

UNESP

Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá

Guaratinguetá

2002



1110000476



***"Análise Dinâmica do Aparelho
Locomotor Humano Durante a
Marcha Por Meio de Um
Sistema de Avaliação
de Baixo Custo"***

MÁRCIO AUGUSTO MARTIN

168



Márcio Augusto Martin

Análise Dinâmica do Aparelho Locomotor Humano
Durante a Marcha Por Meio de Um Sistema de
Avaliação de Baixo Custo

FACULDADE DE ENGENHARIA
DE GUARATINGUETÁ

BIBLIOTECA

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia do Campus de
Guaratinguetá, Universidade Estadual
Paulista, para obtenção do título de
Doutor em Engenharia Mecânica na
área de Projetos e Materiais.

476
Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Co-orientador: Prof. Dr. José Elias
Tomazini

Guaratinguetá
2002

476

24/04/02

R\$20,00

Doação

Márcio Augusto Martin

Análise Dinâmica do Aparelho Locomotor Humano
Durante a Marcha Por Meio de Um Sistema de
Avaliação de Baixo Custo

Martin, Márcio Augusto
M382a Análise dinâmica do aparelho locomotor humano durante a
marcha por meio de um sistema de avaliação de baixo custo / Márcio
Augusto Martin . - Guaratinguetá : [s,n,], 2002
147f. : il.

Bibliografia: f. 125-129
Inclui apêndice
Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Engenharia de Guaratinguetá, 2002.
Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata
Co-orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

1. Biomecânica I. Título

CDU 612.766



**“ANÁLISE DINÂMICA DO APARELHO LOCOMOTOR HUMANO
DURANTE A MARCHA POR MEIO DE UM SISTEMA DE AVALIAÇÃO
DE BAIXO CUSTO”**

MÁRCIO AUGUSTO MARTIN

**ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

**ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS E MATERIAIS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Prof. Dr. José Luz Silveira
Coordenador


BANCA EXAMINADORA:



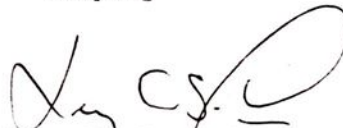
Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador / Unesp-Feg



Prof. Dr. CELSO PINTO MORAIS PEREIRA
Unesp-Feg



Prof. Dr. FERNANDO DE AZEVEDO SILVA
Unesp-Feg



Prof. Dr. LUIZ CARLOS SANDOVAL GOES
ITA



Prof. Dr. VITOR FERREIRA ROMANO
UFRJ

Fevereiro de 2002

Dados Curriculares

Márcio Augusto Martin

- NASCIMENTO:** 20/12/1965
- FILIAÇÃO:** Diogo Martin Blanco Filho
Genir Siqueira Martin
- 1987/1991:** Curso de Graduação em Engenharia Mecânica.
Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá-UNESP
- 1992/1995:** Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Mestrado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – UNESP
- 1996/2002:** Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – UNESP



A todos aqueles que acreditam na infinita sabedoria
que existe dentro de cada ser humano.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus, que tornou possível a minha existência.

Aos meus pais, Diogo e Genir, pela dedicação, carinho e devoção que me guiaram, no longo caminho da educação intelectual e moral.

A minha esposa Isabel, que me acompanha e torna a jornada mais suave.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Tamotsu Hirata , que nos momentos mais difíceis soube conduzir, de forma brilhante, o desenvolvimento deste trabalho e foi grande incentivador para a continuação do meu trabalho de mestrado.

Ao meu co-orientador Prof. Dr José Elias Tomazini que, com sua paciência, tranqüilidade e dedicação, sempre esteve presente, tornando mais simples os intrínsecos caminhos da ciência.

Aos professores: Cornetti, Araildo, Herman e Sérgio, por compartilharem seus conhecimentos ao ministram suas aulas.

A Luis Carlos de Queiroz e Geraldo José Pedran, verdadeiros companheiros, com os quais quero dividir a conclusão deste trabalho.

Aos funcionários: Carlos Alberto Quirino, Lúcia Helena de Paula, Pedro Antônio dos Santos, Urbano Gonçalves de Oliveira e principalmente a Walter Luiz M. Tupinambá e Sebastião Sávio da Silva, que não apenas deram apoio técnico, mas se envolveram, de maneira humana e intelectual, no desenvolvimento do projeto.

Às secretárias Zélia de Araújo Pedran, Rosiléia Ribeiro Matos, Elisa Mara de Carvalho Nunes, Maria Auxiliadora Neves C. Alves Silva e Regina Célia Galvão Faria Alves, pelo pronto atendimento, simpatia e respeito que têm aos alunos de pós-graduação.

Às funcionárias da biblioteca, em especial a Ana Maria Ramos Antunes, que sempre atenderam com extrema eficiência a todas as solicitações por mim feitas.

A todos que colaboram na execução deste trabalho.

**“Para adquirir conhecimento é
preciso estudar, mas para adquirir sabedoria
é preciso observar e refletir.”**

M. Savant

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

RESUMO

ABSTRACT

1	INTRODUÇÃO.....	21
1.1	Considerações sobre o trabalho proposto.....	21
1.2	Objetivo do trabalho.....	21
1.3	A biomecânica e a engenharia.....	22
1.4	O Modelamento matemático e a biomecânica.....	23
1.5	Estudo da marcha.....	26
1.5.1	Considerações gerais sobre marcha humana.....	26
1.5.2	Estudo cinemático da marcha humana.....	29
1.5.2.1	Cinemática linear.....	30
1.5.2.2	Cinemática angular.....	31
1.6	Estudo cinético da marcha humana.....	33
1.7	Estrutura dos capítulos.....	37
2	DESCRIÇÃO DO MODELO DINÂMICO.....	39
2.1	Modelos de corpo livre.....	39
2.1.1	Modelo utilizando segmentos conectados.....	40
2.1.2	Forças que agem no modelo de segmentos conectados.....	41
2.1.3	Forças de reação na articulação e forças entre ossos.....	42



2.1.4	Equações básicas dos segmentos conectados - Diagrama de corpo livre.....	46
2.2	Modelos de multicorpos	48
2.2.1	O método de kane para o estudo de sistemas multicorpos	49
3	MODELO PROPOSTO.....	53
3.1	Modelo antropométrico	53
3.2	Modelamento matemático	56
4	ENSAIO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA - IMAGEM.....	65
4.1	Aquisição de força.....	65
4.1.1	Sensor de contato.....	68
4.1.2	Calibração estática da placa de força.....	70
4.2	Aquisição de imagem	71
4.2.1	Descrição do sistema de imagens	72
4.2.2	Procedimento do sistema de captura de imagens	73
4.2.3	Calibração do sistema captura de imagem	77
4.3	Sincronização dos dados de captura de imagem e de forças de contato.....	78
5	RESULTADOS EXPERIMENTAIS	80
5.1	Considerações gerais	80
5.2	Resultados experimentais de força	81
5.3	Resultados experimentais de imagem.....	85

6	SIMULAÇÃO NUMÉRICA	106
6.1	Considerações sobre a simulação numérica	106
6.2	Procedimentos da simulação numérica.....	107
6.3	Resultados da simulação numérica.....	113
7	CONCLUSÕES e COMENTÁRIOS	122
7.1	Sugestões para trabalhos futuros	123
	REFERÊNCIAS	125
	APÊNDICE 1.....	130
	APÊNDICE 2.....	131
	APÊNDICE 3.....	132
	ANEXOS	133
	GLOSSÁRIO	146

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 - Análise do Movimento Humano (SAAD,1997).....	28
FIGURA 1.2 - Ciclo da marcha (SAAD,1997)..	29
FIGURA 1.3 - Utilização do plantigrama para calcular uma passada (SAAD,1997)..	31
FIGURA 1.4 - Movimento linear e angular.....	31
FIGURA 1.5 - Planos de rotação do corpo humano.....	32
FIGURA 1.6 - Variação angular durante uma passada (SAAD,1997).....	33
FIGURA 1.7 - Método de aquisição de dados e sua utilização em modelos (SAAD,1997)..	34
FIGURA 1.8 - Curva típica para cada um dos comportamentos da força de reação do solo para o padrão normal da fase de apoio do andar, Debunner(1985), amadio (1997). (a) força vertical - F_z , (b) força horizontal - F_y , (c) força médio-lateral - F_x , (d) vetores representativos das forças resultante, onde observa-se o deslocamento do ponto de aplicação da força.	36
FIGURA 2.1 - Relação entre modelos anatômico e o de segmentos conectados de Winter (1991). As articulações são feitas por pinos e as massas estão localizadas nos centro de massa.	41
FIGURA 2.2 - Relação entre diagrama de corpo livre e modelo de segmentos conectados, Winter (1991).....	43
FIGURA 2.3 - Diagrama que ilustra as diferenças entre as forças de reação na junta e as forças entre os ossos (WINTER, 1991).....	44

FIGURA 2.4 - Influência de ângulo de articulação e forças do músculo no osso durante um único apoio estático. Com a flexão do joelho, o quadríceps inativo e as forças entre os ossos = força de reação da junta = 600N. Com a tensão no quadríceps durante a flexão no joelho, a força entre os ossos é apresentada e aumenta 5 vezes o valor prévio (WINTER, 1991).	45
FIGURA 2.5 - Diagrama de corpo livre completo de um único segmento, são apresentadas as forças, de reação e gravitacionais, momentos e acelerações, lineares e angulares (Winter-1991).	47
FIGURA 3.1 - Modelo antropométrico do corpo humano, adaptado de Winter (1991).	54
FIGURA 3.2 - Modelo proposto.	55
FIGURA 3.3 - Rotação de um sistema de referência com relação a outro sistema de referência.	59
FIGURA 4.1 - Plataforma de força.	66
FIGURA 4.2 - Esquema do sistema de coleta de dados de força.	66
FIGURA 4.3 - Esquema da placa de força.	67
FIGURA 4.4 - Esquema de ligação dos extensômetros.	68
FIGURA 4.5 - Circuito sincronizador.	69
FIGURA 4.6 - Pontos de calibração da placa de força.	70
FIGURA 4.7 - Curva de calibração da placa de força.	70
FIGURA 4.8 - Esquema do sistema de captura de imagem.	71
FIGURA 4.9 - Pontos de colocação de leds.	72
FIGURA 4.10-Mudança de referencial de coordenadas de tela.	74

FIGURA 4.11 - Exemplos de imagens de bitmap obtidas após o processamento do arquivo AVI, seqüência de 9 imagens	75
FIGURA 4.12 - Variação das cores de um pixel segundo o padrão RGB ..	76
FIGURA 4.13 - Ampliação de um ponto, apresentando os pixels que formam este ponto.	76
FIGURA 4.14 - Gabarito utilizado para calibração do sistema de captura de imagens.	78
FIGURA 5.1 - Fase de contato do pé com a placa de força.	81
FIGURA 5.2 - Forças médias de reação na placa de força - velocidade 1 m/s.	83
FIGURA 5.3 - Forças médias de reação na placa de força - velocidade 0,75 m/s.	84
FIGURA 5.4 - Forças médias de reação na placa de força velocidade 0,50 m/s.	84
FIGURA 5.5 - Forças médias de reação na placa de força velocidade 0,25 m/s.	85
FIGURA 5.6 - Trajetória de uma passada completa de um voluntário.	87
FIGURA 5.7 - Pontos escolhidos, cuja trajetória será traçada.	88
FIGURA 5.8 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 0,25 m/s.	89
FIGURA 5.9 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 0,50 m/s.	89
FIGURA 5.10 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 0,75 m/s.	90
FIGURA 5.11 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 1 m/s.	90

FIGURA 5.12 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 0.25 m/s.	91
FIGURA 5.13 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 0.50 m/s.	91
FIGURA 5.14 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 0.75 m/s.	92
FIGURA 5.15 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 1 m/s.	92
FIGURA 5.16 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 0,25 m/s.	93
FIGURA 5.17 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 0,50 m/s.	93
FIGURA 5.18 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 0,75 m/s.	94
FIGURA 5.19 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 1 m/s.	94
FIGURA 5.20 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 0,25 m/s.	95
FIGURA 5.21 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 0,50 m/s.	95
FIGURA 5.22 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 0,75 m/s.	96
FIGURA 5.23 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 1 m/s.	96
FIGURA 5.24 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 0,25 m/s.	97
FIGURA 5.25 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 0,50 m/s.	97
FIGURA 5.26 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 0,75 m/s.	98

FIGURA 5.27 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 1 m/s.	98
FIGURA 5.28 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 0,25 m/s.	99
FIGURA 5.29 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 0,50 m/s.	99
FIGURA 5.30 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 0,75 m/s.	100
FIGURA 5.31 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 1 m/s.	100
FIGURA 5.32 - Área formada pela interseção dos eixos X e Y.	102
FIGURA 5.33 - Variação de posicionamento no eixo X para o voluntário 1.	103
FIGURA 5.34 - Variação de posicionamento no eixo X para o voluntário 4.	103
FIGURA 5.35 - Variação de posicionamento no eixo Y para o voluntário 1.	104
FIGURA 5.36 - Variação de posicionamento no eixo Y para o voluntário 4.	104
FIGURA 6.1 - Exemplo de força média, voluntário 4 e velocidade 1m/s.	111
FIGURA 6.2 - Gráfico com valores de q_1 e curva polinomial ajustada.	112
FIGURA 6.3 - Pontos de aplicação da força de reação no modelo.	115
FIGURA 6.4 - Fase de aplicação das forças, referente aos pontos de aplicação destas no modelo.	116

FIGURA 6.5 - Aplicação da força de reação, durante o contato de todo pé com o solo, adotada inicialmente.....117

FIGURA 6.6 - Comparação entre os torques no joelho, utilizando a força distribuída nos pontos i, j, k, durante o contato destes pontos com o solo.118

FIGURA 6.7 - Aplicação da força de reação, durante o contato de todo pé com o solo, aplicada concentrada no ponto J.....119

FIGURA 6.8 - Comparação entre os torques no joelho usando a força concentrada aplicada no ponto j.....120

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 - Características dos membros do modelo proposto	56
TABELA 5.1 - Dados antropométricos dos voluntários	81
TABELA 6.1 - Cálculo das massas dos membros, Winter (1979).....	107
TABELA 6.2 - Cálculo das membros do corpo humano, segundo o modelo proposto, apresentado na Figura 3.2. ..	108
TABELA 6.3 - Dados de massa de cada membro do voluntário. Os dados de M_n são massas referentes à figura 3.2.....	109
TABELA 6.4 - Dados de comprimento dos membros	109
TABELA 6.5 - Momento de inércia de cada membro.	110
TABELA 6.6 - Dados antropométricos referentes a dados experimentais de Winter(1979).....	114



LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	- Aplanamento do pé.
AQDADOS	- Placa de aquisição de dados.
AUTOLEV	- Programa de modelamento matemático pelo método de Kane.
CC	- Fonte de corrente contínua.
CG	- Centro de gravidade.
CM	- Centro de massa.
CV	- Câmara de captura de vídeo
DD	- Desprendimento dos dedos
FEG	- Faculdade de Engenharia, campus Guaratinguetá.
IM	- Impulsão.
IO	- Início da oscilação.
MA	- Médio Apoio.
MO	- Metade da oscilação.
PF	- Placa de força.
TC	- Toque do pé.
UNESP	- Universidade Estadual Paulista.
AD	- Analógico / digital



LISTA DE SÍMBOLOS

m_i	Massa da partícula ou corpo i	kg
g	Aceleração da gravidade	m/s^2
$\{f_i\}$	Vetor força-resultante sobre uma partícula	N
$\{f_i^*\}$	Vetor força de inércia associado a uma partícula	N
$\{F\}$	Vetor força-resultante sobre um corpo	N
$\{F^*\}$	Vetor força de inércia associado a um corpo	N
$\{V\}$	Vetor velocidade do corpo	m/s
$\{V_t\}$	Vetor velocidade associado as coordenadas q_n	m/s
$[V_p]$	Matriz velocidade parcial	m/s
$[\omega_p]$	Matriz velocidade angular parcial	rad/s
$[\omega_i]$	Matriz velocidade angular	rad/s
$[\alpha_i]$	Matriz aceleração angular	rad/s^2
$\{t_i\}$	Vetor torque resultante	Nm
$\{t_i^*\}$	Torque de inércia	Nm
F	Força	N
F_Y	Força no sentido vertical	N
F_m	Força média	N
F_{Ym}	Força média na direção Y	N
l_i	comprimento dos membros	m
q_n	Ângulos relativos entre os membros	
I_i	momento de inércia	m^2kg
M_i	Massa dos membros	kg



MARTIN, M. A. *Análise dinâmica do aparelho locomotor humano durante a marcha por meio de um sistema de avaliação de custo reduzido.* 2002. 147 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002.

RESUMO

A análise dinâmica do aparelho locomotor humano é fundamental para analisar os esforços que atuam nas juntas. Neste trabalho é utilizado um sistema de medição que inclui medidas de força e posicionamento dos membros locomotores de baixo custo, sendo o sistema composto por uma placa de força, montada numa esteira ergométrica elétrica, e uma câmera “webcam” que realizará a captura em duas dimensões. Com estes dados obtidos, com os dados antropométricos do voluntário e utilizando um modelamento baseado no método de Kane, é calculado o torque no joelho. Os resultados obtidos tanto na obtenção de forças de contato, quanto as trajetórias dos membros locomotores, inclusive a curva característica do torque, apresentam desempenho satisfatório com relação aos dados da literatura.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica, marcha humana, modelamento aparelho locomotor, força de contato, processamento de imagens

Martin, M. A. *Dinamic Analysis of Human Moviment During Walking Through an Avaliation System of Low Cost.* Guaratinguetá. 2002. 147 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002.

ABSTRACT

The dynamic analysis of the human movement it is a fundamental aspect to the analysis of the effects that influence over the joints of the human body.

In this work a low cost measurement system was developed. The system is able to provide evaluation of contact forces and positions of the locomotion members. The measurement system is configured with a force plate mounted over an ergonomic treadmill and with a webcam camera that capture images in two directions.

The experimental data evaluated obtained from volunteer's are then applies to model for determine the moments applied into the knee. The modelling was developed through the Kane's method. The results related to the contact forces of locomotion members and force moments characteristics showed a satisfactory performance when compared with data from the literature data.

KEYWORDS: Biomechanics, human walking motion, locomotion member mobility, contact force, image processing



1. INTRODUÇÃO

1.1 Considerações sobre o trabalho proposto

Atualmente o estudo da marcha humana, bem como sua avaliação é de grande importância na área médica, contudo, os equipamentos necessários para avaliar a marcha humana tem o custo muito elevado, e por este motivo só são utilizados em centros grandes de pesquisa, tornando-os inacessíveis para a maior parte da população.

Com o objetivo de aumentarmos o acesso ao estudo da marcha humana, e desenvolver um equipamento que tenha um preço acessível, iniciamos a construção de um equipamento que possibilite a análise da marcha humana, utilizando equipamentos simples, mas que possuem uma precisão razoável para uma análise preliminar.

Deste modo, o equipamento, por ser de baixo custo pode ser utilizado por pequenos centros de reabilitação, academias e outros estabelecimentos que necessitem uma análise preliminar da marcha humana.

O equipamento é composto por uma placa de força, responsável pela aquisição das forças de reação e um sistema de captura de imagens, que serão processadas e posteriormente transformadas em coordenadas.

1.2 Objetivo do trabalho



Este trabalho foi proposto com o objetivo de desenvolver um sistema de baixo custo para a análise da marcha humana, com o desenvolvimento de um modelamento matemático do aparelho locomotor humano, visando obter o torque no joelho através dos dados de posicionamento dos membros do corpo humano e da força de contato com o solo, obtidos experimentalmente.

O sistema foi desenvolvido utilizando equipamentos que são facilmente encontrados no mercado e possuem baixo custo em comparação com os sistemas comerciais, apesar de ter uma precisão razoável, o que o torna um equipamento a ser utilizado em coletas de dados preliminares.

1.3 A biomecânica e a engenharia

A biomecânica é uma parte da ciência derivada das ciências naturais, que se ocupa das análises físicas de sistemas biológicos, estudando os movimentos de organismos vivos e os efeitos das forças sobre os organismos. A abordagem biomecânica para análise dos movimentos pode ser qualitativa, com a observação e descrição dos movimentos, ou quantitativa, com a medição de algum parâmetro do movimento.

Deste modo, a biomecânica de movimento humano pode ser definida como sendo um estudo interdisciplinar que descreve, analisa e avalia o movimento humano. Uma variedade larga de fenômenos físicos está envolvida, desde o andar do ser humano até o estudo de como um trabalhador pode levantar uma carga visando à melhoria do processo. Os princípios físicos e biológicos que aplicamos são os mesmos em todos os casos. O que muda em cada caso é a tarefa de movimento específico e o nível de detalhe que é necessário para o desempenho de cada movimento.

A lista de profissionais interessados em aspectos aplicados ao movimento humano é bastante longa: ortopedistas, cirurgiões, atletas, treinadores, engenheiros, terapeutas, kinesiologista, projetistas, psiquiatras, desenhistas de equipamento de esporte e outros. No nível básico, o nome dado a ciência



dedicada ao estudo do movimento humano é kinesiologia. Existem aspectos que misturam a disciplina de psicologia motora aplicada, fisiologia dos exercícios como também biomecânica. Biomecânica é fundamentada em conhecimentos de física, química, matemática, fisiologia e anatomia.

É surpreendente notar que os primeiros relatos de biomecânica foram feitos por Leonardo Da Vinci, Galileo, Lagrange, Bernoulli, Euler e Young. Todos estes cientistas tiveram interesse em aplicar a mecânica em problemas biológicos.

A engenharia contribuiu com a biomecânica explicando os movimentos através de formalismos matemáticos, bem como atuando na área de criação de equipamentos que tem uma importância muito grande para o sucesso de um estudo em biomecânica.

1.4 O modelamento matemático e a biomecânica

O corpo humano, quando estudado pela biomecânica, apresenta características distintas com relação a um sistema físico comum, usado na engenharia. No corpo humano temos a estrutura óssea que dá a sustentação ao corpo e sobre esta estrutura temos tecidos que a recobrem, assim como outros tecidos internos que compõem o corpo humano. Apesar do corpo humano ter flexibilidade nas juntas e nos tecidos que recobrem os membros, o estudo clássico da Biomecânica considera os membros do corpo humano como sendo corpos rígidos.

Uma parte importante de projeto de engenharia moderno é a análise e predição do comportamento e desempenho dinâmico de sistemas físicos, que são em geral muito complexos e difíceis de analisar. Na maioria dos casos eles consistem em um número grande de componentes, também chamados de corpos ou segmentos. Para analisar e estudar tais sistemas, os vários componentes devem ser identificados e suas propriedades físicas determinadas. Uma vez que as características de componentes individuais são



conhecidas, um modelo matemático é construído, o qual representa uma idealização do sistema físico real. Para o mesmo sistema físico é possível construir vários modelos matemáticos. O mais desejável é o modelo mais simples, que retém as características essenciais do sistema físico real.

Atualmente, com a necessidade de se otimizar os projetos de sistemas mecânicos, bem como estudar os movimentos dos corpos humanos, foram incluídos corpos flexíveis nos formalismos de sistemas multicorpos.

Dentre os trabalhos sobre sistemas multicorpos merecem destaque os de Kane (1961, 1978, 1980, 1984 e 1985), Schiehlen (1977), Kreuzer e Schiehlen (1984) e Shabana(1989), com aplicações diversas.

Um método principal e crescentemente popular em dinâmica de multicorpos é baseado em equações de Kane por obter as equações de movimento de primeira ordem. O uso de equações de Kane levam a uma economia no trabalho e a equações mais simples de movimento. Além disso, sendo altamente sistemático, este método enfoca atenção em movimentos, em lugar de configurações, dando o enfoque máximo à análise física, não envolvendo variações, como aqueles encontrados em trabalho virtual. Pode ser apresentado em um nível matemático relativamente elementar. Além disso, os sistemas de equações de multicorpos de Kane possuem vantagens, como equações de movimento de primeira ordem, em relação às equações e métodos de Newton -Euler e de Lagrange e sem as desvantagens correspondentes. Também, equações de Kane estão idealmente adaptadas para descreverem coordenadas generalizadas, coordenadas que definem a localização de cada ponto em relação a um sistema de referência, assim como velocidades generalizadas, que são derivadas destas coordenadas.

As equações podem ser derivadas de tal formas que sejam facilmente convertidas em algoritmos numéricos.

Nos trabalhos descritos por Kane as equações do movimento são expressas em termos das velocidades generalizadas e coordenadas generalizadas do sistema O número de equações diferenciais que descreve o



movimento é igual ao número de graus de liberdade do sistema. Desta forma, Kane introduz os conceitos de: velocidades parciais de partículas ou pontos; velocidades angulares parciais de corpos, sendo estas de uma partícula ou de ponto no corpo em relação ao sistema de referência relativo; forças ativas generalizadas e forças de inércia generalizadas, que são associadas à massa e à inércia, respectivamente. Nesta formulação os esforços reativos são eliminados graças ao conceito de forças ativas generalizadas, pois as forças dependem das massas dos corpos, bem como de suas acelerações. Os esforços internos, quando necessários, podem ser obtidos através do rompimento dos vínculos que os produzem.

Nos trabalhos de Kreuzer e Schiehlen (1984) as equações são expressas em termos de coordenadas generalizadas. As equações de Newton-Euler são aplicadas a cada corpo do sistema. Analogamente ao método de Kane, as forças reativas são removidas das equações através da pré-multiplicação das mesmas pela transposta da matriz Jacobiana.

No método de Kane as equações diferenciais são de primeira ordem nas velocidades generalizadas, e no método de Schiehlen, as equações são de segunda ordem nas coordenadas generalizadas.

Os primeiros trabalhos com a utilização do método de multicorpos foram baseados como sendo corpos rígidos. Entretanto, existem muitos elementos flexíveis tanto nos componentes de uma estrutura como no corpo humano.

Em 1973, Likins (1973) publicou um trabalho no qual as equações do movimento são obtidas por sistemas de corpos rígidos interligados por pinos, numa estrutura aberta e com elementos não-rígidos ligados a cada corpo rígido do conjunto.

Durante a década de 80, Shabana publicou muitos trabalhos envolvendo sistemas multicorpos contendo corpos flexíveis. Nestes trabalhos as equações diferenciais do movimento são, normalmente, formuladas usando as equações de Lagrange. As equações de vínculos, não-lineares, que

descrevem as diversas juntas mecânicas são adicionadas ao sistema de equações diferenciais por meio dos multiplicadores de Lagrange. Os corpos elásticos são, geralmente, discretizados utilizando os métodos clássicos de aproximação tais como Rayleigh-Ritz, Galerkin e método dos elementos finitos.

Na década de 90, muitos autores utilizaram o método de Kane com o objetivo de simular a locomoção humana, com destaque para Amirouche et al (1990), que propuseram um algoritmo computacional baseado no método de Kane para analisar a locomoção humana.

O corpo humano é um sistema físico e biológico extremamente complexo. Pode ser modelado como sendo um sistema mecânico, que contém vários elementos lineares e não-lineares. Para desenvolver modelos de locomoção humana é essencial analisar o comportamento do corpo humano como um sistema multicorpos.

1.5 Estudo da marcha

A biomecânica, em se tratando de uma área interdisciplinar, reúne engenheiros, médicos e outros profissionais afins. O estudo da marcha humana tem sido feito no Brasil com o enfoque principal na reabilitação.

O estudo da locomoção humana, bem como de deficiências no aparelho locomotor humano, é analisado hoje em laboratórios específicos para o estudo da marcha humana. Uma visão geral sobre a marcha humana é descrita por Saad (1997), relacionando todos os seus aspectos.

1.5.1 Considerações gerais sobre marcha humana

A análise do movimento humano é um assunto de interesse da Biomecânica, e em particular a análise da marcha humana. A análise cinética

do movimento humano descreve as forças que agem sobre o corpo e que provocam o movimento.

A deambulação pode ser definida como um tipo de locomoção (Lat. *locus*, lugar, mais *move re*, mover), isto é, mover-se de um lugar para o outro. Podemos citar outros tipos de locomoção como o engatinhar, a utilização de cadeira de rodas, entre outros. No ser humano, encontramos um padrão bípede (Lat. *bz*, dois, mais *pes*, pés) de deambulação. Este padrão consiste num conjunto de movimentos repetitivos (das extremidades superiores e inferiores, tronco e cabeça), gerados automaticamente pelo sistema sensório-motor, que permitem a uma pessoa normal caminhar sem esforço consciente.

A marcha consiste, então, num estilo ou maneira de deambulação. Para a descrição de um padrão de marcha, seja ele normal ou patológico, primeiramente necessitamos dividi-la em eventos e estes em fases e subfases para melhor entendimento e criação de nomenclaturas apropriadas (cinesiologia da marcha). Esta divisão pode ser realizada baseada nos conceitos de cinética, cinemática e eletromiografia dinâmica (estudo biomecânico da marcha). Com base nestes dados, podemos compreender os mecanismos fisiológicos e fisiopatológicos envolvidos na marcha humana, os quais direcionam o tratamento, planejar correções cirúrgicas, prescrever e adequar órteses e próteses, comprovar sucessos terapêuticos cientificamente, entre outras finalidades da análise do movimento humano. A Figura 1.1 apresenta a relação entre a Biomecânica e a Cinesiologia.



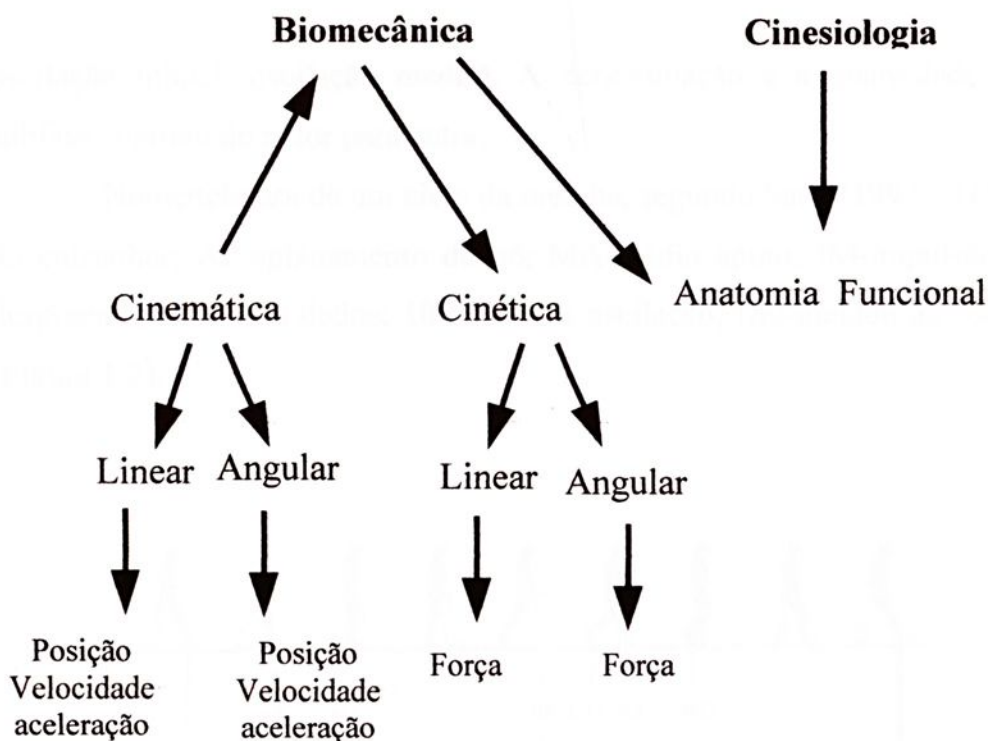


Figura 1.1 – Análise do Movimento Humano, (SAAD, 1997).

Um ciclo da marcha normal pode ser definido como eventos que ocorrem desde o toque do calcanhar de um dos membros inferiores até o toque do mesmo em diante. O intervalo de tempo entre o toque de um mesmo calcanhar define a duração do ciclo para cada membro. Portanto, durante um ciclo da marcha, um pé ora está em contato com o solo (fase de apoio), ora no ar (fase de oscilação). A fase de apoio inicia-se com o contato inicial do pé (normalmente com o calcanhar, em condições patológicas, outras regiões podem tocar o solo antes do calcanhar) e termina quando o pé (normalmente as cabeças dos metatarsos e artelhos) deixa o solo (denominada impulsão). A fase de oscilação inicia-se com a impulsão e termina no toque calcanhar-solo.

Nas velocidades comuns de marcha, a fase de apoio ocupa aproximadamente 60% de um único ciclo da marcha, e a fase de oscilação ocupa 40%. As fases de apoio e oscilação podem ser subdivididas em outras subfases (toque do calcanhar, apoio médio, despreendimento dos dedos,

oscilação inicial, oscilação média). A denominação e a quantidade destas subfases variam de autor para autor.

Nomenclatura de um ciclo da marcha, segundo Saad (1997): TC-toque do calcanhar; AP-aplanamento do pé; MA-médio apoio; IM-impulsão; DD-despreendimento dos dedos; IO-Início da oscilação; M0-metade da oscilação (Figura 1.2).

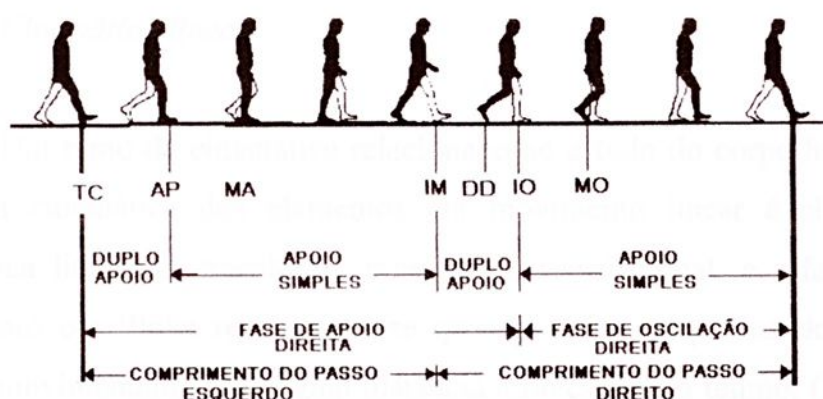


Figura 1.2 – Ciclo da marcha, (SAAD, 1997).

1.5.2 Estudo cinemático da marcha humana

As descrições espaciais e temporais de um movimento são chamadas de cinemáticas. Esta descrição envolve a posição, velocidade e aceleração do corpo, sem citar as forças que causam este movimento. A análise cinemática pode ser qualitativa ou quantitativa. A análise qualitativa cinemática é uma descrição não-numérica do movimento, baseada em observação direta. A descrição pode abranger uma simples dicotomia da “performance” - boa ou má - a uma variedade de identificação de ações articulares.

Na análise quantitativa o movimento é descrito numericamente, com base nas medidas de dados de posição e força coletados durante a realização

de um movimento. Neste tipo de análise os movimentos podem ser descritos com mais precisão.

Desta maneira, podemos obter dados cinemáticos lineares e angulares dos movimentos executados durante a marcha humana. A seguir citaremos dados imprescindíveis para o conhecimento básico da análise da marcha humana, divididos em cinemática linear e cinemática angular, que completam os movimentos do corpo humano.

1.5.2.1 Cinemática linear

Um ramo da cinemática relacionado ao estudo do corpo humano que estuda a cinemática dos elementos em movimento linear é chamado de cinemática linear. A translação, movimento translacional, é referido como movimento em ‘linha reta’ e ocorre quando todos os pontos do corpo ou objetos movimentam-se em igual distância através de um tempo. Conforme a definição dos termos utilizados na biomecânica, de Saad (1997), através do estudo cinemático obtemos o comprimento da passada e a largura do passo. A passada (ciclo de marcha) é definida como a duração ou espaço do evento da perna até o mesmo evento da mesma perna no contato seguinte.

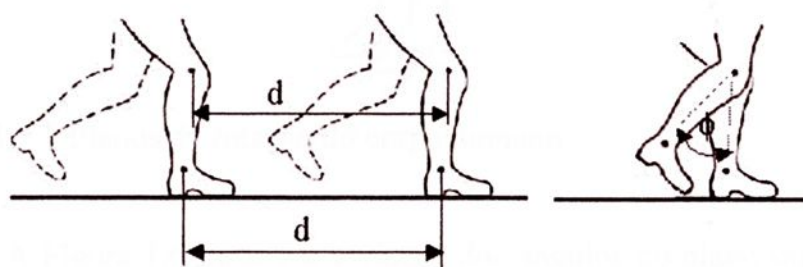
A passada é subdividida em passos. Um passo é a porção de uma passada, do evento de uma perna, que ocorre até o mesmo evento ocorrer na perna oposta. A largura do passo é a distância entre o toque dos calcanhares bilateralmente. Na Figura 1.3 é mostrado como eventos podem ser obtidos e medidos através de plantigrama (impressões plantares, enquanto um paciente anda sobre uma folha de papel com os pés ou sapatos borrados com tinta). Ainda podemos calcular a cadência de marcha (número de passos por minuto) e também a velocidade de marcha (comumente em m/s).



Figura 1.3 - Utilização do plantigrama para calcular uma passada, (SAAD, 1997)

1.5.2.2 Cinemática angular

Movimento angular ocorre quando todas as partes do corpo movem-se através de um mesmo ângulo, mas não sob um mesmo deslocamento linear. O ramo da cinemática que descreve o movimento angular é chamado cinemática angular. Esta descreve o movimento angular sem se preocupar com as causas dos movimentos. O movimento angular ocorre em torno de um eixo de rotação, que é uma linha perpendicular ao plano em que a rotação ocorre. A Figura 1.4 apresenta os movimentos linear e angular.



(a) Movimento linear

(b) Movimento angular

Figura 1.4 - Movimentos linear e angular

Podemos, no caso de análise de movimento de articulações, obter os ângulos de rotação de cada articulação nos três planos: sagital (flexão/extensão), frontal (abdução/ adução) e transversal (rotações interna e externa), durante a execução da marcha. Para a análise do tronco podemos utilizar três eixos de coordenadas (X,Y,Z) com a origem fixada em um centro de massa (CM), apresentados na Figura 1.5

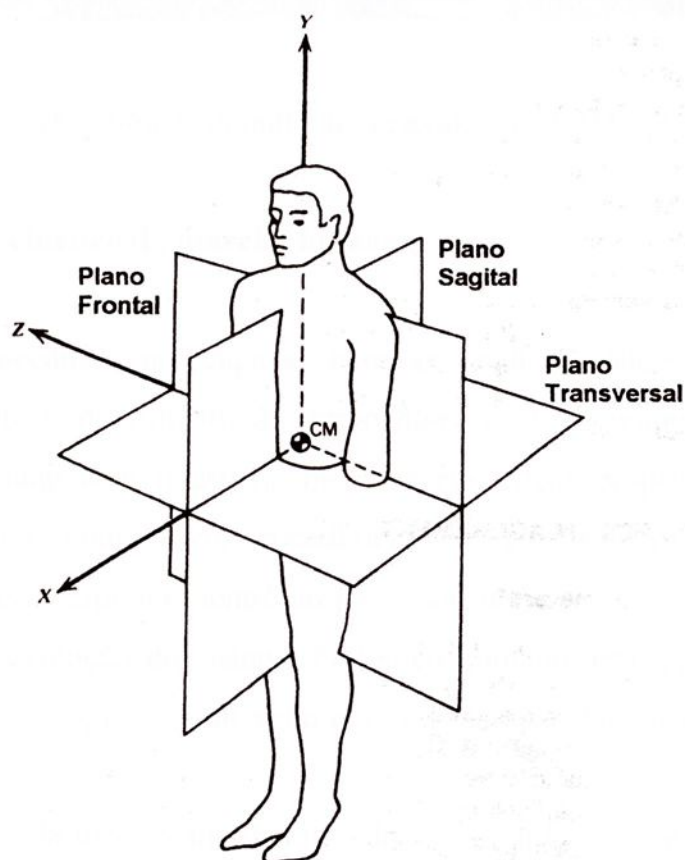


Figura 1.5 – Planos de rotação do corpo humano

A Figura 1.6 mostra a variação dos ângulos no plano sagital, durante uma passada, obtida a partir de uma filmagem do plano sagital.

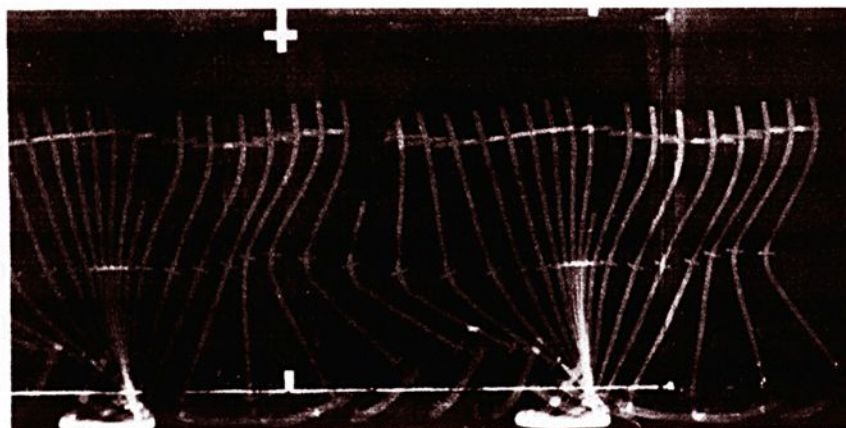


Figura 1.6 – Variação angular durante uma passada, (SAAD, 1997).

1.6 Estudo cinético da marcha humana

A biomecânica preocupa-se com as análises físicas de sistemas biológicos, como o movimento do corpo humano. O movimento do corpo humano é estudado com o uso de métodos científicos próprios, admitindo avanços científicos, como novos procedimentos e técnicas de investigação que combinam várias disciplinas científicas para esta análise.

Com a evolução do sistema biológico humano, este passou por um processo de estruturação e otimização que o diferencia dos métodos técnicos de movimento.

Para estudarmos o movimento do corpo humano na biomecânica temos que aplicar simultaneamente diversos processos de mensuração da área de conhecimento da ciência, devido a sua alta complexidade estrutural.

O estudo em biomecânica depende da determinação de grandezas mecânica quantitativas e qualitativas que podem ser consideradas propriedades do corpo humano em um determinado estado comportamental ou ainda parte de uma análise que pode ser alterada.

Com isto as técnicas de medição de grandezas físicas do corpo humano são de grande importância na biomecânica.

No caso de medição de forças que agem no corpo humano podemos dividi-la em forças internas e forças externas, sendo a primeira referente a interação entre os membros internos do corpo humano como as forças entre os ossos, e a segunda refere-se a interação do corpo humano com o ambiente como no caso de medidas de forças de reação entre o corpo humano e o solo.

Durante um processo de medição podemos ter erros em medições, já que na biomecânica a padronização é difícil, sendo que a aquisição, armazenamento e tratamento dos dados, frequentemente utilizam técnicas diferentes.

Segundo Winter (1991) e SAAD (1997), os métodos para aquisição de dados para o estudo da cinética do corpo humano são : antropometria, dinamometria, eletromiografia, cinemetria.

Com a utilização de modelos matemáticos e utilizando os dados obtidos pelos diferentes métodos de aquisição descritos podemos obter os modelos líquidos e forças internas como apresentado na Figura 1.7.

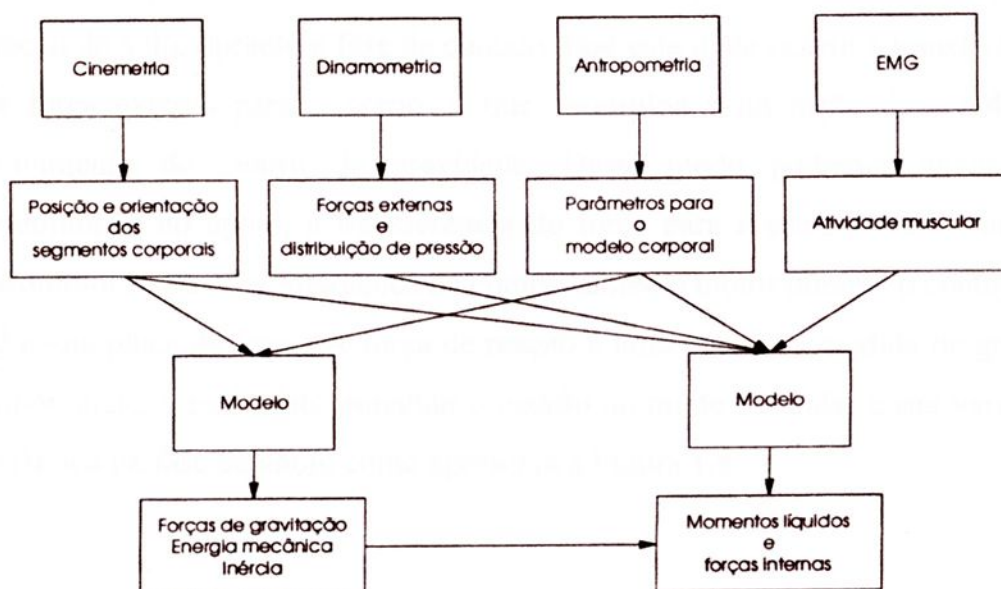


Figura 1.7- Métodos de aquisição de dados e sua utilização em modelos (SAAD, 1997).

Para determinar as forças internas, como por exemplo a forças que age entre os ossos, frequentemente utilizamos modelos devido a dificuldade de medir diretamente estas forças. Estes modelos dinâmicos ou estáticos, por sua vez são complexos, e envolvem variáveis muitas vezes imensuráveis.

Quando simplificamos estes modelos podemos comprometer os resultados obtidos a partir destes modelos. Por outro lado a utilização de modelos matemáticos que utilizem as forças externas e os dados antropométricos, medidos experimentalmente, como dados de entrada é a alternativa mais viável, pois a determinação experimental das forças internas dependem de técnicas que utilizam procedimentos invasivos, como a implantação de transdutores de força no local de interesse, e medidas in vivo.

A dinamometria as medidas de força e pressão. As forças que são possíveis de serem medidas são as forças externas, que são transmitidas entre o corpo e o ambiente. As forças de reação no solo, medidas na fase de apoio, são de grande interesse, podendo elas serem estáticas ou dinâmicas.

As plataformas de força medem a variação dinâmica da força de reação do solo, durante a fase de contato, fase esta onde ocorre a transferência da força externa para o corpo, o que determina a alteração do estado de movimento do centro de gravidade. Deste modo podemos analisar a estabilidade do apoio, a transferência de força para a estrutura do aparelho locomotor e observar alterações no comportamento motor durante o contato do pé coma placa de força. A força de reação é uma grandeza medida de grande importância, e pode determinando o padrão no modo de andar e sua variação dinâmica na fase de apoio como apresenta a Figura 1.8.



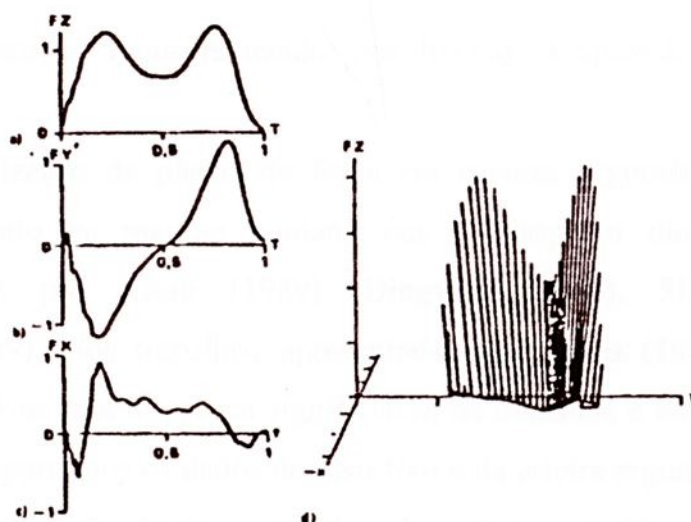


Figura 1.8 - Curva típica para cada um dos comportamentos da força de reação do solo para o padrão normal da fase de apoio do andar, Saad (1997). (a) força vertical - F_z , (b) força horizontal - F_y , (c) força médio-lateral - F_x , (d) vetores representativos das forças resultante, onde observa-se o deslocamento do ponto de aplicação da força.

As forças de reação do solo com o pé, medidas na fase de apoio, tem grande importância na análise da marcha humana, seja na intensidade da força ou da análise desta força com relação ao tempo.

A atuação destas forças de contato, influem significativamente nos resultados do modelos dinâmicos do corpo humano (GOODA, 1977).

Analisando as forças de contato podemos auxiliar a reabilitação de um paciente com problemas no andar, Terashima (1996), ou ainda corrigir a forma de corrida de um atleta, Cavanagh (1985).

O primeiro pesquisador a levantar dados experimentais de forças de contato para um andar normal com velocidade constante, foi Elfman (1939), que mediu as forças normais à superfície de contato.

O levantamento, assim como o estudo das forças de reação do solo sobre o aparelho locomotor humano durante o andar e durante o correr, bem como o desenvolvimento de plataformas de forças para piso fixo e para

esteiras ergométricas foram realizados por diversos pesquisadores da área de Biomecânica.

A utilização de placas de força em esteiras ergométricas, visando acompanhamento da marcha humana em seu aspecto dinâmico, foram implementadas por Kram (1989), Dingwell (1996), Silveira (1997) e Queiroz (1999). Nos trabalhos apresentados por Taves (1985) e Isacson (1986) não existe uma diferença significativa na distância e na frequência de passos, se compararmos os dados do piso fixo e da esteira ergométrica, já os dados cinemáticos, obtidos através do processamento de imagem, apresentaram resultados bastante controversos, tanto para a marcha normal como para o correr em diferentes velocidades, Williams (1985).

Um modelo dinâmico do aparelho locomotor humano foi desenvolvido, baseado na Teoria de Multicorpos, utilizando o método de Kane, bidimensional com três graus de liberdade.. As reações nas articulações, tais como joelho e tornozelo, foram estudadas em consonância com os dados experimentais de forças de contato com o solo durante a caminhada. Foram realizadas simulações numéricas para o modelo antropométrico bidimensional do corpo humano com sete graus de liberdade. Os resultados foram comparados com os dados da literatura.

Foi usado um sistema de medição composto de uma plataforma de força adaptada em uma esteira ergométrica, para determinação do componente vertical da força de reação do solo, e de um sistema de captura de imagem para determinação dos movimentos dos segmentos corporais, durante a marcha.

1.7 Estrutura dos capítulos

O presente trabalho foi dividido em sete capítulos :



No Capítulo 1 são apresentados os objetivos, a relação entre a biomecânica e a engenharia, uma introdução do modelamento matemático aplicado à biomecânica e uma breve introdução do estudo da marcha humana.

No Capítulo 2 são descritos os modelamentos matemáticos, primeiro o modelo matemático utilizado por Winter (1991), que utiliza um modelo de corpo livre, em seguida é apresentado o modelo multicorpos baseado no método de Kane, que será utilizado neste trabalho.

No Capítulo 3 é apresentado o modelo proposto, descrevendo inicialmente o modelo antropométrico e, em seguida, baseado neste modelo antropométrico, é feito um modelamento matemático aplicando o método de Kane.

No Capítulo 4 são apresentados os procedimentos experimentais que foram realizados. Primeiramente, a descrição de como foram feitos os experimentos para a obtenção da força de reação e, posteriormente, é apresentada a captura de imagens, responsável pelos dados de deslocamento e, por fim, a sincronização dos dados de força e deslocamento.

No Capítulo 5 são apresentados os resultados das medições de força e deslocamento, bem como a comparação destes resultados.

No Capítulo 6 é apresentado o resultado da aplicação de dados experimentais no modelamento matemático, assim como a comparação dos resultados com dados da literatura.

No Capítulo 7 são feitos comentários e conclusões finais.

Em seguida são apresentadas as Referências, Apêndices e o Glossário.



2. DESCRIÇÃO DO MODELO DINÂMICO

Neste capítulo são mostrados dois tipos de modelamentos matemáticos: primeiro é apresentado o modelamento de corpo livre, utilizado por Winter (1991), para calcular as forças internas que agem entre os membros dos corpos, assim como para calcular o torque no joelho. Em seguida é apresentado o modelamento por multicorpos baseado no método de Kane, o qual será utilizado neste trabalho, para calcular as forças internas e o torque no joelho.

2.1 Modelos de corpo livre

O estudo das forças é chamada cinética, e o conhecimento dos padrões destas forças é necessário para uma maior compreensão da causa de qualquer movimento. Foram desenvolvidos transdutores que podem ser implantados cirurgicamente para medir a força de um músculo no tendão. Porém, tais técnicas só são aplicadas em experiências com animais. Por este motivo, tentamos calcular essas forças indiretamente, usando dados cinemáticos disponíveis. O processo pelo qual as forças de reação e momentos de músculos são calculados exige um modelo específico.

Se tivermos uma descrição cinemática completa e medidas antropométricas precisas, e as forças externas, podemos calcular o momento na articulação e força de reação no músculo. Tais informações são muito úteis para o treinador, o terapeuta, e o kinesiologista em suas avaliações de diagnóstico. A utilização em treinamento, terapia ou cirurgia é extremamente importante neste nível de avaliação.

Segundo Winter (1991), as forças de reação nos músculos, bem como os momentos nas articulações, podem ser calculados utilizando um modelamento de corpo livre, como veremos a seguir.

2.1.1 *Modelo utilizando segmentos conectados*

A precisão de qualquer avaliação é considerada aceitável quando o modelo é adequado. Os dados antropométricos, tais como, medidas precisas de segmento de massa, centros de massa e momentos de inércia, são exigidos para obter os resultados com precisão. Tais dados podem ser obtidos estaticamente através de tabelas e baseados na altura da pessoa, peso e, às vezes, sexo. Um número limitado destas variáveis pode ser diretamente medido, mas algumas das técnicas consomem tempo e limitam a precisão. Não importando a fonte dos dados antropométricos, as seguintes suposições são feitas, com respeito ao modelo:

- 1 - Cada segmento tem uma massa fixa localizada como uma massa de ponto em seu centro de gravidade.
- 2 - A localização do centro de gravidade permanece fixa durante os movimentos.
- 3 - As articulações são consideradas juntas de pinos
- 4 - O momento de inércia de cada segmento sobre seu centro de massa é constante durante o movimento.

Na Figura 2.1 é apresentada a equivalência entre o modelo criado e os segmentos de uma perna. As massas de segmento m_1 , m_2 e m_3 são consideradas pontos de massa concentrada. A distância da articulação até os centros de massa é considerada fixa, assim como o comprimento dos segmentos.

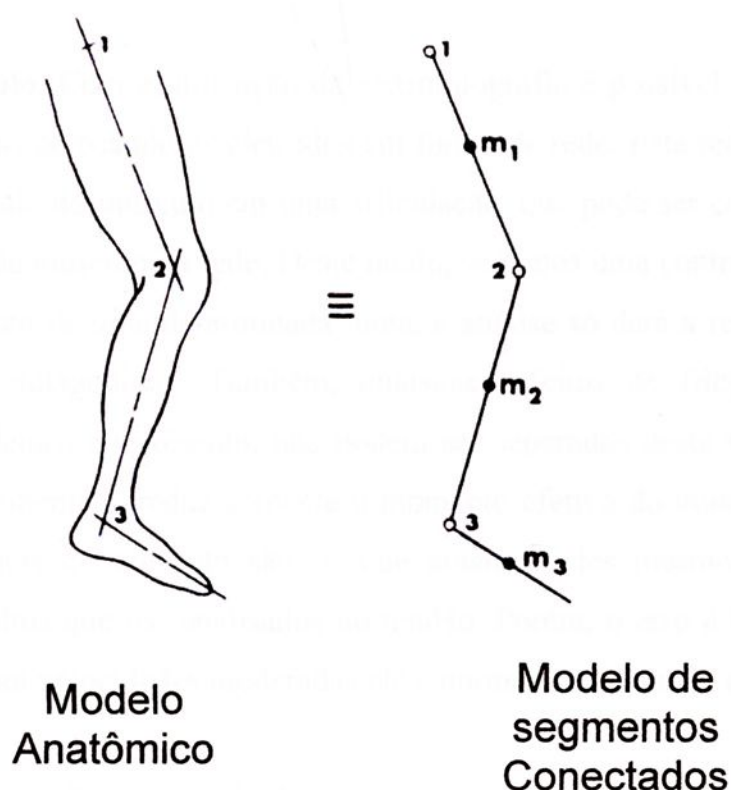


Figura 2.1 - Relação entre o modelo anatômico e o modelo de segmentos conectados, de Winter (1991). As articulações são feitas por pinos e as massas estão localizadas nos centros de massa.

2.1.2 Forças que agem no Modelo de Segmentos conectados

Forças Gravitacionais. As forças de gravidade agem nos centros de massa de cada segmento e são iguais para todas as massas envolvidas (normalmente 9.8 m/s^2).

Reação ou Forças Externas. Quaisquer forças externas devem ser medidas por um transdutor de força externo. Tais forças são distribuídas acima de uma área do corpo (como as forças de reação debaixo da área do pé). A fim de representar essas forças como vetores, eles devem ser considerados agindo em um ponto, que é normalmente chamado o centro de pressão. Uma placa de força adequadamente construída, por exemplo, envia sinais do centro de pressão e este pode ser calculado.

Forças de Músculo. Com a utilização da eletromiografia é possível medir a atividade muscular, colocando os eletrodos em forma de rede. Esta rede mede o efeito de atividade do músculo em uma articulação, que pode ser calculado como momentos de músculo na rede. Deste modo, se temos uma contração e a extensão num ponto de uma determinada junta, a análise só dará a resultante desses músculos antagônicos. Também, quaisquer efeitos de fricção das articulações, ou dentro do músculo, não podem ser separados deste valor na rede. A fricção aumentada reduz somente o momento efetivo do músculo; os elementos contráteis do músculo são os que atuam e eles mesmos criam momentos mais altos que os analisados no tendão. Porém, o erro é baixo, e em movimento com velocidades moderadas ele é normalmente menor que 5%.

2.1.3 Forças de reação na articulação e forças entre ossos

As três forças descritas anteriormente constituem todas as forças que agem no corpo. Porém, esta análise examina os segmentos um de cada vez e então calcula as forças de reação entre segmentos. Um diagrama de corpo livre de cada segmento é exigido, como mostrado na Figura 2.2. Nesta figura o modelo original de segmentos conectados está dividido em suas partes segmentárias. Por conveniência as articulações são desmembradas e as forças que agem através de cada ponto são mostradas no diagrama de corpo livre resultante. Este procedimento permite agora que observemos cada segmento e calculemos as reações.



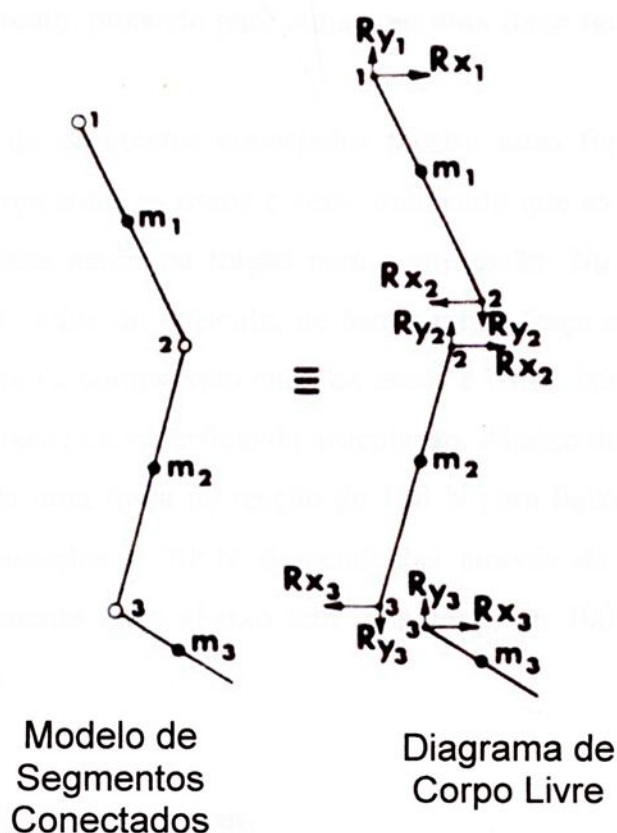


Figura 2.2 - Relação entre diagrama de corpo livre e o modelo de segmentos conectados, Winter (1991).

Existe uma considerável confusão entre forças de reação da articulação e as forças internas entre os ossos.

As forças posteriores são as forças atualmente vistas abaixo da superfície da articulação e incluem o efeito da atividade do músculo. O músculo contraindo ativamente, puxado junto à superfície da articulação, criando uma força compressiva. Deste modo, a força no osso é igual a força ativa devida ao músculo mais as forças de reação da articulação. A Figura 2.3 ilustra essas diferenças em uma situação simples. No primeiro caso tem-se no segmento abaixo um peso de 100 N ligado passivamente ao músculo que se origina no segmento superior. Os dois músculos não estão contraídos, mas são ajudados

pelo tecido de ligamento, puxando para cima com uma força igual e oposta de 100 N.

O modelo de segmentos conectados mostra estas forças de reação igual e oposta, a força entre os ossos é zero, indicando que as superfícies de articulação não sofrem nenhuma tração nem compressão. No segundo caso existe uma contração ativa do músculo, de forma que a força superior total é agora 170 N. A força de compressão entre os ossos é 70 N. Isto significa que uma força de 70 N existe na superfície da articulação. Abaixo do segmento em questão, existe ainda uma força de reação de 100 N para baixo (170 N para cima através de músculos e 70 N descendentes através da superfície da articulação). O segmento mais abaixo tem uma força de 100 N agindo no sentido descendente.

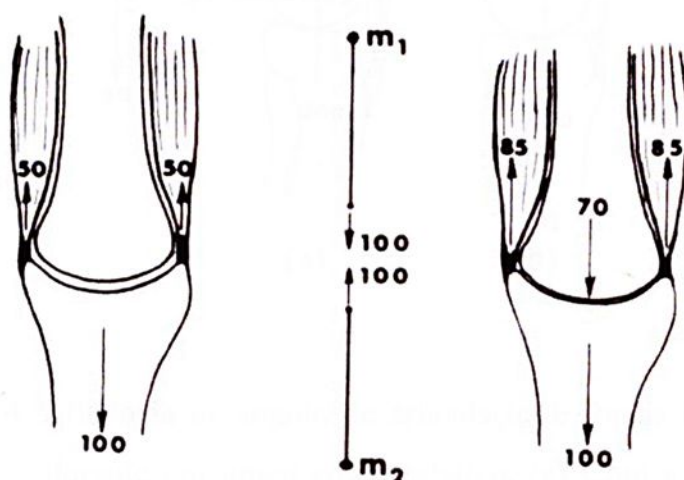


Figura 2.3 – Diagrama que ilustra as diferenças entre as forças de reação na junta e as forças entre os ossos, Winter (1991).

Deste modo, o resto do diagrama de corpo livre permanece o mesmo. Geralmente, a anatomia não é tão simples quanto descrita. Mais de um músculo é usualmente ativado em cada lado da articulação, sendo difícil dividir as forças no meio dos músculos. Também, o ângulo que traciona cada

tendão e a geometria das superfícies articulares não são sempre avaliados. Existem situações comuns quando o músculo age de um lado da junta para estabilizar o efeito da gravidade e é neste momento que as forças entre os ossos podem ter por um instante o peso do corpo. Na Figura 2.4 vemos o joelho, a articulação sustentando o peso de corpo (600 N) em duas posições diferentes: primeiro com o centro de gravidade 24 cm fora da junta do joelho; segundo, com peso de corpo que passa pelo centro do joelho.

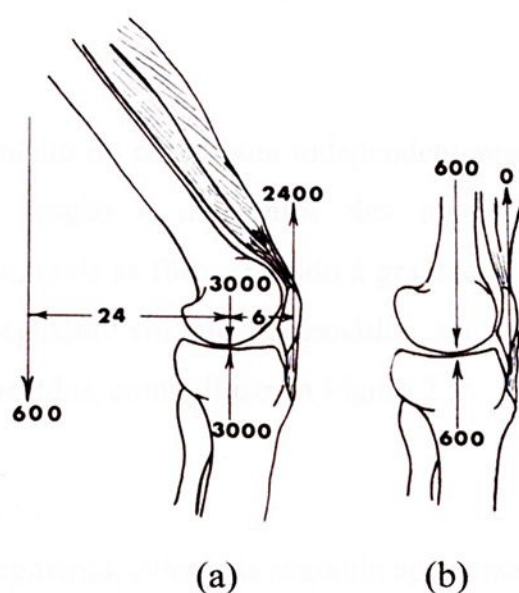


Figura 2.4 Influência de ângulo de articulação e forças do músculo no osso durante um único apoio estático. (a) Com a flexão do joelho, o quadríceps inativo e as forças entre os ossos. (b) Com a tensão no quadríceps durante a flexão no joelho. (Winter 1991).

Na Figura 2.4 b não há necessidade da atividade muscular (quadríceps) para estabilizar o joelho, a tensão na coxa é zero. Deste modo, a força entre os ossos é igual a força de reação, que é de 600 N (compressão). Na Figura 2.4 a existe uma tensão na coxa, a fim de estabilizar a articulação do joelho e prevenir o colapso. Assumindo que o ligamento patelar é 6 cm anterior ao

centro da articulação do joelho, é fácil calcular a tensão no tendão que é de 2400 N. Esta tensão age verticalmente, tracionando as superfícies das juntas articulares de forma que as forças compressivas são agora $2400 + 600$, ou seja, 3000 N. Isto é cinco vezes o peso de corpo. Tais forças altas são comuns e devem ser consideradas como uma causa de danos esportivos e como uma fonte de dor e danos patológicos nas juntas.

2.1.4 Equações básicas dos segmentos conectados - Diagrama de corpo livre

Cada segmento do corpo atua independentemente, sofrendo a influência das forças de reação e momentos dos músculos que agem com um determinado fim, mais as forças devido à gravidade. Considere o movimento planar de um segmento em que a cinemática, a antropométrica e as forças de reação são conhecidas, como ilustra a Figura 2.5

São conhecidos :

m - Massa do segmento, calculada segundo apresenta a seção

a_x, a_y - Aceleração do centro de gravidade (CG) do segmento;

g - Aceleração da gravidade ($g = 9,81\text{m/s}^2$);

θ - Ângulo do segmento no plano de movimento;

α - Aceleração angular do segmento no plano de movimento;

R_{xd}, R_{yd} - Forças de reação atuando no fim do segmento, usualmente determinadas por uma análise anterior das forças próximas que agem no segmento próximo;

M_d - Momento da rede de músculos que age na articulação, normalmente determinada por uma análise do músculo próximo atuando no segmento próximo.

São desconhecidos:

R_{xp} , R_{yp} - Forças de reação que agem na articulação próxima;

M_p - Momento da rede de músculo que age no segmento próximo da articulação.

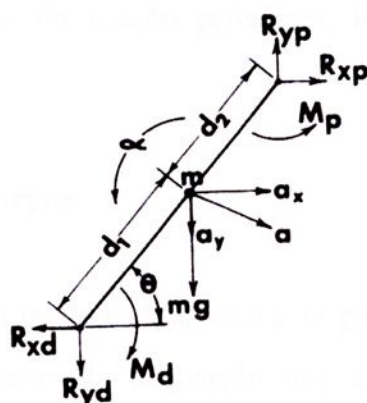


Figura 2.5 - Diagrama de corpo livre completo de um único segmento, são apresentadas as forças, de reação e gravitacionais, momentos e acelerações, lineares e angulares, Winter (1991).

Conforme a Figura 2.5, as equações de equilíbrio de forças nos segmentos são descritas abaixo:

Equações

Somatório de forças no eixo x é dado por :

$$\sum F_x = ma_x$$

$$R_{xp} - R_{xd} = ma_x$$

Somatório de forças no eixo y é dado por :

$$\sum F_y = ma_y$$

$$R_{yp} - R_{yd} - mg = ma_y$$

Somatório de momentos que atuam no ponto p é dado por

$$\sum M_p = I\alpha$$

onde I é o momento de inércia do segmento

Notem que o momento de músculo, próximo ao final, não pode ser calculado até que as forças de reação próximas, R_{yp} e R_{yd} , tenham sido calculadas anteriormente.

2.2 Modelos de multicorpos

Quando criamos um modelo dinâmico este pode ser um problema de dinâmica direta, onde a partir da derivação das coordenadas do sistema obtemos o momento, ou um problema de dinâmica inversa onde a partir da integração do momento obtemos as coordenadas do sistema .

Quanto à formulação do modelo dinâmico, Kulger (1982) desenvolveram a teoria de sistemas dinâmicos (TSD) a fim de avaliar o sistema motor humano quanto ao equilíbrio corporal, apresentando uma nova forma de entender e analisar os movimentos complexos do da relação intra-articular. Muitos autores na década de 90 utilizaram o método de Kane com o objetivo de estudar o movimento do corpo humano. O estudo relata a dificuldade da análise do sistema, com os fatos que variam com o tempo; contendo muitos graus de liberdade, é não-conservativo durante o contato com o solo e não-linear devido às características corporais, possui flexibilidade e amortecimento não-linear. Além destes fatos citados, Michaels (1981) acrescenta a influência dos movimentos de segmentos vizinhos, quando o corpo realiza o movimento de um determinado segmento interferindo no movimento de outro segmento vizinho. Como destaque podemos citar o trabalho de Amirouche (1990), que propuseram um algoritmo computacional baseado no método de Kane, para analisar a locomoção humana.



Veremos a seguir o modelamento por multicorpos baseado no método de Kane, o qual será utilizado para calcular as forças internas e o torque no joelho.

2.2.1 *O método de Kane para o estudo de sistemas multicorpos*

O método de Kane trabalha geralmente com sistemas multicorpos constituídos apenas por corpos rígidos, contudo podem ser adaptados para a utilização com corpos flexíveis.

O método de Kane apresentado neste trabalho é diferente do comumente divulgado na literatura. Neste trabalho, é adotado a notação matricial, diferentemente da forma original que utiliza notação vetorial, forma adaptada por Tomazini (1997).

Dado um sistema de partículas deslocando-se em relação a um referencial Newtoniano, e sendo $\{f_i\}$ o vetor força resultante que atua em na partícula PK_i , de massa m_i , e associado a esta partícula um vetor força de inércia dado por $\{f_i^*\}$, que pode ser escrito como :

$$\{f_i^*\} = - m_i \{a_i\} \quad (2.1)$$

onde $\{a_i\}$ é o vetor aceleração de PK_i com relação ao sistema Newtoniano

Usando o princípio de D'Alembert, que define que o somatório da força resultante e da força de inércia é nulo, as equações do movimento para PK_i são dadas por:

$$\{f_i\} + \{f_i^*\} = \{0\} \quad (2.2)$$

onde $i = 1, 2, \dots, n$



Aplicando para as n partículas as equações vetoriais podem se escritas como :

$$\{\{f_1\}^t, \{f_2\}^t, \dots, \{f_n\}^t\} + \{\{f_1^*\}^t, \{f_2^*\}^t, \dots, \{f_n^*\}^t\} = 0 \quad (2.3)$$

ou ainda agrupando as equações vetoriais em um único vetor temos :

$$\{\mathbf{f}\} + \{\mathbf{f}^*\} = \{\mathbf{0}\} \quad (2.4)$$

A matriz das velocidades dos membros pode ser expressa como:

$$\{\mathbf{v}\} = [v_p] \{\mathbf{u}\} + \{\mathbf{v}_t\} \quad (2.5)$$

onde os elementos da matriz $[v_p]$ são funções vetoriais das coordenadas generalizadas e do tempo. A matriz $[v_p]$, que é a matriz coeficiente do vetor velocidade generalizada $\{\mathbf{u}\}$, é conhecida por matriz velocidade parcial, velocidade esta associada à coordenada generalizada q_n , isto é, velocidade associada aos ângulos de cada membro. O vetor $\{\mathbf{v}_t\}$ está associado também a coordenada generalizada q_n e ao tempo.

Pré-multiplicando a equação (2.4) por $[v_p]^t$, onde $[v_p]^t$ indica a transposta de $[v_p]$ obtemos :

$$[v_p]^t \{\mathbf{f}\} + [v_p]^t \{\mathbf{f}^*\} = \{\mathbf{0}\} \quad (2.6)$$

onde o a primeira parcela da equação é denominada de vetor força ativa generalizada, representada por $\{\mathbf{R}\}$ e a segunda parcela é denominada vetor força de inércia generalizada, representada por $\{\mathbf{R}^*\}$ como vemos a seguir :

$$\{\mathbf{R}\} = [v_p]^t \{\mathbf{f}\} \quad \text{e} \quad \{\mathbf{R}^*\} = [v_p]^t \{\mathbf{f}^*\} \quad (2.7)$$

Fazendo a substituição da equação 2.7 na equação 2.6 obtemos :

$$\{\mathbf{R}\} + \{\mathbf{R}^*\} = \{\mathbf{0}\} \quad (2.8)$$

Devemos ressaltar que a equação 2.8 é livre de forças reativas, pois as mesmas são eliminadas quando multiplicamos a matriz das velocidades parciais pela matriz das forças aplicadas.

Podemos aplicar a equação 2.8 para um sistema de corpos rígidos, deste modo, o vetor força ativa generalizada associado ao i -ésimo corpo rígido pode ser escrito como:

$$\{\mathbf{R}_i\} = [v_p^i]^t \{\mathbf{F}_i\} + [\omega_p^i]^t \{\mathbf{t}_i\} \quad (2.9)$$

$$\{\mathbf{R}_i^*\} = [v_p^{i*}] \{\mathbf{F}_i^*\} + [\omega_p^{i*}]^t \{\mathbf{t}_i^*\} \quad (2.10)$$

onde $[\omega_p^i]^t$ é a matriz velocidade angular parcial do i -ésimo corpo; $\{\mathbf{F}_i\}$ é o vetor força resultante das forças atuando no corpo i ; $\{\mathbf{t}_i\}$ é o vetor torque resultante das forças em relação ao ponto onde se aplica o vetor força resultante e $[v_p^i]$ é a matriz velocidade parcial deste ponto. E $[v_p^{i*}]$ é a matriz velocidade parcial do centro de massa do i -ésimo corpo, $[\omega_p^{i*}]$ a matriz velocidade angular parcial do corpo e $\{\mathbf{F}_i^*\}$ e $\{\mathbf{t}_i^*\}$ são, respectivamente, o vetor força de inércia e o vetor torque de inércia associados ao i -ésimo corpo e dados por:

$$\{\mathbf{F}_i^*\} = -m_i \{\mathbf{a}_i^*\} \quad (2.11)$$

$$\{\mathbf{t}_i^*\} = -[\omega_i^*]^t [I_i] \{\omega_i^*\} - [I_i] \{\alpha_i^*\} \quad (2.12)$$

onde m_i é a massa do i -ésimo corpo; $\{\mathbf{a}_i^*\}$ é o vetor aceleração do seu centro de massa; $\{\boldsymbol{\omega}_i^*\}$ o vetor velocidade angular do centro de massa; $\{\boldsymbol{\alpha}_i\}$ o vetor aceleração angular e $[I_i]$ é a matriz de inércia em relação ao centro de massa do corpo.

3. MODELO PROPOSTO

Inicialmente é apresentado neste capítulo o modelamento antropométrico, proposto por Winter (1991). Este modelo possui pontos pré determinados , que foram escolhidos com o objetivo de analisar a marcha humana.

Com base no modelo antropométrico propõe-se um modelo que será utilizado para o modelamento matemático, baseado no método de Kane, utilizado para calcular as forças internas e o torque no joelho.

3.1 Modelo antropométrico

O modelo antropométrico apresenta as características antropométricas do corpo humano, tais como dados geométricos, massa e inércia. Os dados antropométricos são obtidos pela simples medida ou calculados por formas empíricas, como no caso da massa de cada membro, que é calculada em função da altura do indivíduo.

Deste modo, o modelo antropométrico adotado neste trabalho é baseado no modelo proposto por Winter (1991), conforme mostra a Figura 3.1. Esse modelo antropométrico representa um corpo humano e os pontos designados por Winter (1991) foram rotulados com as letras O, P, Q, R, S, I, J, K, com o objetivo de facilitar o modelamento matemático. O referencial desse modelo foi adotado pelo autor e será também utilizado neste trabalho e é representado pelo referencial bidimensional com os eixos x e y, como apresentado na Figura 3.1.

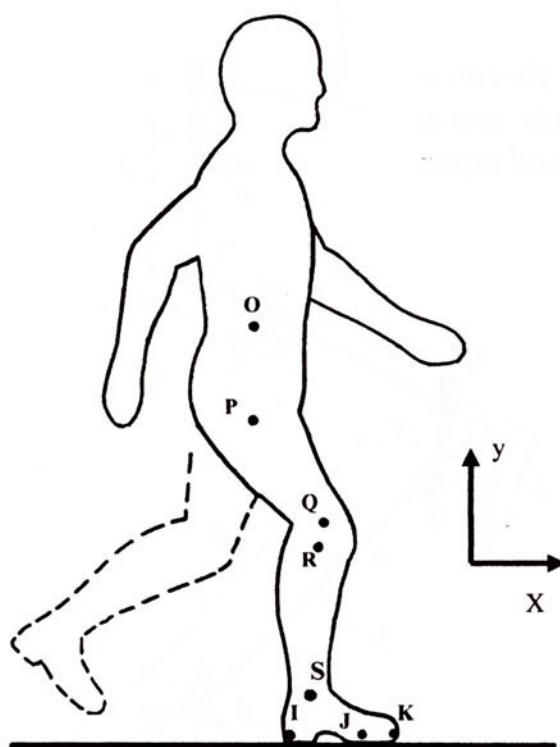


Figura - 3.1 – Modelo antropométrico do corpo humano, adaptado de Winter (1991)

Com base nos pontos representados na Figura 3.1 foi proposto um modelo do corpo humano composto de barras rígidas, articuladas nos pontos apresentados na Figura 3.1, obtendo assim um sistema com sete corpos, como apresenta a Figura 3.2. O mesmo sistema de referência do modelo antropométrico foi também adotado no modelo proposto. Desta forma pode-se representar no modelo proposto o aparelho locomotor humano, analisando somente os pontos aqui apresentados. O ponto O indicado no modelo antropométrico representa o centro de massa do corpo no modelo proposto.

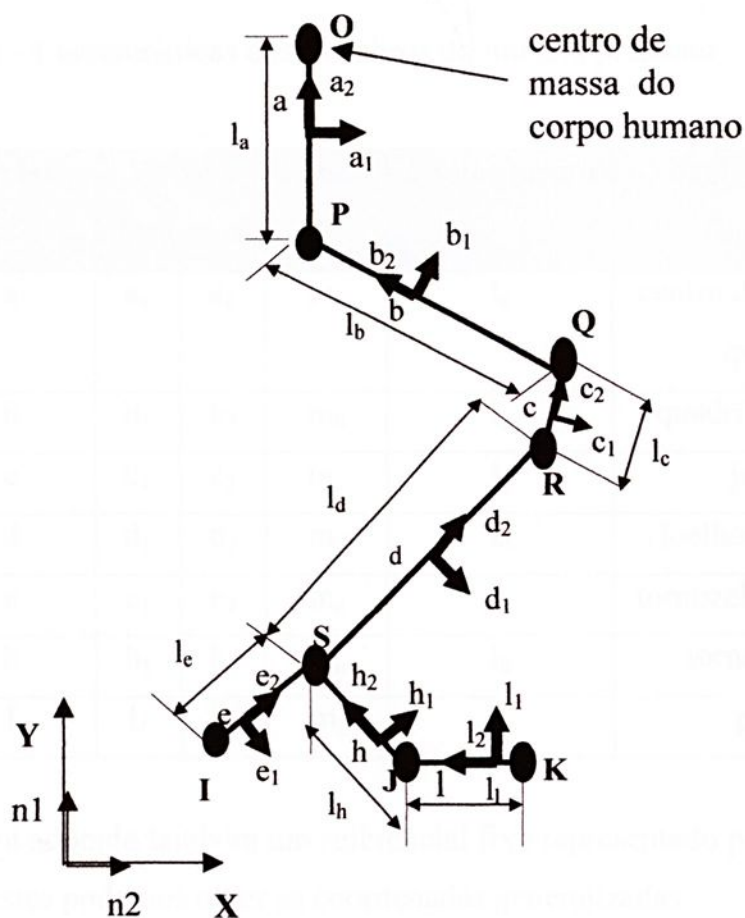


Figura 3.2 – Modelo proposto

O modelo proposto é composto por sete membros, e cada um é representado por um segmento que liga dois pontos, os mesmos do modelo antropométrico. Cada segmento é representado por uma letra: **a**, **b**, **c**, **d**, **e**, **h**, **l**. A massa de cada segmento considerada é concentrada no centro geométrico de cada um e é representada por m_i . No centro geométrico de cada segmento tem-se as coordenadas locais, vetores unitários, que atuam ao longo de cada membro e perpendicularmente ao membro. Cada membro tem o seu comprimento representado por l_i . Segue a tabela 3.1 que relaciona cada membro do modelo proposto com as suas características antropométricas.

Tabela 3.1 - Características dos membros do modelo proposto

Membros	Vetores		Massa	Comprimento	Membro do corpo humano
	Unitários				
a	a_1	a_2	m_a	l_a	centro de massa até quadril
b	b_1	b_2	m_b	l_b	quadril ao joelho
c	c_1	c_2	m_c	l_c	joelho
d	d_1	d_2	m_d	l_d	joelho-tornozelo
e	e_1	e_2	m_e	l_e	tornozelo-calcanhar
h	h_1	h_2	m_h	l_h	tornozelo-pé
l	l_1	l_2	m_l	l_l	pé-pé

Foi adotado também um referencial fixo representado pelos eixos X e Y e a partir destes podemos obter as coordenadas generalizadas.

As coordenadas generalizadas são caracterizadas pelas equações da variação dos ângulos de cada membro q_n ($n=1,2,\dots,7$) com relação a um referencial bidimensional, no caso representado pelo plano delimitado pelos eixos X e Y, como vemos na Figura 3.2 e na Figura 3.3.

3.2 Modelamento matemático

O modelo dinâmico desenvolvido para obter as equações de movimento do corpo humano, de acordo com o modelo antropométrico descrito na seção 3.1, foi baseado na teoria de multicorpos desenvolvida por Kane (1985). Neste trabalho, o modelo de Kane foi adaptado em forma matricial, a fim de facilitar a

simulação numérica com base no trabalho desenvolvido por Tomazini (1997), como foi visto no Capítulo 2.

A criação do modelo baseado no método de Kane foi implementada utilizando-se o programa AUTOLEV, que permite a criação de um programa fonte com as definições das características do modelo.

São dadas a seguir as definições que caracterizam a implementação do método de Kane, neste trabalho, utilizando um programa fonte escrito no ambiente do programa AUTOLEV.

Neste trabalho utilizamos um modelo constituído de sete membros, representados no AUTOLEV como a,b,c,d,e,h,l, e escrito da seguinte maneira :

```
frames(a,b,c,d,e,h,l)
```

Os pontos de interligação de cada membro, apresentados na Figura 3.1, são inseridos no programa por :

```
points(o,p,q,rc,rd,s,i,j,k)
```

As massas dos membros, conforme a tabela 3.1 são representadas por :

```
mass(a,ma,b,mb,c,mc,d,md,e,me,h,mh,l,ml,o,mo)
```

Do mesmo modo os pontos considerados sem massa são definidos por:

```
massless(p,q,rc,rd,s,i,j,k)
```

As coordenadas generalizadas representadas por q_n , assim como as coordenadas do centro de massa do corpo humano (X_0 e Y_0) também são especificadas como:

specified(q1,q2,q3,q4,q5,q6,q7,xo,yo)

Com este comando o programa entende que as coordenadas acima são funções conhecidas do tempo. Deste modo as equações polinomiais referentes as coordenadas generalizadas q_n são descritas em função do tempo, assim como as equações polinomiais referentes a coordenada do centro de massa como representadas a seguir :

$$q1=(-0.08478+0.82435*t-6.3269*t^2+78.37731*t^3)-281.1349...$$

:

$$q_n = \dots$$

$$x_0 = 178.98511 + 53.51013*t - 606.$$

$$y_0 = 44.68493 - 60.219478*t + 253.6.$$

Onde, os coeficientes da equações acima foram determinados por ajuste de curvas, utilizando os dados de trajetórias obtidas experimentalmente.

Do mesmo modo define-se as matrizes de inércia de cada membro dados por :

$$\text{inertia}(a,0,0,ia,0,0,0)$$

:

$$\text{inertia}(l,0,0,il,0,0,0)$$

As constantes usadas no modelo são representadas por :

`const(la,lb,lc,ld,le,lh,ll,g,gpr)`

onde : $la - ll$ - comprimento dos membros

g - Aceleração da gravidade

gpr - transformação de graus para radianos

Em seguida temos a transformação entre os sistemas de referência como é apresentado a seguir :

`simprot(n,a,3,q1)`

`simprot(a,b,3,q2)`

:

`simprot(h,1,3,q7)`

onde : $n, a, b, \dots, 1$ - sistema de referência (n - sistema newtoniano intrínseco ao programa AUTOLEV)

o número 3 representa o eixo de rotação como apresenta a Figura 3.3.

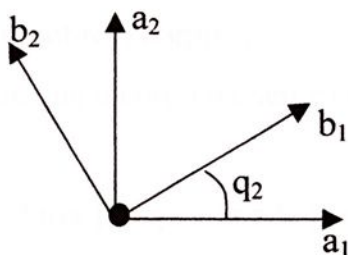


Figura 3.3 - Rotação de um sistema de referência com relação a outro sistema de referência.

Em seguida temos a matriz de rotação com os cossenos diretores definidos por:

`dircos(n,a)`

`dircos(a,b)`

:

`dircos(n,l)`

Este comando constrói a matriz de transformação entre os dois sistemas.

Podemos então agora definir as equações diferenciais cinemáticas definida por :

`teta'=u1`

Define-se também as velocidades generalizadas (u_2 a u_{10}) relacionando-as com os torques (t_a, \dots, t_h) e as forças internas, (FR1 e FR2) nas direções d_1 e d_2 , respectivamente na no membro l_d , apresentados na Figura 3.2, que queremos calcular.

`auxiliary(u2,u3,u4,u5,u6,u7,u8,u9,u10,t_a,t_b,t_c,t_d,t_e,t_h,t_l,FR1,FR2)`

onde: t_a - torque sobre o corpo a.

t_h - torque que o corpo h exerce em l.

A definição dos vetores posição é dada por:

`poastar=-0.5*la*a2`

`pop=-la*a2`

:

$$p_{jk} = -l_1 \cdot l_2$$

onde : po_{astar} - vetor posição relativo do membro la com relação a O .

pop - vetor posição de P com relação a.

$astar$ - centro de massa do corpo a .

As velocidades lineares e angulares são então calculadas e logo a seguir as velocidades generalizadas (u_2 a u_{10}) são zeradas, pois as velocidades parciais já foram calculadas conforme a equação (2.5).

$$v_{on} = x_o' \cdot n_1 + y_o' \cdot n_2$$

$$w_{an} = q_1' \cdot a_3 + u_2 \cdot a_3$$

:

$$v_{2pts}(n, l, j, k)$$

$$u_2 = 0$$

:

$$u_{10} = 0$$

Após calculadas as velocidades elas são então derivadas obtendo assim as acelerações angulares :

$$alfan = \text{deriv}(w_{an}, t, n)$$

:

$$alfln = \text{deriv}(w_{ln}, t, n)$$

e acelerações lineares:

$$a_{astarn} = \text{deriv}(v_{astarn}, t, n)$$

:

$$a_{lstarn} = \text{deriv}(v_{lstarn}, t, n)$$

$$a_{on} = \text{deriv}(v_{on}, t, n)$$

onde: a_{on} - aceleração do centro de massa do corpo (ponto O) em relação ao sistema newtoniano.

Os esforços são então definidos :

a) Forças generalizadas gravitacional do membros.

$$\text{force}(o) = -m_o * g * n_2$$

$$\text{force}(astar) = -m_a * g * n_2$$

:

$$\text{force}(lstar) = -m_l * g * n_2$$

b) Forças generalizadas atuante nos pontos i, j, k.

$$\text{force}(i) = f_{ix} * n_1 + f_{iy} * n_2$$

$$\text{force}(j) = f_{jx} * n_1 + f_{jy} * n_2$$

$$\text{force}(k) = f_{kx} * n_1 + f_{ky} * n_2$$

c) Força generalizadas atuando entre os membros c e d.

$$\text{force}(rc/rd) = FR_1 * d_1 + FR_2 * d_2$$

Em seguida define-se os torques :

$$\text{torque}(a)=t_a \cdot n^3$$

$$\text{torque}(a/b)=t_{ab} \cdot n^3$$

$$\text{torque}(b/c)=t_{bc} \cdot n^3$$

$$\text{torque}(c/d)=t_{cd} \cdot n^3$$

$$\text{torque}(d/e)=t_{de} \cdot n^3$$

$$\text{torque}(d/h)=t_{dh} \cdot n^3$$

$$\text{torque}(h/l)=t_{hl} \cdot n^3$$

onde: n^3 - eixo em torno do qual o torque é aplicado.

As forças ativas generalizadas apresentadas na equação 2.9 são obtidas por :

$$f_r$$

$$f_l = 0$$

Do mesmo modo calcula-se as forças de inércia generalizadas, obtidas por:

$$f_{r^*}$$

$$f_{l^*} = u_l'$$

Após calcular as forças ativas generalizadas e as forças de inércia generalizadas pode-se obter as equações de movimento, apresentada nas equações 2.12 e 2.13, usando o comando :

kane

O comando **controls** permite que dados desejados sejam calculados e gravados em tabelas e o torque no joelho é obtido por :

```
controls(fix,fiy,fjx,fjy,fx,fy,torqj1,torqj2,torqj3,torqt)
```

```
torqj1=right(tbc)
```

```
torqj2=-right(tcd)
```

```
torqj3=right(torqj1)+right(torqj2)
```

O comando **code**, apresentado abaixo, gera a codificação do programa em FORTRAN.

```
code(st2,subs)
```

4. ENSAIO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO DE FORÇA - IMAGEM

Os experimentos realizados utilizaram uma esteira ergométrica elétrica, com uma plataforma de força devidamente adaptada, que foi responsável pela aquisição da força de reação vertical. Um sistema de aquisição de imagem foi utilizado em conjunto com o objetivo de filmar a trajetória dos “leds” fixados no indivíduo. Estes ensaios foram realizados no laboratório do departamento de mecânica da Faculdade de Engenharia de Gauratinguetá - UNESP.

4.1 Aquisição de força

Para a aquisição da força de reação vertical, uma plataforma de força foi adaptada em uma esteira ergométrica elétrica com o objetivo de determinar o componente vertical da força de contato durante a marcha humana. Essa plataforma de força é composta por duas placas retangulares metálicas e independentes, fixadas numa estrutura metálica apoiada por quatro vigas metálicas de seção transversal retangular, onde foram colados extensômetros nas faces superior e inferior, com o objetivo de medir a força exercida sobre a placa. Para este trabalho, como proposta inicial, foi instrumentada apenas a placa do lado direito e somente medidas os componentes verticais da força de reação da superfície de apoio do pé direito.

A obtenção do sinal elétrico correspondente à variação de força foi feita com oito (8) extensômetros de 120Ω colados nas vigas de sustentação da placa. A Figura 4.1 apresenta a plataforma de força adaptada na esteira ergométrica.



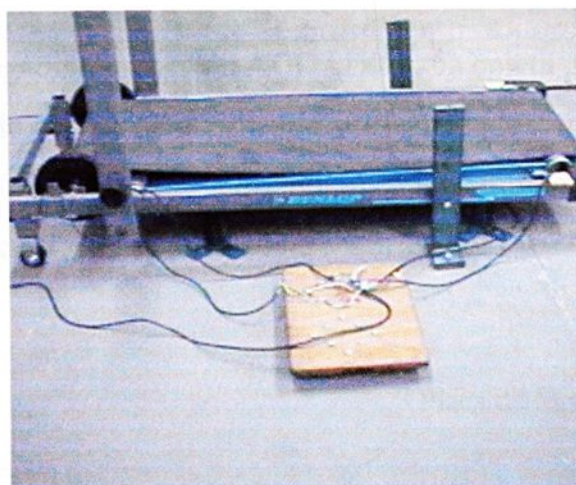


Figura 4.1 – Plataforma de força

O sinal de tensão elétrica proveniente das deformações dos extensômetros foi coletado através de uma ponte para extensometria. Antes do registro, o sinal obtido foi filtrado com um filtro passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz, para eliminar as interferências indesejáveis, tais como as provenientes do motor elétrico. Na Figura 4.2, apresenta o esquema do sistema de coleta de dados.

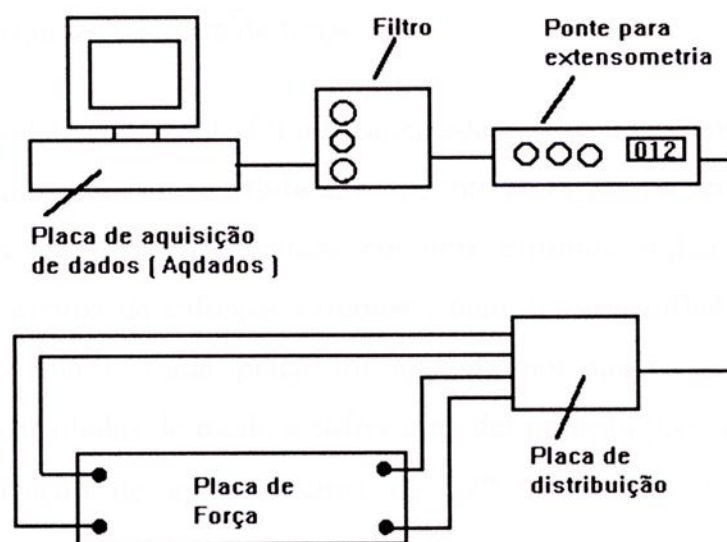


Figura 4.2 - Esquema do sistema de coleta de dados de força

Foi empregado o programa AQDADOS, na coleta de dados.

A placa de força foi construída utilizando duas placas separadas, de modo que cada placa recebesse individualmente os movimentos do pé direito e do pé esquerdo, como apresenta a Figura 4.3.

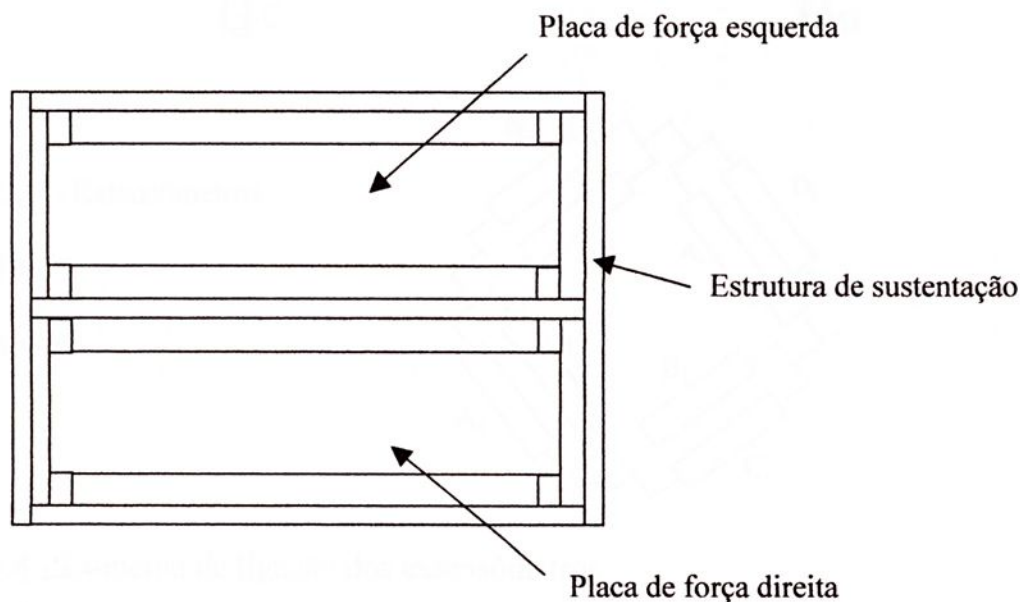


Figura 4.3 - Esquema da placa de força

Neste trabalho, somente foi instrumentada a placa correspondente ao pé direito. Esta placa possui sensibilidade somente as forças no sentido vertical (F_y). A placa de força foi montada em uma estrutura rígida de forma a minimizar os efeitos de esforços externos, bem como a influência de uma placa sobre a outra. Cada placa foi apoiada por quatro (4) barras, devidamente calculadas de modo a sofrer uma deformação previsível, medida através da fixação de extensômetros de 120Ω , conforme apresenta a Figura 4.4.

Em seguida, os extensômetros foram ligados de forma a obter uma ponte completa, como apresenta a Figura 4.4.

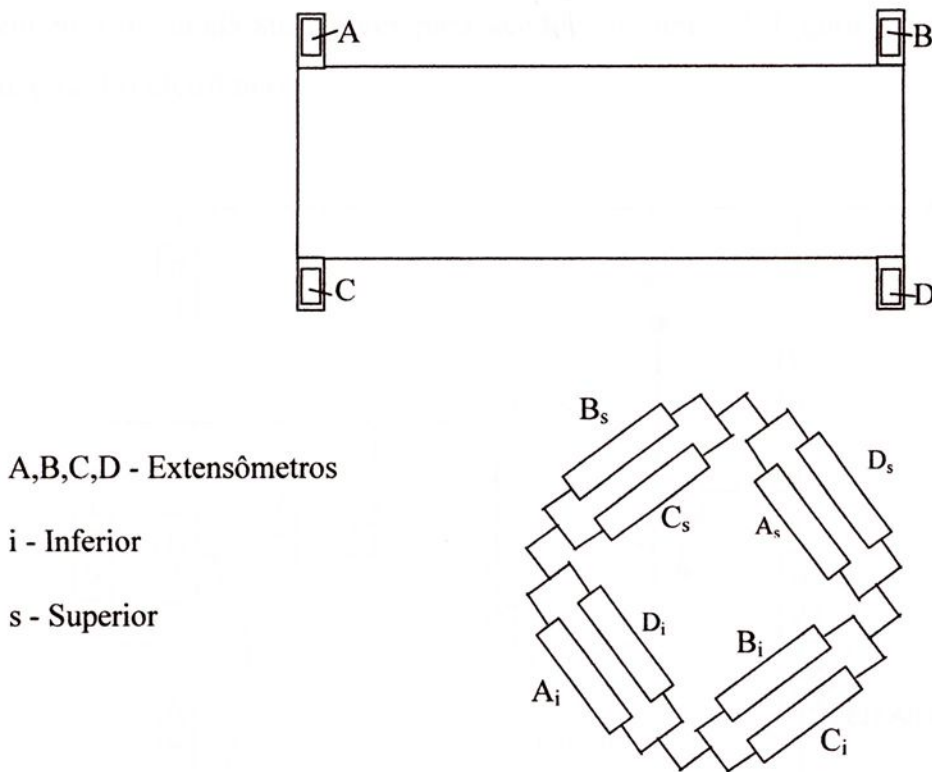


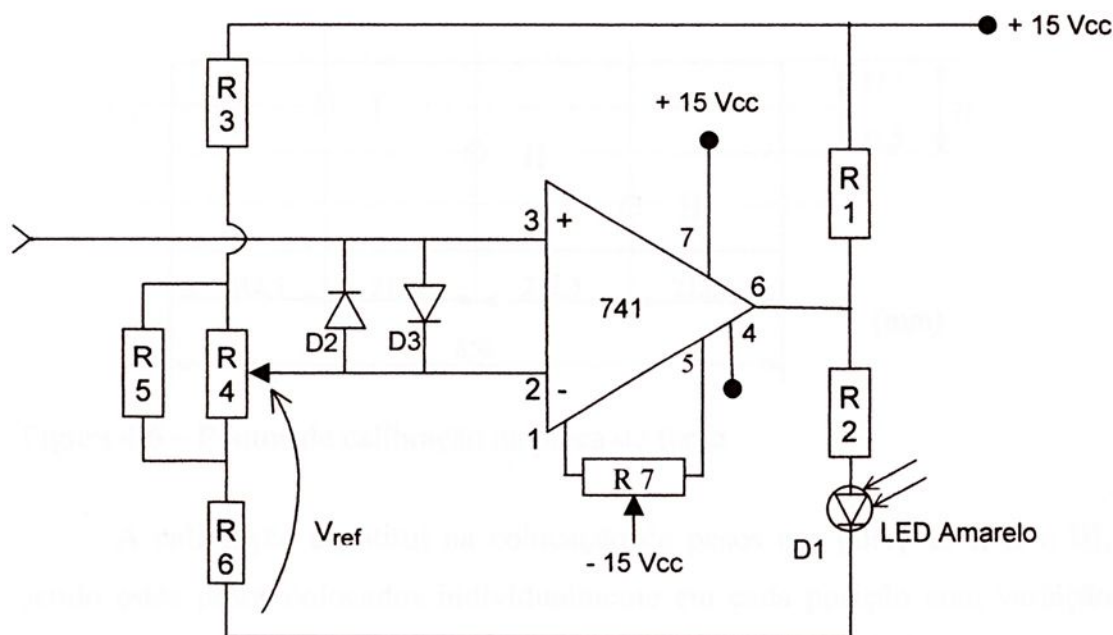
Figura 4.4 - Esquema de ligação dos extensômetros

Os extensômetros montados, apresentados na Figura 4.4, foram montados desta forma por causa da restrição da ponte de extensometria, que possui apenas entrada a entrada de 120Ω .

4.1.1 Sensor de contato

Um sensor de contato foi instalado com o objetivo de perceber o período de contato do pé do indivíduo com a placa de força. O sensor é constituído de um circuito eletrônico especialmente desenvolvido para este trabalho que utiliza como sinal de entrada os sinais dos extensômetros para perceber a existência ou não do contato. Os sinais de saída deste sensor alimenta um “led” que acende quando existe contato. Os sinais de corte foram estabelecidos em 15mA através de diversas tentativas durante os experimentos

para que não houvesse prejuízo na precisão de medidas do tempo de contato e, mantendo os sinais suficientes para acender o “led”. A Figura 4.5 apresenta este circuito eletrônico.



- R1 - 10k Ω
- R2 - 1,5 k Ω
- R3 - 8,6 k Ω (6,8 + 1,8)
- R4 - Potenciômetro (trimpot) - 1 k Ω
- R5 - 12 Ω
- R6 - 1 Ω
- R7 trimpot de 10 k Ω

$V_{\text{entrada}} > V_{\text{ref}} \rightarrow$ pino 6 \rightarrow saída \cong + 15 Vcc
 $V_{\text{entrada}} < V_{\text{ref}} \rightarrow$ pino 6 \rightarrow saída \cong - 15 Vcc

Figura 4.5 - Circuito sincronizador

Pela saída AD da ponte de extensometria existe uma derivação que este circuito, que faz com que o led de referência se acenda quando o indivíduo pisa na placa. Este circuito foi construído de forma a ter uma regulagem do “zero” e da sensibilidade da força que a placa recebe.

4.1.2 Calibração estática da placa de força

A placa de força foi calibrada estaticamente utilizando pesos conhecidos nas posições mostradas na Figura 4.6.

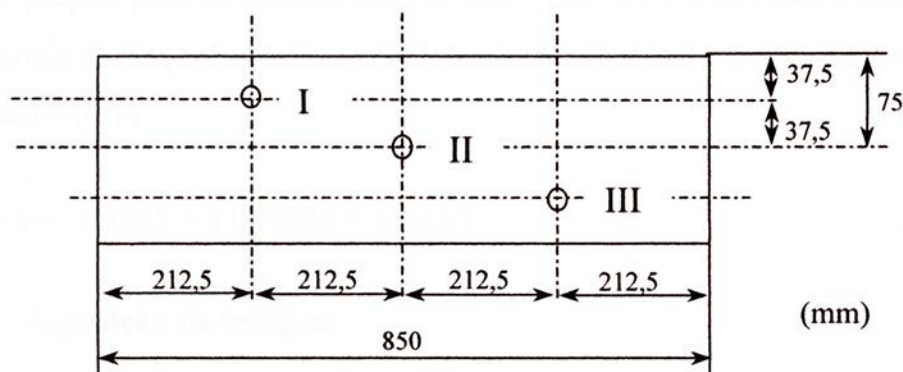


Figura 4.6 – Pontos de calibração da placa de força

A calibração constitui na colocação de pesos nas posições I, II e III, sendo estes pesos colocados individualmente em cada posição com variação de 98,1 N partindo da placa descarregada até o peso de 981 N e em seguida procedeu-se o descarregamento. A Figura 4.7 apresentam os resultados das três posições (I, II e III) na curva de calibração.

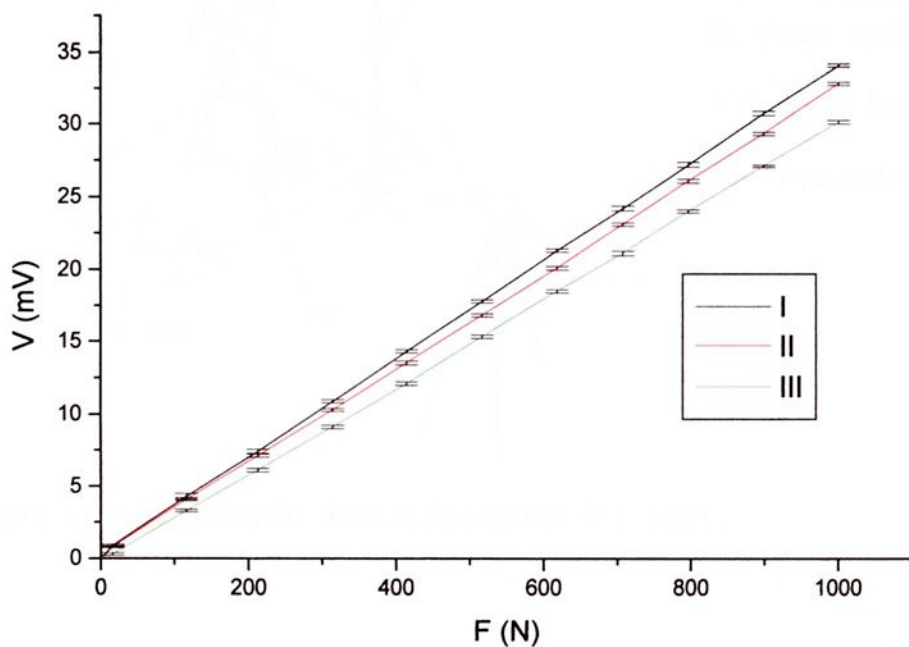


Figura 4.7 – Curva de calibração da placa de força

Após a calibração, concluímos que a variação da posição dos pesos tem pouca influência na curva de calibração, sendo admitido que a variação dos pesos é uniforme em toda a extensão da placa, sendo adotada a curva II com padrão para as transformações dos sinais do extensômetro em mV, para os sinais de força de contato em N. Esta transformação é realizada utilizando a equação (4.1).

$$F (N) = -1.3165 + 31.02728 * V(mV) \quad (4.1)$$

4.2 - Aquisição de imagem

Com o objetivo de determinar as posições dos pontos O, P, Q, R, S, I, J e K, definidos no modelo antropométrico descrito na seção 3.1, foi montado um sistema de aquisição de imagens, conforme indica a Figura 4.8

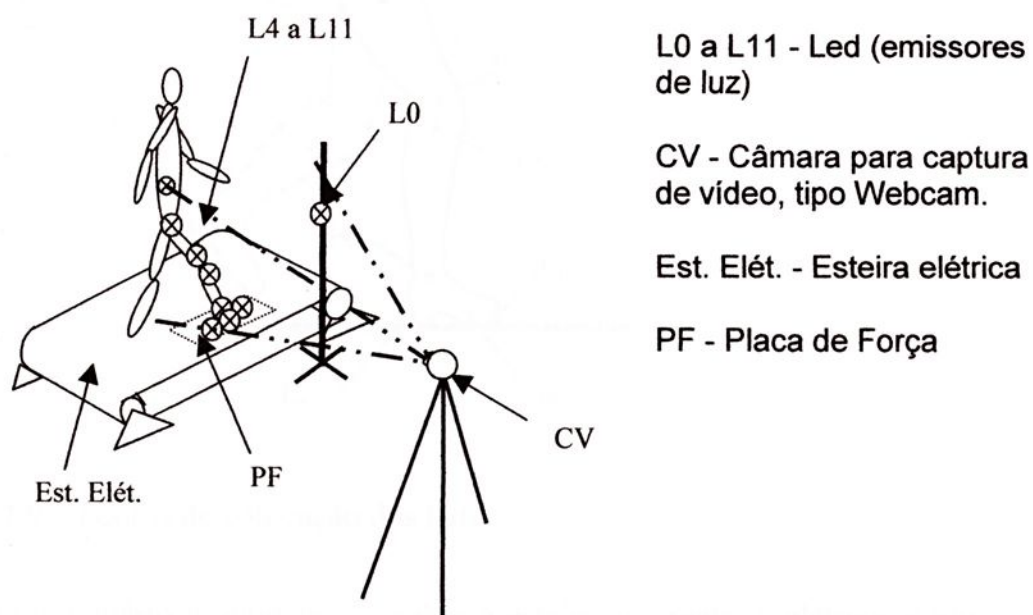


Figura 4.8 – Esquema do sistema de captura de imagem

4.2.1 Descrição do sistema de captura de imagens

O sistema é constituído basicamente por uma câmara webcam e os “leds” fixados em posições determinadas no corpo do indivíduo de L4 a L11 conforme a Figura 4.9. Estes leds podem ser alimentados externamente por uma fonte de 2,0 V CC ou através de baterias, levadas junto ao indivíduo. A fixação dos leds é feita utilizando fitas adesivas de dupla face e presilhas de velcro.

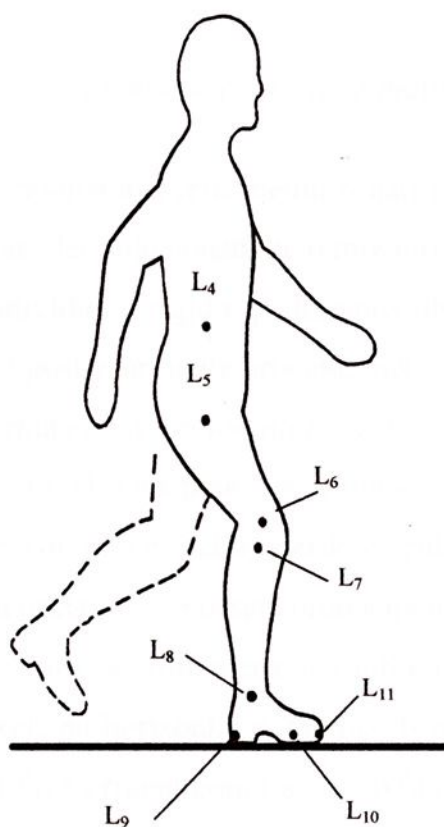


Figura 4.9 – Pontos de colocação dos leds

O voluntário movimenta-se sobre a esteira ergométrica elétrica, a uma velocidade controlada que varia de 0 a 3,0 m/s, tendo um sistema emissor de luz composto de “leds” fixados ao seu corpo, nas posições dos pontos L4-L11, descritos na Figura 4.9. Enquanto o voluntário se movimenta, a câmara captura as imagens dos pontos luminosos. O início e o fim do contato do pé

direito com a placa são definidos pelo ponto luminoso L0, mostrado na Figura 4.8, que acende quando o voluntário toca a placa de força no início do contato e se apaga no instante em que o pé é retirado da placa.

Durante um determinado intervalo de tempo, no caso utilizamos 10 segundos, as imagens são capturadas e registradas, sendo a seguir processadas pelo programa **Biomecânica** que foi especialmente desenvolvido para obter as coordenadas de cada ponto.

4.2.2 Procedimento do sistema de captura de imagens

Como estes pontos a serem medidos são pontos fixados no corpo do indivíduo e ainda considerando constante o módulo do vetor que une os pontos e que o corpo do indivíduo é rígido, poderemos obter estes pontos através da captura de imagens e posteriormente processá-las.

A imagem formada em um monitor e vídeo é composta por minúsculos pontos denominados pixel. Um pixel na realidade é uma combinação de três pontos, de diferentes cores : vermelho, verde e azul. Quando trabalhamos com uma imagem gráfica utilizamos o pixel como a menor unidade.

A câmara utilizada para as filmagens permitiu obter a filmagem de cada quadro com 352 pixels na horizontal e 288 pixels na vertical. As coordenadas são expressas adotando a origem como zero e o último pixel horizontal é dado por 287, assim como o último pixel vertical será dado por 351.

Como as coordenadas de tela tem como referencial o canto superior esquerdo, com o eixo X_0 se deslocando da esquerda para a direita e o eixo Y_0 de cima para baixo, houve a necessidade da transformação das coordenadas para o um novo referencial, sendo adotado o canto esquerdo inferior da tela. Neste novo referencial o eixo X se desloca da esquerda para a direita e o eixo Y de baixo para cima como apresenta a figura 4.10

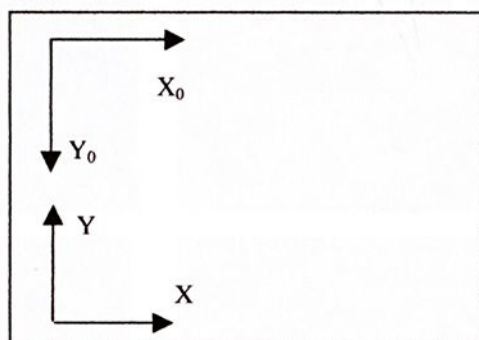


Figura 4.10 - Mudança do referencial de coordenadas de tela

Como o houve uma mudança de referencial, as equações utilizadas a transformação de coordenadas são dadas por :

$$X = X_0$$

$$Y = 287 - Y_0 \quad (4.2)$$

Deste modo a obtenção dos pontos através da filmagem começa com a filmagem em formato AVI, utilizando o próprio programa da câmara.

Após a filmagem, todo o processo restante é feito pelo programa **Biomecânica**.

Este arquivo AVI é carregado no programa **Biomecânica** através de um botão especialmente desenvolvido para este fim.

Um outro botão transforma este arquivo AVI em vários quadros Bitmap, sendo estes quadros gravados na seqüência da filmagem, e cada um recebe um nome que também indica a posição do quadro. A Figura 4.11 apresenta um exemplo de imagens bitmap obtidas após o processamento do arquivo AVI.

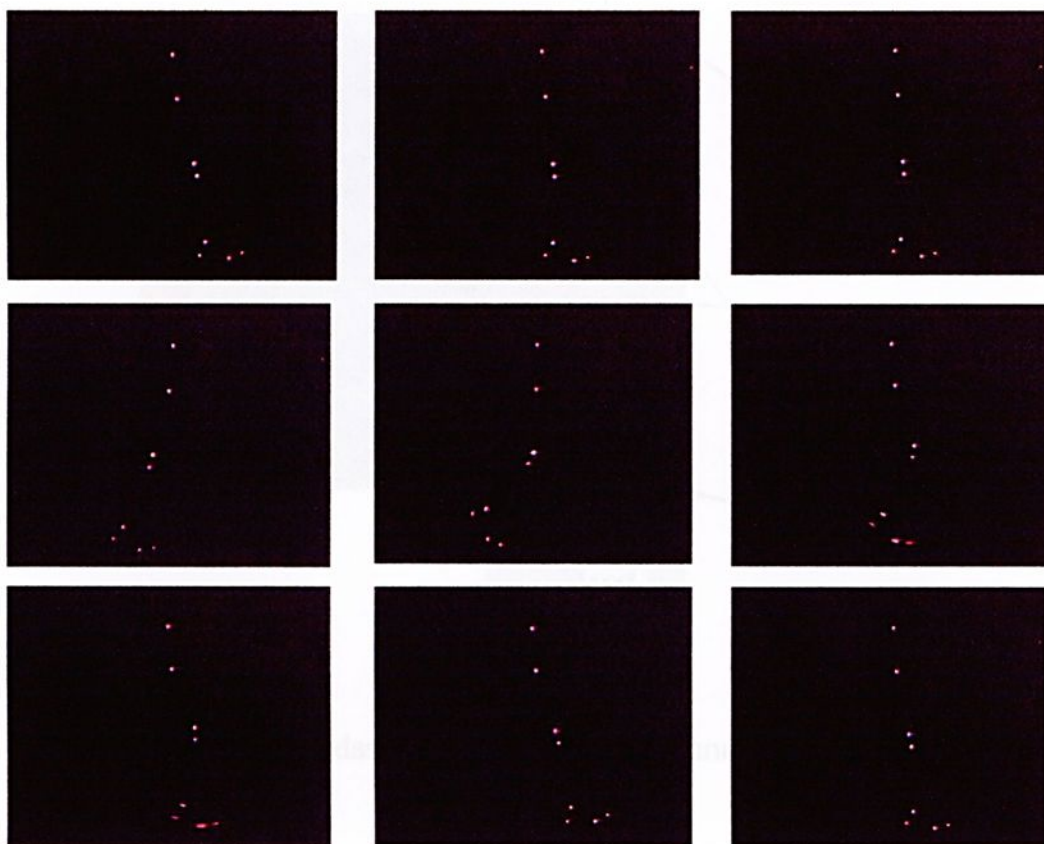


Figura 4.11 – Exemplos de imagens bitmap obtidas após o processamento do arquivo AVI, seqüência de 9 imagens.

Os arquivos bitmap gravados, são então carregados utilizando outro botão no programa **Biomecânica**. Cada arquivo é lido individualmente e transformado em um quadro, e nele é feita uma varredura dos pixels no sentido vertical do pixel 0 ao pixel 287, e uma varredura horizontal do pixel 0 ao pixel 351. Nesta varredura que lê todos os pixels do quadro, são gravadas as coordenadas em pixels do pixel que possua a cor próxima do branco (RGB (200,100,100))ou superior. As cores dos pixels são apresentadas utilizando o padrão RGB que apresenta a cor do pixel utilizando uma combinação das cores vermelho, verde e azul. Cada cor tem a intensidade variando de 0 a 255, e a combinação delas gera cores que variam do preto, RGB (0,0,0), ao branco, RGB (255,255,255), como apresenta a figura 4.12.

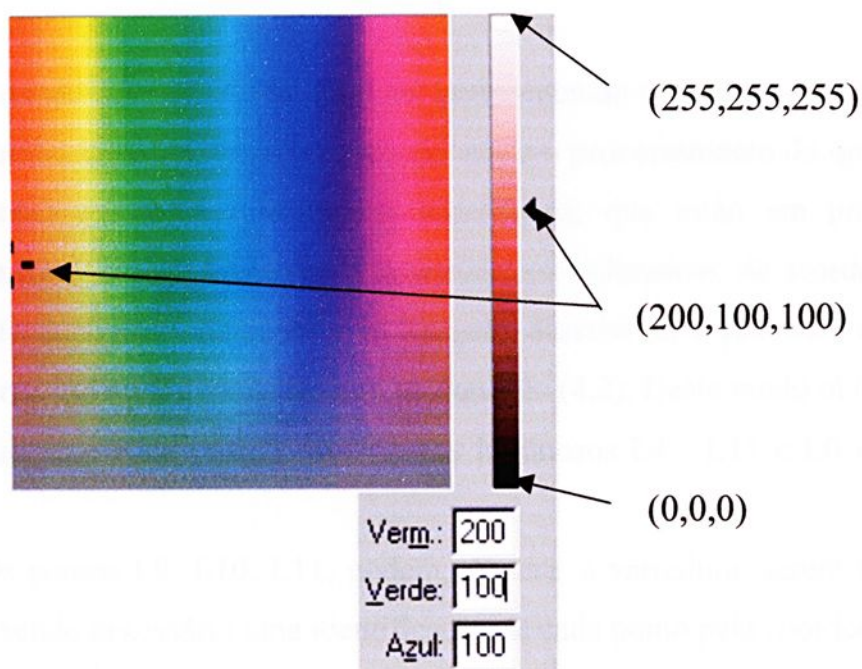


Figura 4.12 - Variação das cores de um pixel segundo o padrão RGB

Estes pixels são gravados, sendo que um ponto filmado pode ser caracterizado por um ou mais pixels como apresenta a figura 4.13.

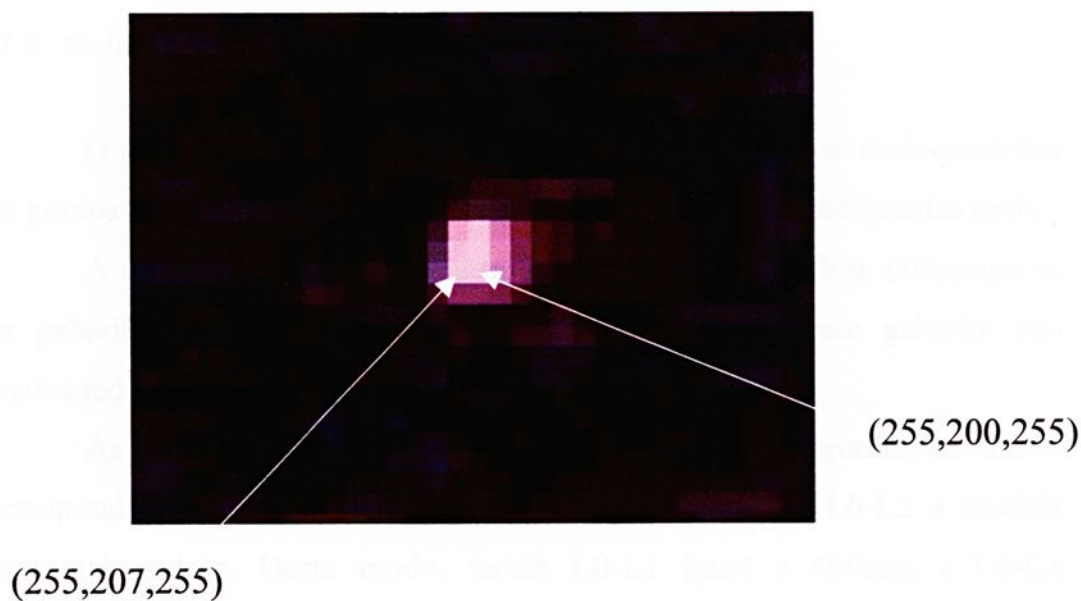


Figura 4.13 - Ampliação de um ponto, apresentando os pixels que formam este ponto.

Quando temos mais de um pixel representando um ponto, a coordenada é a média das coordenadas destes pixels. Após o processamento do quadro, as coordenadas dos pontos luminosos localizados, que estão em pixel, são transformadas para coordenadas cartesianas, em milímetros, de acordo com a calibração do sistema de captura de imagens descrita na seção 4.2.3 e com a transformação de referência descrita na equação (4.2). Deste modo obtemos as coordenadas de cada posição dos pontos luminosos L4 - L11 e L0 em cada quadro.

Os pontos L9, L10, L11, podem, durante a varredura, serem trocados entre si, sendo necessário uma identificação de cada ponto pela coordenada X.

Os pontos do corpo identificados são gravados em um arquivo no formato ASCII.

O ponto L0, utilizado como referência, apresentará valores constantes de coordenadas X e Y quando o pé está em contato com a placa de força e valores nulos quando o pé não estiver em contato.

4.2.3 Calibração do sistema captura de imagem

O objetivo da calibração do sistema é transformar os deslocamentos dos pontos luminosos que deslocam com o indivíduo em deslocamentos reais.

A calibração do sistema de obtenção de imagem é feita utilizando-se um gabarito especialmente construído para este fim. Neste gabarito são fixados leds, como mostra a Figura 4.14.

As distâncias entre L0 e L1 e entre L0 e L2 foram preestabelecidas e correspondem no caso L0-L1 à medida vertical padrão e L0-L2 à medida horizontal padrão. Deste modo, temos L0-L1 igual a 600mm e L0-L2 1200mm, valores estes preestabelecidos de acordo com a área de captura que é necessária para que consigamos enquadrar todos os pontos mencionados anteriormente, e ambos valores com precisão de 0,1mm.



Após a fixação deste gabarito, na plataforma de força, é feita uma filmagem do gabarito e é estabelecida uma relação entre as distâncias L_0 - L_1 e L_0 - L_2 com a quantidade de pixels entre os pontos medidos. A partir deste ponto podemos ter uma relação entre a quantidade de “pixels” e a distância entre dois pontos que servirão como base para a obtenção das coordenadas dos pontos que serão medidos.

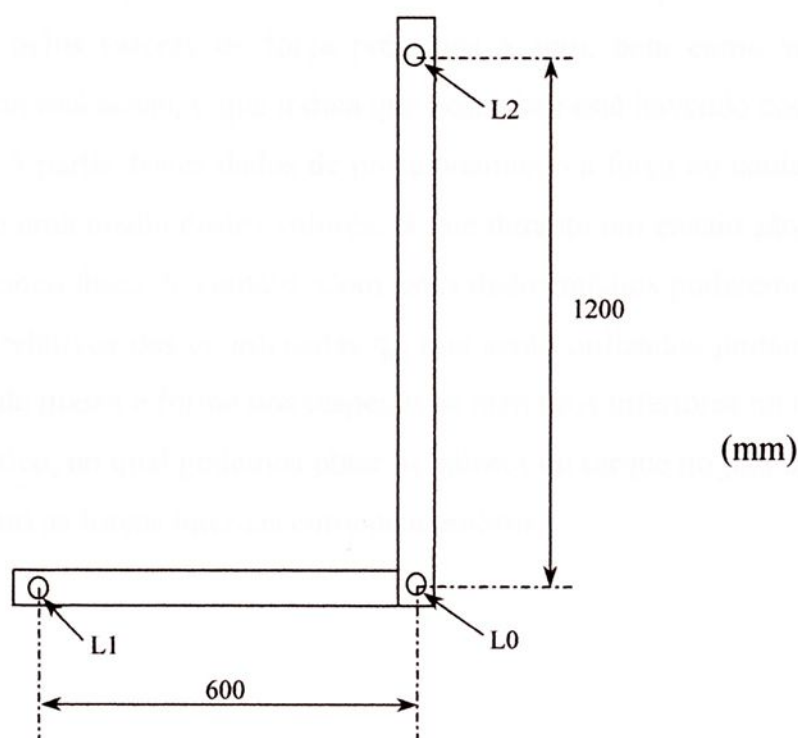


Figura 4.14 - Gabarito utilizado para calibração do sistema de captura de imagens

4.3 Sincronização dos dados de captura de imagem e de forças de contato

A sincronização dos dados de captura de imagem e de forças de contato é obtido pelo sinal do sensor de contato que acende um led instalado como foi referido no capítulo na seção 4.2.1. Através deste sinal a fase de contato é separada da fase de balanço.

Os dados de posicionamento de cada “led” e forças são armazenados em um programa de planilha de cálculo, com o objetivo de separar as fases da caminhada. A fase de apoio simples do pé direito, denominada fase de contato, como apresenta a Figura 1.2, é a fase utilizada posteriormente para obtermos os cálculos das forças internas, bem como os torques no joelho e tornozelo.

Durante a fase de contato, a força na direção vertical varia de 0 até um valor máximo e posteriormente retorna a zero. A variação da força é vista no arquivo pelos valores de força próximos a zero, bem como se o “led” de referência está aceso, o que indica que nesta fase está havendo contato.

A partir destes dados de posicionamento a força no contato é obtida a partir de uma média destes valores, já que durante um ensaio são obtidos pelo menos cinco fases de contato. Com estes dados médios poderemos calcular os valores relativos das coordenadas q_n , que serão utilizados juntamente com os valores de massa e forma dos respectivos membros inferiores no modelamento matemático, no qual podemos obter os valores do torque no joelho e tornozelo, bem como as forças internas entre os membros.

5. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Neste Capítulo serão mostrados os resultados experimentais obtidos. Os dados experimentais estão divididos em dados de força de reação e dados de posicionamento com relação ao sistema de referência. Os dados de força de reação foram obtidos utilizando o sistema de aquisição de força descrito na seção 4.1. Os dados de posicionamento foram obtidos utilizando o sistema de aquisição de imagem descrito na seção 4.2.

5.1 Considerações gerais

Para realizar os ensaios foram escolhidos cinco voluntários do sexo masculino, saudáveis e sem patologia no aparelho locomotor. Para que houvesse uma análise completa foram utilizados voluntários de pesos diferentes. Cada voluntário andou na esteira ergométrica elétrica, usando as seguintes velocidades de marcha: 0,25m/s, 0,50m/s, 0,75m/s e 1m/s, e em cada caso foram obtidas pelo menos cinco passadas com o pé direito, com o objetivo de conseguir uma média dos dados. A seguir são apresentados na Tabela 5.1 alguns dados antropométricos dos voluntários.

Tabela 5.1 – Dados antropométricos dos voluntários.

Voluntário	Massa (kg) +/- 0,5 kg	Altura (m) +/- 0,01 m
1	76	1,78
2	75	1,75
3	54	1,70
4	69	1,64
5	55	1,72

5.2 Resultados experimentais de força

Como já visto no Capítulo 4, foi utilizada uma placa de força desenvolvida para este fim, apresentada na Figura 4.1. Deste modo, no instante em que o pé direito do indivíduo toca com o calcanhar na placa, a força começa a ser medida, depois vem a fase do apoio completo do pé e em seguida o pé deixa a placa, sendo os artelhos os últimos a exercerem força na placa, como apresentado na Figura 5.1.

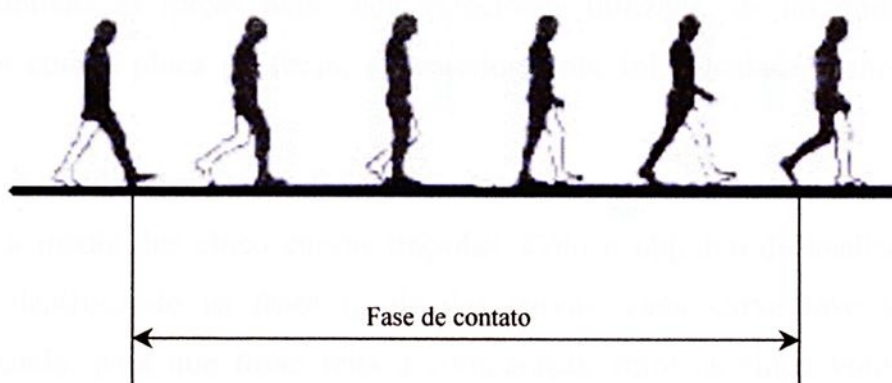


Figura 5.1 – Fase de contato do pé com a placa de força

Os gráficos das Figura 5.2 a 5.5 mostram o comportamento típico de uma força de contato onde o primeiro pico representa o toque do calcanhar e o segundo o toque dos artemhos. A fase intermediária é caracterizada pelo contato de todo o pé na placa.

Os dados de força adquiridos no programa AQDADOS são tratados e transformados para o formato de arquivo ASCII, no qual temos uma coluna de tempo e outra de força dada em milivolts. Um programa especialmente desenvolvido lê este arquivo e transforma-o em um arquivo também no formato ASCII, com duas colunas, sendo a primeira o tempo e a segunda a força, já em newton. Este programa, além da transformação de milivolts para newton, ainda corrige o desvio do valor inicial do filtro passa baixa, descrito no seção 4.1.

Quando o pé não está em contato com a placa de força, a força registrada pela placa torna-se próxima de zero. Deste modo, quando analisamos o período de captura de 10 s, temos de seis a dez curvas que indicam o contato do pé com o solo. Desta forma, os arquivos de força obtidos pelo programa ainda precisam ser tratados em uma planilha eletrônica com a finalidade de agrupar as curvas obtidas.

Os resultados apresentam na forma de gráficos o histórico de dados médios de forças de reação entre os cinco voluntários e para cada voluntário sendo obtidas as forças para cada velocidade utilizada, de no mínimo cinco contatos com a placa de força, e posteriormente foi calculada a média destas forças.

A média das forças foi obtida usando o próprio programa gráfico que calcula a média das cinco curvas traçadas. Com o objetivo de analisar a curva média identificando as fases iguais das curvas, cada curva teve seu tempo normalizado, para que fosse feita a comparação entre os cinco voluntários. A normalização do tempo constitui dividir o tempo pelo tempo máximo.

Neste caso em particular não foi adotado nenhum calçado especial de tal forma a permitir que o voluntário desenvolvesse sua marcha normal, assim como cada voluntário teve um período de adaptação na esteira, com o objetivo de melhorar seu desempenho e a repetibilidade dos resultados.

As Figuras 5.2 a 5.5 apresentam os gráficos das forças médias dos cinco voluntários, sendo os gráfico feito nas velocidades de 1m/s, 0,75m/s, 0,50m/s e 0,25m/s.

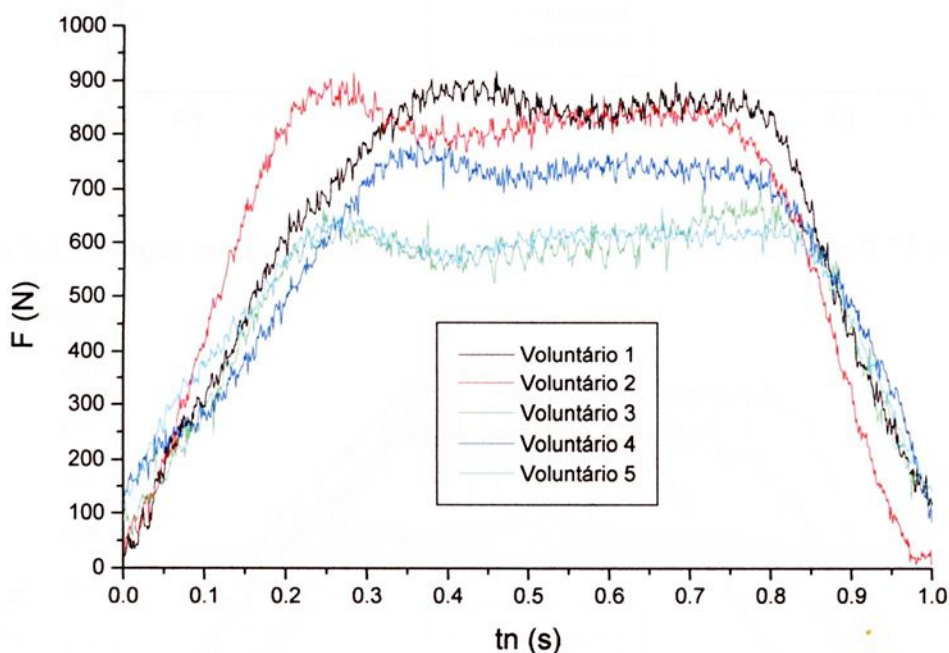


Figura 5.2 - Forças médias de reação na placa de força - velocidade 1 m/s

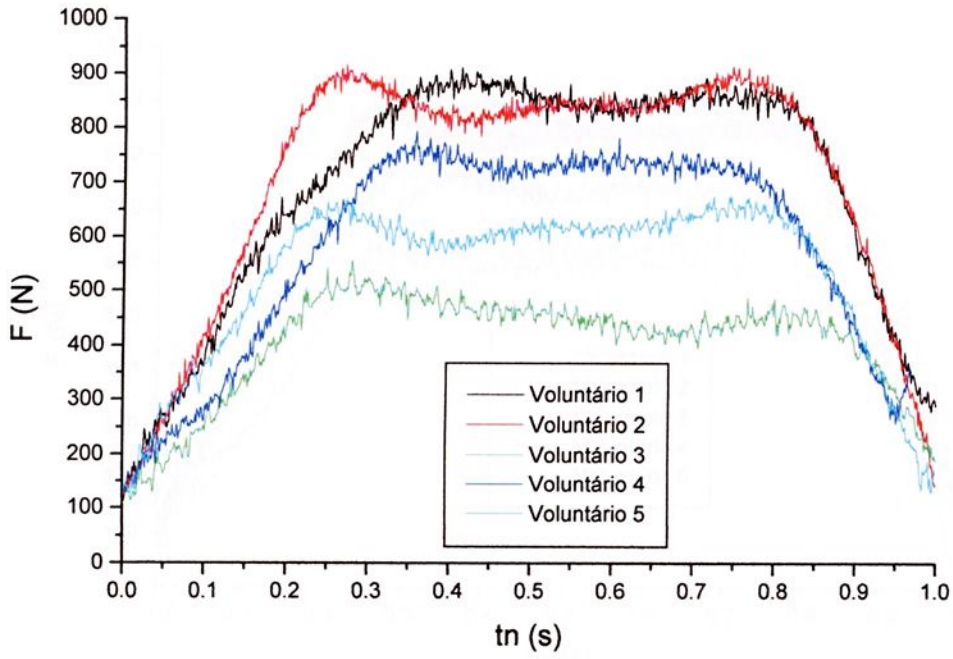


Figura 5.3 - Forças médias de reação na placa de força - velocidade 0,75 m/s

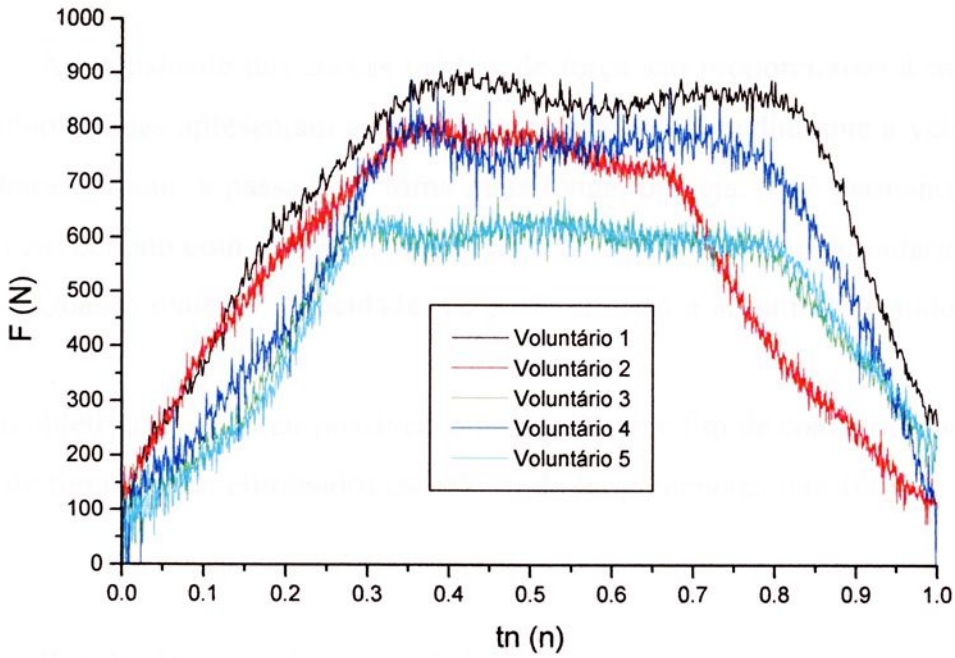


Figura 5.4 - Forças médias de reação na placa de força velocidade 0,50 m/s

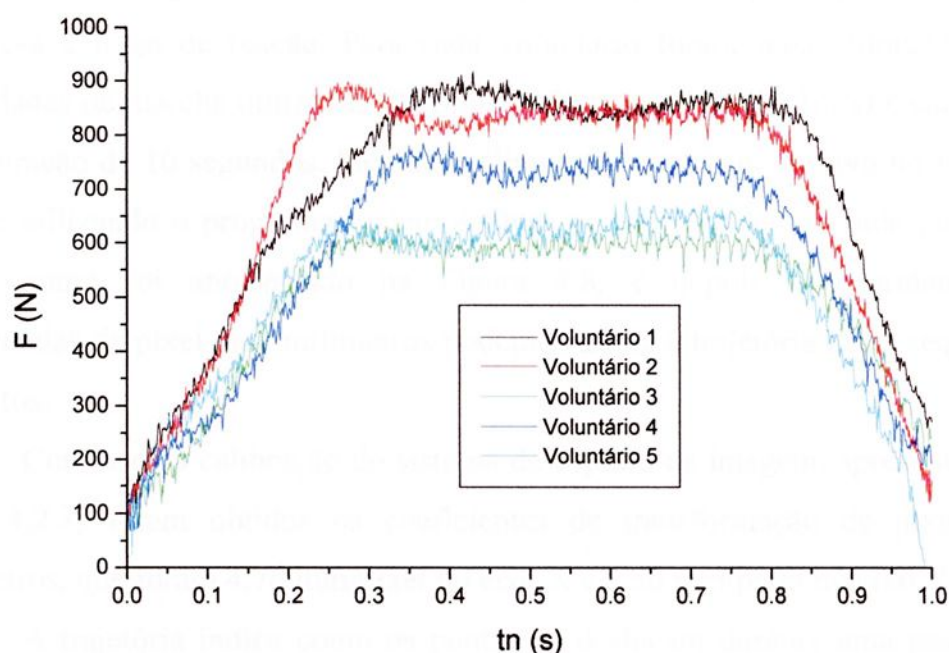


Figura 5.5 - Forças médias de reação na placa de força velocidade 0,25 m/s

A intensidade das curvas médias de força são proporcionais à massa do indivíduo e todas apresentam a mesma característica; à medida que a velocidade da esteira diminui, a passada se torna mais longa, ou seja, o pé permanece mais tempo em contato com a placa, aumentando a fase de contato do voluntário com a esteira. Quanto maior a velocidade, os picos tendem a se unir formando um só pico.

Com o objetivo de eliminar possíveis erros no início e fim de contato do pé com a placa de força, foram eliminados os valores de força menores que 100 N.

5.3 Resultados experimentais de imagem

Os resultados experimentais de imagem foram obtidos através da filmagem do plano sagital, definido na Figura 1.5, para cada voluntário. Deste

modo, o plano sagital foi filmado ao mesmo tempo em que a placa de força registrava a força de reação. Para cada voluntário foram feitas filmagens nas velocidades de marcha utilizadas (0,25m/s, 0,50m/s, 0,75m/s e 1m/s) e cada uma com duração de 10 segundos. Para cada filmagem temos um arquivo no formato AVI, e utilizando o programa podemos obter as coordenadas de cada ponto do corpo, como foi apresentado na Figura 4.8, e depois transformando as coordenadas de pixel para milímetros podemos traçar a trajetória desta sequência de pontos.

Conforme a calibração do sistema de captura de imagem, apresentada na seção 4.2.3, foram obtidos os coeficientes de transformação de pixel para milímetros, que foram 4,76 mm/pixel no eixo X e 4,56 mm/pixel no eixo Y.

A trajetória indica como os pontos se deslocam durante uma passada e para que houvesse uma melhor definição das características das curvas foi traçada uma curva média para cada voluntário e velocidade. Neste caso também foram usados os mesmos dados cinco voluntários.

A referência dos pontos foi adotada seguindo o modelo proposto na Figura 3.2.

Como exemplo ilustrativo, foi traçada a variação da trajetória de uma passada completa de um voluntário, apresentada na Figura 5.6, com base em sete pontos do aparelho locomotor, no lado direito, apresentados na Figura 3.2, com exceção do ponto do calcanhar.



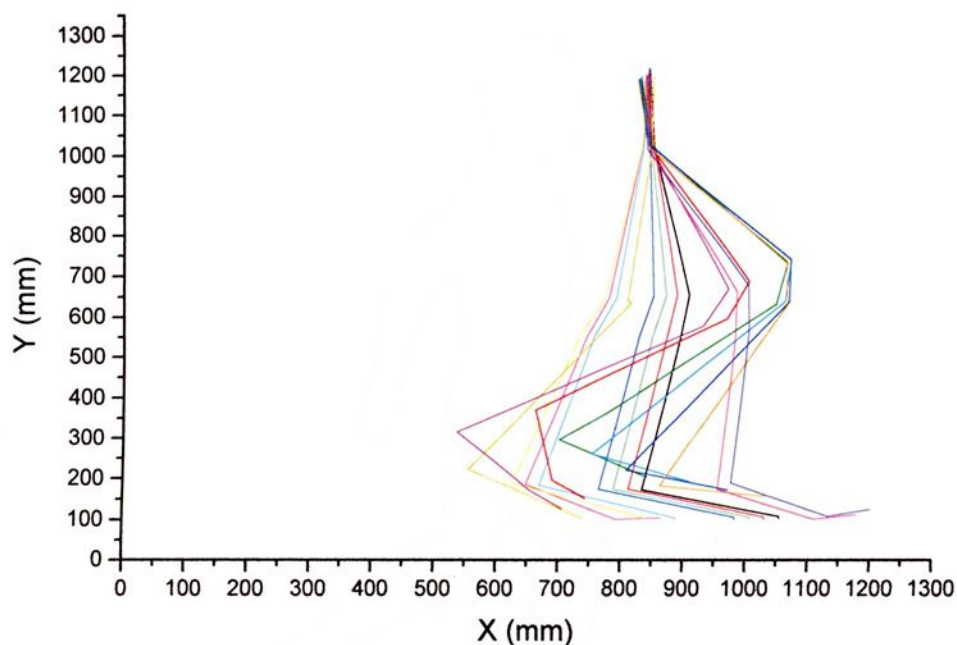


Figura 5.6 - Trajetória de uma passada completa de um voluntário

De maneira análoga a que obtivemos a trajetória dos pontos, Figura 5.6, podemos obter as curvas referentes à trajetória de cada ponto durante uma passada, com relação ao tempo normalizado. Como exemplo ilustrativo foram escolhidos três pontos: quadril, joelho e tornozelo. Estes pontos foram escolhidos por serem de maior importância no estudo da marcha e são apresentados na Figura 5.7.

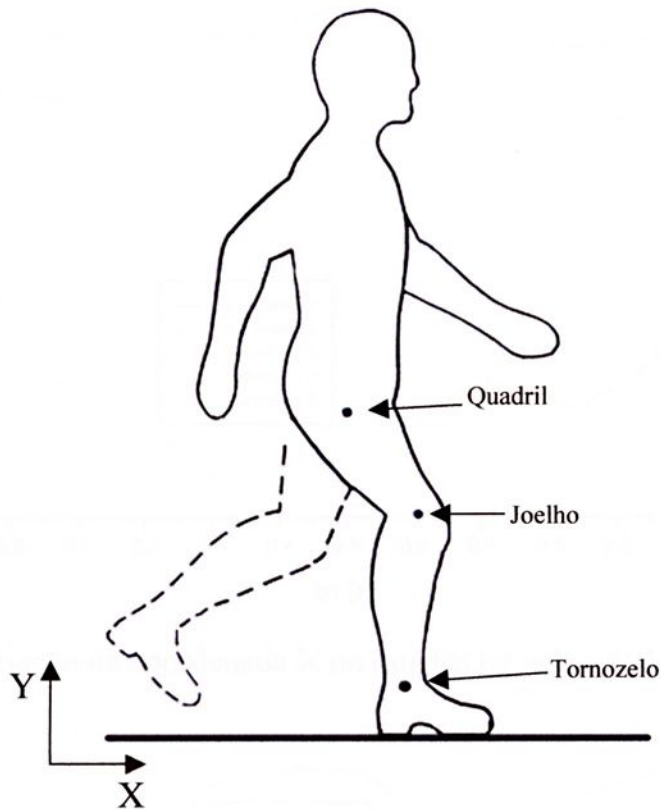


Figura 5.7 - Pontos escolhidos, cuja trajetória será traçada

A trajetória de cada ponto escolhido foi traçada segundo os eixos X e Y, variando com o tempo. Para apresentar estas trajetórias foi feita uma média de cinco passadas de cada voluntário e para comparar as curvas de cada voluntário o tempo foi normalizado, como descrito na seção 5.1. A seguir são apresentados os gráficos (5.8 a 5.31) da variação das coordenadas X e Y com relação ao tempo normalizado para as velocidades de 0,25m/s, 0,50m/s, 0,75m/s e 1m/s. Com o objetivo de apresentar as variações nas curvas são apresentados, como exemplo, os desvios padrões nas Figuras 5.8 e 5.20 das curvas do voluntário 1.

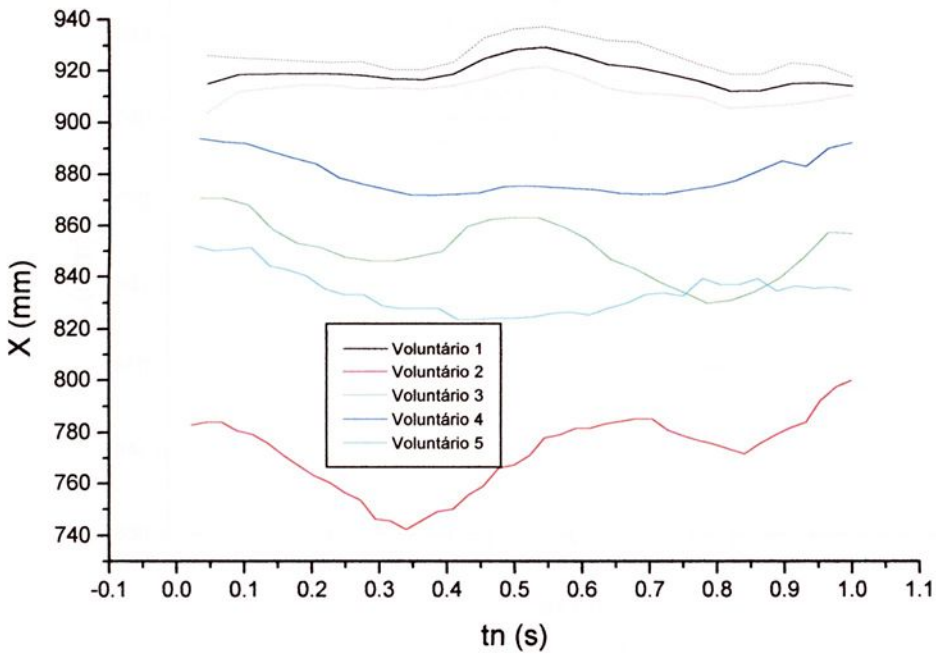


Figura 5.8 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 0,25 m/s

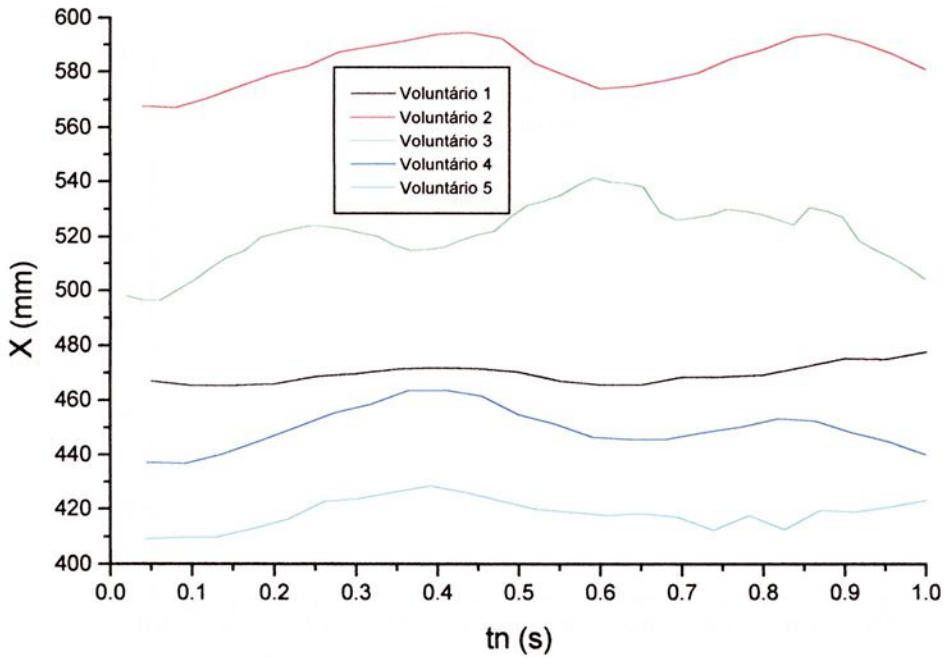


Figura 5.9 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 0,50 m/s

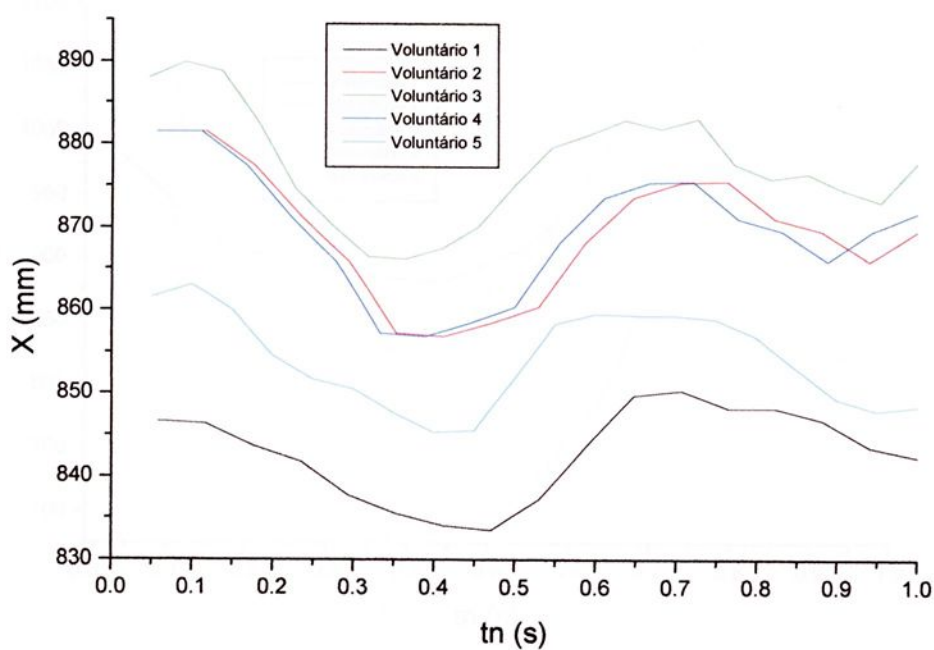


Figura 5.10 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 0,75 m/s

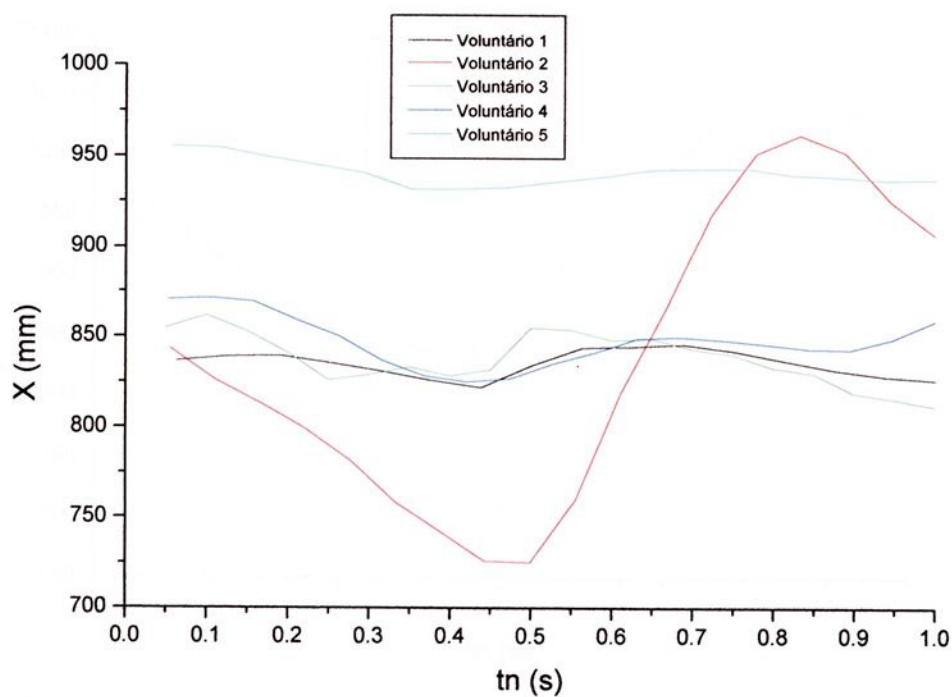


Figura 5.11 - Variação da coordenada X no quadril na velocidade de 1 m/s

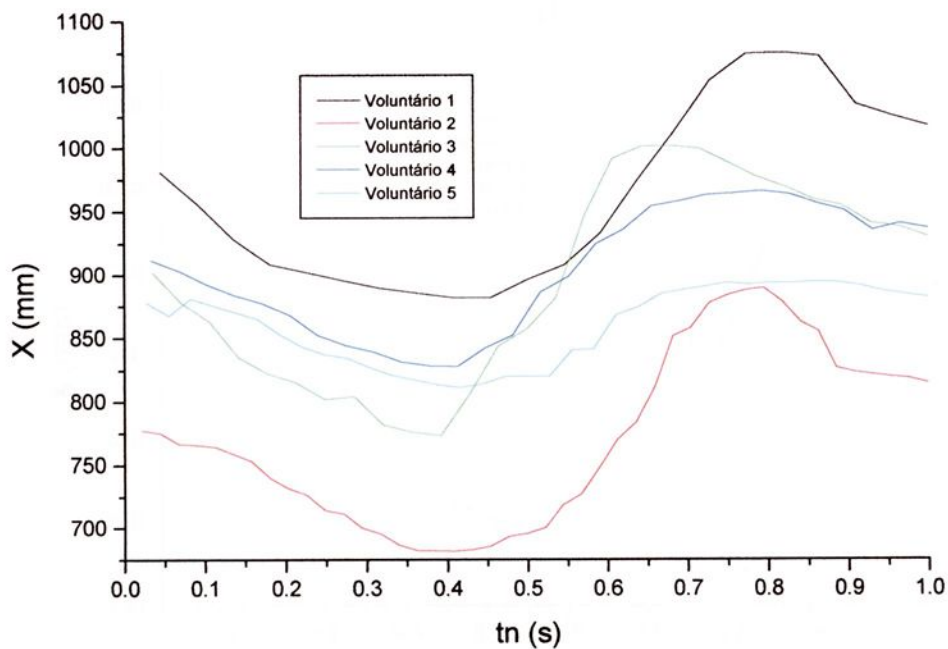


Figura 5.12 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 0.25 m/s

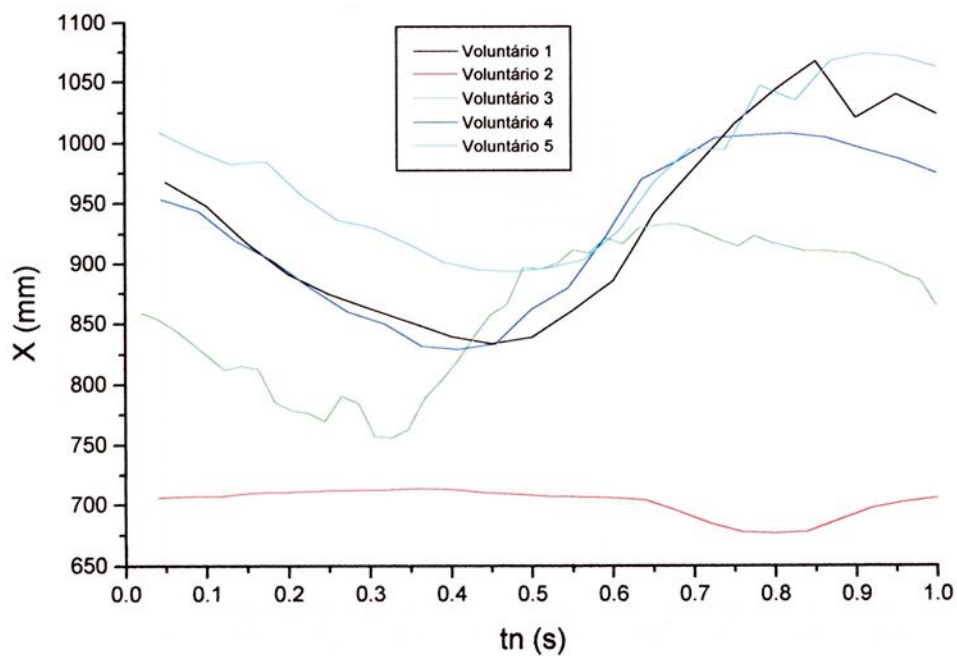


Figura 5.13 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 0.50 m/s

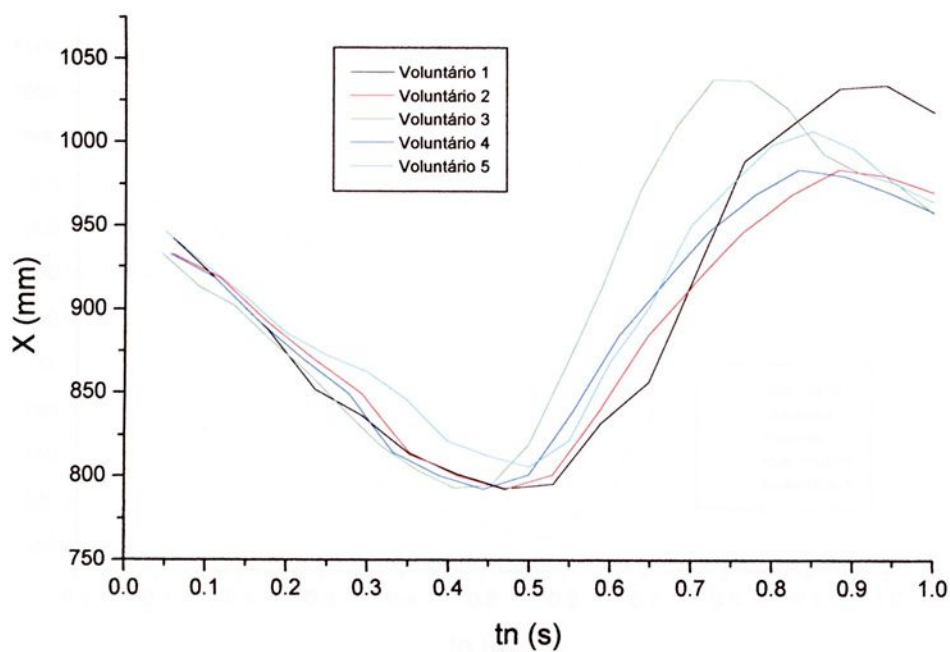


Figura 5.14 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 0.75 m/s

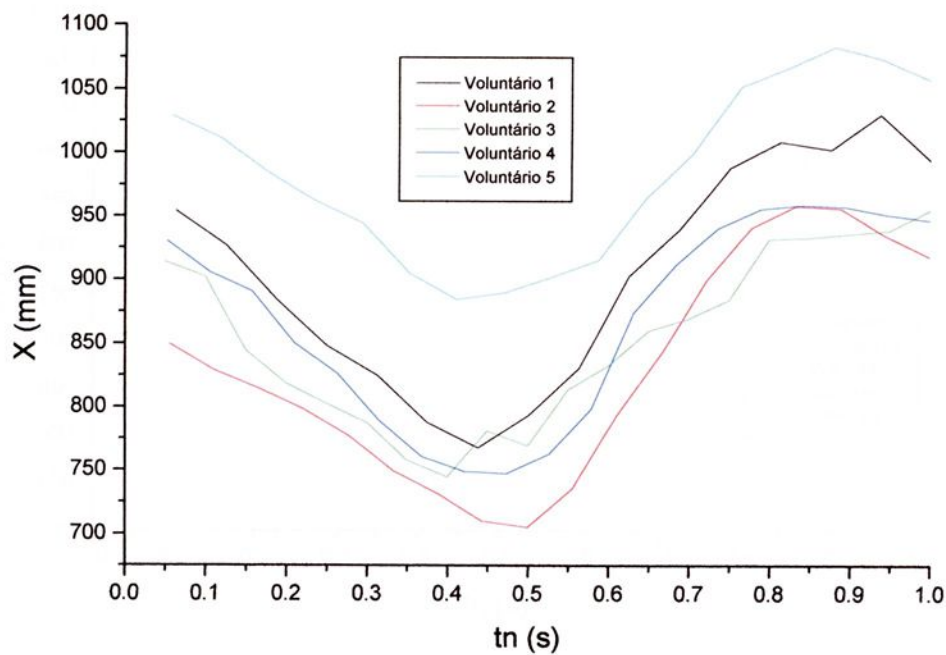


Figura 5.15 - Variação da coordenada X no joelho na velocidade de 1 m/s

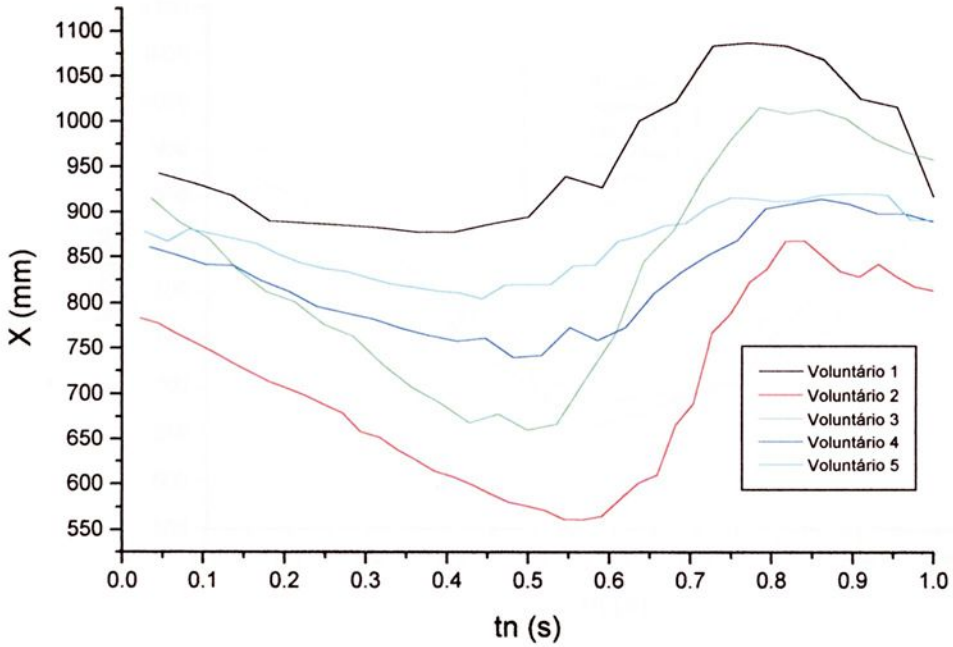


Figura 5.16 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 0,25 m/s

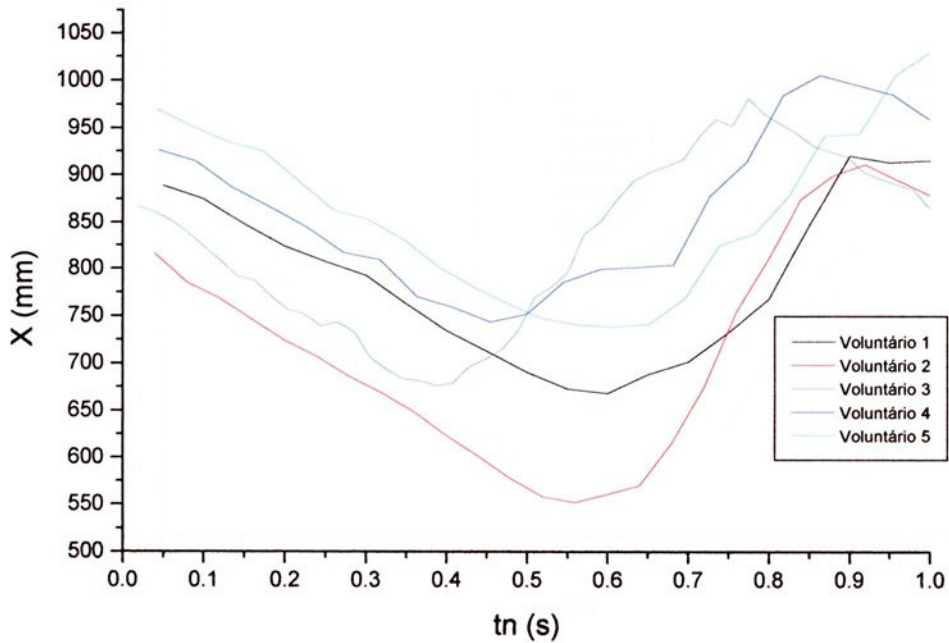


Figura 5.17 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 0,50 m/s

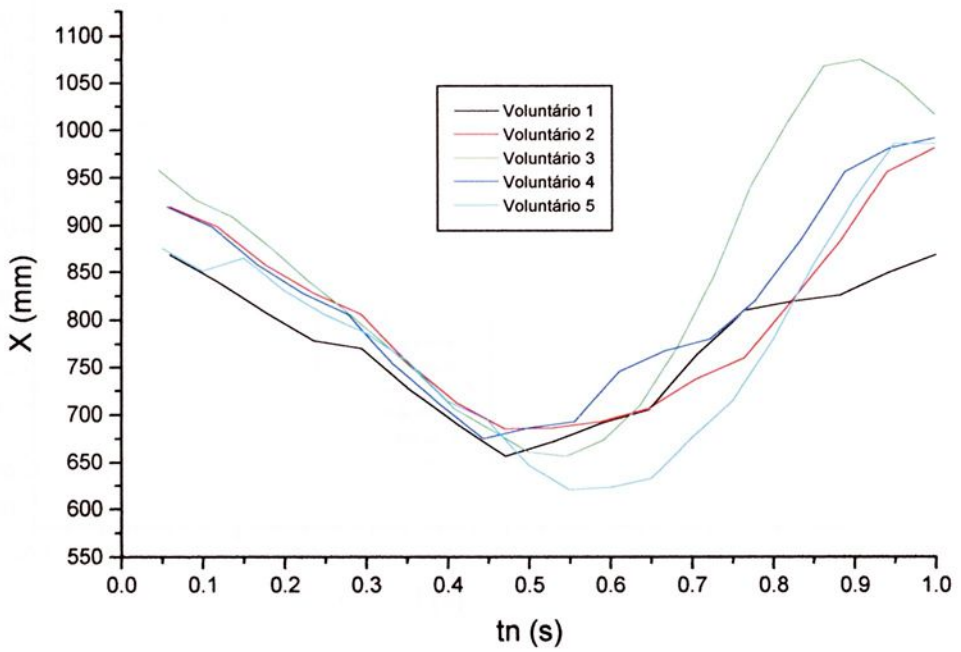


Figura 5.18 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 0,75 m/s

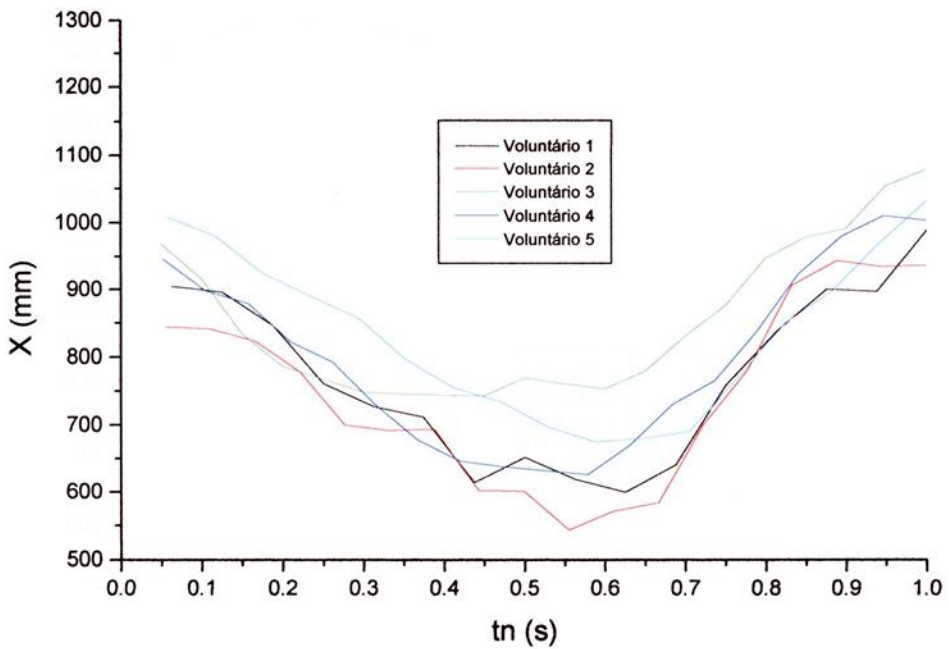


Figura 5.19 - Variação da coordenada X no tornozelo na velocidade de 1 m/s

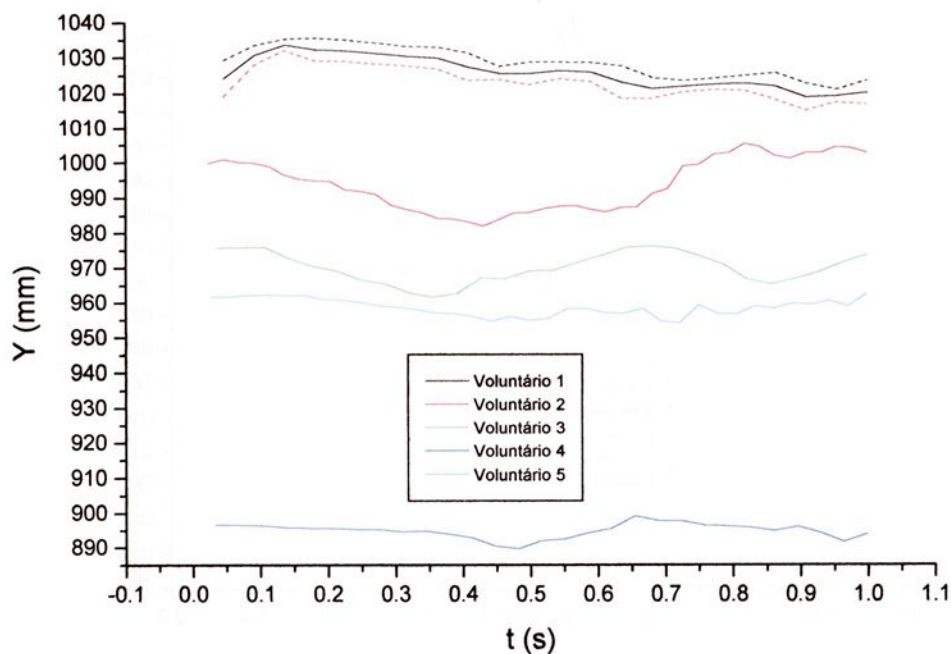


Figura 5.20 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 0,25 m/s

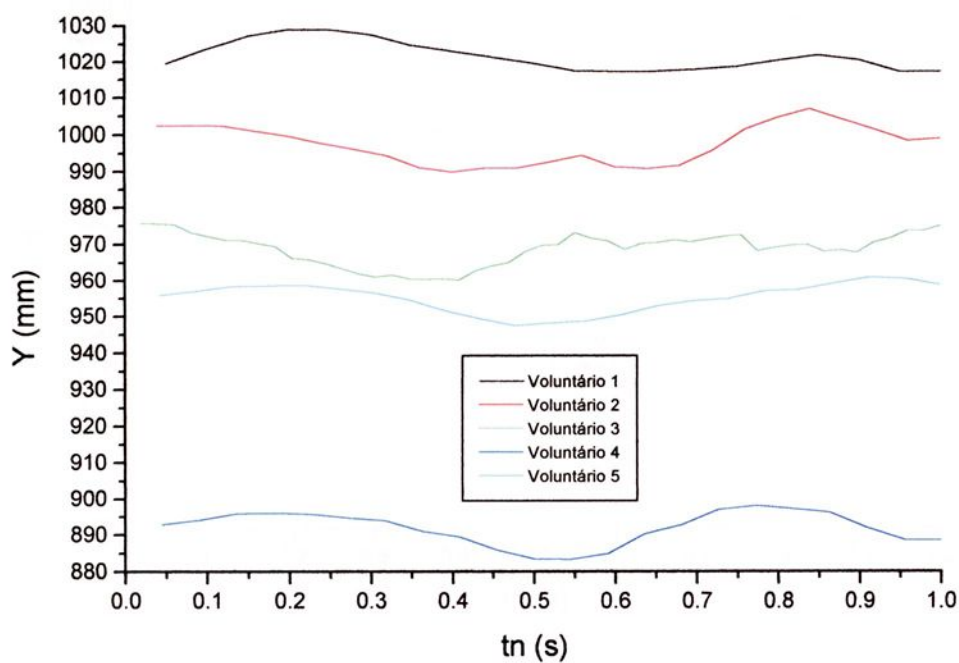


Figura 5.21 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 0,50 m/s

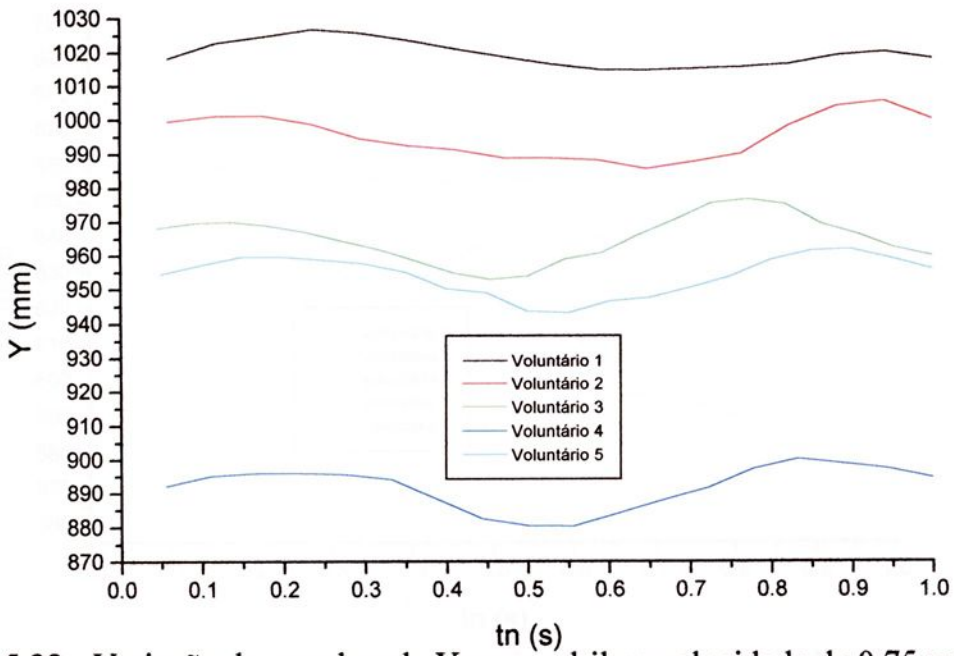


Figura 5.22 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 0,75 m/s

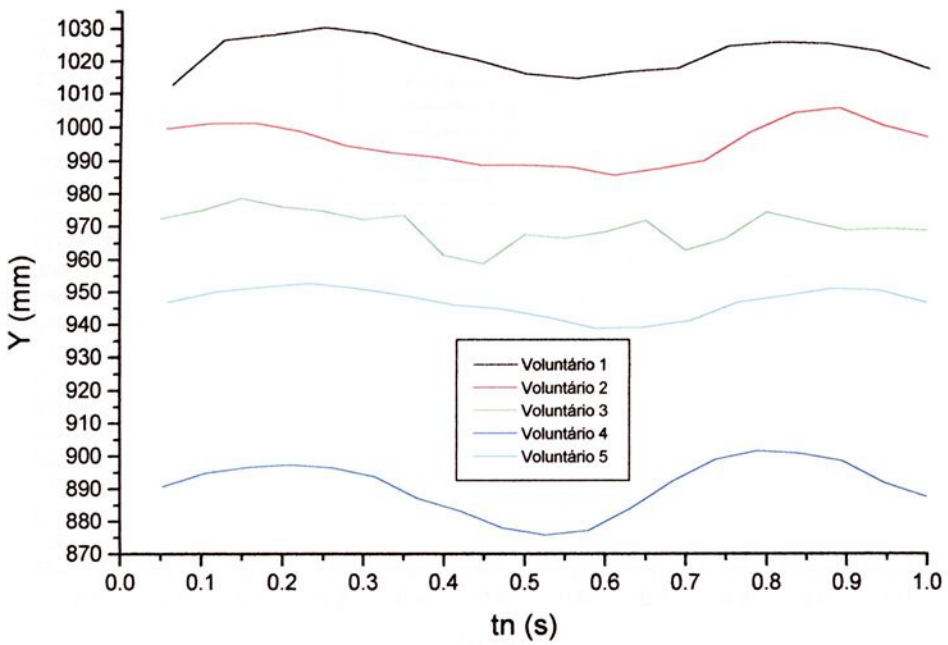


Figura 5.23 - Variação da coordenada Y no quadril na velocidade de 1 m/s

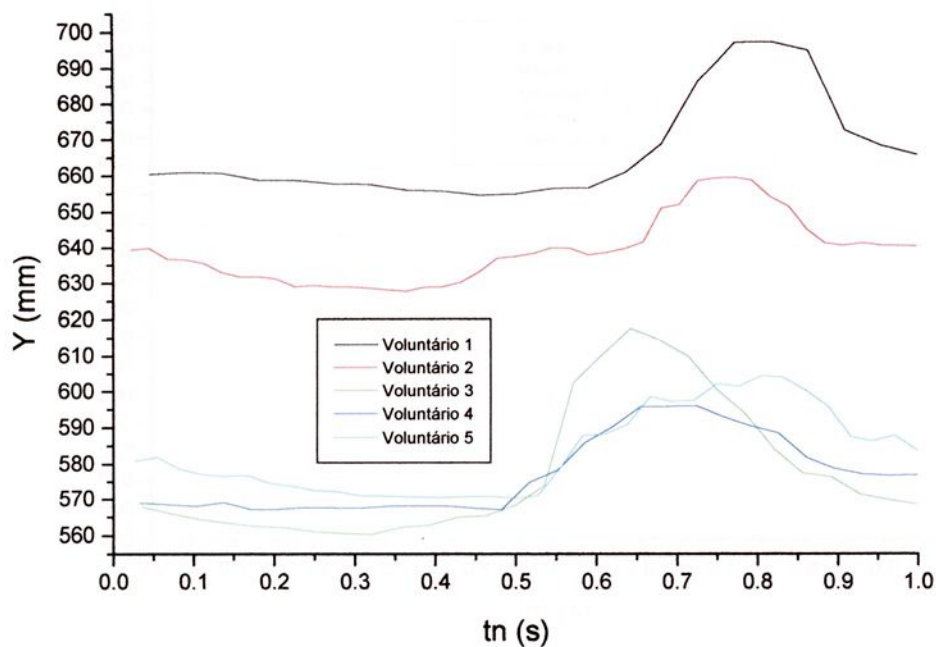


Figura 5.24 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 0,25 m/s

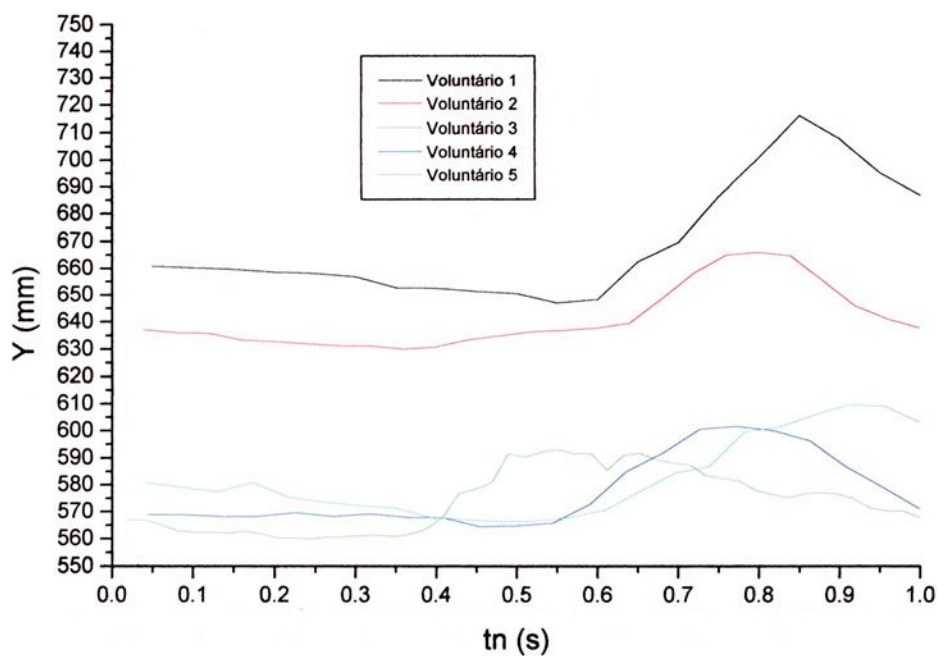


Figura 5.25 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 0,50 m/s

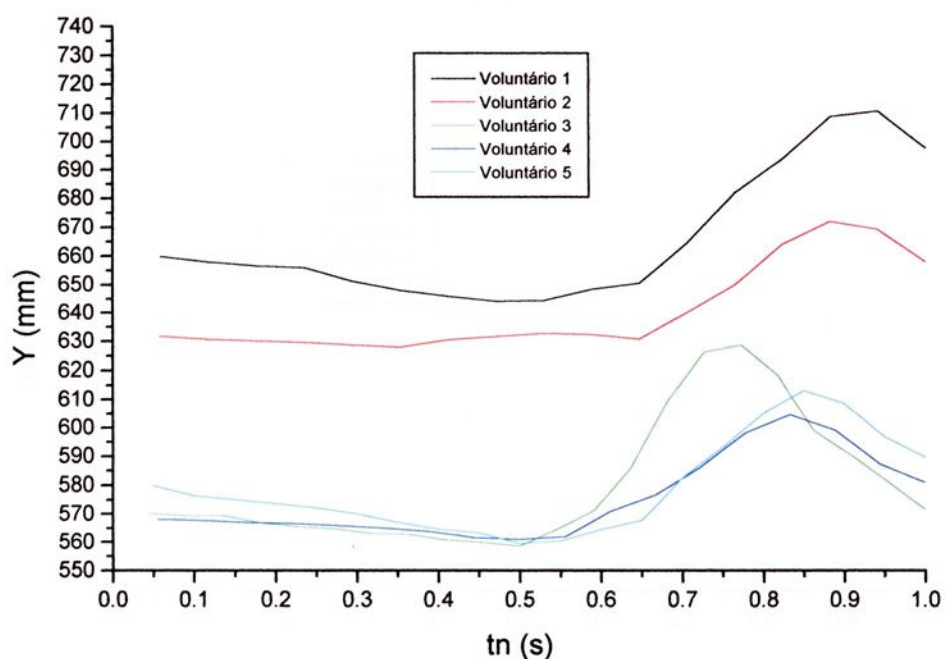


Figura 5.26 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 0,75 m/s

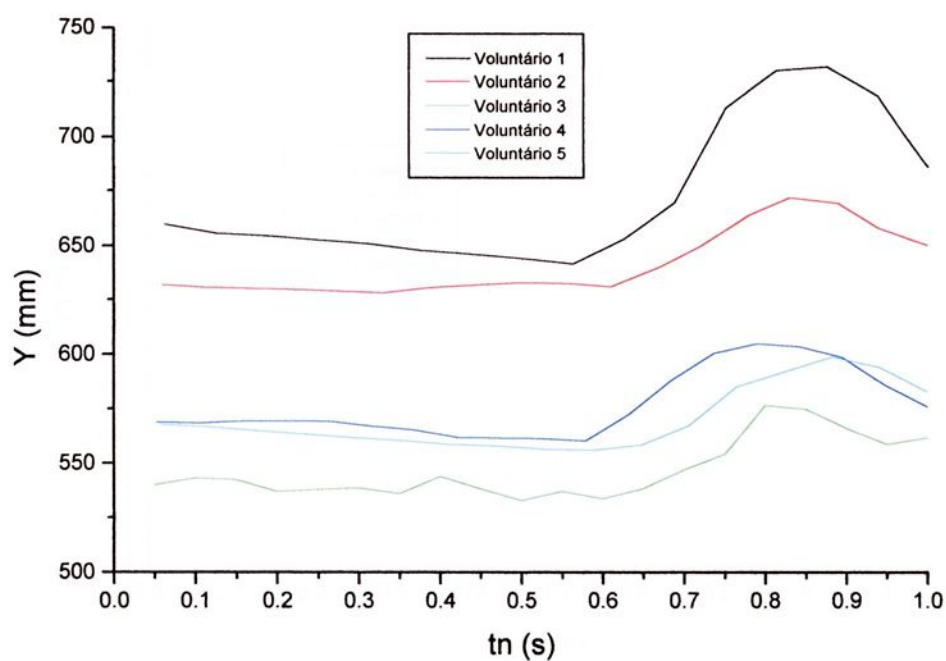


Figura 5.27 - Variação da coordenada Y no joelho na velocidade de 1 m/s

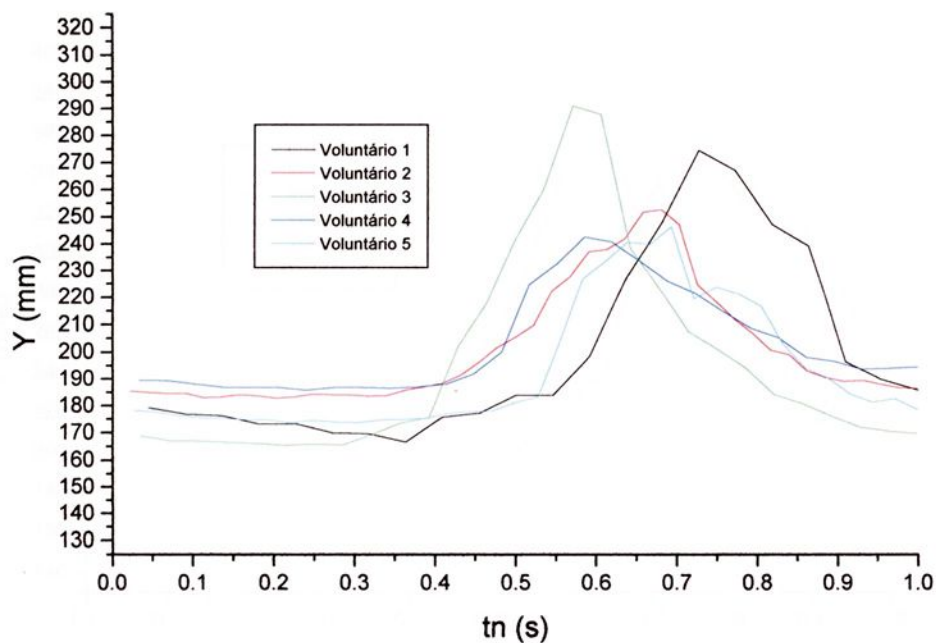


Figura 5.28 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 0,25 m/s

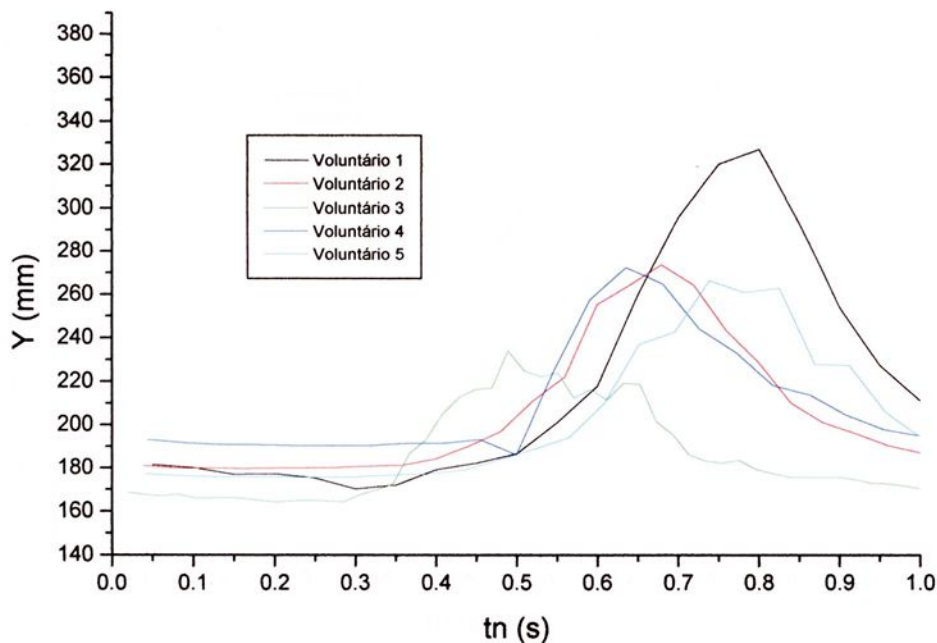


Figura 5.29 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 0,50 m/s

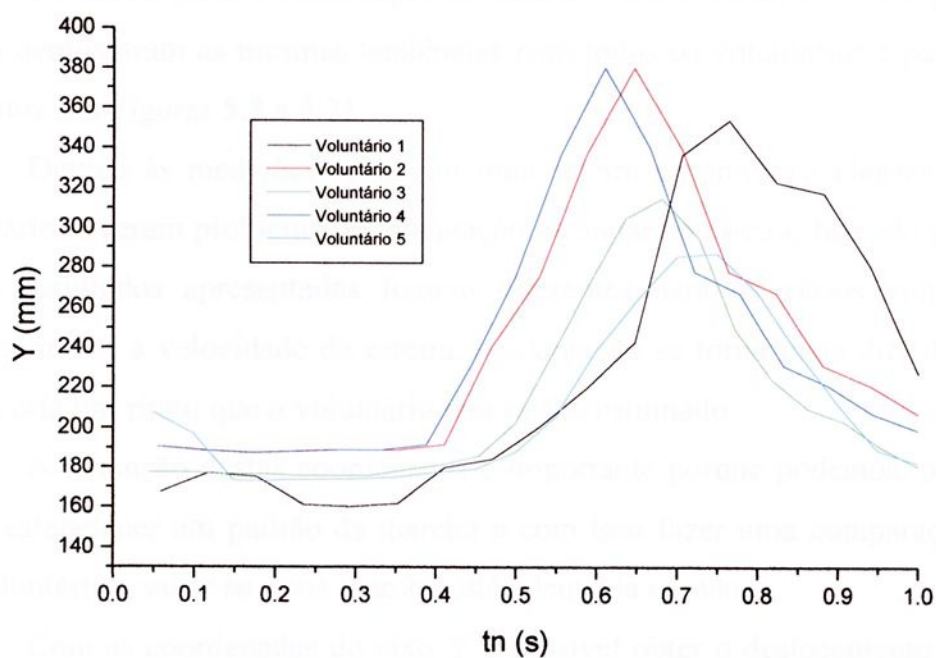


Figura 5.30 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 0,75 m/s

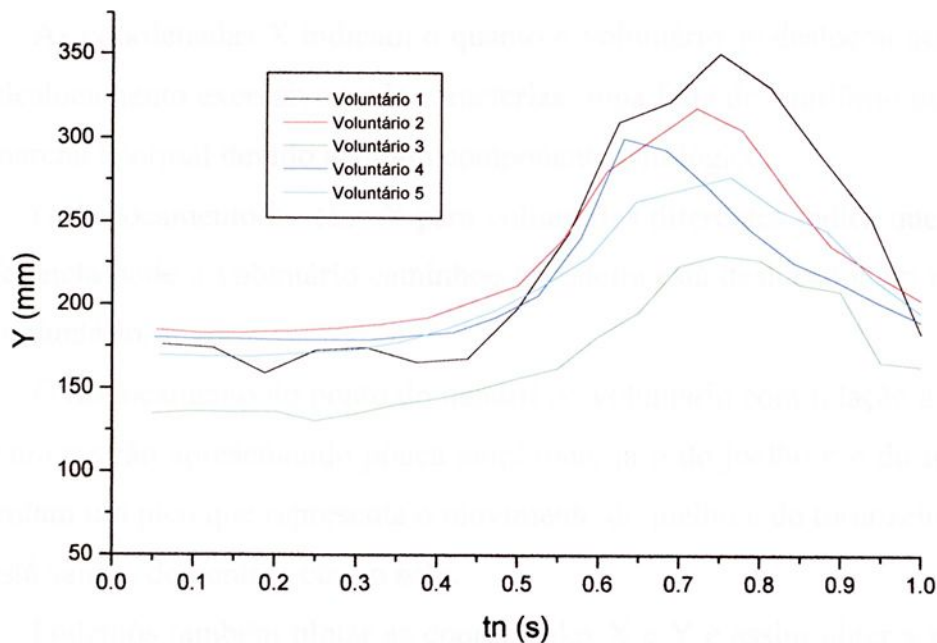


Figura 5.31 - Variação da coordenada Y no tornozelo na velocidade de 1 m/s

De modo geral a observação da fase de menor variação e fase pico das curvas demonstram as mesmas tendências para todos os voluntários e para todos os pontos nas Figuras 5.8 a 5.31.

Devido às medições feitas em uma esteira ergométrica elétrica, alguns voluntários tiveram problemas de adaptação ao andar na esteira, fazendo com que alguns resultados apresentados fossem diferentes para os vários voluntários. Quanto menor a velocidade da esteira, a adaptação se torna mais difícil, pois a esteira cria um ritmo que o voluntário não está acostumado.

A obtenção destas coordenadas é importante porque podemos, por meio delas, estabelecer um padrão da marcha e com isso fazer uma comparação com um voluntário e saber se a sua marcha está adequada ou não.

Com as coordenadas do eixo Y é possível obter o deslocamento vertical de cada ponto medido durante uma passada. Este valor é amplamente usado na análise da marcha.

As coordenadas X indicam o quanto o voluntário se deslocou neste eixo, e um deslocamento excessivo pode caracterizar uma falta de equilíbrio ou mesmo uma marcha anormal devido a algum componente patológico.

O deslocamento no eixo X para voluntários diferentes indica que o ponto de referência onde o voluntário caminhou na esteira está deslocado, em relação a outro voluntário.

O deslocamento do ponto do quadril do voluntário com relação ao eixo Y segue um padrão apresentando pouca amplitude, já o do joelho e o do tornozelo apresentam um pico que representa o movimento do joelho e do tornozelo quando o pé está saindo do contato com o solo.

Podemos também plotar as coordenadas X e Y e assim obter a regra em que temos o movimento de cada ponto mencionado anteriormente, como exemplo ilustrativo foram utilizados dados de um voluntário, apresentados na Figura 5.32.

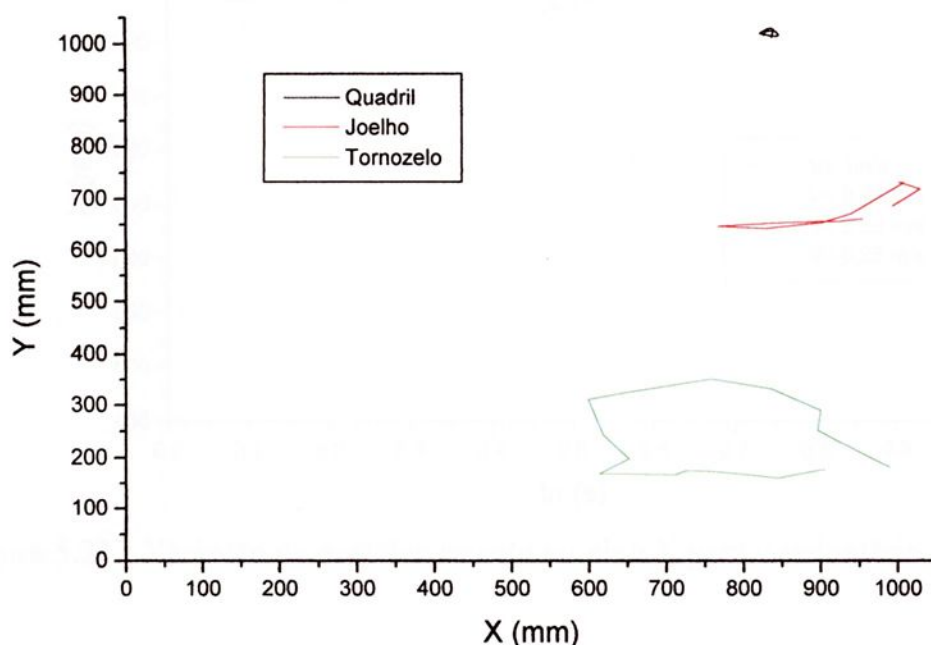


Figura 5.32 - Região formada pela interseção dos eixos X e Y

A região formada pela interseção dos eixos X e Y mostra que o movimento do tornozelo e do joelho é maior que o do quadril. No quadril, a pequena área indica que o ponto se desloca pouco. Com estas áreas podemos analisar melhor o movimento de um voluntário e estabelecer uma área padrão para cada ponto. Esta padronização pode então mostrar, em uma avaliação, se o voluntário está com os movimentos dos pontos de acordo com o previsto.

A fim de comparar a influência da velocidade da marcha são apresentadas nas Figuras 5.33 a 5.36, a variação dos eixos X e Y com relação ao tempo para as velocidades de 0,25m/s, 0,50m/s, 0,75m/s e 1m/s, para os voluntários 1 e 4.

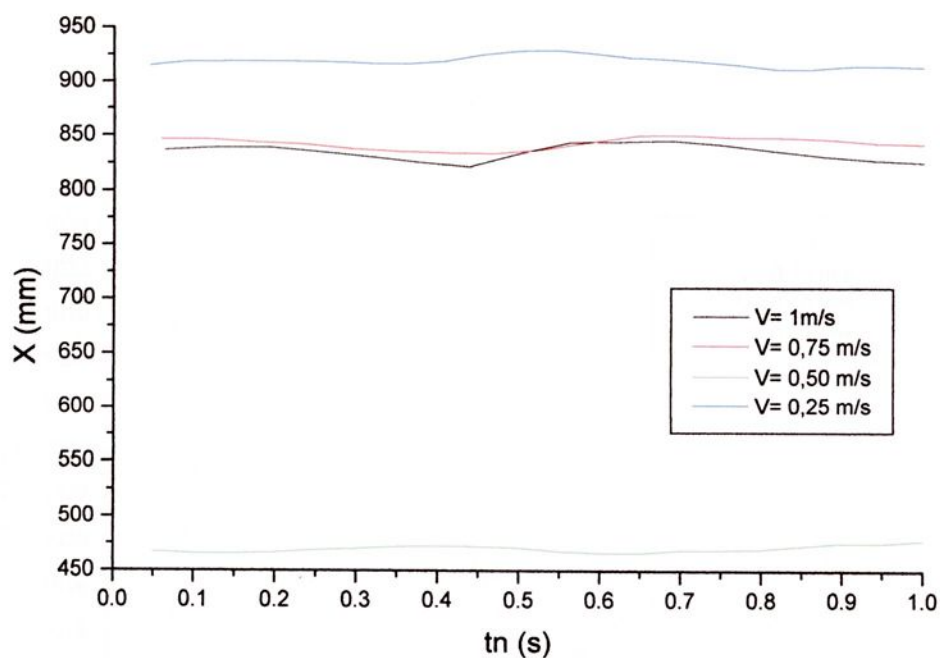


Figura 5.33 - Variação de posicionamento no eixo X para o voluntário 1

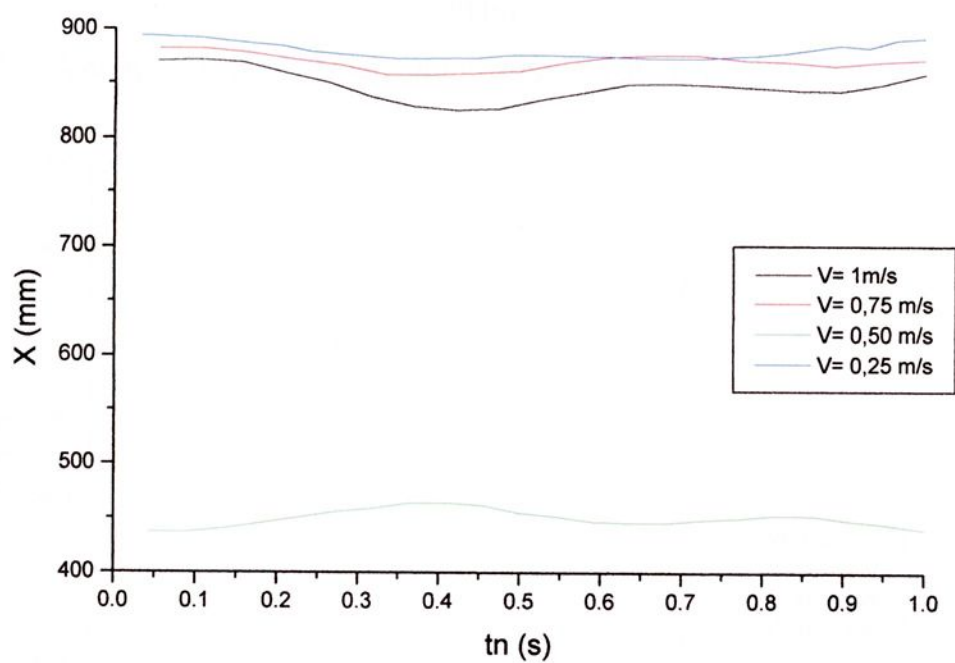


Figura 5.34 - Variação de posicionamento no eixo X para o voluntário 4

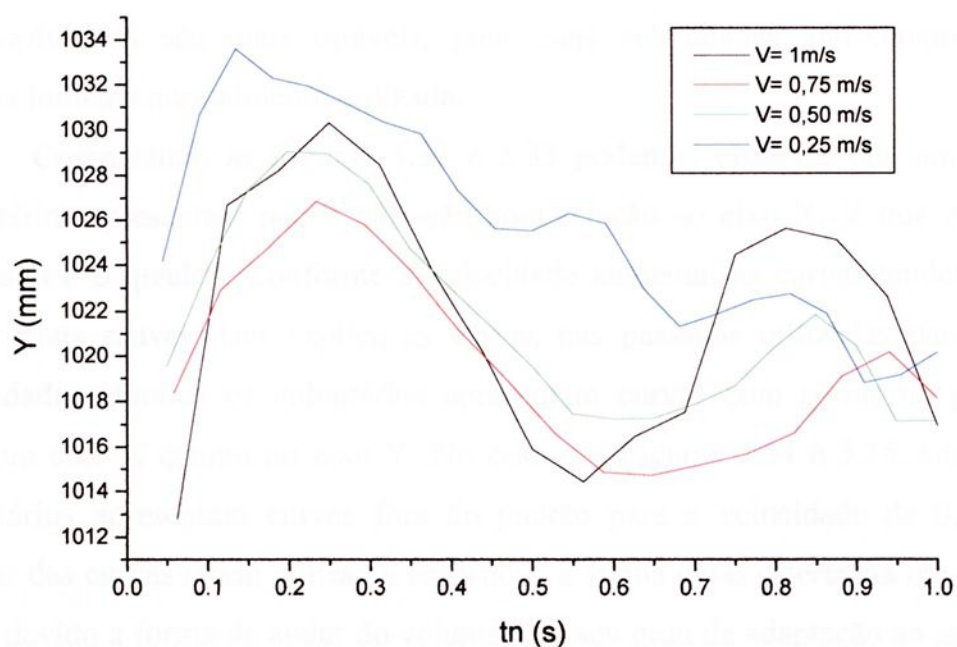


Figura 5.35 - Variação de posicionamento no eixo Y para o voluntário 1

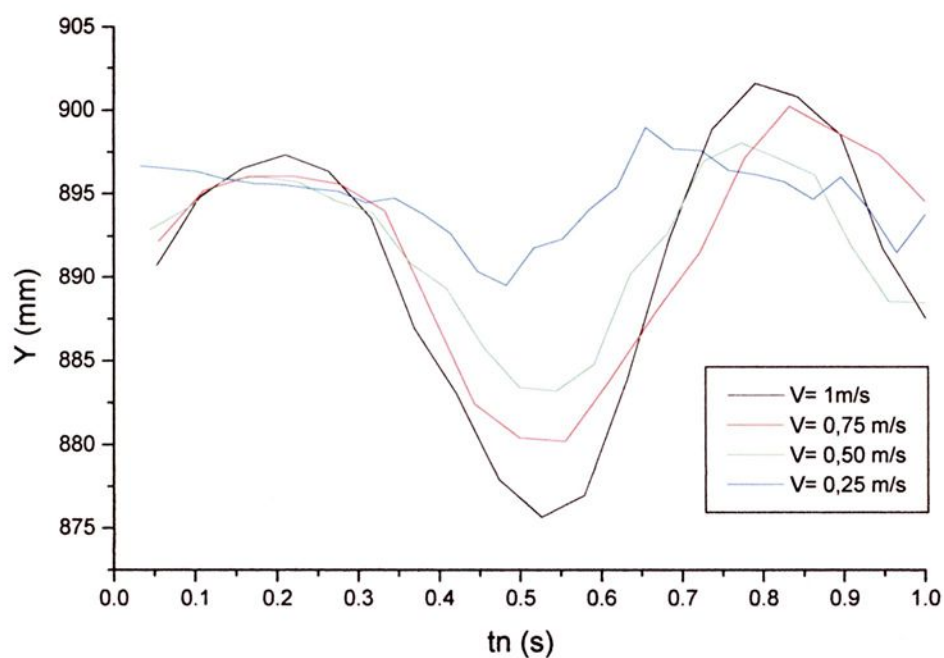


Figura 5.36 - Variação de posicionamento no eixo Y para o voluntário 4

Podemos observar nestes gráficos que na velocidade de 0,75m/s e 1m/s, as coordenadas são mais estáveis, pois estas velocidades aproximam-se da marcha humana normalmente utilizada.

Comparando as Figuras 5.32 e 5.33 podemos observar que ambos os voluntários apresentam pouca variação com relação ao eixo X, já que o ponto analisado é o quadril. Conforme a velocidade aumenta, as curvas tendem a se tornar mais suaves, isto explica as curvas nas passadas utilizadas para estas velocidades. Ambos os voluntários apresentam curvas com o mesmo padrão, tanto no eixo X quanto no eixo Y. No caso das Figuras 5.34 e 5.35, ambos os voluntários apresentam curvas fora do padrão para a velocidade de 0,25m/s. Apesar das curvas terem a mesma tendência, a forma delas diferencia um pouco, isto é devido a forma de andar do voluntário e seu grau de adaptação ao andar na esteira.



6. SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Este capítulo apresenta os resultados da simulação numérica para determinar o torque no joelho durante a fase de contato.

Foram feitas duas simulações, uma utilizando dados experimentais obtidos por Winter (1979), modelo II, e outra utilizando dados experimentais de um voluntário, modelo III. Estas duas simulações foram então comparadas com os resultados da simulação feita por Winter (1979), modelo I.

6.1 Considerações sobre a simulação numérica

Os dados obtidos por Winter (1979) foram com o voluntário realizando uma marcha no piso fixo; já os dados experimentais feitos no laboratório FEG UNESP foram obtidos por outro voluntário que realizou a marcha em uma esteira ergométrica elétrica. Apesar das marchas serem realizadas em situações diferentes, podemos considerá-las semelhantes, conforme os resultados levantados no laboratório referido e publicado no congresso de biomecânica (QUEIROZ, 1999).

Os torques obtidos com o modelo de multicorpos foram comparados com o torque obtido por Winter (1979), utilizando o modelo de corpo livre descrito na seção 2.1.



6.2 Procedimentos da simulação numérica

Com o objetivo de explicar o procedimento da simulação numérica, utilizaremos os dados do voluntário 4, apresentados na tabela 5.1. Os dados deste voluntário foi escolhido para ser comparado com os dados de simulação numérica utilizando os dados experimentais de Winter (1979).

Para realizarmos a simulação numérica, utilizando os dados experimentais afim de obter o torque no joelho, devemos seguir as seguintes etapas:

Etapa 1

São reunidos os dados antropométricos do voluntário, tais como massa de cada membro, comprimento dos membros e momento de inércia de cada membro.

A massa de cada membro foi calculada com base, na massa do voluntário (mv) em dados fornecidos por Winter (1979) como apresenta a tabela 6.1.

Tabela 6.1 - Cálculo das massas dos membros, Winter (1979)

Massa do pé (M1)	$0,0145 \times mv$
Massa da perna (parte inferior) (M2)	$0,0465 \times mv$
Massa da perna (parte superior) (M3)	$0,1 \times mv$
Massa atuando no centro de massa (M4)	$0,678 \times mv$

Com os dados para o cálculo das massas de cada membro, assim como com $m_v = 69$ kg (voluntário 4), foram calculados as massas dos segmentos como apresentado na tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Cálculo das membros do corpo humano, segundo o modelo proposto, apresentado na Figura 3.2.

$M_a = 0,40 \times M_4$
$M_b = M_3 - (0,70 \times M_c)$
$M_c = 0,21 \times M_2$
$M_d = M_2 - (0,30 \times M_c)$
$M_e = 0,40 \times M_1$
$M_h = 0,40 \times M_1$
$M_l = 0,20 \times M_1$
$M_o = 0,60 \times M_4 + M_2 + M_3 + M_1$

Os valores numéricos utilizados na tabela 6.2 foram adotados visando utilizar as definições da tabela 6.1, no cálculo de cada membro do modelo proposto. Com base nas equações da tabela 6.2 foram calculado os valores para o voluntário 4, com $m_v = 69$ kg, apresentados na tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Dados de massa de cada membro do voluntário. Os dados de M_n são massas referentes à figura 3.2.

M_a	18,71 kg
M_b	6,43 kg
M_c	0,67 kg
M_d	2,99 kg
M_e	0,40 kg
M_h	0,40 kg
M_l	0,20 kg
M_o	39,17 kg

O comprimento de cada membro foi medido utilizando-se uma escala com precisão de $\pm 0,5\text{mm}$, apresentados na tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Dados de comprimento dos membros

l_a	0,200 m
l_b	0,400 m
l_c	0,020 m
l_d	0,350 m
l_e	0,060 m
l_h	0,100 m
l_l	0,080 m

Considerando cada membro como sendo um placa fina, momento de inércia de cada membro temos :

$$I_n = \frac{1}{12} M_n (L_n)^2 \quad (6.1)$$

Com os dados massa e comprimento de cada membro e utilizando a equação (6.1) foram calculados os momento de inércia de cada membro, apresentados na tabela 6.5.

Tabela 6.5 - Momento de inércia de cada membro.

I_a	0,0624m ² kg
I_b	0,0857m ² kg
I_c	2,23x10 ⁻⁵ m ² kg
I_d	0,0305m ² kg
I_e	0,0001m ² kg
I_h	0,0003m ² kg
I_l	0,0001m ² kg

Etapa 2

Após realizar o ensaio com o voluntário, temos de processar os dados de força, com objetivo de obter a curva média da força de reação durante o contato do pé direito do voluntário com a placa de força. Com a curva média da força é ajustada uma curva polinomial, como apresenta a Figura 6.1. A equação desta

curva polinomial será utilizada no modelamento para caracterizar a atuação da força durante o contato.

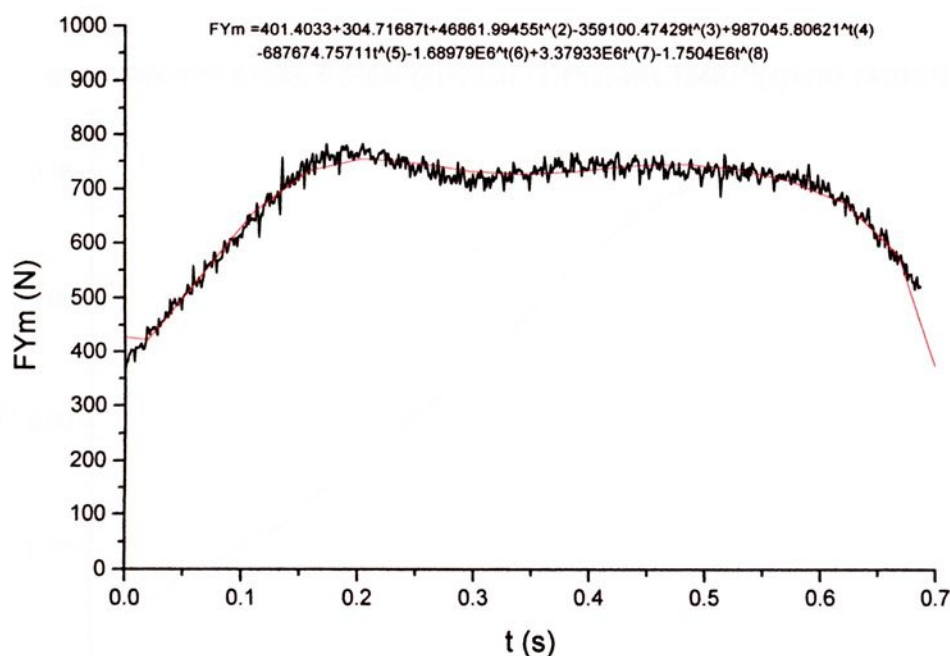


Figura 6.1 - Exemplo de força média, voluntário 4 e velocidade 1m/s

Etapa 3

Com os dados de imagem obtemos as coordenadas médias dos pontos e as variações das coordenadas X e Y com relação ao tempo, como vimos no capítulo 5. Com estes dados calculamos os ângulos relativos q_n com a equação(6.1).

$$q_n = \frac{\Delta x}{\Delta y} \quad (6.1)$$

Com a obtenção dos valores de q_n , podemos obter a sua variação relacionada ao tempo e assim plotar esta curva, à qual será ajustada uma equação polinomial, como apresenta a Figura 6.2.

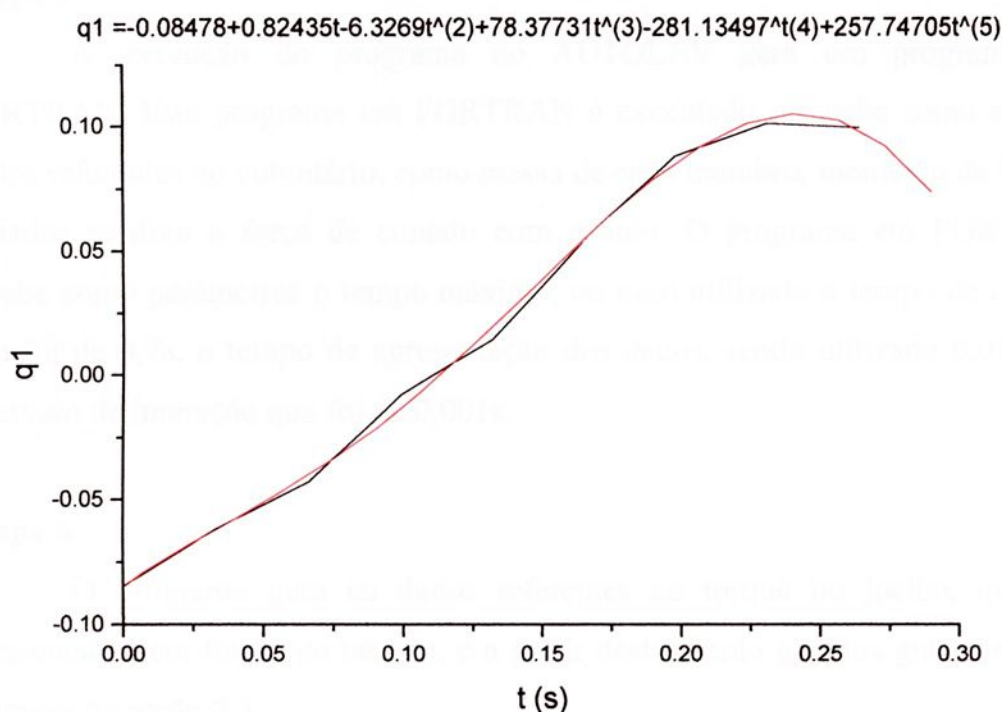


Figura 6.2 - Gráfico com valores de q_1 e curva polinomial ajustada

A equação obtida será utilizada posteriormente no programa escrito no software AUTOLEV.

Do mesmo modo foram obtidas as equações de X e Y do ponto O (Figura 3.1), em relação ao tempo, denominadas equações de X_0 e Y_0 . Posteriormente são ajustadas equações polinomiais e as equações obtidas são também inseridas no programa escrito no programa AUTOLEV.

Etapa 4

Com as equações obtidas e os dados antropométricos é escrito um programa no programa AUTOLEV, como visto no Capítulo 3, sendo que o programa completo encontra-se em anexo.

Etapa 5

A execução do programa no AUTOLEV gera um programa em FORTRAN. Este programa em FORTRAN é executado e recebe como entrada dados referentes ao voluntário, como massa de cada membro, momento de inércia e dados relativo a força de contato com o solo. O programa em FORTRAN recebe como parâmetros o tempo máximo, no caso utilizado o tempo de contato que foi de 0,7s, o tempo de apresentação dos dados, sendo utilizado 0,01s, e o intervalo de interação que foi de 0,001s.

Etapa 6

O programa gera os dados referentes ao torque no joelho, que são apresentados em forma de tabelas, e a partir destas serão gerados gráficos como veremos na seção 6.3.

6.3 Resultados da simulação numérica

Para que houvesse uma comparação dos torques obtidos, foram feitas duas simulações numéricas, uma com dados do voluntário 4, descrito na seção 6.2 e outra com dados de Winter (1979). Os dados antropométricos referente a simulação com dados de Winter(1979) são apresentados na tabela 6.6.



Tabela 6.6 - Dados antropométricos referentes a dados experimentais de Winter(1979)

Altura 1,80 m		Massa 80 kg		Momento de inércia	
l_a	0,295m	M_a	21,72kg	I_a	0,1573m ² kg
l_b	0,410m	M_b	7,45kg	I_b	0,1044m ² kg
l_c	0,020m	M_c	0,78kg	I_c	2,6x10 ⁻⁵ m ² kg
l_d	0,415m	M_d	3,49kg	I_d	0,0501m ² kg
l_e	0,123m	M_e	0,46kg	I_e	0,0006m ² kg
l_h	0,195m	M_h	0,46kg	I_h	0,0015m ² kg
l_l	0,093m	M_l	0,23kg	I_l	0,0002m ² kg
--	--	M_o	45,42	--	--

Os resultados obtidos foram ainda comparados com o torque calculado com o modelo de Winter (1979).

Como o torque obtido é diretamente proporcional à força de reação, o modo como esta força é aplicada ao modelo produz torques diferentes, dependendo do ponto de aplicação no modelo onde é aplicada.

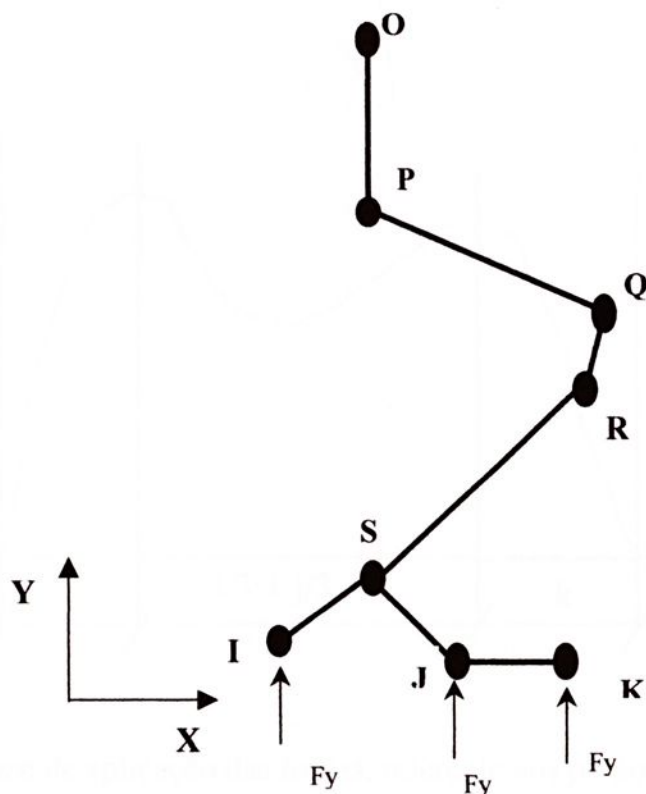


Figura 6.3 - Pontos de aplicação da força de reação no modelo

Como a região onde a força é aplicada é flexível e o ponto de contato do pé com o solo pode variar dependendo do tipo de marcha, a questão de como a força é aplicada deve ser estudada visando melhorar os resultados do modelamento.

Inicialmente a força de reação foi dividida em três fases, cada uma correspondente a um ponto do modelo, como apresenta a figura 6.4.

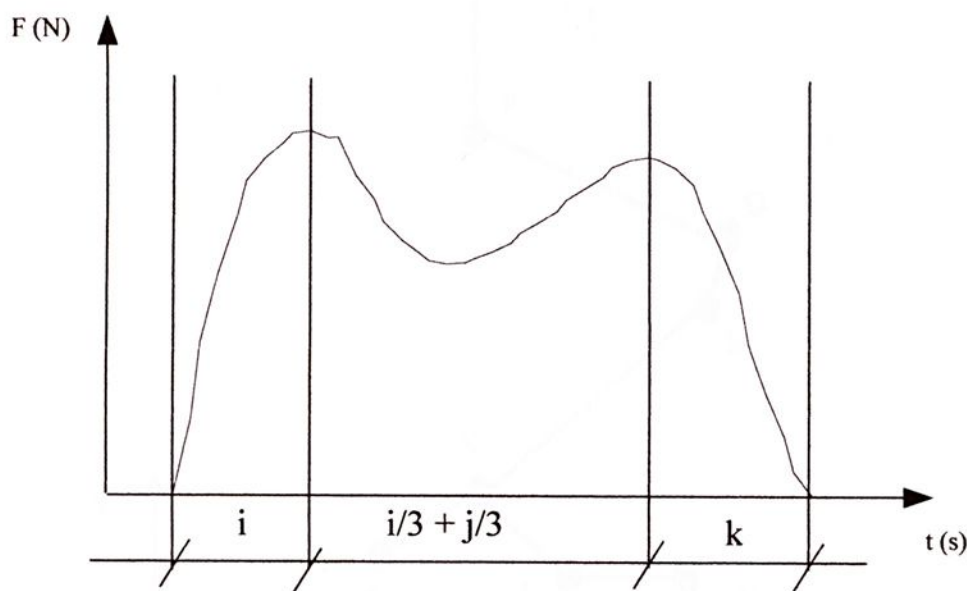


Figura 6.4 - Fase de aplicação das forças, referente aos pontos de aplicação destas no modelo.

Neste caso a força aplicada quando todo o pé está em contato com o solo foi adotada primeiramente como atuando um terço em cada ponto como apresenta a figura 6.4 e o modelo na figura 6.5.

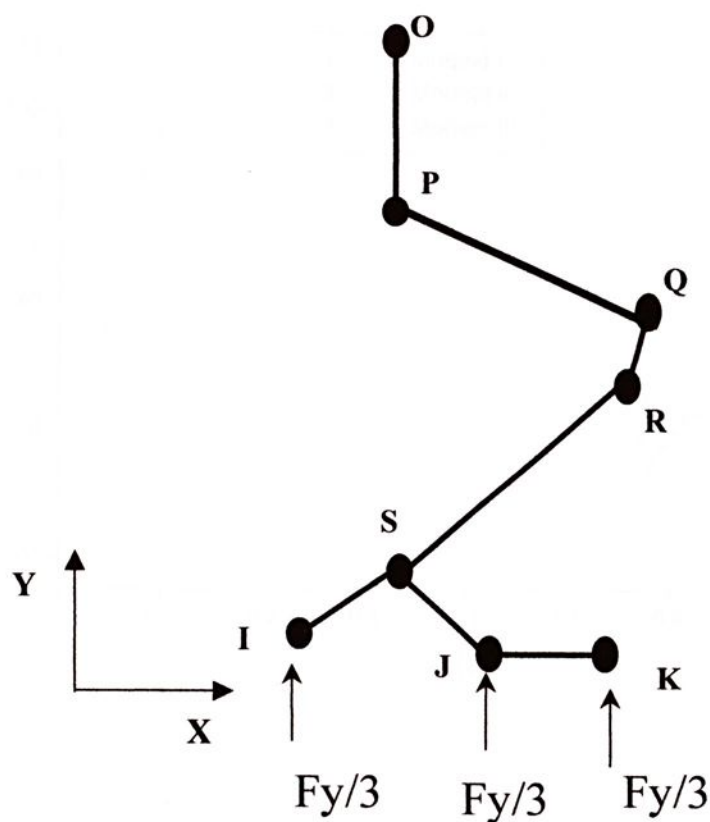


Figura 6.5 - Aplicação da força de reação, durante o contato de todo pé com o solo, adotada inicialmente.

O resultados dos modelamentos, feitos com dados do voluntário 4 (modelo III) , dados experimentais de Winter (1979), (modelo II), foram comparados como os resultados do modelamento feito por Winter (1979), (modelo I). Os resultados deste modelamento é apresentado na Figura 6.6.

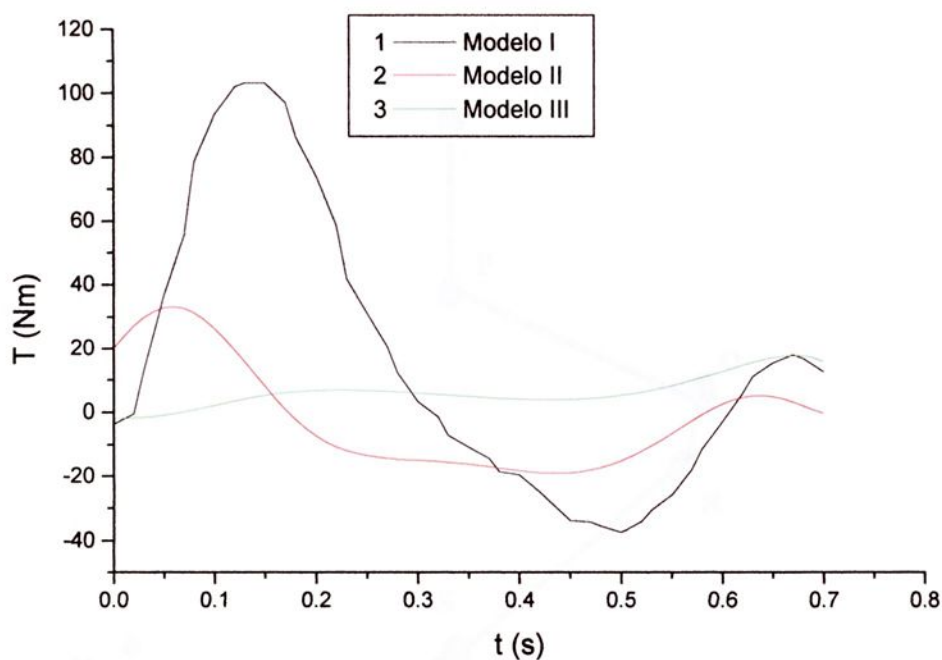


Figura 6.6 - Comparação entre os torques no joelho, utilizando a força de reação distribuída nos pontos i, j, k, durante o contato destes pontos com o solo.

Do mesmo modo foi modelado também utilizando-se a força de reação concentrada em cada ponto, no caso do contato dos três pontos com o solo a força concentrada é aplicada no ponto j com apresenta a Figura 6.7.

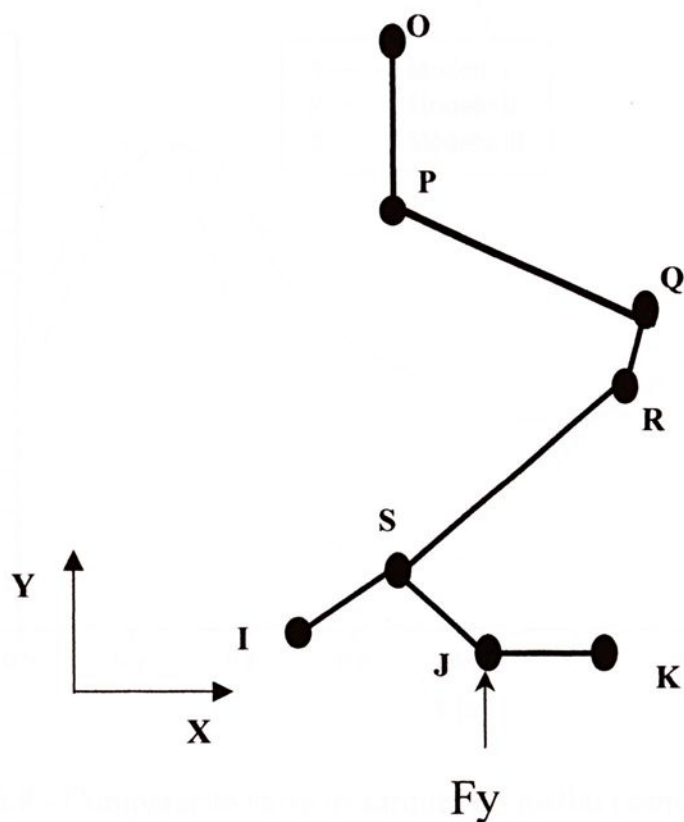


Figura 6.7 - Aplicação da força de reação, durante o contato de todo pé com o solo, aplicada concentrada no ponto J.

Os resultados do modelamento usando a força concentrada é aplicada no ponto j, comparados com Winter (1979), são apresentados na figura 6.5.

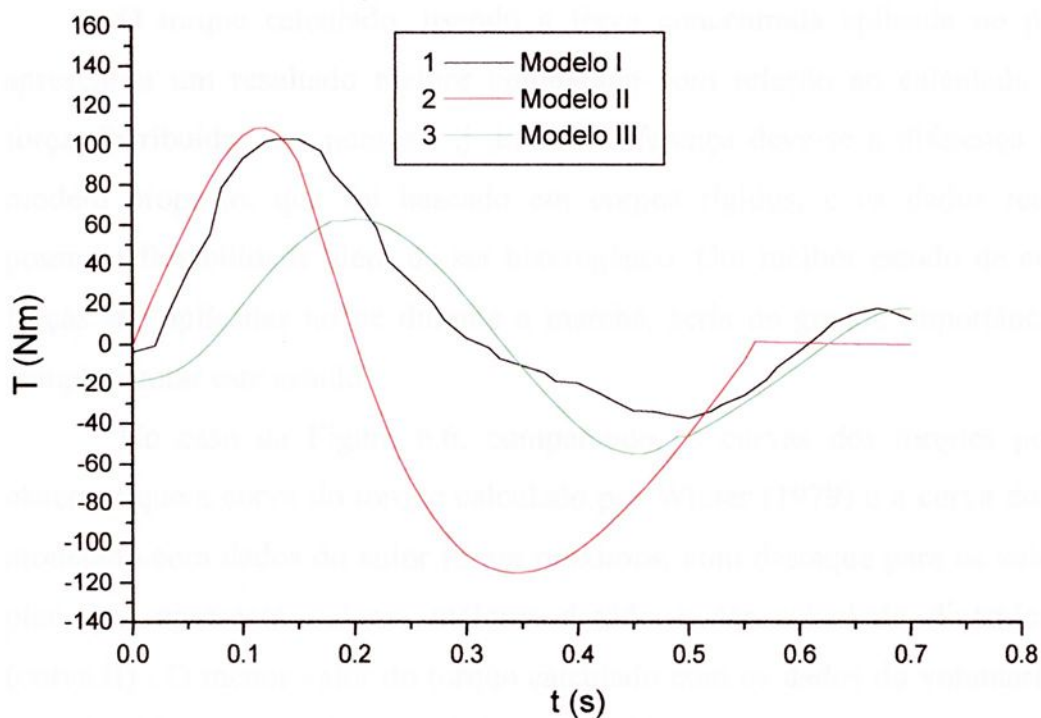


Figura 6.8 - Comparação entre os torques no joelho usando a força concentrada aplicada no ponto j.

Devido a diferentes formas de aplicação da força de reação no modelo, foram testadas várias formas de aplicação durante o contato, e a que apresentou o melhor resultado foi a que aplica a força concentrada em cada ponto, a medida em que o ponto está em contato com o solo.

O torque calculado, usando a força concentrada aplicada no ponto j , apresentou um resultado melhor comparado com relação ao calculado com a força distribuídas nos pontos i, j, k . Esta diferença deve-se a diferença entre o modelo proposto, que foi baseado em corpos rígidos, e os dados reais que possuem flexibilidade além de ser heterogêneo. Um melhor estudo de como as forças são aplicadas no pé durante a marcha, seria de grande importância para complementar este estudo.

No caso da Figura 6.6, comparando as curvas dos torques podemos observar que a curva do torque calculado por Winter (1979) e a curva do torque modelado com dados do autor foram próximos, com destaque para os valores de pico que apresenta valores maiores devido a ser calculado dinamicamente (curva II). O menor valor do torque calculado com os dados do voluntário pode ser atribuído à massa do voluntário ser de 69kg, enquanto a massa do voluntário usado por Winter (1979) foi de 80kg. Em ambos os casos a velocidade de marcha foi de 1m/s, e no caso dos dados de Winter (1979), foram obtidos no piso fixo. Quanto ao voluntário utilizado para comparação, os dados foram obtidos usando uma esteira ergométrica elétrica. Em ambos os casos o tempo de contato foi de 0,7 segundos.



7. CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Conforme o objetivo proposto o sistema desenvolvido demonstrou eficiência para avaliar a marcha humana, e utilizando o sistema de captura de imagem se mostrou eficaz, apesar de ser um equipamento simples, utilizado em outra finalidade. A câmera, que tem uma taxa de aquisição de 30 quadros/s, conseguiu captar os pontos necessários para o experimento. Já existem câmeras no mercado que conseguem uma taxa de 60 quadros/s, mas a resolução ainda é baixa. O padrão de conexão utilizado foi USB (IEEE 1284), o qual permite uma taxa de transferência de 12 Mbps, mas já existe no mercado a conexão FireWire (IEEE 1394), que permite a taxa de transferência de 393 Mbps. Futuramente, muitas webcam estarão trabalhando neste formato, possibilitando que se tenha uma taxa de 60 quadros/s e uma alta resolução, ao mesmo tempo. Como este sistema depende da capacidade da câmera a ser utilizada, ele pode evoluir junto com o mercado de informática.

A resolução da câmera utilizada foi de 288 x 352 pixels, e pode ser melhorada se for utilizada uma câmera com uma resolução maior já disponível no mercado.

A precisão de 4,76 mm/pixel na direção X e 4,56 mm/pixel na direção Y, obtida neste trabalho foi considerada razoável, pois foi feita uma filmagem a uma distância de 1,95m, para possibilitar o enquadramento de toda parte a ser filmada. No caso de filmagem de uma pequena área do corpo do voluntário pode-se aumentar esta precisão facilmente.



A placa de força construída com extensômetros, apesar de ser de baixo custo, conseguiu uma boa amostragem de dados de força. Em comparação com a placa comercial possui baixo custo, além de ser facilmente construída.

A sincronização das medidas de força e de contato com a captura de imagem desenvolvida neste trabalho por meio de uma placa sincronizadora com o ponto luminoso, permitiu ter um sistema de avaliação eficiente e com baixo custo.

O modelamento feito pelo método de multicorpos de Kane mostrou-se eficaz e rápido devido a soluções simples e ao programa AUTOLEV, que facilita a criação e a modificação do modelo com relativa facilidade. A geração do programa em AUTOLEV, como os dados de força de contato e posicionamento, é dificultada pelo grande número de equações polinomiais que devem ser inseridas, tornando o processamento dos dados muito demorado. A execução do programa em FORTRAN, gerado pelo AUTOLEV, implica a utilização de outro programa, o que pode aumentar os custos e dificultar o processamento.

O cálculo do torque no joelho através de dados experimentais apresentou o mesmo comportamento do torque com os dados de força de contato e de posição de Winter(1979) e também do torque calculado por Winter(1979). A diferença em relação aos valores de torque obtido deve-se tanto ao tipo de modelamento feito como aos tipos de ensaios, pois os dados obtidos por Winter(1979) foram feitos em piso fixo, e o experimento foi feito em uma esteira elétrica.

7.1 Sugestões para trabalhos futuros

Sugerimos para trabalhos futuros que a aquisição de dados de forças e o processamento de imagem possam ser automatizados. A construção de uma placa de aquisição de dados que já incluísse filtro e ponte de extensometria, e a sua utilização no mesmo computador onde está a webcam, permitiria a utilização de só um computador, o que diminuiria os custos e facilitaria a aquisição de dados.



Uma placa de força que registre as forças em todas as direções permitiria uma melhor análise da força de contato.

O modelamento poderia ser melhorado se nele fossem incluídos corpos flexíveis conforme a realidade do corpo humano. A execução do modelamento poderia ser aperfeiçoada se fosse criado um programa que utilizasse o método de multicorpos de Kane, com a entrada de dados diretamente do sistema de aquisição.



REFERÊNCIAS

AMIROUCHE, F. M. L., et al., Analytical method for the analysis and simulation of human locomotion, **ASME trans., of Biomechanical Engineering.**, v 112, p 379-386, 1990.

CAVANAGH, P. et al. An approach to biomechanical profiling of elite distance runners. **Int. J. Sports Biomech.**, v. 1, p. 36-62, 1985.

CHAO, E. Y. S. et al. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking, **Journal of Biomechanics**, v. 16-3, p. 219-233, 1983.

DINGWELL, J. B. et al., A rehabilitation treadmill with software for providing real-time gait analysis and visual feedback, **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 118, p. 253-255, 1996.

DORTMANS, L. et al. Nonlinear dynamic behavior of the human knee joint, **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, v. 113, p. 387-396, 1991.

EIJDEN, T. M. G. J. et al. A mathematical model of the patellfemoral joint, **Journal of Biomechanics**, v. 19-3, p. 219-229, 1986.

ELFTMAN, H. Forces and energy changes in the leg during walking, **American Journal of Physiology**, v. 125, p. 339-356, 1939.

ENGIN, A. E. et al. Modelling of human articulating joints, **Mathematical Modelling**, v. 4, p. 117-141, 1982.



GOODA, S. et al. **Robot Engineering**, Crona Pub Tokyo:. Co., 1977.

HIROKAWA, S., Three dimensional mathematical model analysis of the patellofemoral joint, **Journal of Biomechanics**, v. 24-8, p. 659-671, 1991.

ISACSON, J. et al. Tree-dimensional electrogoniometric gait recording, **Journal of Biomechanics**, v. 19, p. 627-635, 1986.

JANS, H. W. J. An experimental approach to evaluate the dynamic behavior of the human knee, **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, v. 110, p. 69-73, 1988.

KANE, T. R., LEVINSON, D. A., Dynamics : theory and applications, **McGraw-Hill**, USA, 1985.

KANE, T. R., LEVINSON, D. A., Dynamics of nonholonomic systems, **Journal of Applied Mechanics**, v. 28-4, p. 574-578, 1961.

KANE, T. R., LEVINSON, D. A., Formulation of Equation for Complex Spacecraft, **Journal of Guidance and Control**, v. 3-4, p. 99-112, 1980.

KANE, T. R., LEVINSON, D. A., Multibody dynamic, **Journal of Applied Mechanic**, v. 50, p 1071-1078, 1978.

KRAM, R., POWELL, J. A treadmill-mounted force platform, **Journal Applied Physiology**, v. 67, p. 1692-1698, 1989.



KREUZER, E. J.,SCHIEHLEN, W. O. Equations of motion and equatons of stress for robots and manipulators: na application of the neweul formalism, **Proceedings of RoManSy'84 : The fifth CISM-IFTToMM Symposium : Theory and Practice of Robots and Manipulators**, p. 79-85, 1984.

KULGER, P. N. et al. The Developement of Movement Control and Coordination, **John Wiley**, New York, 1982.

LIKINS, P. W. Dynamics analysis of a system of hinge-connected rigid bodies with non rigid appendages, **Int. Solids Structures**, v. 9, p. 1473-1487, 1973.

MANKOLF, K. L.et al. Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament, **Journal of Bone and Joint Surger**, v. 72-A, p. 557-567, 1990.

MCLEAN, C. A., AHMED, A. M. Design and developement of an unconstrained dynamic knee simulator, **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, 1993.

MICHAELS, C. F., CARELLO, C. Direct perception, **Prentice-Hall, Englewood-Hall, Englewood Clifts**, 1981.

QUEIROZ, L. C., et al. Avaliação comparativa da força de contato da marcha humana, **In: Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 8, 1999, Florianópolis, **Anais...Florianópolis: SBB**, pág. 603-607, 1999.

SAAD, M. Análise da marcha – manual do camo: **Lemos-Editorial**, São Paulo p. 190, 1997.

SCHIEHLEN, W. O., KREUZER, E. J. Symbolic computerized derivation of equation of motion, **Dynamics of Multibody Systems Dynamics, Symposium**, Munich/Germany, Editor K, Magnus, p 290-305, 1977.

SHABANA, A. A. Automated analysis of constrained systems of rigid and flexible bodies, **J. Vibration, Acoustics, Stress, and Reality in Design**, v. 107, p. 431-439, 1985.

SHABANA, A. A. Dynamics of inertia-variant flexible systems using experimentally identified parameters, **Journal Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design**, v. 108, p. 358-366, 1986.

SHABANA, A. A. Dynamics of multibody systems, **John Wiley & Sons**, New York, USA, 1989.

SHABANA, A. A. Transient analysis of flexible multibody systems. part i : dynamics of flexible bodies, **Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering**, v. 54, p 75-91, 1986.

SILVEIRA, E. D. et al. Plataforma de força montada para instrumentação de esteira ergométrica para avaliação de marcha humana, **In: Congresso Brasileiro de Biomecânica**, 7, 1997, Campinas, **Anais...** Campinas: SBB, p. 216-221, 1997.

SZKLAR, O., AHMED, A. M. A simple unconstrained knee simulator, **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, v. 9, p. 247-251, 1987.

THERASHIMA, S. et al. Three dimensional gait analysis for ankle fusion, **J.S.M. E.**, p. 548-549, 1996.



TOMAZINI, J. E. O modelo multicorpo aplicado a um manipulador : modelo rígido e flexível, 1997. **Tese** (Doutorado em Engenharia Mecânica), Escola de Engenharia de São Carlos-Universidade de São Paulo, 1997.

TUMER, S. T., ENGIN, A. E. Tree segment dynamic model of the human knee, **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, v. 9, p.247-251, 1993.

WILLIAMS, K., Biomechanics of runnings, **Exercise Sports Science Review**, v. 13, p. 389-441, 1985.

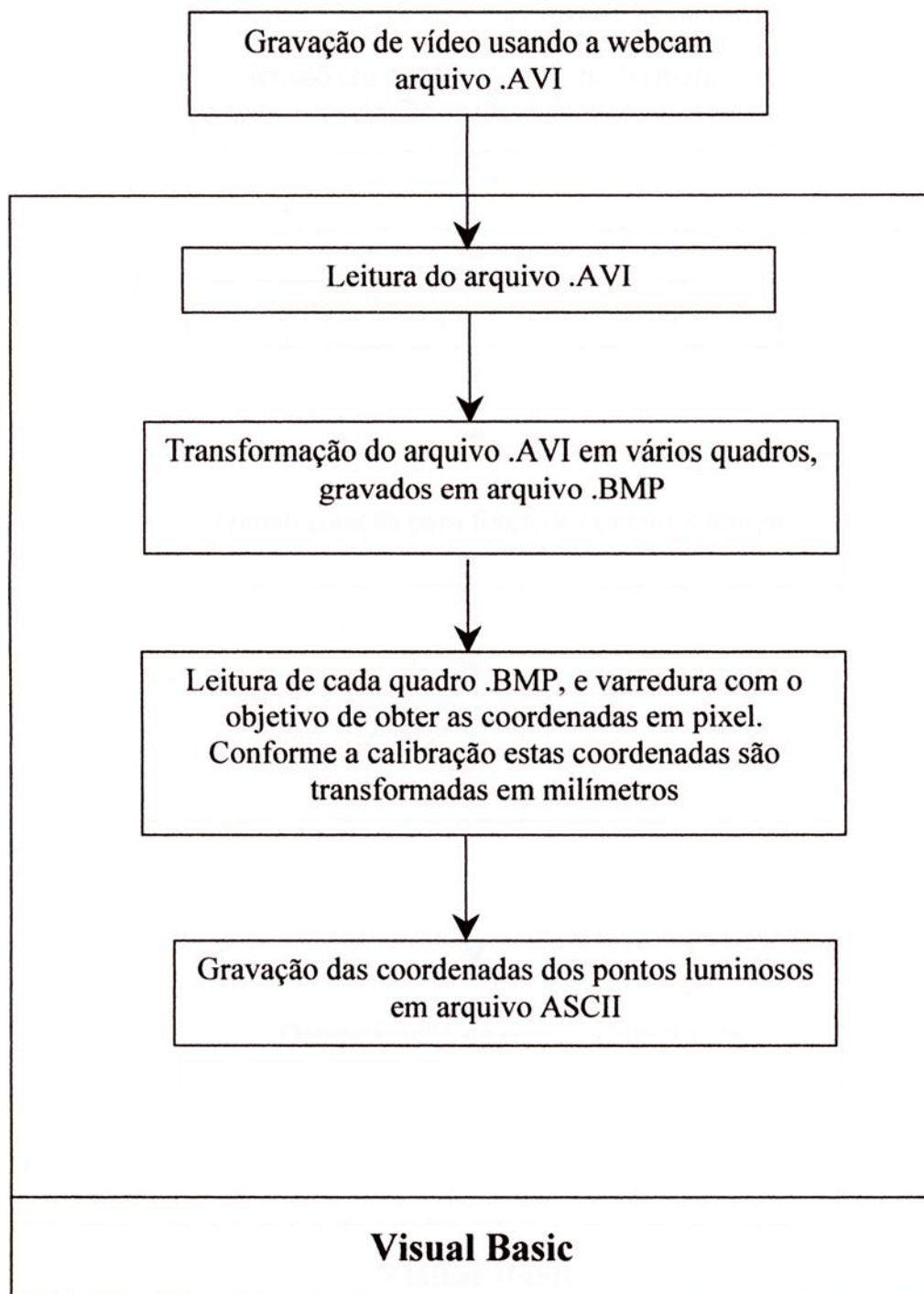
WINTER, D. A., Biomechanics and motor control of human movement, Waterloo, **Waterloo Press**, , 1991.

WINTER, D. A., Biomechanics of human movement, New York, **John Wiley**, 1979.



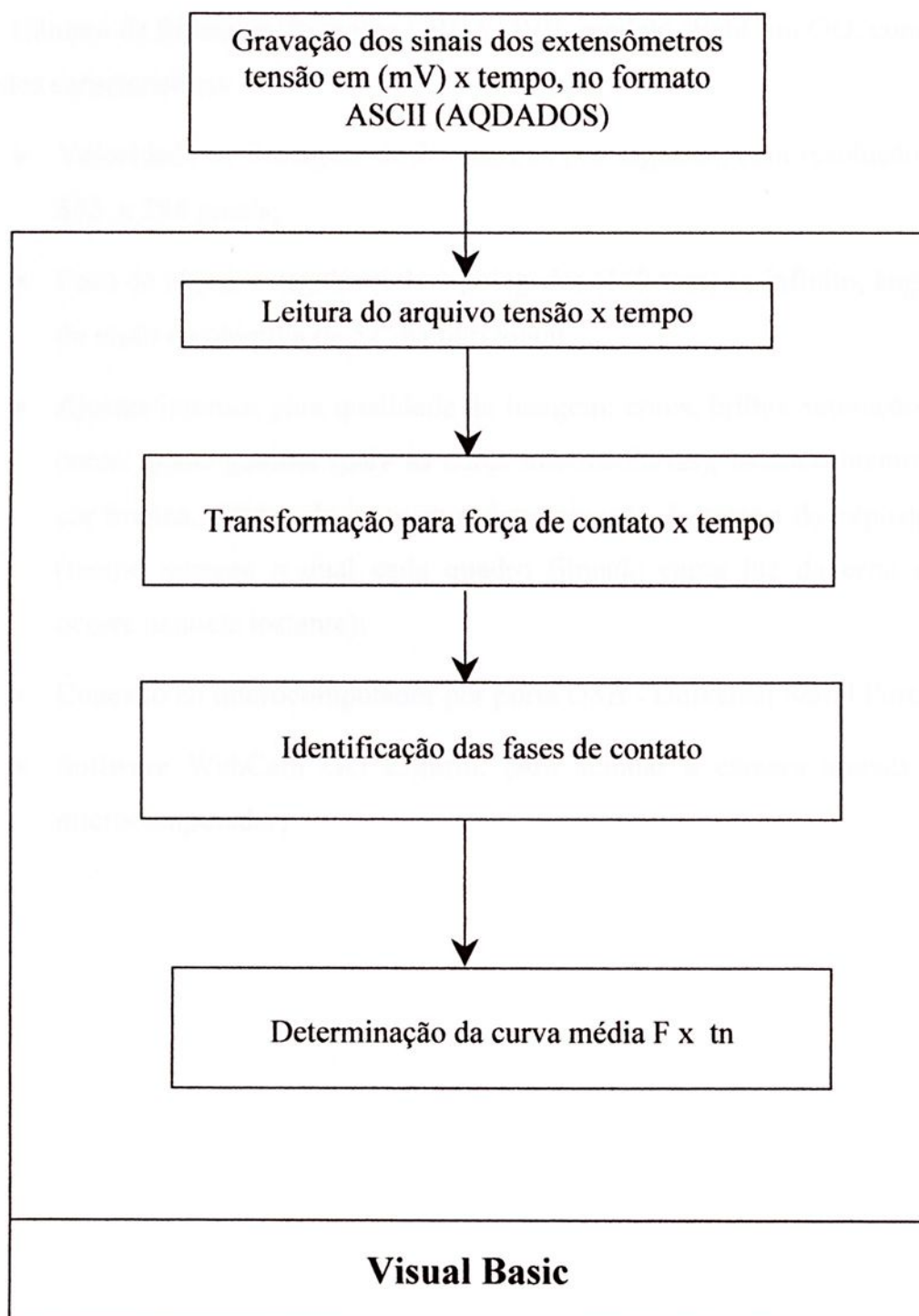
APÊNDICE 1

Fluxograma do programa de programa de processamento de imagem



APÊNDICE 2

FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DE ANÁLISE DA FORÇA DE CONTATO



APÊNDICE 3

CARACTERÍSTICAS DA CÂMERA DE FILMAGEM

Câmera de filmagem da marca CREATIVE, modelo WebCam GO, com as seguintes características:

- Velocidade de filmagem de 30 quadros por segundo, com resolução de 352 x 288 pixels;
- Foco da objetiva regulável de 6 polegadas (150 mm) ao infinito; ângulo de visão da objetiva de 52° na horizontal;
- Ajustes internos para qualidade de imagem: cores, brilho, saturação de cores, ajuste gamma (para as cores intermediárias), balanceamento da cor branca, nitidez da imagem e determinação do tempo de exposição (tempo durante o qual cada quadro filmado capta luz da cena que ocorre naquele instante);
- Conexão ao microcomputador por porta USB - Universal Serial Port;
- Software WebCam GO Control, para acionar a câmara através do microcomputador;



Tratado de Amizade, Comércio e Consularidade entre o Brasil e a Espanha, 1763

Identificação do documento

Informações

Assunto

Assunto secundário

Assunto terciário

Assunto quaternário

Assunto quinquagésimo

ANEXOS

Assunto sexagésimo

Assunto setagésimo

Assunto octogésimo

Assunto nonagésimo

Assunto centésimo

Assunto centésimo primeiro

Assunto centésimo segundo

Assunto centésimo terceiro

Assunto centésimo quarto

Assunto centésimo quinto

Assunto centésimo sexto

Assunto centésimo sétimo

Assunto centésimo oitavo

Programa Utilizado para o Modelamento Dinâmico, Escrito no Ambiente AUTOLEV

```
!simulacao 1 m/s
!  
!parametros
!  
autoz(on)  
dof(1)  
frames(a,b,c,d,e,h,l)  
points(o,p,q,rc,rd,s,i,j,k)  
mass(a,ma,b,mb,c,mc,d,md,e,me,h,mh,l,ml,o,mo)  
massless(p,q,rc,rd,s,i,j,k)  
specified(q1,q2,q3,q4,q5,q6,q7,xo,yo)  
q1=(-0.08478+0.82435*t-6.3269*t^(2)+78.37731*t^(3)-  
281.13497*t^(4)+257.74705*t^(5))*gpr  
q2=(-0.1824+2.71956*t-23.97755*t^(2)+253.64578*t^(3)-  
1046.5566*t^(4)+1402.76272*t^(5))*gpr  
q3=(-0.18222+4.63146*t-111.97725*t^(2)+1133.66851*t^(3)-  
4397.33548*t^(4)+5838.66593*t^(5))*gpr  
q4=(-0.01049+2.36994*t-29.37588*t^(2)+182.95766*t^(3)-305.25631*t^(4)-  
117.92658*t^(5))*gpr  
q5=(0.5698-67.76938*t+3625.58715*t^(2)-  
62878.14351*t^(3)+460465.04232*t^(4)-  
1.452500*t^(5)+1376650*t^(6)+921204.0787*t^(7))*gpr  
q6=(-1.38705-203.45063*t+9837.86814*t^(2)-  
135573.31492*t^(3)+719981.52402*t^(4)-942730.9272*t^(5)-  
372082*t^(6)+9.360370*t^(7))*gpr  
q7=(1.52216-25.31533*t-490.0235*t^(2)+11366.27824*t^(3)-  
62266.6292*t^(4)+104509.03992*t^(5))*gpr  
xo =178.98511+53.51013*t-606.9484*t^(2)+1575.48572*t^(3)/1000  
Yo =44.68493-60.219478*t+253.664548*t^(2)/1000  
inertia(a,0,0,ia,0,0,0)  
inertia(b,0,0,ib,0,0,0)  
inertia(c,0,0,ic,0,0,0)  
inertia(d,0,0,id,0,0,0)  
inertia(e,0,0,ie,0,0,0)  
inertia(h,0,0,ih,0,0,0)  
inertia(l,0,0,il,0,0,0)  
const(la,lb,lc,ld,le,lh,ll,g,gpr)
```

!

!transformacoes entre os sistemas de referencia

!

simprot(n,a,3,q1)

simprot(a,b,3,q2)

simprot(b,c,3,q3)

simprot(c,d,3,q4)

simprot(d,e,3,q5)

simprot(d,h,3,q6)

simprot(h,l,3,q7)

dircos(n,a)

dircos(a,b)

dircos(n,b)

dircos(b,c)

dircos(n,c)

dircos(a,c)

dircos(c,d)

dircos(n,d)

dircos(a,d)

dircos(b,d)

dircos(c,d)

dircos(d,e)

dircos(a,e)

dircos(b,e)

dircos(c,e)

dircos(n,e)

dircos(e,h)

dircos(a,h)

dircos(b,h)

dircos(c,h)

dircos(d,h)

dircos(n,h)

dircos(h,l)

dircos(a,l)

dircos(b,l)

dircos(c,l)

dircos(d,l)

dircos(e,l)

dircos(n,l)

!

!equacoes diferenciais cinematicas



```

!
teta'=u1
auxiliary(u2,u3,u4,u5,u6,u7,u8,u9,u10,ta,tac,tbc,tcd,tde,tdh,thl,FR1,FR2)
!
!vetores posicao
!
poastar=-0.5*la*a2
pop=-la*a2
ppbstar=-0.5*lb*b2
ppq=-lb*b2
pqcstar=-0.5*lc*c2
pqrc=-lc*c2
prddstar=-0.5*ld*d2
prds=-ld*d2
psestar=-0.5*le*e2
psi=-le*e2
pshstar=-0.5*lh*h2
psj=-lh*h2
pjlstar=-0.5*ll*l2
pjk=-ll*l2
!
!velocidades lineares e angulares
!
von=xo'*n1+yo'*n2
wan=q1'*a3+u2*a3
wba=q2'*b3+u3*b3
wbn=add(wan,wba)
wcb=q3'*c3+u4*c3
wcn=add(wbn,wcb)
wdc=q4'*d3+u5*d3
wdn=add(wcn,wdc)
wed=q5'*e3+u6*e3
wen=add(wdn,wed)
whd=q6'*h3+u7*h3
whn=add(wdn,whd)
wlh=q7'*l3+u8*l3
wln=add(whn,wlh)
v2pts(n,a,o,astar)
v2pts(n,a,o,p)
v2pts(n,b,p,bstar)
v2pts(n,b,p,q)

```

```
v2pts(n,c,q,cstar)
v2pts(n,c,q,rc)
vrndn=add(vrcn,u9*d1+u10*d2)
v2pts(n,d,rd,dstar)
v2pts(n,d,rd,s)
v2pts(n,e,s,estar)
v2pts(n,e,s,i)
v2pts(n,h,s,hstar)
v2pts(n,h,s,j)
v2pts(n,l,j,lstar)
v2pts(n,l,j,k)
u2=0
u3=0
u4=0
u5=0
u6=0
u7=0
u8=0
u9=0
u10=0
!
!aceleracoes
!
alfan=deriv(wan,t,n)
alfbn=deriv(wbn,t,n)
alfcn=deriv(wcn,t,n)
alfdn=deriv(wdn,t,n)
alfen=deriv(wen,t,n)
alfhn=deriv(whn,t,n)
alfln=deriv(wln,t,n)
aastarn=deriv(vastarn,t,n)
abstarn=deriv(vbstarn,t,n)
acstarn=deriv(vcastarn,t,n)
adstarn=deriv(vdstarn,t,n)
aestarn=deriv(vestarn,t,n)
ahstarn=deriv(vhstarn,t,n)
alstarn=deriv(vlstarn,t,n)
aon=deriv(von,t,n)
!apn=deriv(vpn,t,n)
!aqn=deriv(vqn,t,n)
!arn=deriv(vrn,t,n)
```

```

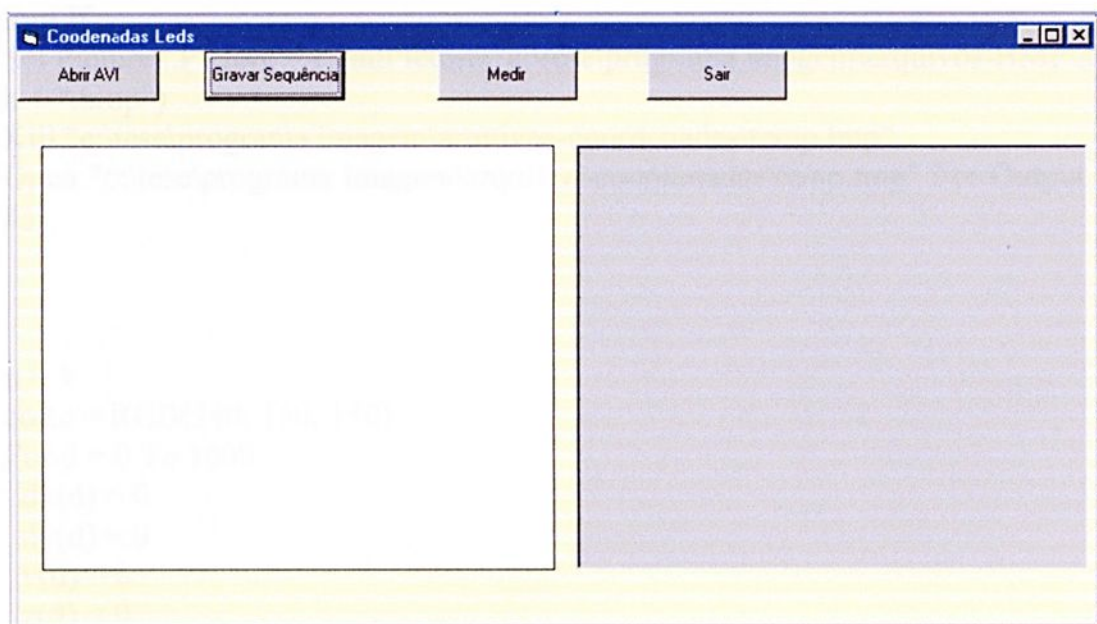
!asn=deriv(vsn,t,n)
!ain=deriv(vin,t,n)
!ajn=deriv(vjn,t,n)
!akn=deriv(vkn,t,n)
!
!esforços
!
force(o)=-mo*g*n2
force(astar)=-ma*g*n2
force(bstar)=-mb*g*n2
force(cstar)=-mc*g*n2
force(dstar)=-md*g*n2
force(estar)=-me*g*n2
force(hstar)=-mh*g*n2
force(lstar)=-ml*g*n2
force(i)=fix*n1+fiy*n2
force(j)=fjx*n1+fjy*n2
force(k)=fkx*n1+fky*n2
force(rc/rd)=FR1*d1+FR2*d2
torque(a)=ta*n3
torque(a/b)=tab*n3
torque(b/c)=tbc*n3
torque(c/d)=tcd*n3
torque(d/e)=tde*n3
torque(d/h)=tdh*n3
torque(h/l)=thl*n3

!
!forças ativas e de inércia generalizadas
!
autoz(off)
fr
frstar
fl= 0
flstar = u1'
!
!equações de movimento
!
kane
controls(fix,fiy,fjx,fjy,fkx,fky,torqj1,torqj2,torqj3,torqt)
torqj1=right(tbc)

```

```
torq2=-right(tcd)
torq3=right(torq1)+right(torq2)
torqt=right(tde)+right(tdh)
!
record(st1,all)
code(st1,subs)
```

Programa Biomecânica



```
Private Sub Command3_Click()  
Dim a(380, 300), ar(100), br(100) As Variant  
Dim dx(1000), dy(1000), x1(500, 100), y1(500, 100), v(1000), z(1000) As  
Variant  
Dim red, green, blue As Long  
Dim red1, green1, blue1 As Integer  
Dim x, y As Variant  
nome = InputBox("Entre com o nome do Arquivo de saída", "arquivo")  
qd = 1  
qd = InputBox("Entre com o numero de quadros", "Quadros")  
  
*****  
vc = 0  
For h = 1 To qd  
h = Str(h)  
h = Trim(h)  
If h <= 9 Then  
h = "00" + h  
h = Trim(h)  
End If
```

```
If h <= 99 And h > 9 Then
h = "0" + h
h = Trim(h)
End If
Set Picture1.Picture = LoadPicture("c:\tese\programa imagem\arquivos-BMP\a" +
h + ".bmp")
Kill "c:\tese\programa imagem\arquivos-coordenadas\temp.tmp"
Open "c:\tese\programa imagem\arquivos-coordenadas\temp.tmp" For Output As
#3
```

```
n = 1
corte = RGB(240, 150, 150)
For d = 0 To 1000
  dx(d) = 0
  dy(d) = 0
  v(d) = 0
  z(d) = 0
Next d
q = 0
z1 = 0
x = 0
y = 0
For y = 0 To 287
  For x = 90 To 280
    w = Picture1.Point(x, y)
    If w >= corte Then
      aj = 1
      dx(n) = Abs(v(n) - x)
      dy(n) = Abs(z(n) - y)
      If dx(n) > 4 Or dy(n) > 4 And aj = 1 Then
        zt = zt + 1
        z1 = 1
        v(n) = x
        z(n) = y
        Write #3, x - 1, y - 1, z1
        z1 = 0
      End If
      q = q + 1
      Write #3, x, y, z1
```

```

    Else
      aj = 0
    End If
  Next x
Next y
Close #3
f = 0
Open "c:\tese\programa imagem\arquivos-coordenadas\temp.tmp" For Input As
#4
n = 0
t = 1
  Do While Not EOF(4)
    Input #4, j, k, l
    If l = 0 Then
      n = n + 1
      at1 = at1 + j
      at2 = at2 + k
      If n > 0 Then
        x1(h, t) = at1 / n
        y1(h, t) = at2 / n
      Else
        x1(h, t) = 0
        y1(h, t) = 0
      End If
    Else
      t = t + 1
      n = 0
      at1 = 0
      at2 = 0
    End If
  Loop
Close #4

If x1(h, 7) > x1(h, 8) And x1(h, 7) > x1(h, 9) Then
  px1 = x1(h, 7)
  px2 = x1(h, 8)
  px3 = x1(h, 9)
  py1 = y1(h, 7)
  py2 = y1(h, 8)
  py3 = y1(h, 9)
  x1(h, 7) = px3

```

```
    y1(h, 7) = py3
    x1(h, 8) = px1
    y1(h, 8) = py1
    x1(h, 9) = px2
    y1(h, 9) = py2
End If
```

```
If x1(h, 8) > x1(h, 9) Then
    px2 = x1(h, 8)
    px3 = x1(h, 9)
    py2 = y1(h, 8)
    py3 = y1(h, 9)
    x1(h, 8) = px3
    y1(h, 8) = py3
    x1(h, 9) = px2
    y1(h, 9) = py2
End If
```

```
If x1(h, 7) > x1(h, 8) Then
    px1 = x1(h, 7)
    px2 = x1(h, 8)
    py1 = y1(h, 7)
    py2 = y1(h, 8)
    x1(h, 7) = px2
    y1(h, 7) = py2
    x1(h, 8) = px1
    y1(h, 8) = py1
End If
```

```
red = 0
green = 0
blue = 0
red1 = 0
green1 = 0
blue1 = 0
```

```
For x = 320 To 351
```

```
    For y = 30 To 90
```

```
        tg = Picture1.Point(x, y)
```

```
        blue = Int(tg / 65536)
```

```
        green = Int((tg - blue * 65536) / 256)
```

```
        red = Int(tg - (blue * 65536) - (green * 256))
```

```

    If red >= red1 And blue >= blue1 And green >= green1 Then
        red1 = red
        blue1 = blue
        green1 = green
    End If
Next y
Next x
xr1 = 0
yr1 = 0
n = 0
For x = 320 To 351
    For y = 30 To 90
        w = Picture1.Point(x, y)
        If red1 >= 10 And blue1 >= 10 And green >= 10 Then
            ' corte = RGB(red1, green1, blue1)
            corte = RGB(150, 100, 100)
        Else
            corte = RGB(150, 100, 100)
        End If
        If w >= corte Then
            n = n + 1
            ar(n) = x
            br(n) = y
        End If
    Next y
Next x
For k = 1 To n
    xr1 = xr1 + ar(n)
    yr1 = yr1 + br(n)
Next k
If n > 0 Then
    x1(h, 0) = xr1 / n
    y1(h, 0) = yr1 / n
Else
    x1(h, 0) = 0
    y1(h, 0) = 0
End If
Next h

```

Open "c:\tese\programa imagem\arquivos-coordenadas\" + nome + ".out" For Output As #5

```
For h = 1 To qd  
  
    Write #5, x1(h, 0), y1(h, 0), x1(h, 1), y1(h, 1), x1(h, 2), y1(h, 2), x1(h, 3), y1(h,  
3), x1(h, 4), y1(h, 4), x1(h, 5), y1(h, 5), x1(h, 6), y1(h, 6), x1(h, 7), y1(h, 7), x1(h,  
8), y1(h, 8), x1(h, 9), y1(h, 9)  
    Next h  
Close #5  
End Sub
```

```
Private Sub Command5_Click()  
MCIWnd1.filename = CommonDialog1.filename  
qd = 1  
qd = InputBox("Entre com o numero de quadros", "Quadros")  
For i = 1 To qd  
MCIWnd1.Command = "step"  
MCIWnd1.EditCopy  
Picture1.Picture = Clipboard.GetData()  
k = Str(i)  
k = Trim(k)  
If k <= 9 Then  
k = "00" + k  
k = Trim(k)  
End If  
If k <= 99 And k > 9 Then  
k = "0" + k  
k = Trim(k)  
End If  
SavePicture Picture1.Picture, "c:\tese\programa imagem\arquivos-BMP\a" + k +  
.bmp"  
Next i  
Close #1  
End Sub
```

```
Private Sub Command6_Click()  
End  
End Sub
```

```
Private Sub Command7_Click()  
CommonDialog1.Filter = "avi (*.avi)|*.avi"  
CommonDialog1.ShowOpen  
End Sub
```

GLOSSÁRIO

Antropométrico. Diz respeito às dimensões e pesos dos segmentos corporais.

Atividade mioelétrica. A corrente elétrica ou voltagem produzida por um músculo ao desenvolver tensão.

Biomecânica. A aplicação dos princípios mecânicos no estudo dos organismos vivos.

Cadência. Número de passos por minuto.

Cinesiologia. O estudo do movimento humano sob a perspectiva da arte e da ciência.

Eletrogoniômetro. Instrumento utilizado para medir o ângulo existente numa articulação entre dois segmentos corporais, denominado, também, de elgon.

Eletroniografia. A técnica de gravação da atividade elétrica de um músculo.

Goniômetro. Instrumento utilizado para medir o ângulo existente numa articulação, manualmente.

Isométrico. Implica ausência de alteração no comprimento do músculo.

Plano cardinal. Um dos três planos imaginários de referência que divide o corpo em partes pela massa ou pelo peso.



Plano frontal. Um plano em que ocorrem os movimentos laterais em direção ou afastando-se da linha média do corpo; o plano cardinal frontal divide o corpo em partes anterior e posterior.

Plano sagital. Um plano onde ocorrem os movimentos para frente e para trás do corpo ou de seus segmentos; o plano cardinal sagital divide o corpo em partes direita e esquerda.

Plano transverso. Um plano onde ocorrem os movimentos paralelos ao solo quando o corpo está em posição ereta; o plano cardinal transverso divide o corpo em partes superior e inferior.

Posição de referência anatômica. Posição ereta com todas as partes do corpo, inclusive as palmas das mãos, voltadas para a frente; é usada como posição inicial para os movimentos dos segmentos corporais.

Pixels. Menor unidade gráfica representada no monitor, formada por três pontos que emitem as cores vermelho, verde e azul.





unesp

