jgmsilva@usp.br)
% Local: Laboratory of Biomechanics, University of Sao Paulo, Brasil
% Date: July 25, 1997
% Report problems to dallavec@usp.br or mduarte@usp.br
%
clc;clg;close all;
%=====
% Cutoff frequency for filtering data:
fc=5;
% retirar o comentario depois de processar os arquivos
%if nargin==1
% fc=varargin(1); % v.4
%% fc=varargin{1}; % v.5
%end
```

```

nfile = varargin(1);
if nfile < 10
    nfile = int2str(nfile);
    nfile = ['00' nfile];
elseif nfile > 9
    nfile = int2str(nfile);
    nfile = ['0' nfile];
end
%=====
% Valores default para altura e massa
H = 1.68;
M = 68;
%=====
%constants
deg=180/pi;
%=====
% Open the kinematic data file:
%data=loadfile; % calls code to load file
% ATENCAO TIRAR as 4 LINHAS ABAIXO E COLOCAR LINHA ACIMA
file= ['Manl' nfile];
%file=input('Entre com o nome do arquivo > ');
eval(['load ' file '.dat']);
%if ~exist(filename), break, end
data=eval(file);
[nrow,ncol] = size(data); % row and column number of the data
if ncol~=12, error('Error: number of columns different of 12'), break, end
freq=round(1/(data(2,1)-data(1,1))); %Data frequency acquisition

if fc > freq/2
    disp(' Error>window size not correct in drift tool')
end
%=====
% Columns attributions:
time=data(:,1);
hipx=data(:,2);
hipy=data(:,3);
kneex=data(:,4);
kneey=data(:,5);
anklex=data(:,6);
ankley=data(:,7);
heelx=data(:,8);
heely=data(:,9);
toex=data(:,10); % x head metatarsal II
toey=data(:,11); % y head metatarsal II
trigger=data(:,12); % trigger: data(n,12) = 1 -> apoio simples
%                                     = 2 -> apoio duplo
%
%=====
% Load dynamic data file
% file_din=input('Entre com o nome do arquivo da dinamometria > ');
file_din = file;
eval(['load ' file_din '.din']);
%if ~exist(filename), break, end
data_din=eval(file_din);
% Columns attributions for dynamometric datas
time_din = data_din(:,1);
Fy = data_din(:,3);
% Data frequency acquisition of Fy
freq_din = round(1/(data_din(2,1)-data_din(1,1)));
%=====
% :
% smooth and filtering positions of joint coordinates
xys=[hipx hipy kneex kneey anklex ankley heelx heely toex toey];
% number of data to add in the extremities do the data (vectors of xys)
ndata=round(length(xys)/10);
% low pass filter fc, 4th order butterworth:
% add data to avoid problems in the extremities with the filter:
% obs: N = SIZE(X,2) returns just the number of columns.
xyini=zeros([1:ndata],[size(xys,2)]); % V 4.2
xyend=zeros([1:ndata],[size(xys,2)]); % V 4.2
for j=1:size(xys,2)
    for i=1:ndata
        xyini(i,j)=mean(xys(1:3,j)); % v.5.1?
    end
end

```

```
xyend(i,j)=mean(xys(length(xys)-3:length(xys),j)); % v.4.2?!
%xyend(1:ndata,j)=mean(y(end-3:end,j)); % v.5.1
```

```
end;
```

```
end
xys=[xyini; xys; xyend];
```

```
[b,a] = butter(4,fc/(freq/2));
```

```
%yy=filtfilt(b,a,y); % usado na versao 5
```

```
xy_filt = filtfilt(b,a,xys); % filtfilt adaptado para v 4.2
```

```
% subtract data added to avoid problems in the extremities with the filter:
```

```
xy_filt = xy_filt(ndata+1:length(xy_filt)-ndata,:);
```

```
% restore original datas
```

```
xys = xys(ndata+1:length(xys)-ndata,:);
```

```
% prepare datas to equations of movement (view eqmov.m m-file)
```

```
hipx_f = xy_filt(:,1);
```

```
hipy_f = xy_filt(:,2);
```

```
kneex_f = xy_filt(:,3);
```

```
kneey_f = xy_filt(:,4);
```

```
anklex_f = xy_filt(:,5);
```

```
ankley_f = xy_filt(:,6);
```

```
heelx_f = xy_filt(:,7);
```

```
heely_f = xy_filt(:,8);
```

```
toex_f = xy_filt(:,9);
```

```
toey_f = xy_filt(:,10);
```

```
% coordenadas filtradas
```

```
filtering = 1; % 0 -> usar coordenadas não filtradas; 1 -> filtrado
```

```
if filtering == 1
```

```
hipx = xy_filt(:,1);
```

```
hipy = xy_filt(:,2);
```

```
kneex = xy_filt(:,3);
```

```
kneey = xy_filt(:,4);
```

```
anklex = xy_filt(:,5);
```

```
ankley = xy_filt(:,6);
```

```
heelx = xy_filt(:,7);
```

```
heely = xy_filt(:,8);
```

```
toex = xy_filt(:,9);
```

```
toey = xy_filt(:,10);
```

```
end;
```

```
%=====
```

```
%=====
```

```
% CALCULUS OF ANGULAR DISPLACEMENTS:
```

```
% THIGH ANGLE
```

```
ta=deg*(atan( (hipy-kneey) ./ (hipx-kneex) ) );
```

```
%temp=find(ta>0);
```

```
%ta(temp)=180-ta(temp);
```

```
temp=find(ta<0);
```

```
%ta(temp)=-ta(temp);
```

```
ta(temp)=180+ta(temp);
```

```
% SHANK ANGLE
```

```
sa=deg*(atan( (kneey-ankley) ./ (kneex-anklex) ));
```

```
temp=find(sa<0);
```

```
sa(temp)=180+sa(temp);
```

```
% KNEE JOINT ANGLE
```

```
%ka=180-(ta+sa);
```

```
ka=(ta-sa);
```

```
% FOOT ANGLE
```

```
%fa=180-deg*(atan( (toey-heely) ./ (toex-heelx) ));
```

```
%fa=90+deg*(atan2(1, -(heely-toey) ./ (heelx-toex)));
```

```
fa=180+deg*(atan( (heely-toey) ./ (heelx-toex) ));
```

```
% ANKLE JOINT ANGLE
```

```
%aa=-(sa-fa-deg*pi/2);
```

```
%aa=fa-sa-(deg*pi/2);
```

```

aa=fa-sa-90;
%=====
%plots das curvas
figure(1);
hold on
if filtering == 1
    set(gcf,'name','Deslocamentos angulares')
else
    set(gcf,'name','Deslocamentos angulares sem tratamento')
end
subplot(3,2,1)
hold on
plot(time,ta,'b');
grid; ylabel('Thigh [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,2)
%figure(2)
hold on
plot(time,sa,'b');
grid; ylabel('Shank [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,3)
%figure(3)
hold on
plot(time,ka,'b');
grid; ylabel('Knee [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,4)
%figure(4)
hold on
plot(time,fa,'b');
grid; ylabel('Foot [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,5)
%figure(5)
hold on
plot(time,aa,'b');
grid; ylabel('Ankle [deg]'); xlabel('time [s]')

%pause
%=====
if filtering == 0 % filtra os angulos (qdo as coordenadas nao forem filtradas)

% data smooth:
ys=[ta sa ka fa aa];
% number of data to add in the extremities do the data (vectors of y)
ndata=round(length(ys)/10);
% low pass filter fc, 4th order butterworth:
% add data to avoid problems in the extremities with the filter:
% obs: N = SIZE(X,2) returns just the number of columns.
yini=zeros([1:ndata],[size(ys,2)]); % v 4.2
yend=zeros([1:ndata],[size(ys,2)]); % v 4.2
for j=1:size(ys,2)
    for i=1:ndata
        yini(i,j)=mean(ys(1:3,j)); % v.5.1?
        yend(i,j)=mean(ys(length(ys)-3:length(ys),j)); % v.4.2?
        % yend(1:ndata,j)=mean(y(end-3:end,j)); % v.5.1
    end;
end
ys=[yini; ys; yend];

[b,a] = butter(4,fc/(freq/2));
%yy=filtfilt(b,a,y); % usado na versao 5
y_filt = filtfilt(b,a,ys); % filtfilt adaptado para v 4.2
% subtract data added to avoid problems in the extremities with the filter:
y_filt=y_filt(ndata+1:length(y_filt)-ndata,:);
% restore original datas
ys=ys(ndata+1:length(ys)-ndata,:);

ta=y_filt(:,1);
sa=y_filt(:,2);

```

```
ka=y_filt(:,3);
fa=y_filt(:,4);
aa=y_filt(:,5);
```

```
end
```

```
#####
% Identificação do apoio duplo e simples
time1 = time(find(trigger==1));
time2 = time(find(trigger==2));
% time in seconds of...
time2_i = time2(1); % initial double sup
time1_i = time1(1); % initial single sup
time1_f = time1(length(time1)); % final single sup
time2_f = time2(length(time2)); % final double sup
% índices para identificação das fases de apoio (30Hz)
time_begin = find(time <= time2_i);
time_doubl1 = find((time >= time2_i) & (time <= time1_i));
time_sing = find((time >= time1_i) & (time <= time1_f));
time_doubl2 = find((time >= time1_f) & (time <= time2_f));
time_end = find(time >= time2_f);
#####
%plots das curvas sem spline (30Hz)
figure(1);
hold on
set(gcf, 'name', 'Deslocamentos angulares (sem spline)')
subplot(3,2,1)
plot(time(time_begin), ta(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), ta(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), ta(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), ta(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), ta(time_end), 'b');
%grid; ylabel('Thigh [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,2)
plot(time(time_begin), sa(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), sa(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), sa(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), sa(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), sa(time_end), 'b');
%grid; ylabel('Shank [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,3)
plot(time(time_begin), ka(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), ka(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), ka(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), ka(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), ka(time_end), 'b');
%grid; ylabel('Knee [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,4)
plot(time(time_begin), fa(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), fa(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), fa(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), fa(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), fa(time_end), 'b');
%grid; ylabel('Foot [deg]'); xlabel('time [s]')

subplot(3,2,5)
plot(time(time_begin), aa(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), aa(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), aa(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), aa(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), aa(time_end), 'b');
%grid; ylabel('Ankle [deg]'); xlabel('time [s]')
```

```

%pause
%=====
% Plot of displacements of the joints
figure(2)
set(gcf, 'name', 'Deslocamentos das coordenadas')
hold on
axis('equal');
plot(hipx,hipy, 'y')
title ('Displacement of the joints')
plot(kneex,kneey, 'w')
plot(anklex,ankley, 'b')
plot(heelx,heely, 'r')
plot(toex,toey, 'g')
%=====
% Plot of stick figure
figure(3)
set(gcf, 'name', 'Stick figure')
hold on
axis('equal');
title ('Stick figure')
for i = 1:nrow
    stick_fig = [hipx(i)            hipy(i)
                 kneex(i)          kneey(i)
                 anklex(i)         ankley(i)
                 heelx(i)          heely(i)
                 toex(i)           toey(i)];
    if i < max(time_begin)
        plot (stick_fig(:,1), stick_fig(:,2), 'b')
    elseif (i >= min(time_doubl) & i < max(time_doubl))
        plot (stick_fig(:,1), stick_fig(:,2), 'y')
    elseif (i >= min(time_sing) & i < max(time_sing))
        plot (stick_fig(:,1), stick_fig(:,2), 'w')
    elseif (i >= min(time_doubl2) & i < max(time_doubl2))
        plot (stick_fig(:,1), stick_fig(:,2), 'y')
    elseif (i >= min(time_end))
        plot (stick_fig(:,1), stick_fig(:,2), 'b')
    end
    grid; ylabel('y coordinate [m]'); xlabel('x coordinate [m]');
end;

```

```
%pause
```

```

%=====
% Interpolação das curvas dos deslocamentos angulares por SPLINE cúbica
% vetor tempo de acordo com a coleta da plataforma
% interpola os 30Hz do video para 1000Hz
time_aj = [0:1/freq_din:time(length(time))]; % <- vetor coluna
ta_aj = spline(time,ta,time_aj);
sa_aj = spline(time,sa,time_aj);
ka_aj = spline(time,ka,time_aj);
fa_aj = spline(time,fa,time_aj);
aa_aj = spline(time,aa,time_aj);

```

```

%=====
% Identificação do apoio duplo e simples no novo conjunto de dados interpolados a 1000Hz
% índices no vetor tempo (1000Hz)
time_aj_begin = find(time_aj < time2_i);
time_aj_doubl = find((time_aj >= time2_i) & (time_aj < time1_i));
time_aj_sing = find((time_aj >= time1_i) & (time_aj < time2_f));
time_aj_doubl2 = find((time_aj >= time1_f) & (time_aj < time2_f));
time_aj_end = find(time_aj >= time2_f);

```

```
%=====
```

```

% Plots dos deslocamentos angulares ajustados com spline
figure(4)
set(gcf, 'name', 'Descolamentos angulares (com spline)')
subplot(3,2,1)
subplot(5,2,1)
plot(time_aj(time_aj_begin), ta_aj(time_aj_begin), 'b. ');
hold on;

```

```

plot(time_aj(time_aj_doubl), ta_aj(time_aj_doubl), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_sing), ta_aj(time_aj_sing), 'w. ');
plot(time_aj(time_aj_doub2), ta_aj(time_aj_doub2), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_end), ta_aj(time_aj_end), 'b. ');
grid; ylabel('Thigh [deg]'); xlabel('time [s]')

%subplot(3,2,2)
subplot(5,2,3)
plot(time_aj(time_aj_begin), sa_aj(time_aj_begin), 'b. ');
hold on;
plot(time_aj(time_aj_doubl), sa_aj(time_aj_doubl), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_sing), sa_aj(time_aj_sing), 'w. ');
plot(time_aj(time_aj_doub2), sa_aj(time_aj_doub2), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_end), sa_aj(time_aj_end), 'b. ');
grid; ylabel('Shank [deg]'); xlabel('time [s]')

%subplot(3,2,3)
subplot(5,2,7)
plot(time_aj(time_aj_begin), ka_aj(time_aj_begin), 'b. ');
hold on;
plot(time_aj(time_aj_doubl), ka_aj(time_aj_doubl), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_sing), ka_aj(time_aj_sing), 'w. ');
plot(time_aj(time_aj_doub2), ka_aj(time_aj_doub2), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_end), ka_aj(time_aj_end), 'b. ');
grid; ylabel('Knee [deg]'); xlabel('time [s]')

%subplot(3,2,4)
subplot(5,2,5)
plot(time_aj(time_aj_begin), fa_aj(time_aj_begin), 'b. ');
hold on;
plot(time_aj(time_aj_doubl), fa_aj(time_aj_doubl), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_sing), fa_aj(time_aj_sing), 'w. ');
plot(time_aj(time_aj_doub2), fa_aj(time_aj_doub2), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_end), fa_aj(time_aj_end), 'b. ');
grid; ylabel('Foot [deg]'); xlabel('time [s]')

%subplot(3,2,5)
subplot(5,2,9)
plot(time_aj(time_aj_begin), aa_aj(time_aj_begin), 'b. ');
axis([0 1 -20 20]);
hold on;
plot(time_aj(time_aj_doubl), aa_aj(time_aj_doubl), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_sing), aa_aj(time_aj_sing), 'w. ');
plot(time_aj(time_aj_doub2), aa_aj(time_aj_doub2), 'y. ');
plot(time_aj(time_aj_end), aa_aj(time_aj_end), 'b. ');
grid; ylabel('Ankle [deg]'); xlabel('time [s]')

%pause
%=====
% ANGULAR VELOCITIES (always with adjusted and interpolated datas)
vta=diff(ta_aj/deg) ./diff(time_aj);
vsa=diff(sa_aj/deg) ./diff(time_aj);
vka=diff(ka_aj/deg) ./diff(time_aj);
vfa=diff(fa_aj/deg) ./diff(time_aj);
vaa=diff(aa_aj/deg) ./diff(time_aj);

% subtract 1 point from extremities of time vector
ntime=time_aj(1:length(time_aj)-1);
%=====
% plots of angular velocities
figure(5)
set(gcf, 'name', 'Velocidades angulares')
%subplot(3,2,1)
subplot(5,2,1)
plot(ntime, vta);
grid; ylabel('thigh [rad/s]');
%subplot(3,2,2)
subplot(5,2,3)
plot(ntime, vsa);
grid; ylabel('shank [rad/s]');
%subplot(3,2,3)
subplot(5,2,7)

```

```

plot(ntime,vka);
grid; ylabel('knee [rad/s]');
subplot(3,2,4)
subplot(5,2,5)
plot(ntime,vfa);
grid; ylabel('foot [rad/s]');
subplot(3,2,5)
subplot(5,2,9)
plot(ntime,vaa);
grid; ylabel('ankle [rad/s]');

```

```

%pause
%=====
% ANGULAR ACCELERATIONS
ata=diff(vta)./diff(ntime);
asa=diff(vsa)./diff(ntime);
aka=diff(vka)./diff(ntime);
afa=diff(vfa)./diff(ntime);
aaa=diff(vaa)./diff(ntime);
aha=zeros(size(ata));
%=====
% subtract 1 point from extremities of time vector
ntime2=ntime(1:length(ntime)-1);
%=====
% construction of vector trigger from ntime2
% to identificate single and double support
for i = 1:length(ntime2)
    if (ntime2(i) < time2_i | ntime2(i) >= time2_f)
        trig(i,:) = 0;
    elseif((ntime2(i) >=time2_i & ntime2(i) <time1_i) | (ntime2(i) >=time1_f & ntime2(i) <time2_f))
        trig(i,:) = 2;
    elseif (ntime2(i) >= time1_i & ntime2(i) < time1_f)
        trig(i,:) = 1;
    end
end

```

```

end
%=====
% Plot of angular accelerations
figure(6)
figure(5)
set(gcf,'name','Acelerações angulares')
subplot(3,2,1)
subplot(5,2,2)
plot(ntime2,ata);
grid; ylabel('thigh [rad/s2]');
subplot(3,2,4)
subplot(5,2,4)
plot(ntime2,asa);
grid; ylabel('shank [rad/s2]');
subplot(3,2,3)
subplot(5,2,8)
plot(ntime2,aka);
grid; ylabel('knee [rad/s2]');
subplot(3,2,4)
subplot(5,2,6)
plot(ntime2,afa);
grid; ylabel('foot [rad/s2]');
subplot(3,2,5)
subplot(5,2,10)
plot(ntime2,aaa);
grid; ylabel('ankle [rad/s2]');

```

```

pause
%=====
% obs. vetor saída com as acelerações angulares estão no fim da
% rotina de cálculo das acelerações lineares dos CM

```

```

%=====
% CALCULO DOS DADOS ANTROPOMETRICOS PELA IMAGEM:
%=====
% Open anthropo data file to comparison (view details in winter.m):
y = [l_foot l_shank l_thigh l_hat

```

```

l_foot_m      l_shank_m      l_thigh_m      l_hat_m
err_foot      err_shank      err_thigh      err_hat
cm_foot cm_shank      cm_thigh      cm_hat
m_foot m_shank      m_thigh      m_hat
I_foot I_shank      I_thigh      I_hat ];

```

```

%data=loadfile; % calls code to load file
% ATENCAO TIRAR as 4 LINHAS ABAIXO E COLOCAR LINHA ACIMA
file_ant = 'winter';
%file_ant=input('Entre com o nome do arquivo > ');
eval(['load ' file_ant '.dat']);
%if -exist(filename), break, end
data_ant = eval(file_ant);
[nrow,ncol] = size(data_ant); % row and column number of the data

```

```

% attributions (cols. 1=foot; 2=shank; 3=thigh; 4=hat)
l_seg = data_ant(1,:);
l_seg_m = data_ant(2,:);
err_seg = data_ant(3,:);
cm_seg = data_ant(4,:);
m_seg = data_ant(5,:);
I_seg = data_ant(6,:);

```

```

%=====

```

```

% Nomenclatura:
% segment 1 = foot; 2 = shank; 3 = thigh; 4 = hip
%=====

```

```

% Comprimentos dos segmentos pela imagem (quando disponíveis)
l4 = 0.288 * H; % de acordo com o modelo de Winter (ver winter.m)
l4img = l_seg(4); % o HAT não estava nos limites do quadro de filmagem
l3img = sqrt((hipx - kneex).^2 + (hipy - kneey).^2);
l2img = sqrt((kneex - anklex).^2 + (kneey - ankley).^2);
l1img = sqrt((heelx - toex).^2 + (heely - toey).^2);
%l2img = l_seg_m(2); % os pontos anatômicos não estavam visíveis
%l1img = l_seg_m(1); % os pontos anatômicos não estavam visíveis

```

```

l4_std = 0;
l3 = mean(l3img);
l3_std = std(l3img);
l2 = mean(l2img);
l2_std = std(l2img);
l1 = mean(l1img);
l1_std = std(l1img);

```

```

l_segimg = [l1 l2 l3 l4];
l_segimg_std = [l1_std l2_std l3_std l4_std];
%=====

```

```

% Comparação entre os comprimentos da imagem e medidos
err4_m = 0; % não há imagem do HAT;
err3_m = (l3 - l_seg_m(1,3)) / l_seg_m(1,3)*100;
err2_m = (l2 - l_seg_m(1,2)) / l_seg_m(1,2)*100;
err1_m = (l1 - l_seg_m(1,1)) / l_seg_m(1,1)*100;
% Comparação entre os comprimentos da imagem e do modelo
err4 = 0; % não há imagem do HAT;
err3 = (l3 - l_seg(1,3)) / l_seg(1,3)*100;
err2 = (l2 - l_seg(1,2)) / l_seg(1,2)*100;
err1 = (l1 - l_seg(1,1)) / l_seg(1,1)*100;
%=====

```

```

%=====
% CALCULO DOS DESLOCAMENTOS, VELOCIDADES E ACELERAÇÕES LINEARES DO CM
%=====

```

```

% deslocamento do CM relativo a extremidade distal
cm4x = hipx; % considerando deslocamento angular do HAT zero
cm4y = hipy + 0.374 * l4;
cm3x = kneex + (hipx - kneex) * 0.567;
cm3y = kneey + (hipy - kneey) * 0.567;
cm2x = anklex + (kneex - anklex) * 0.567;
cm2y = ankley + (kneey - ankley) * 0.567;
cm1x = toex + (anklex - toex) * 0.5;

```

```

cmly = toey + (ankley - toey) * 0.5;
=====
% Plot dos deslocamentos do CM
figure(2)
hold on
%plot (cm4x,cm4y, 'y+') % para nao alterar a escala (nao entra no calculo)
%plot (cm3x,cm3y, 'w+')
%plot (cm2x,cm2y, 'b+')
%plot (cm1x,cm1y, 'r+')
=====
%plots dos deslocamentos verticais do CM sem spline:
figure(7);
set(gcf, 'name', 'Deslocamentos verticais dos CM');
subplot(2,2,1)
plot(time(time_begin), cm4y(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), cm4y(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), cm4y(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), cm4y(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), cm4y(time_end), 'b');
grid; ylabel('CM of HAT [m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,2)
plot(time(time_begin), cm3y(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), cm3y(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), cm3y(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), cm3y(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), cm3y(time_end), 'b');
grid; ylabel('CM of thigh [m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,3)
plot(time(time_begin), cm2y(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), cm2y(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), cm2y(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), cm2y(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), cm2y(time_end), 'b');
grid; ylabel('CM of shank [m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,4)
plot(time(time_begin), cm1y(time_begin), 'b');
hold on
plot(time(time_doubl1), cm1y(time_doubl1), 'y');
plot(time(time_sing), cm1y(time_sing), 'w');
plot(time(time_doubl2), cm1y(time_doubl2), 'y');
plot(time(time_end), cm1y(time_end), 'b');
grid; ylabel('CM of foot [m]'); xlabel('time [s]')

=====
if filtering == 0 % filtra os CM's qdo as coordenadas não foram filtradas

% smooth and filter of positions of CM
CMs=[cm1x cm1y cm2x cm2y cm3x cm3y cm4x cm4y];
% number of data to add in the extremities do the data (vectors of CMs)
ndata=round(length(CMs)/10);
% low pass filter fc, 4th order butterworth:
% add data to avoid problems in the extremities with the filter:
% obs: N = SIZE(X,2) returns just the number of columns.
CMmini=zeros([1:ndata], [size(CMs,2)]); % v 4.2
CMend=zeros([1:ndata], [size(CMs,2)]); % v 4.2
for j=1:size(CMs, 2)
    for i=1:ndata
        CMmini(i, j)=mean(CMs(1:3, j)); % v.5.1?
        CMend(i, j)=mean(CMs(length(CMs)-3:length(CMs), j)); % v.4.2?!
        %yend(1:ndata, j)=mean(y(end-3:end, j)); % v.5.1
    end;
end
CMs=[CMmini; CMs; CMend];

```

```

[b,a] = butter(4,fc/(freq/2));
%yy=filtfilt(b,a,y); % usado na versao 5
CM_filt = filtfil5(b,a,CMS); % filtfilt adaptado para v 4.2
% subtract data added to avoid problems in the extremities with the filter:
CM_filt = CM_filt(ndata+1:length(CM_filt)-ndata,:);
% restore original datas
CMS = CMS(ndata+1:length(CMS)-ndata,:);

% posições dos CM's filtrados
cm1x = CM_filt(:,1);
cm1y = CM_filt(:,2);
cm2x = CM_filt(:,3);
cm2y = CM_filt(:,4);
cm3x = CM_filt(:,5);
cm3y = CM_filt(:,6);
cm4x = CM_filt(:,7);
cm4y = CM_filt(:,8);

end;

%=====

if filtering == 0 % filtra quando as coordenadas não tiverem sido filtradas

% ? :
% smooth and filter of positions of joint coordinates
xys=[hipx hipy kneex kneey anklex ankley heelx heely toex toey];
% number of data to add in the extremities do the data (vectors of xys)
ndata=round(length(xys)/10);
% low pass filter fc, 4th order butterworth:
% add data to avoid problems in the extremities with the filter:
% obs: N = SIZE(X,2) returns just the number of columns.
xyini=zeros([1:ndata],[size(xys,2)]); % V 4.2
xyend=zeros([1:ndata],[size(xys,2)]); % V 4.2
for j=1:size(xys,2)
    for i=1:ndata
        xyini(i,j)=mean(xys(1:3,j)); % v.5.1?
        xyend(i,j)=mean(xys(length(xys)-3:length(xys),j)); % v.4.2?
        %xyend(1:ndata,j)=mean(y(end-3:end,j)); % v.5.1
    end;
end
xys=[xyini; xys; xyend];

[b,a] = butter(4,fc/(freq/2));
%yy=filtfilt(b,a,y); % usado na versao 5
xy_filt = filtfil5(b,a,xys); % filtfilt adaptado para v 4.2
% subtract data added to avoid problems in the extremities with the filter:
xy_filt = xy_filt(ndata+1:length(xy_filt)-ndata,:);
% restore original datas
xys = xys(ndata+1:length(xys)-ndata,:);
% prepare datas to equations of movement (view eqmov.m m-file)
hipx_f = xy_filt(:,1);
hipy_f = xy_filt(:,2);
kneex_f = xy_filt(:,3);
kneey_f = xy_filt(:,4);
anklex_f = xy_filt(:,5);
ankley_f = xy_filt(:,6);
heelx_f = xy_filt(:,7);
heely_f = xy_filt(:,8);
toex_f = xy_filt(:,9);
toey_f = xy_filt(:,10);

end

%=====
%plots dos deslocamentos verticais do CM com filtro sem spline:
figure(8);
set(gcf,'name','Deslocamentos verticais dos CM (com filtro, sem spline)');
subplot(2,2,1)
plot(time(time_begin),cm4y(time_begin),'b');
hold on

```

```

plot(time(time_doubl),cm4y(time_doubl),'y');
plot(time(time_sing),cm4y(time_sing),'w');
plot(time(time_doubl2),cm4y(time_doubl2),'y');
plot(time(time_end),cm4y(time_end),'b');
grid; ylabel('CM of HAT [m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,2)
plot(time(time_begin),cm3y(time_begin),'b');
hold on
plot(time(time_doubl),cm3y(time_doubl),'y');
plot(time(time_sing),cm3y(time_sing),'w');
plot(time(time_doubl2),cm3y(time_doubl2),'y');
plot(time(time_end),cm3y(time_end),'b');
grid; ylabel('CM of thigh [m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,3)
plot(time(time_begin),cm2y(time_begin),'b');
hold on
plot(time(time_doubl),cm2y(time_doubl),'y');
plot(time(time_sing),cm2y(time_sing),'w');
plot(time(time_doubl2),cm2y(time_doubl2),'y');
plot(time(time_end),cm2y(time_end),'b');
grid; ylabel('CM of shank [m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,4)
plot(time(time_begin),cm1y(time_begin),'b');
hold on
plot(time(time_doubl),cm1y(time_doubl),'y');
plot(time(time_sing),cm1y(time_sing),'w');
plot(time(time_doubl2),cm1y(time_doubl2),'y');
plot(time(time_end),cm1y(time_end),'b');
grid; ylabel('CM of foot [m]'); xlabel('time [s]')

%=====
% Interpolação das curvas dos deslocamentos lineares dos CM por SPLINE cúbica
% vetor tempo de acordo com a coleta da plataforma (o mesmo da interpolação dos ângulo)
cm4x_aj = spline(time,cm4x,time_aj);
cm4y_aj = spline(time,cm4y,time_aj);
cm3x_aj = spline(time,cm3x,time_aj);
cm3y_aj = spline(time,cm3y,time_aj);
cm2x_aj = spline(time,cm2x,time_aj);
cm2y_aj = spline(time,cm2y,time_aj);
cm1x_aj = spline(time,cmlx,time_aj);
cm1y_aj = spline(time,cmly,time_aj);

% subtract datas from extremities due differentiation
cm4x = cm4x_aj(2:length(cm4x_aj)-1);
cm4y = cm4y_aj(2:length(cm4y_aj)-1);
cm3x = cm3x_aj(2:length(cm3x_aj)-1);
cm3y = cm3y_aj(2:length(cm3y_aj)-1);
cm2x = cm2x_aj(2:length(cm2x_aj)-1);
cm2y = cm2y_aj(2:length(cm2y_aj)-1);
cm1x = cmlx_aj(2:length(cmlx_aj)-1);
cm1y = cmly_aj(2:length(cmly_aj)-1);

%=====
% Interpolação das posições das articulações por SPLINE cúbica
% vetor tempo de acordo com a coleta da plataforma
j34x = spline(time,hipx,ntime2);
j34y = spline(time,hipy,ntime2);
j23x = spline(time,kneex,ntime2);
j23y = spline(time,kneey,ntime2);
j12x = spline(time,anklex,ntime2);
j12y = spline(time,ankley,ntime2);
j11x = spline(time,heelx,ntime2);
j11y = spline(time,heely,ntime2);
j01x = spline(time,toex,ntime2);
j01y = spline(time,toey,ntime2);
%=====
%plots dos deslocamentos verticais do CM com filtro com spline:
figure(9);
set(gcf,'name','Deslocamentos verticais dos CM (com filtro e spline)')

```

```

subplot(2,2,1)
plot(time_aj(time_aj_begin),cm4y_aj(time_aj_begin),'b');
hold on
plot(time_aj(time_aj_doubl),cm4y_aj(time_aj_doubl),'y');
plot(time_aj(time_aj_sing),cm4y_aj(time_aj_sing),'w');
plot(time_aj(time_aj_doub2),cm4y_aj(time_aj_doub2),'y');
plot(time_aj(time_aj_end),cm4y_aj(time_aj_end),'b');
grid; ylabel('CMY of HAT adj[m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,2)
plot(time_aj(time_aj_begin),cm3y_aj(time_aj_begin),'b');
hold on
plot(time_aj(time_aj_doubl),cm3y_aj(time_aj_doubl),'y');
plot(time_aj(time_aj_sing),cm3y_aj(time_aj_sing),'w');
plot(time_aj(time_aj_doub2),cm3y_aj(time_aj_doub2),'y');
plot(time_aj(time_aj_end),cm3y_aj(time_aj_end),'b');
grid; ylabel('CMY of thigh adj[m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,3)
plot(time_aj(time_aj_begin),cm2y_aj(time_aj_begin),'b');
hold on
plot(time_aj(time_aj_doubl),cm2y_aj(time_aj_doubl),'y');
plot(time_aj(time_aj_sing),cm2y_aj(time_aj_sing),'w');
plot(time_aj(time_aj_doub2),cm2y_aj(time_aj_doub2),'y');
plot(time_aj(time_aj_end),cm2y_aj(time_aj_end),'b');
grid; ylabel('CMY of shank adj[m]'); xlabel('time [s]')

subplot(2,2,4)
plot(time_aj(time_aj_begin),cmly_aj(time_aj_begin),'b');
hold on
plot(time_aj(time_aj_doubl),cmly_aj(time_aj_doubl),'y');
plot(time_aj(time_aj_sing),cmly_aj(time_aj_sing),'w');
plot(time_aj(time_aj_doub2),cmly_aj(time_aj_doub2),'y');
plot(time_aj(time_aj_end),cmly_aj(time_aj_end),'b');
grid; ylabel('CMY of foot adj[m]'); xlabel('time [s]')
%=====
% LINEAR VELOCITIES OF CM (always with adjusted and interpolated datas)
vcm4x = diff(cm4x_aj)./diff(time_aj);
vcm4y = diff(cm4y_aj)./diff(time_aj);
vcm3x = diff(cm3x_aj)./diff(time_aj);
vcm3y = diff(cm3y_aj)./diff(time_aj);
vcm2x = diff(cm2x_aj)./diff(time_aj);
vcm2y = diff(cm2y_aj)./diff(time_aj);
vcmlx = diff(cm1x_aj)./diff(time_aj);
vcmlly = diff(cmly_aj)./diff(time_aj);
%=====
% Plot of linear velocities of CM
figure(10)
set(gcf,'name','Velocidade vertical dos CMs')
subplot(2,2,1)
plot(ntime,vcm4y)
grid; ylabel('Vel CMY of HAT [m/s]')
subplot(2,2,2)
plot(ntime,vcm3y)
grid; ylabel('Vel CMY of thigh [m/s]')
subplot(2,2,3)
plot(ntime,vcm2y)
grid; ylabel('Vel CMY of shank [m/s]')
subplot(2,2,4)
plot(ntime,vcmlly)
grid; ylabel('Vel CMY of foot [m/s]')
%=====
% LINEAR ACCELERATIONS OF CM
acm4x = diff(vcm4x)./diff(ntime);
acm4y = diff(vcm4y)./diff(ntime);
acm3x = diff(vcm3x)./diff(ntime);
acm3y = diff(vcm3y)./diff(ntime);
acm2x = diff(vcm2x)./diff(ntime);
acm2y = diff(vcm2y)./diff(ntime);
acmlx = diff(vcmlx)./diff(ntime);
acmlly = diff(vcmlly)./diff(ntime);
%=====

```

```

% Plot of linear accelerations of CM
figure(11)
set(gcf,'name','Aceleração vertical dos CMs')
subplot(2,2,1)
plot (ntime2,acm4y)
grid; ylabel('Acel CMY of HAT [m/s2]')
subplot(2,2,2)
plot (ntime2,acm3y)
grid; ylabel('Acel CMY of thigh [m/s2]')
subplot(2,2,3)
plot (ntime2,acm2y)
grid; ylabel('Acel CMY of shank [m/s2]')
subplot(2,2,4)
plot (ntime2,acm1y)
grid; ylabel('Acel CMY of foot [m/s2]')
%=====
% vetor saída com as acelerações angulares e lineares, e posições
pos_joint = [ntime2 j01x j01y j11x j11y j12x j12y j23x j23y j34x j34y];
pos_cm = [cm1x cm1y cm2x cm2y cm3x cm3y cm4x cm4y];
lin_accel = [acm1x acm1y acm2x acm2y acm3x acm3y acm4x acm4y];
ang_accel = [afa asa ata aha trig];

cine = [pos_joint pos_cm lin_accel ang_accel];

% seleção apenas do tempo de apoio
mint = min(time_aj_doub1);
maxt = max(time_aj_doub2);
cine = cine(mint:maxt,:);

% SAÍDA: ARQUIVO 'FILE'.CIN
eval(['save ' file '.cin cine -ascii;'])

%=====
% Salva deslocamentos angulares
%=====
fa_aj = fa_aj(2:length(fa_aj)-1);
sa_aj = sa_aj(2:length(sa_aj)-1);
ta_aj = ta_aj(2:length(ta_aj)-1);
ka_aj = ka_aj(2:length(ka_aj)-1);
aa_aj = aa_aj(2:length(aa_aj)-1);
ang_disp = [ntime2 fa_aj sa_aj ta_aj ka_aj aa_aj trig];

% SAÍDA: ARQUIVO 'FILE'.ANG
eval(['save ' file '.ang ang_disp -ascii;'])
break; end
%=====

```

## IV. Rotina de cálculo das variáveis cinéticas

```
function y=eqmov(varargin)
% eqmov: equations of movement
% nomenclatura:
%   foot = segment 1;
%   shank = 2;
%   thigh = 3;
%   hat = 4;
% Inputs:
% Anthropometry data file (mean k from images)
%   row 5: m1      m2      m3      m4 [kg]
%   row 6: I1     I2      I3      I4 [kg.m2]
%
% Dinamometry
%   col 1:      time (freq. acquisition plate.)
%   col 2-4:    FRSx, FRSy, FRSz [N]
%   col 5:      Ty (ignorated)
%   col 6-7:    Az = COPz (ignorated), Ax = COPx [mm]
%   col 8-10:   COFxz, COFx, COFz (ignorated)
%   col 11-13:  Mx, My, Mz (ignorated)
%
% Cinemetry:
%   col. 1:      time (freq. acquisition of plate)
%   cols. 2-11:  x and y coords. of joints (toe, heel, ankle, knee, hip)
%   cols. 12-19: x and y coords. of CM's (foot, shank, thigh, HAT)
%   cols. 20-27: accelerations of CM's (foot, shank, thigh, HAT)
%   cols. 28-30: angles accelerations (foot, shank, thigh, HAT)
%
% By: Edson Dalla Vecchia and Marcos Duarte
% Local: Laboratory of Biomechanics, University of Sao Paulo, Brasil
% Date: April 03, 1998
% Report problems to dallavec@usp.br or mduarte@usp.br
%
% obs: alfan = angular accelerations, n=1,2,3,4 [rad/s2]
%   (xn,yn) = coords. of CM [m]
%   (x34,y34) = (x43,y43) = hip [m]
%   (x23,y23) = (x32,y32) = knee [m]
%   (x12,y12) = (x21,y21) = ankle [m]
%   (x11,y11) = coord. of heel [m]
%   (x01,y01) = coord. of toe [m]
%   axn = accelerations of CM's [m/s2]

close all;clc;clg;

%=====
% constants
fc = 15; % cutoff frequency for filtering FRS <-----
ag = 9.8; % gravity acceleration
M = 68; % default total body mass
P = 68*ag; % default total body weight
%=====
% calculo em funcao da massa
pc = 1 % setar variavel
%=====

nfile = varargin(1);
if nfile < 10
    nfile = int2str(nfile);
    nfile = ['00' nfile];
elseif nfile > 9
    nfile = int2str(nfile);
    nfile = ['0' nfile];
end

% OPEN INPUT FILES
% Antropometrics datas:
%data=loadfile; % calls code to load file
% ATENCAO TIRAR as 4 LINHAS ABAIXO E COLOCAR LINHA ACIMA
```

```

file_ant = 'wintering';
%file=input('Entre com o nome do arquivo > ');
eval(['load ' file_ant '.dat']);
%if ~exist(filename), break, end
data_ant = eval(file_ant);
[nrow_ant,ncol_ant] = size(data_ant);
if ncol_ant ~= 4, error('Error: number of columns different of 4'), break, end

% Kinematics datas
file = ['Man1' nfile];
eval(['load ' file '.cin']);
data_cin = eval(file);
[nrow_cin,ncol_cin] = size(data_cin);
if ncol_cin ~= 32, error('Error: number of columns different of 32'), break, end

% Dynamics datas
file = ['Man1' nfile];
eval(['load ' file '.din']);
data_din = eval(file);
[nrow_din,ncol_din] = size(data_din);
if ncol_din ~= 13, error('Error: number of columns different of 13'), break, end
%=====
% ATTRIBUTIONS OF VARIABLES

% Inertial parameters %/ total Mass
m = data_ant(5,:); % % mass
I = data_ant(6,:); % % moment of inertia

% Time (initial image to end image ~= absolute time from plate)
time_cin = data_cin(:,1); % time from kinematics (only support)

% positions of joints
x01 = data_cin(:,2); % x of toe
y01 = data_cin(:,3); % y of toe
x11 = data_cin(:,4); % x of heel
y11 = data_cin(:,5); % y of heel
x12 = data_cin(:,6); % x of ankle
y12 = data_cin(:,7); % y of ankle
x23 = data_cin(:,8); % x of knee
y23 = data_cin(:,9); % y of knee
x34 = data_cin(:,10); % x of hip
y34 = data_cin(:,11); % y of hip

% positions of CM
x1 = data_cin(:,12); % x of CM of foot
y1 = data_cin(:,13); % y of CM of foot
x2 = data_cin(:,14); % x of CM of shank
y2 = data_cin(:,15); % y of CM of shank
x3 = data_cin(:,16); % x of CM of thigh
y3 = data_cin(:,17); % y of CM of thigh
x4 = data_cin(:,18); % x of CM of HAT
y4 = data_cin(:,19); % y of CM of HAT

% linear accelerations of CM
ax1 = data_cin(:,20); % x linear accel. of CM of foot
ay1 = data_cin(:,21); % y linear accel. of CM of foot
ax2 = data_cin(:,22); % x linear accel. of CM of shank
ay2 = data_cin(:,23); % y linear accel. of CM of shank
ax3 = data_cin(:,24); % x linear accel. of CM of thigh
ay3 = data_cin(:,25); % y linear accel. of CM of thigh
ax4 = data_cin(:,26); % x linear accel. of CM of HAT
ay4 = data_cin(:,27); % y linear accel. of CM of HAT

% angular accelerations
alfal = data_cin(:,28); % angular accel. of foot
alfa2 = data_cin(:,29); % angular accel. of shank
alfa3 = data_cin(:,30); % angular accel. of thigh
alfa4 = data_cin(:,31); % angular accel. of HAT = zero

% trigger (2=double support; 1=single support)
trig = data_cin(:,32);

```

```

% center of pressure (COF) !CAUTION: relative to origem of system coord. of plate
COPx0 = 0.001*data_din(:,7); % Ax = x coord. of center of pressure [m] (sem tratamen
COPy0 = 0.045; % Ay = y coord. of COP = high of plate [m]
COPz0 = 0.001*data_din(:,6); % Az = z coord. of COP [m] (ignorated) (sem tratamento)

```

```

% components of ground reaction force % /body weight
FRSx0 = data_din(:,2); %./P; % component x of GRF (FRS) (sem tratamento)
FRSy0 = data_din(:,3); %./P; % component y of GRF (sem tratamento)
%FRSz0 = data_din(:,4); %./P; % compnenet z of GRF (sem tratamento)

```

```

% time of acquisition from plate
time_din = data_din(:,1);

```

```

%=====
% Prepare datas from plate.

```

```

% Select rows where there are support
sup = (find(COPx0 ~= 0 & COPz0 ~= 0)); % índices do vetor na fase de apoio
time_begin = min(sup); % índice do início do apoio
time_end = max(sup); % índice do fim do apoio
% Seleciona vetores na fase de apoio
FRSx0 = FRSx0(time_begin:time_end);
FRSy0 = FRSy0(time_begin:time_end);
COPx0 = COPx0(time_begin:time_end);
COPz0 = COPz0(time_begin:time_end);

```

```

time_din = time_din(time_begin:time_end);

```

```

% frequency acquisition of FRS
freq_din = round(1/(time_din(2)-time_din(1)));

```

```

%=====
% Smooth and filter FRS and COP
DYN = [FRSx0 FRSy0 COPx0 COPz0];
% number of data to add in the extremities do the data
ndataDYN = round(length(DYN)/10);
% low pass filter fc, 4th order butterworth:
% add data to avoid problems in the extremities with the filter:
% obs: N = SIZE(X,2) returns just the number of columns.
DYNini = zeros([1:ndataDYN], [size(DYN,2)]); % to v.4
DYNend = zeros([1:ndataDYN], [size(DYN,2)]); % to v.4
for j=1:size(DYN,2)
    for i=1:ndataDYN
        DYNini(i,j)=0;
        DYNend(i,j)=0;
    end;
end
DYN = [DYNini; DYN; DYNend];
[bDYN, aDYN] = butter(4,fc/(freq_din/2));
DYN_filt = filtfilt(bDYN,aDYN,DYN);
% subtract data added to avoid problems in the extremities with the filter:
DYN_filt = DYN_filt(ndataDYN+1:length(DYN_filt)-ndataDYN,:);
% restore original datas
DYN = DYN(ndataDYN+1:length(DYN)-ndataDYN,:);
% dados filtrados:
FRSxf = DYN_filt(:,1);
FRSyf = DYN_filt(:,2);
COPxf = DYN_filt(:,3);
COPzf = DYN_filt(:,4);

```

```

% se quiser trabalhar com dados não filtrados
filtering = 1; % 0: dados nao filtrados, 1: filtrados
if filtering == 0
    FRSxf = FRSx0;
    FRSyf = FRSy0;
    COPxf = COPx0;
    COPzf = COPz0;
end;

```

```

%=====
% Interpolação com SPLINE cúbica
% tempo ajustado para a dinamometria (1000Hz)

```

```

%debug
%time_din_i = time_din(1);
%time_din_f = time_din(length(time_din));
%time_cin_i = time_cin(1);
%time_cin_f = time_cin(length(time_cin));
%delta_cin = time_cin_f - time_cin_i;
%delta_din = time_din_f - time_din_i;
%dif_delta = delta_cin - delta_din

t_end = time_din(length(time_din))
t_ini = time_din(1)
delta_t = t_end - t_ini
time = [0:1/freq_din:delta_t]'; % <- vetor coluna

trans = time_din(1);
for k = 1:length(time_din)
    time_din(k) = time_din(k) - trans;
end;

FRSx = spline(time_din,FRSxf,time);
FRSy = spline(time_din,FRSyf,time);
COPx = spline(time_din,COPxf,time);
COPz = spline(time_din,COPzf,time);

%=====
%identificação do menor vetor tempo
l_time_cin = length(time_cin)
l_time_din = length(time)
if l_time_cin < l_time_din
    l_time_menor = l_time_cin;
    dif_time = l_time_din - l_time_cin
    tmenor = 'cin'
elseif l_time_din < l_time_cin
    l_time_menor = l_time_din;
    dif_time = l_time_cin - l_time_din
    tmenor = 'din'
elseif l_time_din == l_time_cin
    l_time_menor = l_time_din;
    dif_time = 0
    tmenor = 'eq'
end

%=====
% Ajuste da base de tempo para sincronização e das variaveis para a mesma base de tempo
timeend = (1/freq_din)*(l_time_menor - 1) % - 1/freq_din;
time = [0:1/freq_din:timeend]'; % <- vetor coluna
tend = length(time);

if tmenor == 'din' % exclui os ultimos dif_time pontos dos vetores da cinematria
% positions of joints
x01 = x01(1:tend,:); y01 = y01(1:tend,:);
x12 = x12(1:tend,:); y12 = y12(1:tend,:);
x23 = x23(1:tend,:); y23 = y23(1:tend,:);
x34 = x34(1:tend,:); y34 = y34(1:tend,:);
% positions of CM
x1 = x1(1:tend,:); y1 = y1(1:tend,:);
x2 = x2(1:tend,:); y2 = y2(1:tend,:);
x3 = x3(1:tend,:); y3 = y3(1:tend,:);
x4 = x4(1:tend,:); y4 = y4(1:tend,:);
% linear accelerations of CM
ax1 = ax1(1:tend,:); ay1 = ay1(1:tend,:);
ax2 = ax2(1:tend,:); ay2 = ay2(1:tend,:);
ax3 = ax3(1:tend,:); ay3 = ay3(1:tend,:);
ax4 = ax4(1:tend,:); ay4 = ay4(1:tend,:);
% angular accelerations
alfa1 = alfa1(1:tend,:);
alfa2 = alfa2(1:tend,:);
alfa3 = alfa3(1:tend,:);
alfa4 = alfa4(1:tend,:);
% trigger (2=double support; 1=single support)
trig = trig(1:tend,:);
elseif tmenor == 'cin'

```

```

% center of pressure (COF) !CAUTION: relative to origem of system coord. of plate
COPx = COPx(1:tend,:);
COPz = COPz(1:tend,:);
% components of ground reaction force
FRSx = FRSx(1:tend,:);
FRSy = FRSy(1:tend,:);
end
%=====
teste = 0 % setar flag para o teste abaixo
if teste == 1
%%%=====TESTE para identificacao do apoio simples e duplo na FRS
% seleção dos vetores no apoio simples
ntime = time(find(trig==1));
ntime2 = time(find(trig==2));

time1_ini = ntime(1)
time1_end = ntime(length(ntime))

% components of ground reaction force
FRSx2 = FRSx(find(trig==2));
FRSy2 = FRSy(find(trig==2));

% índices para identificação das fases de apoio
time_doubl = find(time <= time1_ini);
time_sing = find((time >= time1_ini) & (time <= time1_end));
time_doubl2 = find(time >= time1_end);
%=====
%plots das curvas de FRS para identificacao do duplo apoio
figure(1);
set(gcf,'name','FRS (com tratamento)')
%axis([time(time_sing(1)) time(time_doubl2(1)) min(FRSy(time_sing)) max(FRSy(time_dou
plot(time(time_doubl),FRSy(time_doubl),'y');
hold on
plot(time(time_sing),FRSy(time_sing),'w');
plot(time(time_doubl2),FRSy(time_doubl2),'y');
grid; ylabel('FRSy'); xlabel('time');

%%%%=====END TESTE
end;

%
% figure(1)
% set(gcf,'name','FRS (com tratamento)')
% plot(time,FRSy,'y');
% hold on
% plot(time,FRSx,'b');
% grid; ylabel('FRS');

figure(2)
set(gcf,'name','FRS com e sem tratamento')
plot(time_din,FRSx0,'b')
hold on
plot(time_din,FRSy0,'b')
plot(time_din,FRSyf,'y')
plot(time_din,FRSxf,'y')
grid; ylabel('FRS'); xlabel('time');

%pause
testeCOP = 0;
if testeCOP == 1
figure(3)
set(gcf,'name','COP com e sem tratamento')
subplot(2,2,1)
axis('equal')
hold on
plot(COPx,COPz,'y. ');
plot(COPx0,COPz0,'b. ');
grid; ylabel('COPz'); xlabel('COPx');
subplot(2,2,2)
plot(time,COPx)
hold on
grid; ylabel('COPx'); xlabel('time');
subplot(2,2,3)

```

```

    plot(time_din,COPx0)
    hold on
    plot(time_din,COPxf,'b')
    grid; ylabel('COPx0'); xlabel('time_din');
pause
end;
%=====
% seleção dos vetores no apoio simples
select_sing = 0;
if select_sing == 1
    ntime = time(find(trig==1));
    trans2 = ntime(1);
    for k = 1:length(ntime)
        t_ini_sing = ntime(1);
        t_end_sing = ntime(length(ntime));
        ntime(k) = ntime(k) - trans2;
    end;

% positions of joints
x01 = x01(find(trig==1)); y01 = y01(find(trig==1));
x12 = x12(find(trig==1)); y12 = y12(find(trig==1));
x23 = x23(find(trig==1)); y23 = y23(find(trig==1));
x34 = x34(find(trig==1)); y34 = y34(find(trig==1));
% positions of CM
x1 = x1(find(trig==1)); y1 = y1(find(trig==1));
x2 = x2(find(trig==1)); y2 = y2(find(trig==1));
x3 = x3(find(trig==1)); y3 = y3(find(trig==1));
x4 = x4(find(trig==1)); y4 = y4(find(trig==1));
% linear accelerations of CM
ax1 = ax1(find(trig==1)); ay1 = ay1(find(trig==1));
ax2 = ax2(find(trig==1)); ay2 = ay2(find(trig==1));
ax3 = ax3(find(trig==1)); ay3 = ay3(find(trig==1));
ax4 = ax4(find(trig==1)); ay4 = ay4(find(trig==1));
% angular accelerations
alfa1 = alfa1(find(trig==1));
alfa2 = alfa2(find(trig==1));
alfa3 = alfa3(find(trig==1));
alfa4 = alfa4(find(trig==1));
% trigger (2=double support; 1=single support)
%trig = trig(find(trig==1));
% center of pressure (COF) !CAUTION: relative to origem of system coord. of plate
COPx = COPx(find(trig==1));
COPz = COPz(find(trig==1));
% components of ground reaction force
FRSx = FRSx(find(trig==1));
FRSy = FRSy(find(trig==1));
end;

%=====
% vetores constantes
if select_sing == 0
    ntime = time;
end;

for i = 1:length(ntime)
    g(i,1) = ag;
    COPy(i,1) = COPY0;
end;

% equivalência das coords. das articulações
x21 = x12; y21 = y12;
x32 = x23; y32 = y23;
x43 = x34; y43 = y34;
%=====
% transformação das coordenadas COPx e COPY para o referencial do vídeo (gaiola)
Tx = x11(1) - COPx(1);
Ty = y11(1) - COPY(1);
    x11_contact = x11(1);
    y11_contact = y11(1);
    COPxlantes = COPx(1);
    COPYlantes = COPY(1);

```

```

%pause
COPx = Tx + COPx;
COPY = Ty + COPY;
COPxdepois = COPx(1);
COPydepois = COPY(1);

testeCOP2 = 1;
if testeCOP2 == 1
    figure(3)
    set(gcf, 'name', 'COP transl. com e sem tratamento')
    subplot (2,2,1)
    axis('equal')
    hold on
    plot (COPx,COPz, 'y. ');
    plot (COPx0,COPz0, 'b. ');
    grid; ylabel('COPz'); xlabel('COPx');
    subplot (2,2,2)
    plot(time,COPx)
    hold on
    plot(time,COPx0)
    grid; ylabel('COPx'); xlabel('time');
    subplot (2,2,3)
    plot(time_din,COPx0)
    hold on
    plot(time_din,COPxf, 'b')
    grid; ylabel('COPx0'); xlabel('time_din');
end;
%pause

%break; end
%=====
% Equações do movimento
% foot

Flx = -m(1) * ax1 +FRSx;
Fly = -m(1) * (ay1 +g) +FRSy;
Mlz = -I(1)*alfal + (x1 - x12) .*Fly + (y12 -y1) .*Flx + (COPx -x1) .*FRSy + (y1 - COPY) .
MlzPC = Mlz./M;

    figure(4)
    set(gcf, 'name', 'Forças e momentos intersegmentares no tornozelo')
    subplot (2,2,1)
    plot(ntime,Flx, 'y')
    hold on
    plot(ntime, -m(1)*ax1, 'r')
    plot(ntime, +FRSx, 'b')
    hold on
    grid; ylabel('Flx'); xlabel('time');
%figure(5)
    subplot (2,2,2)
    plot(ntime,Fly, 'y')
    hold on
    plot(ntime, -m(1)*(g+ay1), 'r')
    plot(ntime, +FRSy, 'b')
    grid; ylabel('Fly'); xlabel('time');
%figure(6)
    subplot (2,2,3)
    plot(ntime,MlzPC, 'y')
    hold on
    plot(ntime, -I(1)*alfal./M, 'w')
    plot(ntime, ((x1-x12) .*Fly) ./M, 'r')
    plot(ntime, ((y12-y1) .*Flx) ./M, 'b')
    plot(ntime, ((COPx-x1) .*FRSy) ./M, 'm:')
    plot(ntime, ((y1-COPY) .*FRSx) ./M, 'w')
    grid; ylabel('Mlz/kg'); xlabel('time');
%figure(7)
    subplot (2,2,4)
    plot(ntime,FRSy./M)
    plot(ntime,FRSx./M)
    grid; ylabel('FRSy'); xlabel('time');

```

```
% shank
```

```
F2x = -m(2) * ax2 -F1x;  
F2y = -m(2) * (ay2 +g) -F1y;  
M2z = -I(2)*alfa2 -M1z -(x23 -x2).*F2y +(y23 -y2).*F2x -(x2 -x12).*F1y +(y2 -y12).*F1  
%M2z = -I(2)*alfa2 -M1z -(x23 -x2).*F2y +(y23 -y2).*F2x -(x2 -x12).*(-F1y) +(y2 -y12)
```

```
M2zPC = M2z./M;
```

```
figure(5)  
set(gcf,'name','Forças e momentos intersegmentares no joelho')  
subplot (2,2,1)  
plot(ntime,F2x,'y')  
grid; ylabel('F2x'); xlabel('time');  
subplot (2,2,2)  
plot(ntime,F2y,'b')  
grid; ylabel('F2y'); xlabel('time');  
subplot (2,2,3)  
plot(ntime,M2zPC)  
grid; ylabel('M2z/kg'); xlabel('time');
```

```
% thigh
```

```
%F32x = F23x;  
%F32y = F23y;  
%M32z = M23z;  
%F34x = m(3) * ax3 -F32x;  
%F34y = m(3) * (ay3 +g) -F32y;  
%M34z = I(3)*alfa3 -M32z +(y34 -y3).*F34x -(y3 -y32).*F32x +(x3 -x34).*F34y -(x32 -
```

```
F3x = -m(3) * ax3 -F2x;  
F3y = -m(3) * (ay3 +g) -F2y;  
M3z = -I(3)*alfa3 -M2z -(x34 -x3).*F3y +(y34 -y3).*F3x -(x2 -x23).*F2y +(y3 -y23).*  
%M3z = -I(3)*alfa3 -M2z -(x34 -x3).*F3y +(y34 -y3).*F3x -(x3 -x23).*(-F2y) +(y3 -y2  
M3zPC = M3z./M;
```

```
figure(6)  
set(gcf,'name','Forças e momentos intersegmentares no quadril')  
subplot (2,2,1)  
plot(ntime,F3x,'y')  
grid; ylabel('F3x'); xlabel('time');  
subplot (2,2,2)  
plot(ntime,F3y,'b')  
grid; ylabel('F3y'); xlabel('time');  
subplot (2,2,3)  
plot(ntime,M3zPC)  
grid; ylabel('M3z/kg'); xlabel('time');
```

```
% hat
```

```
%F43x = -F34x;  
%F43y = -F34y;  
%M43z = -M34z;  
% relações que devem ser verificadas caso o HAT fosse modelado como HAT+outro membr  
%0 = m(4) * ax4 -F43x;  
%0 = m(4) * (ay4 -g) -F43y;  
%0 = I(4)*alfa4 -M43z +(y45 -y4).*F45x[=0] -(y4 -y43).*F43x +(x4 -x45).*F45y[=  
x4).*F43y;  
% verifica diferença - SOMENTE NA CONDIÇÃO ACIMA  
F4x = m(4) * ax4;  
F4y = m(4) * (ay4 -g);  
M4z = I(4)*alfa4 -(y4 -y43).*F4x -(x43 -x4).*F4y;
```

```
%  
figure(7)  
set(gcf,'name','Forças e momentos intersegmentares no quadril pelo HAT')  
subplot (2,2,1)  
plot(ntime,F44x,'y')  
grid; ylabel('F44x'); xlabel('time');  
subplot (2,2,2)  
plot(ntime,F44y,'b')  
grid; ylabel('F44y'); xlabel('time');  
subplot (2,2,3)  
plot(ntime,M44z)
```

```

% grid; ylabel('M44z'); xlabel('time');
%
1
% MATRIZ DE SAÍDA
inv_dyn = [ntime M1zPC M2zPC M3zPC M4z F1x F2x F3x F4x F1y F2y F3y F4y];
moments = [ntime M1zPC M2zPC M3zPC];

figure(7)
subplot(2,2,3)
hold on
plot(ntime,M1zPC)
grid; ylabel('M1 / kg'); xlabel('time');
subplot(2,2,2)
hold on
plot(ntime,M2zPC)
grid; ylabel('M2 / kg'); xlabel('time');
subplot(2,2,1)
hold on
plot(ntime,M3zPC)
grid; ylabel('M3 / kg'); xlabel('time');

%break; end
namefile = file
% SAÍDA: ARQUIVO 'FILE'.inv
eval(['save ' file '.inv inv_dyn -ascii;'])

namefile = file
% SAÍDA: ARQUIVO 'FILE'.mom
eval(['save ' file '.mom moments -ascii;'])

```