

UNESP

Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá

Guaratinguetá

2002



unesp 

1110000482



***“Análise por Cinematria do
Corpo Humano Durante a
Marcha - Proposta de um
Sistema de Custo Reduzido”***

GERALDO JOSÉ PEDRAN

165



CARO LEITOR NÃO
RISQUE O LIVRO

**ANÁLISE POR CINEMETRIA DO CORPO HUMANO DURANTE A
MARCHA - PROPOSTA DE UM SISTEMA DE CUSTO REDUZIDO**

GERALDO JOSÉ PEDRAN

FACULDADE DE ENGENHARIA
DE GUARATINGUETÁ
BIBLIOTECA

Dissertação apresentada à Faculdade
de Engenharia de Guaratinguetá da
Universidade Estadual Paulista, para
obtenção do título de Mestre em
Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

Guaratinguetá

2002

482

482

4104/02
10.00
D. 4208/00

Pedran, Geraldo José
P371a Análise por cinematria do corpo humano durante a marcha -
proposta de um sistema de custo reduzido / Geraldo José Pedran –
Guaratinguetá : [s.n.], 2002
133f.: il.

Bibliografia: f. 124-126
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade
de Engenharia de Guaratinguetá, 2002
Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1. Biomecânica I. Título

CDU 612.766

**“ANÁLISE POR CINEMETRIA DO CORPO HUMANO DURANTE A
MARCHA – PROPOSTA DE UM SISTEMA DE CUSTO REDUZIDO”**

GERALDO JOSÉ PEDRAN

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE 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. MAURO PEDRO PERES

Unesp-Feg



Prof. Dr. MESSIAS BORGES SILVA

FAENQUIL

Fevereiro de 2002

DADOS CURRICULARES

GERALDO JOSÉ PEDRAN

NASCIMENTO: 17 de novembro de 1943

FILIAÇÃO: Anuar Pedran
Jandira Gomes Pedran

1982/1987 Faculdade Salesiana de Filosofia, Ciências e
Letras de Lorena
Graduação: Ciências - Habilitação: Matemática

1992/1993 DMA/FEG/UNESP
Curso Lato Sensu, Especialização em
“Modelagem Matemática no Ensino/Aprendizagem”,

1998/2002 DME/FEG/UNESP
Aluno regular do Programa de Mestrado em Engenharia
Mecânica - Área de Concentração: Projetos e Materiais

1995/atual CEETEPS/FATEC
Faculdade de Tecnologia de Guaratinguetá
Professor de Matemática/Estatística



HOMENAGEM

Aos meus pais

Anuar e Jandira

(in memoriam)

*Um sonho foi realizado,
mesmo que tardiamente.*

Ao Professor Diogo Martin Blanco Filho

Mestre inesquecível

*Sua alegria de ensinar
tornou-se contagiosa.*

AGRADECIMENTOS

À minha esposa, Zélia e à minha filha, Grazielle, pelo estímulo e carinho;

Ao Prof. Dr. Tamotsu Hirata pela orientação, ensinamentos e, principalmente, pela coragem de inovar;

À FATEC - Faculdade de Tecnologia de Guaratinguetá, pelo apoio e incentivo;

Aos professores doutores Othon Cabo Winter, João Zangrandi Filho, Nazem Nascimento, Fernando de Azevedo Silva, Antonio Fernando Branco Costa e Valdir Alves Guimarães pelos ensinamentos;

Aos amigos Márcio Augusto Martin e Luiz Carlos Queiroz, parceiros de jornada, que muito me ajudaram durante o desenvolvimento deste trabalho;

Ao Dr. Alexandre Coimbra, médico ortopedista e, também, colega de estudos, pela colaboração na orientação quanto aos aspectos da medicina envolvidos neste trabalho e por ceder valiosas fontes bibliográficas;

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação da FEG/UNESP Regina Célia Galvão Faria Alves, Elisa Mara de Carvalho Nunes, Maria Auxiliadora Neves C. Alves Silva pela dedicação e atenção no atendimento;

À secretária do DME/FEG/UNESP Rosiléa Ribeiro de Matos e aos técnicos Carlos Alberto Quirino, Lúcia Helena de Paula, Pedro Antonio dos Santos, Sebastião Sávio da Silva, Urbano Gonçalves de Oliveira, Walter Luiz M. Tupinambá (projeto da parte eletrônica do sistema de sincronismo), e José Carlos dos Santos (DEN), pelo atendimento e colaboração;

Às funcionárias da Biblioteca da FEG/UNESP pela atenção no atendimento;

Aos voluntários que participaram dos experimentos.



*Se você quer chegar a um lugar aonde a maioria não chega,
você precisa fazer algo que a maioria não faz.*

Roberto Shinyashiki

(in Você: A Alma do Negócio)



SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

Resumo

Abstract

1	INTRODUÇÃO	20
1.1	Biomecânica e a Marcha Humana	20
1.2	Origem da Proposta do Trabalho	21
1.3	Justificativa do Trabalho	22
1.4	Objetivo	23
1.5	Estrutura da Dissertação	23
2	MARCHA HUMANA, BIOMECÂNICA E CINEMETRIA - ASPECTOS HISTÓRICOS E FUNDAMENTOS	26
2.1	A Marcha Humana	26
2.2	Cinemetria	32
2.3	Biomecânica	33
2.3.1	Fundamentos da biomecânica	35
2.3.2	Medição em biomecânica	36



3	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL	39
3.1	Sistema de Calibração	40
3.2	Críticas ao Sistema Direct Linear Transformation	42
4	O SISTEMA PARA AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA PROPOSTO	43
4.1	Fundamento Óptico do Processo de Captura de Imagens do SAIR ..	44
4.2	Aspectos Relevantes da Marcha para Análise de seu Padrão a Serem Detectados pelos Sistemas de Avaliação	45
4.3	Restrições Adotadas Sobre o Centro de Gravidade	48
4.4	Descrição do SAIR	49
5	INSTRUMENTAÇÃO, SISTEMAS DE COORDENADAS E CALIBRAÇÃO	52
5.1	Instrumentação	52
5.1.1	Esteira ergométrica	53
5.1.2	Sistema de filmagem	54
5.1.3	Sistema de computação	55
5.1.4	Circuito sincronizador	56
5.2	Sistema de Coordenadas	57
5.2.1	Sistema de coordenadas espaciais	57
5.2.2	Sistema de coordenadas de tela	59
5.2.3	Transformação de coordenadas	60
5.3	Localização dos Pontos na Tela	61
5.4	Calibração	63
5.4.1	Construção da placa de calibração	63
5.4.2	Montagem da placa de calibração	65
5.4.3	Posicionamento e filmagem da placa de calibração	66

5.4.4	Interpretação das posições dos pontos na imagem capturada ...	69
5.5	Resultados da Calibração	71
5.5.1	Resultados da filmagem frontal	71
5.5.2	Resultados da filmagem lateral através do espelho	74
5.5.3	Escala da calibração	75
5.5.4	Discussão da calibração	76
6	EXPERIMENTO	77
6.1	Sujeitos Avaliados	77
6.2	Filmagem do Experimento	79
6.3	Procedimento do Experimento	80
7	RESULTADOS	84
7.1	Critérios de Apresentação dos Resultados	84
7.2	Resultados	86
7.3	Resultados Gráficos	93
7.4	Análise dos Resultados	116
7.4.1	Curvas dos planos	117
7.5	Considerações Finais	118
8	CONCLUSÕES E SUGESTÕES	119
	ANEXOS.....	124
	REFERÊNCIAS.....	130
	GLOSSÁRIO	133



LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	- Sujeito trajando a vestimenta experimental utilizada por Braune e Fisher, <i>in</i> "The Human Gait" (1987) ...	31
FIGURA 2.2	- Exemplos de imagens obtidas por Braune e Fischer, <i>in</i> "The Human Gait" (1987)	31
FIGURA 2.3	- Áreas para análise biomecânica do movimento humano (Baumann, 1995)	38
FIGURA 3.1	- Fluxograma das etapas metodológicas para reconstrução 3D (Amadio, 1992)	40
FIGURA 3.2	- Esquema da calibração proposta por Morris e Macleod (1990)	41
FIGURA 4.1	- Esquema da formação das imagens no espelho.....	46
FIGURA 4.2	- Localização e oscilação vertical do CG durante a marcha normal, Hoppenfeld (1980)	47
FIGURA 4.3	- Desvio lateral da pelve e do tronco, Hoppenfeld (1980)	47
FIGURA 4.4	- Movimento solidário da vértebra S2 e do CG	48
FIGURA 4.5	- Posições relativas entre o CG, S2 e o ponto luminoso L	49
FIGURA 4.6	- Esquema de captação de imagens do ponto que representa o CG	50
FIGURA 4.7	- Esquema geral do processo de captura de imagens do ponto que representa o CG pelo SAIR	51
FIGURA 5.1	- Placa de força. (a) Detalhe da instrumentação, (b) Vista geral	57
FIGURA 5.2	- Sistema de Coordenadas Espaciais (Winter, 1990) ...	58
FIGURA 5.3	- Sistema de Coordenadas Espaciais utilizado pelo SAIR	58
FIGURA 5.4	- Sistema de Coordenadas de Tela e deslocamento da componente vertical de um ponto P na tela	60



FIGURA 5.5	- Exemplos de imagens visualizadas na tela do monitor de vídeo	62
FIGURA 5.6	- Placa de calibração, furação e suporte	64
FIGURA 5.7	- Montagem do LED na placa metálica	65
FIGURA 5.8	- Posições da placa de calibração para determinação dos pontos máximo e mínimo dentro do campo visual do sistema câmara/espelho.....	67
FIGURA 5.9	- Efeito nas imagens filmadas do deslocamento longitudinal real de um segmento	68
FIGURA 5.10	- Exemplos de imagens da calibração	68
FIGURA 5.11	- Filmagem da placa de calibração na posição frontal .	69
FIGURA 5.12	- Posições relativas entre a câmara de filmagem e a posição lateral da placa de calibração. (a) Vista explodida, (b) Vista superior	70
FIGURA 5.13	- Posição relativa dos pontos luminosos entre si e respectivas coordenadas, na filmagem frontal da placa de calibração	72
FIGURA 5.14	- Posição relativa dos pontos luminosos entre si e respectivas coordenadas, conforme visualizados através do espelho	74
FIGURA 6.1	- Fonte de luz L fixada no corpo do sujeito	80
FIGURA 6.2	- Resumo do processo de captura e processamento de imagens e de dados do SAIR	83
FIGURA 7.1	- Perfis das curvas do sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s ..	95
FIGURA 7.2	- Perfis das curvas do sujeito 1 - velocidade de 0,7 m/s ..	96
FIGURA 7.3	- Perfis das curvas do sujeito 2 - velocidade de 0,4 m/s...	97
FIGURA 7.4	- Perfis das curvas do sujeito 2 - velocidade de 0,7 m/s ..	98
FIGURA 7.5	- Perfis das curvas do sujeito 3 - velocidade de 0,7 m/s ...	99
FIGURA 7.6	- Perfis das curvas do sujeito 3 - velocidade de 1,1 m/s ..	100

FIGURA 7.7	- Perfis das curvas do sujeito 4 - velocidade de 0,4 m/s ..	101
FIGURA 7.8	- Perfis das curvas do sujeito 4 - velocidade de 0,7 m/s ..	102
FIGURA 7.9	- Perfis das curvas do sujeito 4 - velocidade de 1,1 m/s ..	103
FIGURA 7.10	- Perfis das curvas do sujeito 4 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé direito descalço) - velocidade de 0,7 m/s	104
FIGURA 7.11	- Perfis das curvas do sujeito 4 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé esquerdo descalço) - velocidade de 0,7 m/s	105
FIGURA 7.12	- Perfis das curvas do sujeito 5 - velocidade de 0,4 m/s ..	106
FIGURA 7.13	- Perfis das curvas do sujeito 5 - velocidade de 0,7 m/s ..	107
FIGURA 7.14	- Perfis das curvas do sujeito 5 - velocidade de 1,1 m/s ..	108
FIGURA 7.15	- Perfis das curvas do sujeito 5 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé direito descalço) - velocidade de 0,7 m/s	109
FIGURA 7.16	- Perfis das curvas do sujeito 5 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé esquerdo descalço) - velocidade de 0,7 m/s	110
FIGURA 7.17	- Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos - velocidade de 0,4 m/s	111
FIGURA 7.18	- Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos - velocidade de 0,7 m/s	112
FIGURA 7.19	- Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos - velocidade de 1,1 m/s	113
FIGURA 7.20	- Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé esquerdo descalço) - velocidade de 0,7 m/s	114
FIGURA 7.21	- Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé direito) - velocidade de 0,7 m/s	115

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 - Valores obtidos por Barros <i>et al.</i> , mediante a utilização do sistema Dvideow	41
TABELA 5.1 - Localização e distância entre os furos na placa de calibração	65
TABELA 5.2 - Resultados da calibração frontal - placa de calibração, conforme Figura 5.8	72
TABELA 5.3 - Resultados da calibração frontal - placa de calibração, conforme Figura 5.8	73
TABELA 5.4 - Resultados da calibração lateral - placa de calibração na posição 1	74
TABELA 5.5 - Resultados da calibração lateral - placa de calibração, conforme Figura 5.8	75
TABELA 6.1 - Dados antropométricos dos sujeitos e outros detalhes	77
TABELA 6.2 - Características dos testes realizados	78
TABELA 7.1 - Coordenadas de tela obtidas a partir da filmagem da marcha do sujeito 1 - velocidade da esteira ergométrica de 0,4 m/s	86
TABELA 7.2 - Tempo de cada passada do sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s, eixo Z	88
TABELA 7.3 - Tempo normalizado (segundo) referente a cada passada do sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s, eixo Z	90
TABELA 7.4 - Componentes da coordenada Y determinados a partir da filmagem direta do plano frontal (a) e da filmagem através do espelho do plano lateral (b). Sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s	91
TABELA 7.5 - Tempo normalizado da coordenada Y média. Sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s	92



LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CG	- Centro de Gravidade
DLT	- Direct Linear Transformation
LED	- Diodo Emissor de Luz
SAIR	- Sistema de Aquisição de Imagens por Reflexão
USB	- Universal Serial Port
[NOME].avi	- Denominação e extensão de arquivos de imagens filmadas
[NOME].bmp	- Denominação e extensão de arquivos de desenho



LISTA DE SÍMBOLOS

3D	-	Tridimensional
\vec{AB}	-	Vetor deslocamento de um ponto P entre as posições A e B
A_x e B_x	-	Pontos imagens de A_x e B_x
$\vec{A_x B_x}$	-	Vetor imagem de AB
A_z e B_z	-	Pontos imagens de A_z e B_z
$A_{zt}, B_{zt}, A_{xt}, B_{xt}$	-	Coordenadas de tela das imagens dos pontos A e B
X_o, Y_o, Z_o	-	Posição inicial
X, Y, Z	-	Posição final, Posição genérica
C	-	Câmara de filmagem
CS	-	Circuito Sincronizador
d	-	Direção do movimento
D	-	Sentido do deslocamento
E	-	Espelho refletor
EE	-	Lona da esteira ergométrica elétrica
Im	-	Imagem no espelho
L	-	Ponto luminoso fixado ao corpo do voluntário
L_0	-	Ponto luminoso indicador de contato entre o pé e a esteira ergométrica
L_1	-	Feixe luminoso de L paralelo ao eixo óptico da câmara de vídeo
L_2	-	Feixe luminoso perpendicular a L_1
L_{2R}	-	Feixe luminoso L_2 refletido pelo espelho
m	-	Metro
mm	-	Milímetro
m/s	-	Metro por segundo
O	-	Origem do Sistema de Coordenadas Espaciais
Ob	-	Observador



- PÂQ - Ângulo de visão da câmara de filmagem
- PC - Computador
- PF - Placa de força
- rpm - Rotação por segundo
- s - Segundo
- S - Sujeito em marcha
- S2 - Segunda vértebra sacra
- x_t, y_t - Sistema de coordenadas de tela
- XYZ - Sistema de coordenadas espaciais
- Y_F, y_F - Coordenada Y (y) frontal (visualizada diretamente pela câmara de filmagem)
- Y_L, y_L - Coordenada Y (y) lateral (visualizada pelo espelho)
- ΔZ - Desvio relativo entre o valor de uma dada coordenada de uma passada, em dado instante e o valor médio das coordenadas da passada

PEDRAN, G. J. *Análise por cinemetria do corpo humano durante a marcha - proposta de um sistema de custo reduzido*. 133f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002

RESUMO

A marcha humana tem atraído a atenção de pesquisadores desde os primórdios da humanidade. A compreensão, análise e avaliação do padrão da marcha oferecem dados relevantes para o diagnóstico de vários tipos de doenças, comprometimentos e uso de próteses dos membros inferiores e, até mesmo, na prática esportiva. Um dos pontos de interesse para esse estudo é o comportamento do Centro de Gravidade (CG) do corpo de um sujeito em marcha. A avaliação do padrão da marcha tem sido feita por processos sofisticados e de custo elevado. Neste trabalho é proposto um sistema de avaliação mediante a observação do comportamento do Centro de Gravidade de um sujeito durante a marcha com o emprego de métodos da cinemetria e que apresenta custo reduzido. Para essa avaliação, um marcador luminoso é posicionado no corpo do sujeito de modo a representar o CG do seu corpo e, em seguida esse sujeito desenvolve a marcha sobre uma esteira ergométrica em movimento, a uma dada velocidade compatível com suas condições físicas. São, então, realizadas filmagens do ponto que representa o CG, de tal modo que imagens dos movimentos frontais desse ponto são capturadas diretamente pela câmara e, as imagens dos movimentos laterais são captadas através de um espelho posicionado ao lado da esteira ergométrica e que forma com esta um ângulo pré-determinado. Este arranjo permite visão tridimensional do movimento do CG. Em seguida, etapas de tratamento de imagens e processamento computacional fornecem os resultados para análises e diagnósticos. Os resultados experimentais alcançados são considerados adequados para a fase em que se encontra o desenvolvimento do projeto.

PALAVRAS-CHAVES: Biomecânica, centro de gravidade, cinemetria, análise da marcha humana, processamento de imagens, reconstrução tridimensional.



PEDRAN, G. J. *Kinematic analysis of human body along the walking process - A low cost system proposal*. 133f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002

ABSTRACT

The human gait attracts the researchers attention since the earliest times of human kind history. The gait pattern comprehension, analysis and evaluations is important for diagnosis of various kind of illness, in legs deterioration, legs prothesis and even in sports actions. One of the main points to be observed is the human body's Center of Gravity behavior along the walking process. Nowadays this observation has been made by sophisticated and expensive systems. In this work is proposed a system to evaluate the walking person's Center of Gravity behavior using kinematic's methods and that presents cheaper cost. For this evaluation, a person walks on a ergometric treadmill that moves at according velocity to his physical conditions. In the body's person is fixed a enlightened mark in the way to represent the person's Center of Gravity. A mirror stands beside the treadmill the such a way that is possible to take images right from that point and from that point's reflected image, allowing, this way, three-dimensional movement observations. Images treatment and computations processes provide the results for analysis and diagnosis. The experimental results obtained are considered adequate.

KEYWORDS: Biomechanics, center of gravity, gait analysis, image processing, three-dimensional reconstruction.



1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo são expostos conceitos gerais sobre a marcha humana e a Biomecânica, a origem da proposta do trabalho, os estudos e as pesquisas desenvolvidos, bem como os objetivos do trabalho e a estrutura da dissertação.

1.1 Biomecânica e a Marcha Humana

A capacidade de se locomover é um dos bens mais preciosos que um ser humano dispõe e representa a liberdade de poder se deslocar para onde e quando desejar. Para mover o corpo sincronicamente, o homem utiliza um complexo processo que inclui o cérebro, a medula espinhal, nervos periféricos, músculos, ossos e articulações (ALENCAR *et al.*,1997), sendo os membros inferiores o principal elemento dessa complexa tarefa. O processo físico natural pelo qual ocorre a locomoção denomina-se marcha. A marcha é a mais freqüente das ações motoras e é, provavelmente, a atividade mais automática realizada pelo corpo humano. A marcha ocorre quando esses sistemas interagem com o ambiente externo ao corpo, através dos membros inferiores, provocando o deslocamento de todo o corpo. A compreensão do movimento requer conhecimentos de anatomia, fisiologia e biomecânica (WINTER, 1990).

Cada indivíduo apresenta características próprias quanto ao padrão da marcha e, como é importante para uma vida saudável, tem despertado o interesse de cientistas e clínicos desde tempos remotos.

Durante a marcha, surge, para o sujeito, a necessidade de manter o equilíbrio postural, através do qual o deslocamento processa-se de maneira confortável e com o mínimo consumo energético; mas, se a saúde do sujeito

está comprometida surgem alterações no padrão da marcha que são de interesse clínico para o profissional de saúde que o atende. Entre as doenças que alteram esse padrão, destacam-se: derrames, doenças de caráter neurológico, desenvolvimento psicomotor, diabetes, labirintite, entre outras; o uso de próteses ortopédicas também se enquadra como fator de alteração da marcha. Outra causa, que, mesmo não sendo doença, se enquadra como comprometedora da marcha, é a velhice. A análise do padrão da marcha tem sido utilizada por médicos, fisioterapeutas, fisiologistas, professores de educação física e outros profissionais da saúde como uma forma de avaliar os possíveis comprometimentos de seus pacientes quanto às suas capacidades de locomoção. Com o desenvolvimento tecnológico atual, que proporcionou a obtenção de novos materiais e biomateriais e que permite a modelagem de próteses ortopédicas sofisticadas, o estudo do equilíbrio postural é de importância relevante para que o resultado da interação do paciente com a prótese aconteça de forma mais natural e, portanto, mais confortável.

1.2 Origem da Proposta do Trabalho

Até meados da década de 1990, as pesquisas realizadas no Departamento de Mecânica, da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá - DME-FEG-UNESP voltavam-se para áreas exclusivas da Engenharia Mecânica. Por iniciativa do Prof. Dr. Tamotsu Hirata, pesquisador da área de robótica, foram propostos e realizados estudos visando a abrir novos campos de pesquisa direcionados para a compreensão da Biomecânica e propostas de novos processos nessa área. Essas propostas coincidiram com alterações efetuadas no regimento da pós-graduação da UNESP, que abriu as portas da pesquisa na instituição para profissionais de outras áreas do conhecimento. Assim, abriu-se espaço para estudos sobre Biomecânica, que associa conhecimentos de diversas áreas, como por exemplo Engenharia, Matemática, Medicina, Fisiologia, Fisioterapia, Educação Física, Psicologia e muitas outras



mais. Por outro lado, os procedimentos em Biomecânica, principalmente em seus métodos, cinemetria e processamento da imagem, apresentam alto grau de sofisticação e correspondente custo elevado. Isto impede que os equipamentos utilizados estejam ao alcance da maioria dos profissionais da área que deles necessitam.

Diante desse quadro, o Prof. Tamotsu propôs estudos direcionados a projetos de equipamentos que forneçam resultados semelhantes aos dos atuais, porém, apresentassem custo reduzido. Para desenvolvimento de tais projetos seriam necessários estudos para aquisição de conhecimentos das áreas que dão suporte à Biomecânica e que não são específicas da engenharia. Essa proposta levou à formação de grupos de pesquisadores, pertencentes ao programa de pós-graduação da FEG/UNESP, que desenvolveram estudos e pesquisas em Biomecânica visando ao desenvolvimento de processos de avaliação da marcha que atendessem à proposta feita. O projeto aqui apresentado se insere nesse contexto e, pelos resultados a serem observados, mostram o acerto desse novo programa de pesquisas desenvolvido no DME/FEG/UNESP que, assim, amplia sua área de atendimento às necessidades da comunidade.

1.3 Justificativa do Trabalho

A motivação das propostas feitas foi oferecer à comunidade que se utiliza dos procedimentos da Biomecânica condições de acesso a equipamentos de baixo custo, porém, viáveis tecnicamente.

Por outro lado, além do enfoque acadêmico de sua atuação, a universidade deve buscar alternativas que atendam às necessidades da sociedade como um todo, gerando pesquisas e, em decorrência, sejam apresentados projetos de produtos que atendam a essa demanda. E, além disso, buscar alternativas na área de avaliação do padrão da marcha insere-se perfeitamente no âmbito dos conhecimentos da engenharia.



Sob o ponto de vista das considerações anteriores, justifica-se o desenvolvimento de estudos que atendam aos objetivos do trabalho aqui apresentado.

1.4 Objetivo

Este trabalho tem por objetivo apresentar o projeto de um sistema para avaliação do comportamento do CG do corpo humano durante a marcha, com métodos da cinemetria, de forma a obter respostas adequadas para análises qualitativa e quantitativa desse comportamento, tendo como enfoque principal simplificar o equipamento e reduzir custos garantindo, contudo, a eficiência.

Uma vez cumprido o objetivo principal, pretende-se que o sistema de avaliação da marcha aqui apresentado possa atender de modo eficiente à comunidade de profissionais que se utilizam dos procedimentos dessa área da Biomecânica.

1.5 Estrutura da Dissertação

Esta dissertação é composta por oito capítulos, anexos e glossário. O conteúdo do trabalho distribui-se por:

Capítulo 1, INTRODUÇÃO. Expõe aspectos gerais sobre a marcha humana e Biomecânica, origens da proposta do trabalho, justificativas, objetivos e a estrutura da dissertação.

Capítulo 2, ESTUDO DA MARCHA HUMANA. Contém aspectos históricos do interesse despertado pela marcha humana e estudos desenvolvidos para compreensão dessa forma de locomoção, como resumo da literatura especializada, oferecendo uma visão geral do problema da locomoção humana.

Capítulo 3, SISTEMAS DE CAPTURA DE IMAGENS. Nesse capítulo é apresentado um resumo da revisão bibliográfica sobre os sistemas de captura de imagens, atualmente em uso, com vistas à avaliação do padrão da marcha humana e uma análise sobre seus aspectos positivos e a inviabilidade de seu emprego pela maioria dos profissionais que dele necessitam. É apresentada, também, uma visão geral do sistema de captura de imagens proposto.

Capítulo 4, DESCRIÇÃO DO SISTEMA PARA AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DA MARCHA HUMANA. Expõe os fundamentos óptico nos quais se baseia o sistema de captura de imagens do sistema proposto; a concepção, o desenvolvimento e a montagem final do sistema proposto.

Capítulo 5, INSTRUMENTAÇÃO. Este capítulo apresenta as características dos equipamentos e componentes utilizados no protótipo do Sistema de Avaliação da Marcha proposto. Também são apresentados o método de calibração e os resultados obtidos.

Capítulo 6, EXPERIMENTOS. Descreve os procedimentos inerentes aos experimentos realizados, dados antropométricos e outras características apresentadas pelos sujeitos que participaram como voluntários. Ainda, neste capítulo, são descritos os procedimentos dos ensaios realizados.

O capítulo 7, RESULTADOS E DISCUSSÕES. Apresentação dos resultados alcançados nos experimentos realizados, respectivas análises e discussões.

O capítulo 8, CONCLUSÕES E SUGESTÕES. Onde são expostas as conclusões acerca dos resultados alcançados e propostas de aperfeiçoamentos no sistema ora em estudo.

Os ANEXOS apresentam os elementos necessários para completar o entendimento sobre o conteúdo do trabalho.

REFERÊNCIAS. Relaciona as fontes bibliográficas referenciadas e que dão suporte teórico para desenvolvimento do trabalho.

GLOSSÁRIO. Apresenta o significado de alguns termos técnicos empregados especificamente no texto deste trabalho.



2 MARCHA HUMANA, BIOMECÂNICA E CINEMETRIA - ASPECTOS HISTÓRICOS E FUNDAMENTOS

2.1 A Marcha Humana

Estudos para compreensão e interpretação dos padrões da marcha humana têm sido desenvolvidos desde a idade antiga. Os progressos obtidos por esse tipo de estudo é de fascinante evolução gerando a apresentação de inúmeras investigações científicas, principalmente devido ao avanço tecnológico e à importância dos conhecimentos adquiridos nessa área.

As primeiras identificações e descrições de anormalidades da marcha foram realizadas, provavelmente, de 400 a 300 a.C., por Hipócrates e Aristóteles, Alencar *et al.* (1997). Eles observavam diariamente a marcha de seus pacientes selecionando características relevantes. Usavam-se algumas frases para descrever se a marcha ocorria de modo lento ou rápido, se os passos eram longos ou curtos, se os joelhos ficavam recurvados na fase de apoio, se o músculo glúteo médio era fraco ou a marcha cambaleante etc. O examinador centrava sua observação na simetria dos movimentos, analisando o paciente de frente, costas e perfil. A assimetria ou assincronismo de movimentos de partes do corpo durante a marcha indicavam anomalias.

Aristóteles considerava que as ações praticadas para se chegar a um estado de movimento podiam ser expressos mecanicamente; assim, cada movimento tinha um agente propulsor. Comparações mecânicas ilustravam



um profundo conhecimento das funções dos ossos e Aristóteles chegou a mencionar a existência de forças de “reação”.

Galeno (131-201 d.C.) foi, provavelmente, o primeiro “médico de esportes” que se tenha conhecimento. Publicou mais de 500 tratados de Medicina e, dentre outros aspectos, descobriu as funções dos diversos músculos que participam das ações do movimento.

Braune e Fischer (1987), expõem ampla narrativa histórica sobre o estudo da marcha humana, resumida a seguir:

“Os pesquisadores Weber e Weber¹ deram novo impulso para a compreensão da marcha humana, a partir de 1836, com a publicação de um clássico trabalho sobre a mecânica da marcha. Nesse trabalho, demonstraram que o movimento do homem está relacionado com processos mecânicos. Tal conclusão baseia-se na possibilidade de se obter informações acuradas sobre um particular movimento por medição direta. Um dos problemas se relaciona com o movimento desenvolvido pelas diferentes partes do corpo e, em princípio, este problema pode ser resolvido quando se entende o processo do movimento e são conhecidas a magnitude da massa, a posição do centro de gravidade, a magnitude do momento de inércia de cada parte do corpo e de que modo o movimento das diferentes partes do corpo são condicionados pelas articulações e forças externas, como a força de reação do solo. Determinar a amplitude e o tipo de movimento, tão precisamente quanto possível, é de particular importância neste estudo.

A partir de numerosas medições, os irmãos Weber obtiveram, entre outros, dados relativos à velocidade do andar e a relação entre a duração e o comprimento da passada. Essas observações forneceram os fundamentos para a teoria da marcha e da corrida e, até o presente, seus

¹ Irmãos Ernest Heinrich Weber (1795/1878), fisiologista e anatomista e Wilhelm Eduard Weber (1804/1891), físico, ambos alemães.



dados não são desatualizados e permanecem válidos. Eles obtiveram o máximo possível de informações com os meios à sua disposição na época.

Qualquer resultado adicional representa uma extensão do trabalho fundamental desenvolvido por eles em seus clássicos estudos. Antes dos irmãos Weber, apenas alguns anatomistas, matemáticos e médicos, como Gassendi, Borelli, Haller, Barthez, Megendie, Gerdy e Poisson voltaram suas atenções para o estudo da marcha e da corrida.

Carlet (1872), em *Essai experimental sur la locomotion humaine: Étude de la marche, vol. 15*, apresentou suas experiências, na qual gravou movimentos do andar. De início concentrou-se nas observações da amplitude e duração da passada, a duração da fase de apoio e de oscilação da perna, oscilações e inclinações do tronco. Estes eventos eram automaticamente gravados por um quimógrafo. Suas pesquisas, portanto, constituem um progresso pois, pela primeira vez, envolveram a determinação experimental da trajetória espacial que descreve o movimento de um determinado ponto do corpo humano durante a marcha. Um engenhoso mecanismo permitiu a Carlet gravar simultaneamente no quimógrafo as oscilações horizontais e verticais de um ponto do corpo. Dessa forma descobriu que um ponto da região da *sínfise pubiana* descreve uma curva que pode ser comparada a um sulco com o lado convexo apontando para baixo; o ponto mínimo corresponde ao ponto médio do período de duplo apoio e os pontos máximos aos pontos médios dos períodos de apoio simples.

Vierordt (1881) por sua vez, concentrou-se em gravar os parâmetros da marcha no espaço e no tempo de forma mais direta. Seus experimentos envolveram um mecanismo especial acoplado ao pé do sujeito que caminha e que imprime as posições em longos eixos sobre o solo, ou sobre um papel, quando o pé toca o chão. Como resultado, ele pôde medir com grande acuidade o comprimento de diferentes



passadas, a média e o passo mais longo de cada perna, a largura da passada, o ângulo formado pelos eixos do pé e a direção do andar quando o pé toca o chão, o desvio médio lateral dos calcanhares durante o passo duplo e outros dados relevantes para o conhecimento do aparelho locomotor. O processo usado por Vierordt consistiu em fixar pequenos tubos em pontos estratégicos do corpo do sujeito sob observação e conectados por finas mangueiras de borracha a um reservatório contendo fluido colorido. Durante a caminhada, o fluido colorido jorrava, a partir dos tubos, em jatos finos e com grande velocidade e atingiam um suporte de papel fixo no chão e outro posicionado na vertical, paralelamente à direção da caminhada. Cada jato de tinta produzia uma marca contínua sobre os suportes de papel e descreviam, de forma aproximada, a trajetória do ponto de onde provinha. Embora fosse mais tarde substituído por técnicas mais apuradas, não se pode negar o valor histórico do método de Vierordt. Permanece sendo o primeiro experimento realizado com a finalidade de gravar simultaneamente as trajetórias de diferentes partes do corpo.

O fotógrafo americano Eadweard Muybridge (1839-1907) foi o primeiro a empregar a fotografia como um meio de analisar a marcha ao registrar uma série de fases do movimento de um cavalo. Para realizar o experimento, Muybridge ajustou uma série de câmaras fotográficas próximas entre si e que podiam ser acionadas uma após outra a curtos intervalos de tempo. Para captar as sucessivas fases do movimento do cavalo, cada uma em curtíssimos intervalos de tempo, havia necessidade de utilizar uma película fotográfica de alta velocidade de reação à luz ou de uma fonte luminosa intensa. Muybridge, então, colocou entre o animal e a câmara uma tela translúcida de tal forma que os raios solares incidissem diretamente sobre a objetiva da câmara. Assim, o cavalo era projetado como uma sombra escura e bem delineada sobre o claríssimo anteparo. Esse



experimento permitiu um perfeito reconhecimento das diferentes posições das pernas do cavalo durante sua movimentação. Muybridge obteve, também, fotografias das fases do movimento de pessoas.

O fisiologista Etienne-Jules Marey, a quem deve ser creditado um grande avanço no conhecimento da mecânica do aparelho locomotor, fazendo uso prático da cronofotografia - fotografias sucessivas - fez medição direta do processo do movimento. Isso permitiu a projeção dos movimentos de partes do corpo, com maior precisão sobre um plano e, também, que os relacionamentos entre os tempos de cada movimento fossem levados em conta. Para conseguir resultados acurados sobre as trajetórias das partes do corpo, Marey vestiu o sujeito sob observação com roupa preta e fixou faixas brancas à vestimenta entre as principais juntas dos membros. Com este dispositivo ele pode fotografar considerável número de fases do movimento da pessoa observada. Considerando que os intervalos de tempo entre as exposições eram iguais, as séries de exposições forneceram uma real projeção de todo o processo de movimento em relação ao espaço e tempo.

Braune e Fischer (1987), segundo suas próprias narrativas, iluminaram os segmentos corpóreos de um sujeito, utilizando o efeito luminoso das descargas elétricas em nitrogênio rarefeito, produzidas em tubos de Geysler fixados aos segmentos corpóreos de um sujeito (Figura 2.1). Ao todo, foram utilizados onze tubos. O sujeito, assim instrumentado, percorria uma determinada trajetória dentro do campo de visão de quatro câmaras fotográficas, das quais as imagens obtidas forneceram condições para a reconstrução tridimensional da marcha”. A Figura 2.2 mostra os efeitos da iluminação utilizada durante fases do movimento registrado.

A partir das muitas imagens captadas, foram apresentadas uma série enorme de tabelas e gráficos que possibilitaram uma análise completa dos movimentos realizados.

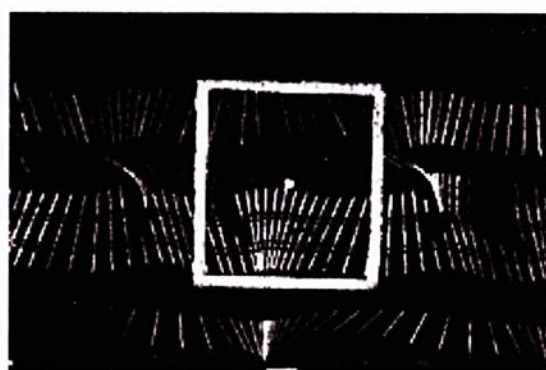
É importante salientar que muitos dos resultados apresentados são semelhantes aos obtidos a partir dos equipamentos da nova geração de sistemas para análise da marcha”.



FIGURA 2.1 - Sujeito trajando a vestimenta experimental utilizada por Braune e Fisher (1987)



a - Instantâneo da marcha



b - Marcas da iluminação

FIGURA 2.2 - Exemplos de imagens obtidas por Braune e Fischer (1987)

Bernstein *apud* Brenzikofer (1997) estudou o movimento do corpo humano criando diversas técnicas de registro, inclusive estereoscópicas, com frequências de captação de até 600Hz (“ciclogrametria”, “cineciclogrametria” etc.), baseadas em processos fotográficos. Com essas metodologias o autor realizou reconstruções tridimensionais de diversos movimentos. Com os dados de posição de cada articulação, descreveu os movimentos da marcha em termos de série de Fourier e calculou as forças de reação do solo (FRS) a partir das equações aplicadas ao movimento das partes do corpo.

A descrição segmentar surgiu posteriormente como outra forma de análise da marcha. Nesse tipo de análise a atenção do investigador se concentra no movimento local das partes do corpo no espaço. Nesse contexto, fotografias tem sido o principal recurso no estudo do movimento dos segmentos do corpo, porque os eventos ocorrem rapidamente para serem percebidos pelo olho humano.

2.2 Cinemetria

Dada a importância da obtenção de dados quantificadores que descrevam convenientemente o comportamento do CG do corpo humano, durante a marcha, diversos métodos de avaliação das variáveis envolvidas têm sido propostos e utilizados na prática.

A fotografia é geralmente usada para obter informações cinemáticas durante a marcha, tais como: deslocamento, velocidade, aceleração do tronco e membros como, também, movimentos angulares das articulações. Essa associação entre fotografia e cinemática fez surgir uma nova forma de abordagem analítica: a Cinemetria.

A Cinemetria consiste em um conjunto de métodos que buscam medir os parâmetros cinemáticos do movimento a partir da aquisição de imagens durante a execução do movimento. Posteriormente, são realizados os cálculos necessários ao estudo do movimento, com base nos parâmetros observados na



imagem: posição, orientação, velocidade e aceleração do corpo ou de seus membros, descrevendo o movimento sem a preocupação de explicar as causas desse movimento. A técnica básica se resume à demarcação de pontos estratégicos do corpo humano, escolhidos de forma adequada para produzirem imagens que, durante a marcha, são captadas por um processo foto-óptico adequado. Atualmente, com o auxílio da informática é possível a reconstrução tridimensional dos movimentos desses pontos, de modo mais preciso e rápido.

Portanto, a Cinemetria se utiliza de procedimentos da fotogrametria, da cinematografia e, mais recentemente, as técnicas de vídeo e computação. Por sua vez a fotogrametria está subdividida em instrumental e analítica ou computacional. Até os anos 60, predominavam as técnicas instrumentais ou convencionais, com o uso da fotografia de exposição múltipla, estroboscopia e fotogrametria instrumental. A reconstrução da imagem é feita por sistemas óticos, após a associação das imagens dos pontos correspondentes e os dados posicionais lidos a partir do instrumento de digitalização. Essas técnicas prestaram grande contribuição para a evolução da fotogrametria.

Atualmente o estudo da marcha baseia-se em processos de captura de imagens de pontos pré-selecionados e demarcados sobre o corpo do sujeito sob observação, denominado Reconstrução Tridimensional ou Reconstrução 3D.

2.3 Biomecânica

A Biomecânica preocupa-se com as análises físicas de sistemas biológicos. No aspecto humano, compreende a área de conhecimento que aborda os estudos referentes às interações físicas das partes do corpo humano entre si, ou com o meio externo, utilizando, entre outros métodos, a Cinemetria para obter dados cinemáticos do corpo do sujeito sob observação (AMADIO, 1980).

Considerando o movimento humano como objeto central de estudos da Biomecânica, analisamos suas causas e efeitos sob aspectos multidisciplinares.



Segundo Winter (1990), a Biomecânica do movimento humano pode ser definida como interdisciplina que descreve, analisa e avalia movimentos do corpo humano.

A biomecânica, de forma esquemática, é classificada em biomecânica interna e biomecânica externa.

a) *Biomecânica interna* – preocupa-se com a determinação das forças internas (articulares e musculares) e as conseqüências dessas forças (tensões) no biomaterial, frente às diferentes formas de solicitação mecânica (pressão, tração, flexão, torção etc.). As grandezas dificilmente serão passíveis de serem medidas diretamente, podendo ser calculadas por intermédio de parâmetros da cinemática e da dinâmica.

b) *Biomecânica externa* – trata dos parâmetros de determinação quantitativa referente às mudanças de lugar e posição do corpo humano, com auxílio de medidas descritivas cinemáticas e dinâmicas (trajetória, velocidade, aceleração, forças etc.).

As áreas de atuação da biomecânica, onde há produção de conhecimentos são:

- locomoção humana;
- esporte;
- clínica e reabilitação;
- ortopedia e traumatologia
- instrumentação e métodos;
- modelagem e simulação computacional;
- tecidos e biomateriais;
- músculo-esquelética;
- cardiovascular e respiratória, e
- ocupacional e ergonômica.

2.3.1 Fundamentos da biomecânica

O enfoque principal da Biomecânica são as análises físico-matemáticas dos sistemas biológicos, por conseguinte análises físicas do movimento humano. Para o estudo desse movimento são estabelecidas leis e padrões mecânicos em função das características específicas do sistema biológico humano.

Segundo Donskoy (1975), Winter (1979) e Zatsorsky *et al.* (1982) é objetivo da Biomecânica, a determinação das leis da mecânica do movimento e propriedades do sistema locomotor humano. A interpretação do rendimento do movimento humano também é procurada através do método da otimização ou mesmo da redução de variáveis que interferem na estrutura em análise. Fatores que interferem no desempenho, na interpretação e análise do movimento humano, entre outros, estão: antecedentes genéticos, motivação, estado de maturação e estrutural do desenvolvimento motor, embora sua quantificação não possa ser obtida, como acontece com os parâmetros biomecânicos.

Do ponto de vista biomecânico o Corpo Humano é um complexo sistema formado de segmentos articulados em equilíbrio estático ou dinâmico, onde o movimento é causado por forças internas, atuando fora do eixo articular, que provocam deslocamentos angulares dos segmentos, e por forças externas ao corpo, obedecendo à lei da ação-reação.

As forças internas, transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo estão intimamente relacionadas com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas exercidas pelo aparelho locomotor. O conhecimento dessas forças internas tem aplicações no estudo clínico da marcha patológica originada por anomalia muscular, transplante de tendão ou amputação de membros; no aperfeiçoamento da técnica do movimento, na determinação de cargas durante as atividades físicas em esportes ou em atividades do trabalho cotidiano e, também, no projeto e adaptações de próteses do aparelho locomotor.



2.3.2 Medição em biomecânica

Padronizar procedimentos de medida em biomecânica torna-se uma tarefa difícil, devido às peculiaridades do objeto de estudo, além de estarem sujeitos aos tipos comuns de erros que ocorrem nas medições em experimentos científicos em geral. Os procedimentos de medição em biomecânica são classificados nas seguintes categorias:

- *Procedimento mecânico* – observações de grandezas por observação direta e que não se alteram muito rapidamente (massa, extensão etc.);
- *Procedimento eletrônico* – grandezas mecânicas são transformadas em elétricas, facilitando a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo, permitindo medições dinâmicas, e adaptando-se ao processamento de dados (força muscular, movimentos oscilatórios de órgãos);
- *Procedimento ópticos-eletrônicos* (processamento de imagem) – as medições e análises são feitas no modelo que representa o sujeito em estudo.

De acordo com Winter (1990), Baumann (1995) e Amadio (1997), os métodos de medição em biomecânica são: antropometria, cinemática, dinamometria e eletromiografia. Utilizando-se esses métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente.

O controle de equilíbrio dinâmico durante o movimento de locomoção é realizado através da variação angular dos eixos articulares, tais como, tornozelos, joelhos, quadris, juntamente com as articulações do membro superior do corpo (NASHNER, 1985). Há forte indício de que o principal regulador para manter o controle de equilíbrio postural está relacionado com o posicionamento do Centro de Gravidade (CG) do corpo (DIETZ, 1991).



Para avaliar o sistema motor humano em termos de equilíbrio corporal, Kulger *et al.* (1982) desenvolveram a Teoria de Sistemas Dinâmicos (TSD), como novas formas de entender e abordar o desenvolvimento de habilidades motoras. De acordo com a TSD a complexidade de analisar o sistema motor humano provém do fato de o sistema variar com o tempo, possuir muitos graus de liberdade, não conservativo durante o contato com o solo e não linear devido às características corporais, possuindo flexibilidade e amortecimento não lineares. Além destes fatos citados, Michaels (1981) acrescenta a influência dos movimentos de segmentos vizinhos. Quando o corpo realiza o movimento, um determinado segmento vizinho interfere no movimento de outro segmento através da relação intra-articular, amenizando o problema proveniente dos graus de liberdade.

Quanto ao registro dos movimentos do corpo humano, a análise cinemática da marcha consiste de uma descrição do movimento do corpo como um todo e/ou segmentos corporais com relação uns aos outros. Na aplicação em clínica, a cinemetria é utilizada para a análise quantitativa da marcha. Este método requer pequena quantidade de equipamentos e um dispêndio mínimo de tempo, avaliando os padrões de movimento, desvios da normalidade, posturas corporais e ângulos articulares em pontos específicos do ciclo da marcha. Dados cinemáticos quantitativos da marcha são usados para obtenção de informações sobre variáveis do tempo e deslocamentos dos membros que são afetados por uma série de fatores como estado de saúde, idade, sexo, altura, peso, nível de maturação e tipo de calçado (ALENCAR, 1996).

A Figura 2.3 mostra a interrelação entre os métodos de medição e suas aplicações, conforme estrutura proposta por Baumann (1995).



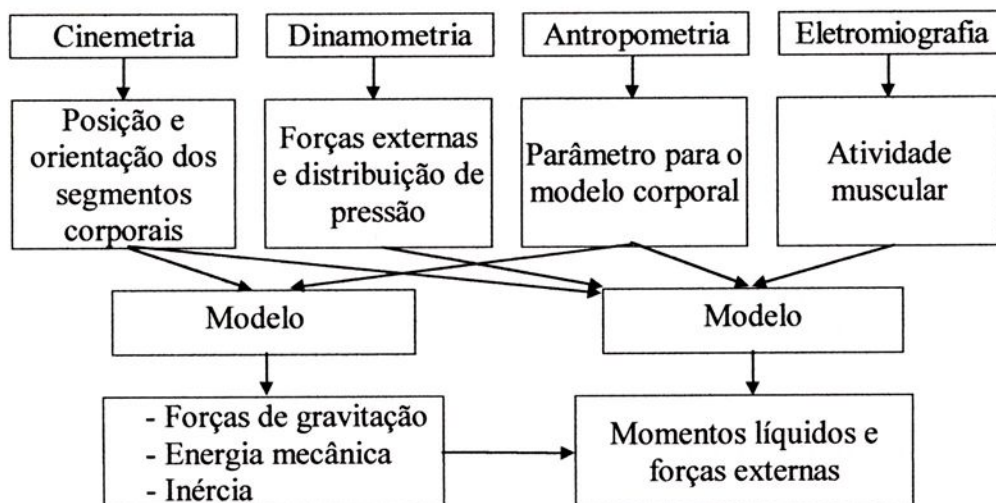


FIGURA 2.3 - áreas para análise biomecânica do movimento humano (BAUMANN, 1995)

3 SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO TRIDIMENSIONAL

Para se efetuar a reconstrução tridimensional dos movimentos de pontos do corpo humano é empregado, atualmente, o sistema denominado Sistema DLT - Direct Linear Transformation, que transforma diretamente as coordenadas do sistema de referência de calibração para as coordenadas que indicam a posição do objeto no espaço. Exige no mínimo duas câmaras de filmagem, posicionadas não paralelamente e não-simétricas, atuando de forma sincronizada.

Para calibrar as câmaras é utilizado um sistema de coordenadas espaciais fixo conhecido, posicionado no campo “visual” de ambas as câmaras, composto por seis pontos não coplanares que devem ser registrados simultaneamente por todas as câmaras utilizadas no experimento. Após o registro dos pontos de apoio, o objeto de calibração, caso tenha sido usado, é retirado do local da filmagem e, em seguida, sem que as regulagens de foco, iluminação e posicionamentos das câmaras sejam alterados são realizadas a marcha e as tomadas de cena do movimento do sujeito (BARROS *et al.*, 1997). Após esses procedimentos, é efetuada a conversão analógico-digital dos trechos de vídeo que contêm as cenas do movimento filmado. Os dados arquivados no disco rígido do computador são fornecidos ao programa de análise que fará a detecção dos pontos de interesse bem como determinará suas coordenadas. A partir dessas informações, são obtidos 11 coeficientes aos quais estão incorporadas todas as transformações relativas à posição e orientação externa das câmaras, parâmetros interior e fatores de distorção do sistema ótico das câmaras. Esses coeficientes são aplicados ao sistema de



equações de reconstrução tridimensional que, após solucionado, fornece as posições espaciais dos ponto de interesse na observação do movimento.

A Figura 3.1 ilustra o fluxo das etapas a serem seguidas para a reconstrução tridimensional dos movimentos das imagens capturadas durante a execução da marcha.

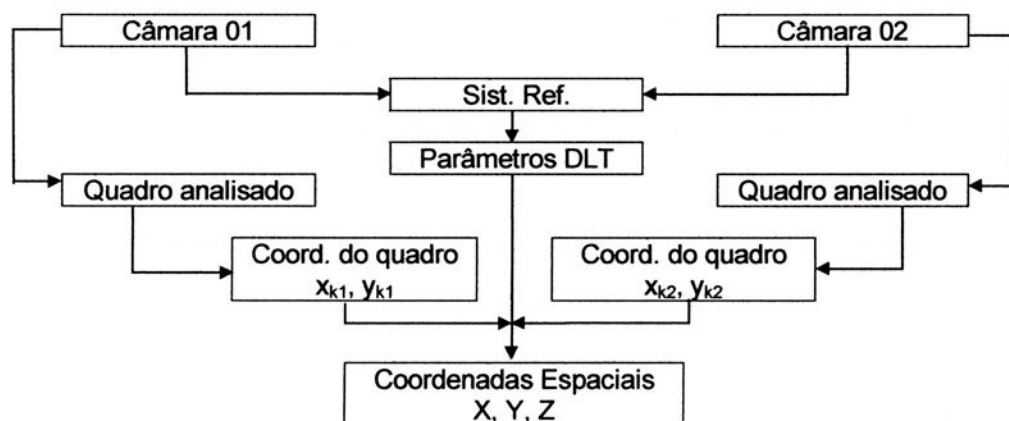


FIGURA 3.1 - Fluxograma das etapas metodológicas para reconstrução 3D (AMADIO, 1992)

3.1 Sistema de Calibração

Para avaliar os resultados das medições efetuadas através de um sistema de reconstrução tridimensional, é necessário estabelecer um método de calibração que ofereça parâmetros adequados para a recomposição das distâncias percorridas pelo ponto de interesse na investigação do movimento investigado.

Um método de calibração, proposto por Morris; Macleod (1990) *apud* Barros *et al.* (1999), visualizado na Figura 3.2, constitui-se de uma barra rígida, sobre a qual foram demarcados três pontos, com as distâncias entre eles conhecidas. A barra é, então, suspensa por um único ponto de sustentação em uma de suas extremidades e afastada da linha de equilíbrio, formando um ângulo conhecido em relação à vertical (no exemplo, o ângulo de afastamento é de 15°). Liberada a partir dessa posição, a barra realiza movimento pendular.

Duas câmaras de filmagem colocadas em posições não alinhadas, capturam imagens durante o movimento oscilatório da barra.

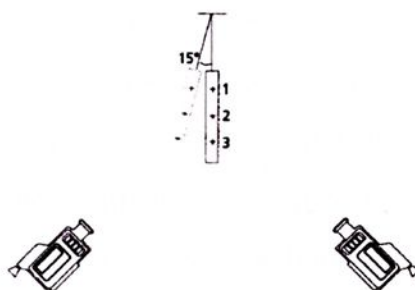


FIGURA 3.2 - Esquema da calibração utilizado por Barros *et al.* (1999)

As duas seqüências de imagens passam pelo processo de digitalização, permitindo a reconstrução tridimensional do movimento através da relação posição/tempo.

Empregando o sistema de processamento de imagens, para digitalização e localização dos pontos presentes nas filmagens, procede-se a avaliação das distâncias médias e respectivos desvios-padrões existentes entre os pontos demarcados na barra rígida, tomados dois a dois, conforme mostra a Tabela 3.1.

TABELA 3.1 - Valores obtidos por Barros *et al.*, mediante a utilização do sistema Dvideow

Distância entre os pontos	Média (mm)	Desvio-padrão (mm)	Repetições
1 - 2	201,2	0,8	161
1 - 3	402,6	1,0	161
2 - 3	201,1	0,9	161

Essa calibração permitiu obter a precisão da posição com relação à malha digitalizada de 4 mm/pixel, para enquadramento vertical, à distância de 1,5 m do objeto filmado. Para aceitar as medições, foram estabelecidas, pelos autores, que seriam consideradas apenas as diferenças inferiores a 1% existentes entre as distâncias medidas e os valores esperados.

3.2 Críticas ao Sistema Direct Linear Transformation

O DLT é um sistema sofisticado que oferece resultados com muita precisão e confiabilidade. Tem sido utilizado pelos grandes centros de pesquisa em análise da marcha e de reabilitação. Contudo, devido à quantidade e de tipos de câmaras empregadas, computadores bem configurados e programas computacionais sofisticados, além dos suportes operacionais necessários, inclusive amplo espaço para filmagens (salas de 6 a 10 metros de lado), entre outros requisitos, esse sistema para análise do movimento humano tem custo muito elevado, o que inviabiliza sua utilização generalizada em clínicas de reabilitação e de avaliação postural de menor porte.



4 O SISTEMA PROPOSTO PARA AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA POR CINEMETRIA

Para atender aos objetivos de estudar o comportamento do CG de uma pessoa em marcha, que representa um parâmetro importante em termos de equilíbrio corporal, com emprego de um sistema que se mostre econômico e que apresente resultados confiáveis, foi concebido um protótipo que apresentasse aspectos simplificadores em relação aos sistemas usuais. Essa simplificação baseia-se nas medições apenas um ponto do corpo (CG) e pelo uso da esteira ergométrica onde o campo visual de filmagem, que abrange o sujeito durante a marcha, fica restrito ao campo visual de uma única câmara fixada a uma distância conveniente.

Propõe-se, então, um sistema baseado na filmagem de um ponto luminoso fixado no corpo do sujeito a ser avaliado durante a execução de sua marcha sobre uma esteira ergométrica. Esse ponto luminoso representa o CG do sujeito, conforme seção 4.3. Um computador dá suporte à etapa de captura de imagens e às etapas posteriores, de digitalização e processamento das imagens, bem como nos procedimentos de cálculos. As imagens das cenas filmadas são visíveis na tela do monitor de vídeo do computador.

Durante a filmagem, os movimentos executados pelo ponto luminoso na direção paralela ao eixo ótico da câmara não podem ser captados diretamente para serem visualizados na tela do monitor de vídeo, portanto, não é possível avaliar as posições desse ponto durante o movimento nessa direção. Por essa razão, foi utilizado um espelho, de modo a permitir filmagens relativas a movimentos paralelos ao eixo ótico da câmara, mediante reflexão

nesse espelho de feixes de luz provenientes do ponto de interesse, conforme mostrado na Figura 4.1 e na seção 4.4.

Em face desse recurso de captação de imagens, o sistema proposto passará a ser identificado, de ora em diante, como SAIR, de Sistema de Aquisição de Imagens por Reflexão.

4.1 Fundamento Óptico do Processo de Captura de Imagens do SAIR

De acordo com o processo de captura de imagens do SAIR, uma câmara de vídeo capta imagens relativas às posições espaciais do ponto de interesse em movimento e transmite essas imagens para a tela do monitor de vídeo. Esses movimentos ocorrem no espaço tridimensional, porém, a tela do monitor de vídeo tem condições de apresentar somente imagens dos movimentos bidimensionais que ocorrem nos planos perpendiculares ao eixo ótico da câmara de vídeo. Logo, não há como efetuar medição dos deslocamentos ocorridos na direção paralela ao eixo ótico da câmara. Foi necessário, então, utilizar um processo que permita a captura dos feixes luminosos que indiquem movimentos nessa direção. Para essa captura recorre-se a um espelho, colocado ao lado da esteira ergométrica, em posição tal, relativa à câmara de vídeo, que permita, a esta, captar os feixes luminosos provenientes dos movimentos na direção do eixo ótico da câmara. Assim, o feixe luminoso emitido pelo ponto em questão é filmado de dois modos:

a) os feixes que indicam movimentos nos planos perpendiculares ao eixo ótico da câmara de vídeo são filmados diretamente;

b) os feixes luminosos relativos aos movimentos em planos paralelos ao eixo ótico da câmara são captados por reflexão no espelho.

A Figura 4.1 ilustra a formação da imagem visualizada no monitor de vídeo por meio do digrama de formação de imagens em espelho plano associado

ao diagrama de formação de imagens através do sistema ótico de uma câmara de filmagem. O sistema corretor de imagens indicado na Figura 4.1 tem a função de apresentar a imagem do objeto, no monitor de vídeo, em posição correspondente à sua posição real em relação ao observador, no momento da filmagem.

Como exposto, é possível uma análise tridimensional do movimento do CG do sujeito sob observação.

4.2 Aspectos Relevantes da Marcha para Análise de Seu Padrão a Serem Detectados pelos Sistemas de Avaliação

Os sistemas de avaliação existentes e, particularmente, o SAIR, devem apresentar condições de detectar certos detalhes da marcha com os quais uma análise mais completa pode ser realizada. Dentre esses detalhes estão:

- a) Hoppenfeld (1980), durante a marcha normal, o CG posiciona-se cinco centímetros à frente da segunda vértebra sacral (S2). Avalia também que, na marcha normal, esse ponto apresenta oscilação vertical com amplitude de, no máximo, cinco centímetros (Figura 4.2);
- b) a pelve e o tronco desviam-se lateralmente cerca de 2 centímetros do lado que sustentará o peso do corpo durante determinado passo (Figura 8). Alterações anormais nos valores apresentados indicam patologias;
- c) durante a marcha há etapas distintas de apoio dos pés no solo: fase de apoio simples, onde apenas um dos pés está em contato com o solo e a fase de duplo apoio, que se caracteriza por um breve período no qual ambos os pés mantêm contato simultâneo com o solo, quando, então, ocorre a troca do pé de apoio. Na corrida não há a fase de duplo apoio, ocorrendo um breve intervalo de tempo no qual ambos os pés não mantêm contato com o solo;
- d) frequência dos passos e das passadas;
- e) amplitude do passo e da passada;

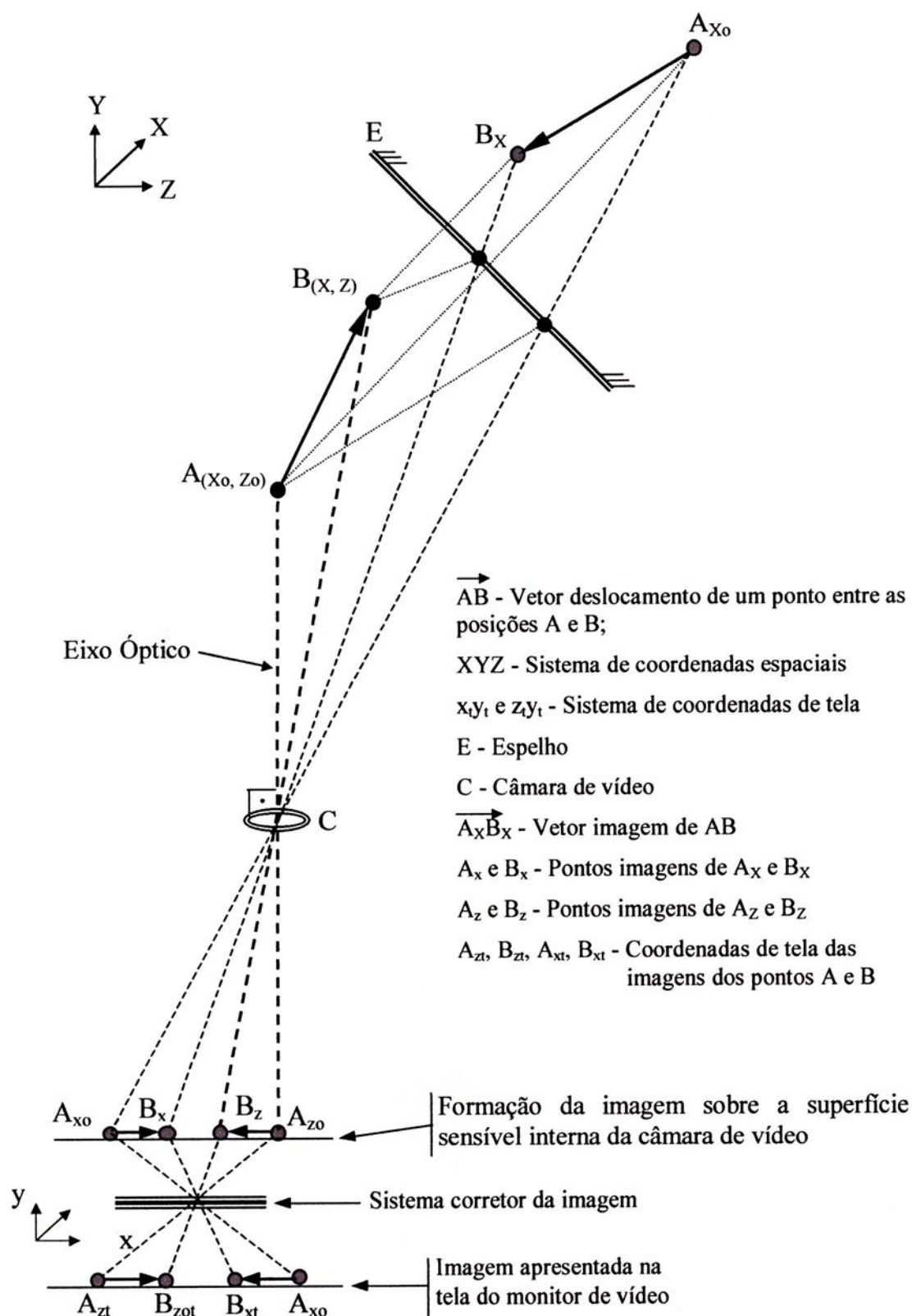


FIGURA 4.1 - Esquema da formação das imagens no espelho

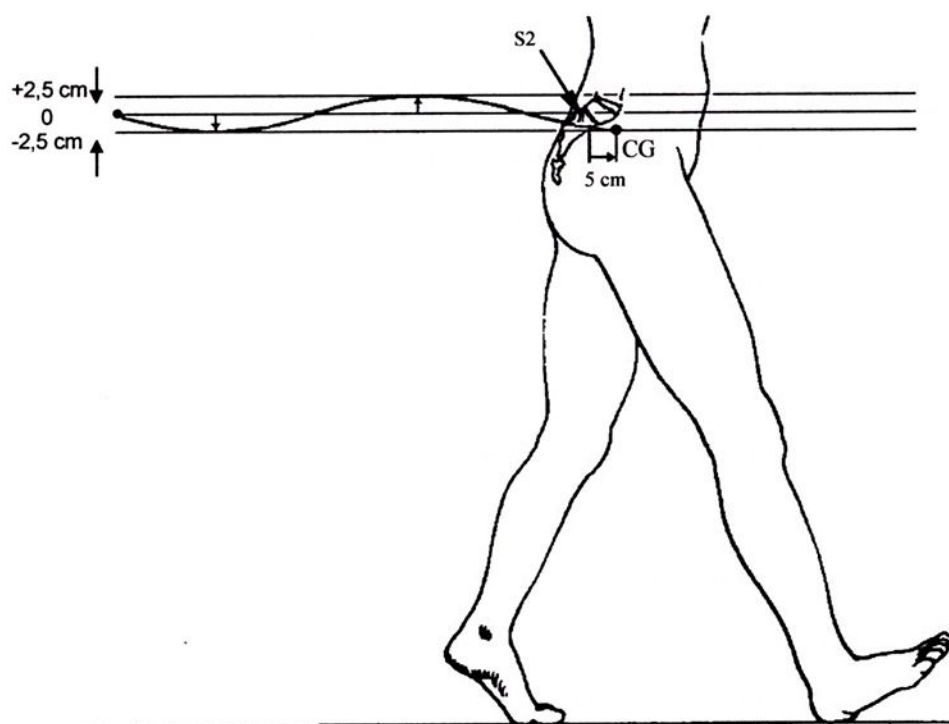


FIGURA 4.2 - Localização e oscilação vertical do CG durante a marcha normal (HOPPENFELD, 1980).

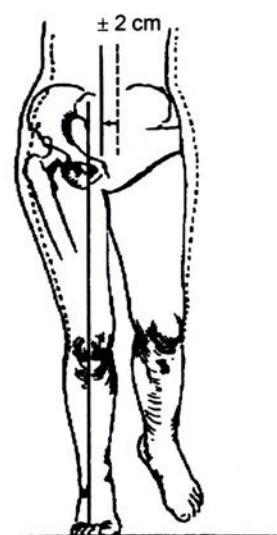


FIGURA 4.3 - Desvio lateral da pelve e do tronco (HOPPENFELD, 1980)

4.3 Restrições Adotadas Sobre o Centro de Gravidade

Devido ao estágio inicial de avaliação do SAIR e até que se tenha compreensão mais aprofundada sobre os resultados obtidos por seu intermédio, é necessário estabelecer restrições para que se considere o CG representado por um ponto luminoso fora do corpo do sujeito.

A localização do ponto luminoso, que representa o CG do sujeito que executa a marcha para avaliações através do SAIR, fundamenta-se em dois princípios. O primeiro, de acordo com Hoppenfeld (1980), que o CG ocupa uma posição interna do corpo humano na altura da vértebra S2, distante, aproximadamente, cinco centímetros desta, como mostrado na Figura 4.2.

O corpo humano é um sistema dinâmico, onde ocorrem alterações internas das posições relativas de seus pontos uns em relação aos outros. Dessa forma, torna-se difícil uma definição sobre a real posição do CG quando o corpo está em movimento. Entretanto, devido à região onde se situa o CG estar contida em uma caixa óssea (osso íliaco e parte inferior da coluna vertebral) e o CG estar próximo à vértebra S2, o segundo princípio adotado, decorre de uma simplificação proposta, a qual, para uma abordagem inicial de avaliação do sistema proposto, considera que a região do corpo humano onde se localizam o CG e a vértebra S2 seja tratada como um corpo extenso dotado de rigidez. Nesse caso o CG e a vértebra S2 se movimentariam solidários um ao outro, como mostra a Figura 4.4.

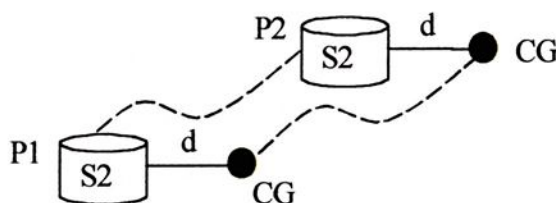


FIGURA 4.4 - Movimento solidário da vértebra S2 e do CG.

Uma vez adotado o segundo princípio, por pura simplificação de construção da teoria inicial sobre o SAIR, estende-se ao ponto luminoso L, que representa o CG, a solidariedade de movimento do CG e da vértebra S2, desde que o ponto luminoso seja posicionado na altura de S2 e tão próximo do corpo do sujeito quanto for possível. A Figura 4.5 ilustra essa condição.

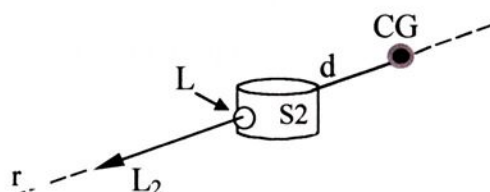


FIGURA 4.5 - Posições relativas entre o CG, S2 e o ponto luminoso L.

Dessa forma, expostas as condições sobre L representar o CG do sujeito em marcha, pode-se interpretar que os movimentos de L, visualizados no monitor de vídeo, são equivalentes aos movimentos do CG durante a marcha executada por um sujeito sob avaliação pelo SAIR.

4.4 Descrição do SAIR

Nos experimentos utilizando o método do SAIR, um sujeito movimenta-se sobre uma esteira elétrica comercial, cuja velocidade pode ser controlada e fixada dentro dos limites do condicionamento físico desse sujeito. Uma fonte de luz L é fixada às suas costas, de modo a representar o seu CG, considerando as restrições sugeridas na seção 4.3. Dessa forma, L durante a marcha, descreve uma trajetória equivalente à do CG.

L está localizada no interior de um invólucro, que possui dois furos pequenos, feitos de tal forma que um deles permita a saída do feixe luminoso normal ao corpo do voluntário no sentido “saindo do corpo”, representados por L₁. O outro furo é feito de forma a permitir a emissão do feixe luminoso horizontal e perpendicular a L₁, representado por L₂. O feixe L₂ é projetado

sobre um espelho plano posicionado ao lado da esteira ergométrica, formando com linha longitudinal da esteira um ângulo de 45° .

Enquanto o sujeito se movimenta, uma câmara de vídeo capta as imagens do ponto luminoso L, de tal forma que o feixe L_1 incide diretamente sobre a objetiva da câmara e o feixe L_2 é captado através de sua reflexão no espelho (L_{2R}), como apresentado na Figura 4.6, com base nos princípios de formação de imagens ilustrado na Figura 4.1.

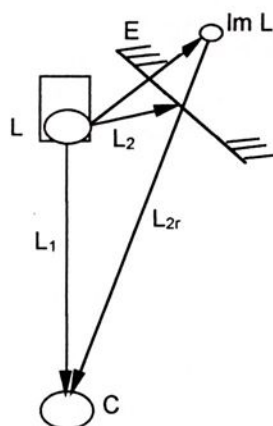
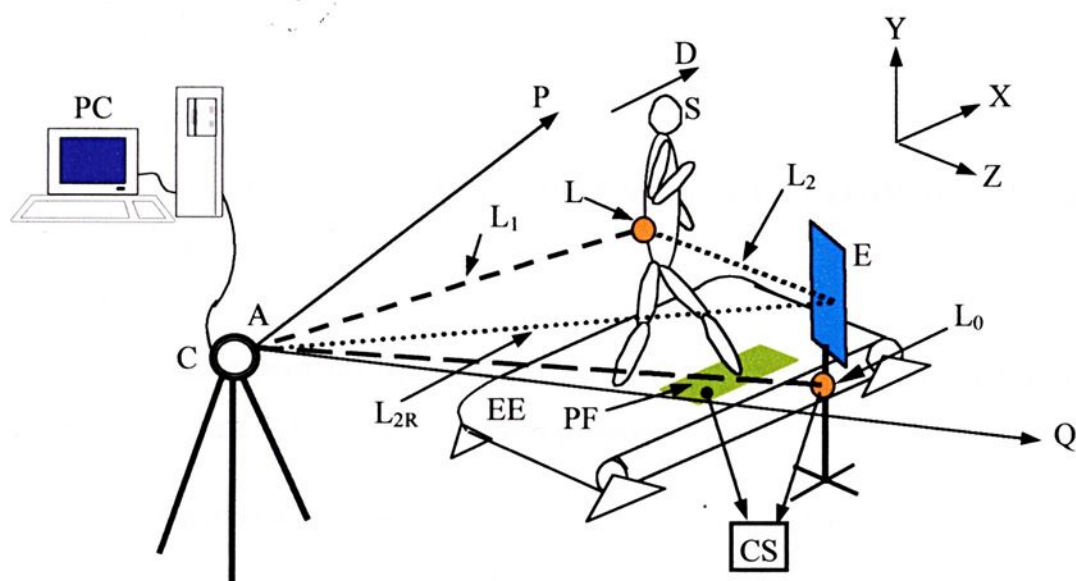


FIGURA 4.6 - Esquema de captação de imagens do ponto que representa o CG

A Figura 4.7 apresenta uma visão geral do sistema proposto, ilustrando a relação câmara-sujeito-espelho durante a execução da marcha sobre a esteira ergométrica.

As posições de L no início e no fim dos contatos dos pés sobre a esteira ergométrica são definidas pela fonte de luz fixa L_0 , que atua como sincronizador visual para detectar esforços das pisadas sobre a esteira ergométrica. L_0 faz parte de um circuito eletrônico que detecta sinais elétricos provenientes de uma placa de força posicionada no lado direito da pista (QUEIROZ, 2001). Os sinais são produzidos quando o pé direito do sujeito toca esse lado da pista que está instrumentado com *extensômetros*, cuja finalidade é detectar a pressão que esse pé exerce ao tocar a lona da esteira

ergométrica, desde o instante inicial do contato até o instante em que o mesmo pé interrompe o contato com a lona.



C - Câmera de filmagem; CS - Circuito Sincronizador; E - Espelho refletor; EE - Lona da esteira ergométrica elétrica; L - Ponto luminoso fixado ao corpo do voluntário; L_0 - Ponto luminoso indicador de contato entre o pé e a esteira ergométrica; L_1 - Feixe luminoso de L paralelo ao eixo ótico da câmera de vídeo; L_2 - Feixe luminoso perpendicular a L_1 ; L_{2R} - Feixe luminoso L_2 refletido pelo espelho; PC - Computador; PF - Placa de Força; S - Sujeito; XYZ - Sistema Espacial de Referência; $\widehat{P\hat{A}Q}$ - Ângulo de visão da câmera de vídeo; D - sentido do deslocamento

FIGURA 4.7 - Esquema geral do processo de captura de imagens do ponto que representa o CG pelo SAIR

O ângulo $\widehat{P\hat{A}Q}$ mede 52° , na horizontal, conforme especificação da câmera utilizada e o sincronismo é possível graças à atuação de um circuito eletrônico que tem como elemento controlador um circuito integrado do tipo CI 741.

5 INSTRUMENTAÇÃO, SISTEMAS DE COORDENADAS E CALIBRAÇÃO

Como partes do SAIR, três pontos devem ser destacados para se ter uma visão mais detalhada do sistema proposto:

- instrumentação, que se refere aos equipamentos adotados;
- sistemas de coordenadas adotados, que são os elementos de transição entre as posições das imagens do ponto de interesse na tela do monitor de vídeo e as suas posições espaciais reais, e
- calibração, efetuada com a finalidade de se obter as relações de transformação das posições das imagens dos pontos de interesse apresentadas no monitor para as posições reais desses pontos.

5.1 Instrumentação

O Sistema de Aquisição de Imagens por Reflexão - SAIR, é composto por quatro conjuntos de equipamentos básicos, que se integram formando um sistema único com a finalidade de capturar imagens do movimento, processar essas imagens e, finalmente, gerar e fornecer resultados para diagnósticos sobre a marcha observada:

1. Esteira ergométrica;
2. Sistema de captura de imagem;
3. Sistema de computação;
4. Placa de força e circuito sincronizador.

5.1.1 Esteira ergométrica

A esteira ergométrica é utilizada como local onde o sujeito a ser avaliado executa sua marcha. Optou-se por examinar a marcha realizando-a sobre uma esteira ergométrica para delimitar o campo visual da câmara de filmagem, com a finalidade de estabelecer parâmetros prévios de distâncias para facilitar as tomadas de cenas.

Outras vantagens também devem ser consideradas quanto ao uso da esteira ergométrica na avaliação da marcha:

- redução do espaço de ensaio, favorecendo a instalação do sistema em pequenos consultórios;
- menor esforço para execução da marcha para paciente em reabilitação, mediante o controle da velocidade.

A esteira ergométrica utilizada é do tipo comercial, cujas características básicas para o experimento são as dimensões da lona (parte rolante da esteira):

Comprimento útil: 0,70 m

Largura da faixa de rolamento: 0,33 m

A esteira ergométrica foi submetida a duas alterações em sua estrutura original. A primeira refere-se à adaptação de um variador de velocidade, acoplado o motor elétrico à esteira ergométrica; as características do variador de velocidade são:

- marca VARIMOT - Tipo VAF-M4
- faixa de rotação de 0 a 1.800 rpm.

A instalação desse variador de velocidade tem a finalidade de se poder utilizar uma larga faixa de velocidades da lona da esteira ergométrica, dentro dos limites de 0 a 3 m/s, de modo a se ter velocidades adequadas para cada tipo de teste e conforme as condições físicas do sujeito a ser avaliado.

Na segunda adaptação, foi acoplada à estrutura da esteira ergométrica, um sistema de sincronismo para detectar os esforços provenientes dos passos do sujeito que executa a marcha. Esse sistema de sincronismo foi desenvolvido no Laboratório do DME/FEG/UNESP (QUEIROZ, 2001).

5.1.2 Sistema de filmagem

As câmaras de filmagem são responsáveis por uma grande parte do custo dos sistemas de análise da marcha atualmente em uso. No SAIR, optou-se por utilizar uma câmara de filmagem de custo o mais reduzido possível, porém, que oferecesse condições mínimas de qualidade de imagem para que os processamentos posteriores à filmagem proporcionasse resultados satisfatórios.

O sistema de filmagem do SAIR, compõe-se de:

- uma câmara 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 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;
- programa de controle, para acionar a câmara através do microcomputador;
- tripé para a câmara de filmagem;
- um espelho comum, porém, de boa qualidade, com tamanho 350 mm x 350 mm x 1,5 mm;
- haste metálica de altura regulável e dotada de liberdade de rotação para suporte do espelho, com dispositivo para fixação ao solo;
- dispositivo para visualização do movimento de um ponto do corpo, composto pelas seguintes peças:
 - Fonte de luz do tipo LED - Diodo Emissor de Luz, cor amarela, modelo HLMP 4719, Ø 5mm, tensão de 1,9 volts, corrente de 2mA;
 - Suporte para a fonte de luz;
 - Cinto elástico para fixar o suporte da fonte de luz ao corpo do sujeito sob observação;
 - Fonte de tensão, para alimentar os emissores de luz (LED).

Faz parte, também, desse sistema, o ponto luminoso (LED) que indica o toque do pé do sujeito na superfície de contato da esteira ergométrica.

5.1.3 Sistema de computação

O microcomputador é empregado para gerenciar o sistema de filmagem e as posteriores etapas de processamentos de imagens e dos cálculos necessários para obtenção dos resultados quantitativos.

Características do computador e programas utilizados:



- Computador PC Pentium 100 MHz, 128 Mb de memória RAM, HD de 8 GB, porta USB;
- Programa de acionamento da câmara (fornecido pelo fabricante);
- Programa para digitalização e processamento das imagens captadas pela câmara. Este programa, denominado B-Vídeo, foi desenvolvido especialmente para o projeto do SAIR, pela equipe que desenvolve trabalhos na área de Biomecânica no Laboratório do DME/FEG/UNESP. Também fazem parte do sistema de tratamento dos dados as planilhas de cálculos para execução dos procedimentos matemáticos necessários: MS EXCEL 97 e ORIGIN 5.0.

5.1.4 Circuito sincronizador

O circuito sincronizador, adaptado à esteira ergométrica com a finalidade de detectar os contatos dos pés do sujeito sobre a lona da esteira ergométrica. A esteira ergométrica foi instrumentada, conforme descrito por Queiroz (2001), Figura 5.1. Essa instrumentação detecta o instante em que o sujeito em marcha toca a lona com o pé direito (lado instrumentado da esteira ergométrica), acendendo o LED L_0 e, apagando-o, no instante em que esse pé interrompe o contato. O circuito completo do sistema sincronizador é composto por plataforma de força, ponte para extensometria, circuito eletrônico, controlado por um CI 741, de ajuste dos sinais provenientes da plataforma de força e fornecidos à ponte de extensometria.



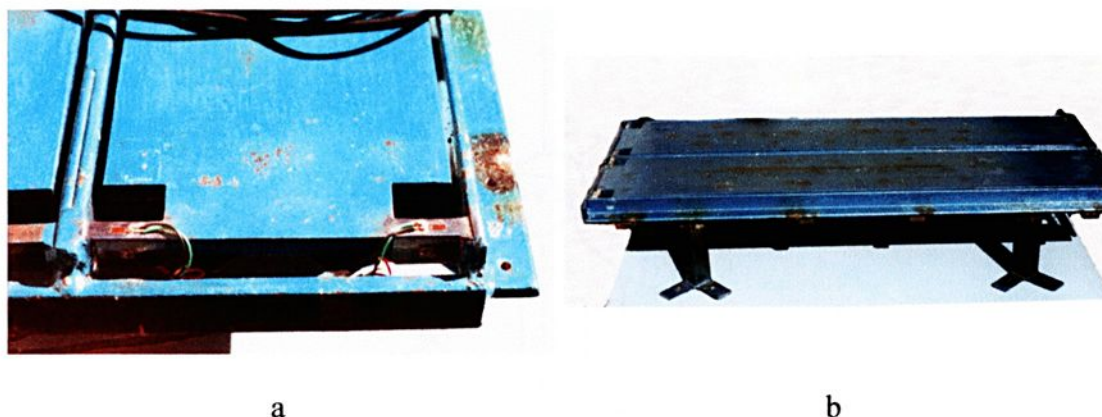


FIGURA 5.1 - Placa de força. - (a) detalhe da instrumentação - (b) vista geral

5.2 Sistema de Coordenadas

As avaliações dos deslocamentos espaciais de L são efetuadas através do sistema de coordenadas espaciais e do sistema de coordenadas de tela do monitor de vídeo. Para localizar os pontos de interesse na tela do monitor de vídeo foi utilizado o programa B-Vídeo, que identifica as cores presentes nas imagens dos pontos capturados e define os que devem ser selecionados.

5.2.1 Sistema de coordenadas espaciais

Para observar a trajetória de variáveis cinemáticas, é importante estabelecer um sistema de convenções. Foi utilizado o sistema cartesiano proposto por Winter (1990), que considera a direção vertical representada pelo eixo de coordenadas Y; a direção de progressão da marcha (antero-posterior) é demarcada sobre o eixo X, e os deslocamentos na direção lateral (medial-lateral) são representados no eixo Z. A Figura 5.2 ilustra os sentidos positivos adotados.

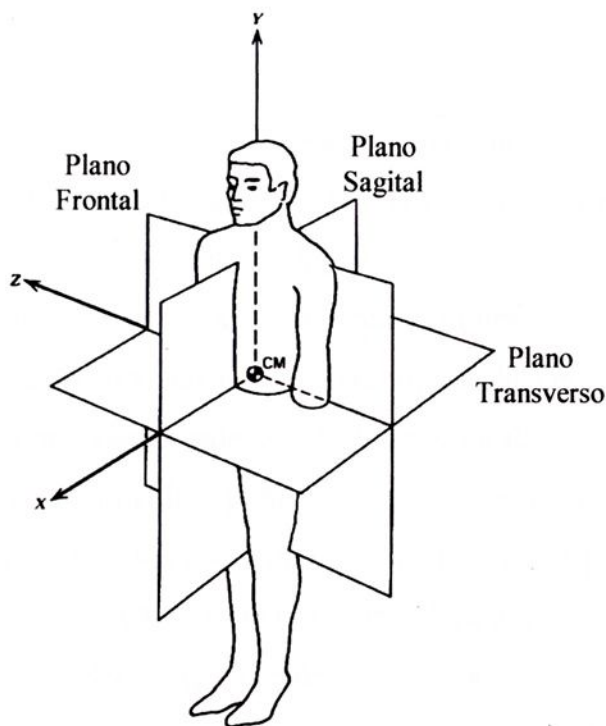


FIGURA 5.2 - Sistema de coordenadas espaciais (WINTER, 1990)

Como no SAIR há tomada de cena pelo lado posterior do sujeito em marcha, o sistema de coordenadas adotado, idêntico ao apresentado por Winter, é mostrado na Figura 5.3, onde o sentido positivo da marcha ocorre da esquerda para a direita do observador que vê o sujeito executar a marcha.

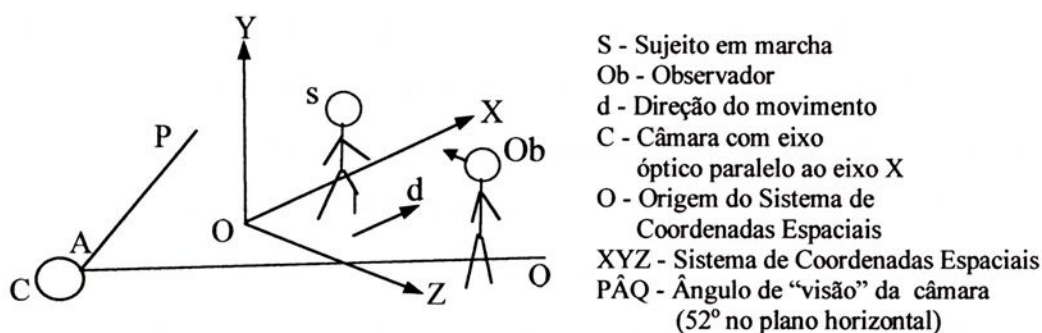


FIGURA 5.3 - Sistema de Coordenadas Espaciais utilizado pelo SAIR

5.2.2 Sistema de coordenadas de tela

Imagens formadas no monitor de vídeo são compostas por um conjunto de pontos luminosos denominados pixels. O pixel é a menor unidade gráfica, a partir da qual se forma uma imagem, sendo, na verdade, a interseção entre uma coluna e uma linha na grade que mapeia o vídeo. São nesses locais que o feixe de elétrons emitidos pelo tubo de raios catódicos produzem a luminescência com a qual uma imagem é visualizada na tela do monitor de vídeo.

Os fotogramas produzidos pelo dispositivo de captura de imagem utilizado são retângulos de lados contendo 352 pixels por 288 pixels.

Por padrão de construção, existe um sistema natural de coordenadas nas telas dos monitores de vídeo $P(x, y)$, cuja origem $O(0, 0)$ se situa no canto esquerdo superior da tela, como se pode ver na Figura 5.4. Esse sistema de coordenadas orienta os feixes de elétrons para a correta formação das imagens.

Nesse sistema, o eixo das abscissas está orientado para o lado direito da tela, estando portanto, em posição convencional. O eixo das ordenadas é crescente no sentido para baixo. Seguindo essa orientação, foi definido, nos fotogramas colhidos, um Sistema de Coordenadas de Tela $P_t(x_t, y_t)$, com origem também no canto superior esquerdo do quadro, tendo como unidade de medida o pixel; o índice t indica ponto na tela do monitor de vídeo.

Como os fotogramas têm dimensões correspondentes a 352 x 288 pixels, e o primeiro pixel do canto superior esquerdo é o ponto $O_t(0, 0)$, origem do sistema de tela, cada eixo do sistema de tela possui valor máximo de 351 pixels na horizontal e 287, na vertical.

De acordo com a convenção adotada, as componentes horizontais dos deslocamentos de um ponto real no sistema de coordenadas espaciais, tem as abscissas de tela variando no mesmo sentido em que variam suas cotas espaciais. No entanto, as componentes verticais são visualizadas na tela como um movimento na mesma direção, porém, suas ordenadas de tela variam em sentido contrário ao das ordenadas espaciais.

As ordenadas no sistema de tela sendo crescentes no sentido para baixo, faz com que o ponto real que se desloca para cima tenha as ordenadas de sua imagem diminuindo de valor à medida em que se aproxima do alto da tela do monitor de vídeo, e aumente o valor das ordenadas, conforme movimento para baixo, como ilustra a Figura 5.4.

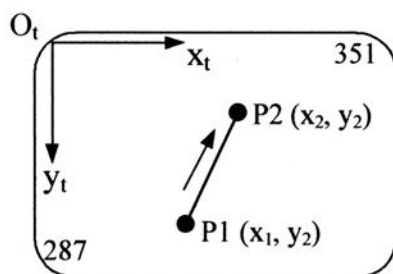


FIGURA 5.4 - Sistema de Coordenadas de Tela e deslocamento da componente vertical de um ponto P na tela

5.2.3 Transformação de Coordenadas

Como as posições de L, filmadas pela câmara, são visualizadas no monitor de vídeo, e a partir das posições das imagens dos pontos no vídeo são determinadas suas posições espaciais, há a necessidade de se efetuar transformações das coordenadas bidimensionais de tela para coordenadas bidimensionais dos planos XY e ZY que, em conjunto, determinam as posições espaciais do ponto luminoso e, pelas condições propostas, as posições espaciais do CG.

As imagens captadas pela câmara são registradas em fotogramas, ou quadros, cuja área onde as imagens devem se localizar é definida pelo programa da câmara utilizada para as filmagens.

Como as posições reais do ponto filmado são determinadas a partir das coordenadas de tela é necessário definir um novo sistema de coordenadas de tela que forneça valores de ordenadas de tela correspondentes aos valores das ordenadas espaciais, ou seja, crescente para cima. Assim, o novo sistema de

coordenadas de tela (x_T, y_T) tem origem em $O_T(0, 287)$. Como o programa de tratamento das imagens fornece tabelas de valores das coordenadas de tela com base no sistema natural de coordenadas de tela, a transformação necessária, para os valores das ordenadas, é dada por:

$$\begin{cases} x_T = x_t \\ y_T = 287 - y_t \end{cases} \quad (5.1)$$

onde y_T é a ordenada da imagem do ponto de interesse no novo sistema de coordenadas de tela e y_t , o valor fornecido pelo programa para a ordenada do mesmo ponto no sistema natural de coordenadas de tela.

5.3 Localização dos Pontos na Tela

Um ponto luminoso filmado, ao ser mostrado na tela do monitor de vídeo, tem sua imagem formada por um agrupamento de pixels. Em cada pixel é identificada a cor que o ponto luminoso apresenta no instante em que é filmado. Seria desejável que o padrão de cor fornecido pelo ponto luminoso e a intensidade da luz, já que esta também altera a cor da luz emitida pela fonte luminosa, se mantivessem estáveis. Porém, tal não aconteceu devido a vários fatores, como por exemplo, pequenas mudanças do ângulo de filmagem, intensidade do raio luminoso, variação da tensão elétrica, e outros de caráter aleatórios.

Para selecionar, na tela do monitor de vídeo, os pontos que formam as imagens dos pontos luminosos filmados e determinar sua posição conforme o sistema de coordenada de tela, foi elaborado, no laboratório do DME/FEG/UNESP o programa B-Vídeo, em linguagem Visual Basic, que localiza, dentro de cada quadro filmado, grupos de pixels que correspondam a uma definição de cor previamente fixada.

Os monitores de vídeo utilizam o padrão RGB (Red, Green, Blue), no qual cada uma dessas cores básicas são graduadas de 0 a 255, sendo zero

correspondente à ausência da cor e 255 a presença máxima da cor; o branco tem o padrão (255, 255, 255). Assim, estabeleceu-se que os pontos a serem selecionados teriam cores no mínimo idênticas às formada pela combinação das cores (150,100,100) ou acima desta cor. Como a filmagem dos pontos luminosos ocorreu num ambiente às escuras o suficiente para que eventuais focos de iluminação existentes não fossem captados pela câmara, são visíveis na tela do monitor de vídeo apenas os pontos correspondentes aos focos de luz emitida pelos LED que identificam os pontos de interesse. O programa B-Vídeo, ao localizar um agrupamento de pixels correspondentes a esses pontos na tela, calcula o valor médio das cores dos pixels que estejam acima das cores mínimas definidas e atribui esse valor médio a um único pixel e, em seguida, determina as coordenadas desse pixel. Entretanto, mesmo que a filmagem ocorra em ambiente sem iluminação, ainda há interferência (ruído) de imagens expúrias que devem ser tratadas convenientemente.

Um exemplo de imagens dos pontos visualizados na tela do monitor é apresentado na Figura 5.5, onde dois quadros, dentre os obtidos nas filmagens, mostram esses pontos e respectivas referências de coordenadas adotadas no modelamento matemático. Na Figura 5.5 b, o ponto L_{0t} , imagem do ponto L_0 , está visível, portanto, o ponto luminoso L_0 estava aceso no instante da captura desse quadro, indicando que o pé direito do sujeito estava na fase de apoio sobre lona da esteira ergométrica.

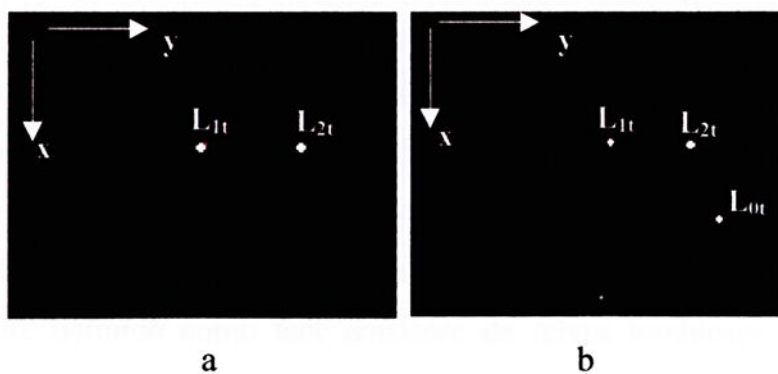


FIGURA 5.5 - Exemplos de imagens visualizadas na tela do monitor de vídeo

5.4 Calibração

Conforme já exposto, a análise quantitativa é efetuada a partir das tabelas de coordenadas dos pontos luminosos filmados pela câmara e geradas pelo programa B-Vídeo.

As posições reais do ponto luminoso L são avaliadas em termos de coordenadas cartesianas espaciais, com base nas coordenadas de tela apresentadas nas tabelas mencionadas. Há, portanto, a necessidade de se estabelecer uma relação entre esses dois sistemas de coordenadas para que se possa, então, avaliar o comportamento espacial do CG. As imagens dos pontos luminosos na tela do monitor de vídeo são localizadas através de suas coordenadas de tela $P_i(x_i, y_i)$, cuja unidade de medida corresponde ao tamanho de um pixel.

Para se obter as coordenadas espaciais $P(X, Y, Z)$ das posições reais dos pontos luminosos sob observação, é necessário estabelecer-se as relações entre essas coordenadas e as respectivas coordenadas de suas imagens na tela do monitor de vídeo.

5.4.1 Construção da placa de calibração

Para estabelecer essas relações, foi construído um dispositivo de calibração constituído de uma placa metálica, de dimensões 375,0 mm x 375,0 mm e espessura de 1,5 mm, sobre a qual foram feitos furos de 2,0 mm de diâmetro, em posições previamente definidas, conforme mostrado na Figura 5.6. Em cada um desses furos fixou-se um LED, todos do mesmo lado da placa, definido como lado posterior, de modo que feixes luminosos emitidos pelos LEDs passem pelo respectivo furo e sejam visualizados do outro lado da placa metálica, este definido como face emissora de feixes luminosos. Os LEDs, foram montados na placa metálica como mostra a Figura 5.7.



Os pontos P_1 , P_2 e P_3 que, de acordo com o projeto da placa de calibração, têm as distâncias entre si conhecidas, foram estabelecidos para se obter as relações entre essas distâncias reais e as distâncias entre os respectivos pontos na tela, nas direções horizontal e vertical. O segmento P_2P_3 , vertical, é perpendicular ao segmento P_1P_2 .

Os furos, para o posicionamento dos LEDs, devem apresentar boa precisão nas medidas das distâncias entre si. Para se obter essa precisão, os furos foram feitos por meio de uma fresadora CNC, da marca BRIDGEPORT, modelo EZ-TRACK DXII, pertencente ao DMT/FEG/UNESP. A precisão das medidas realizadas através dessa fresadora é de $\pm 0,001$ mm.

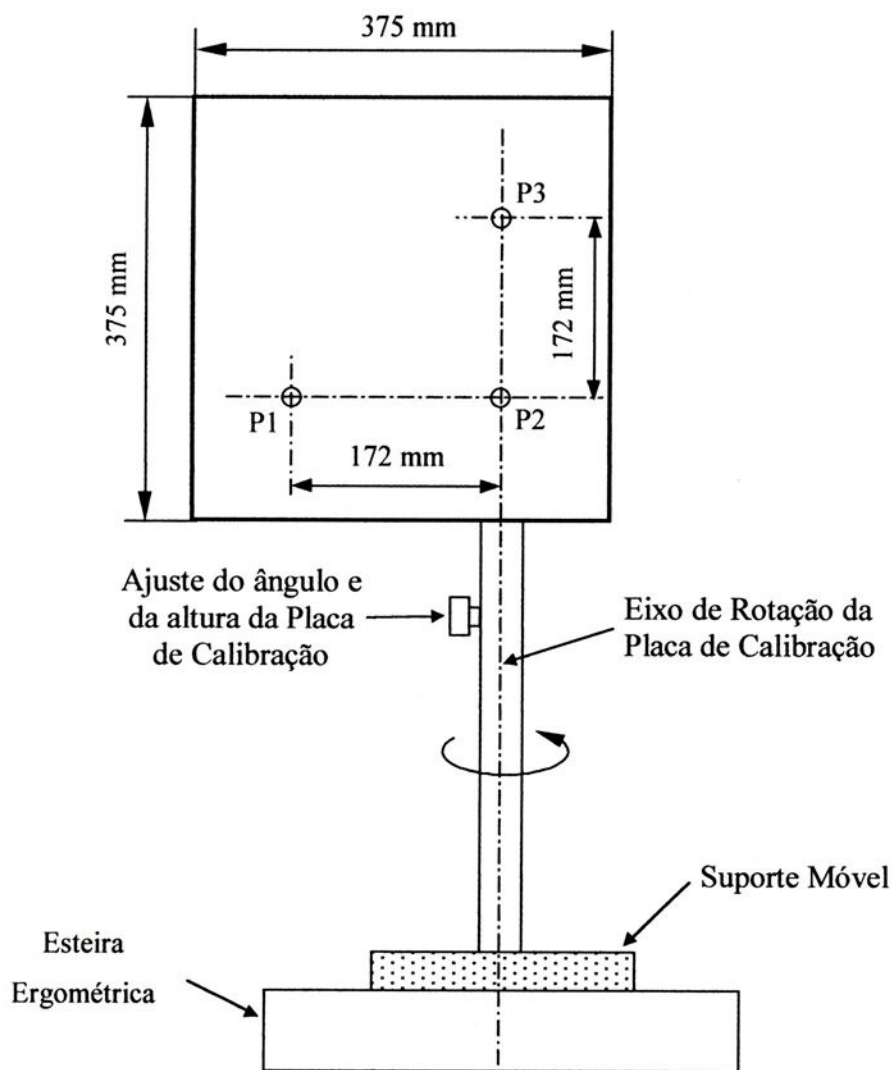


FIGURA 5.6 - Placa de calibração, furação e suporte

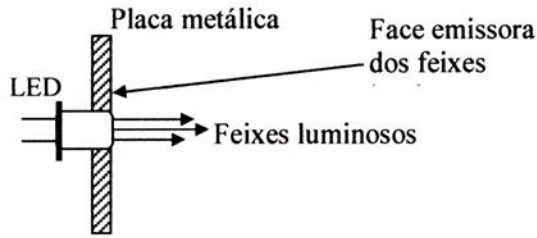


FIGURA 5.7 - Montagem do LED na placa metálica

O primeiro furo efetuado corresponde a P_1 e os demais foram posicionados utilizando-se o sistema de coordenadas da mesa da fresadora, de acordo com as medidas estabelecidas. A placa metálica foi fixada na mesa da fresadora de modo que o lado paralelo ao segmento P_1P_2 foi tomado como base de apoio.

A Tabela 5.1 apresenta as posições dos furos, em termos de coordenadas (X_p , Y_p) da placa de calibração.

TABELA 5.1 - Localização e distância entre os furos na placa de calibração

Distância	Coordenadas (X_p , Y_p)	Medida (mm)
$P_1 P_2$	(0, 0), (172, 0)	172,0
$P_2 P_3$	(172, 0), (172, 172)	172,0

5.4.2 Montagem da placa de calibração

A placa de calibração foi fixada em um suporte móvel para ser posicionada sobre a esteira ergométrica, de tal modo que a região da placa que contém os furos fique na altura, aproximada, em que ficará o ponto luminoso que representa o CG de um adulto de estatura média no momento de realizar uma filmagem para avaliação. O suporte móvel da placa de calibração possui um eixo embutido em sua haste principal, no qual está diretamente fixada a placa de calibração, de modo a permitir que ela possa girar sobre um eixo de centro coincidente com a reta que contém os pontos luminosos P_2 e P_3 .

A rotação da placa de calibração permite que ela possa ser fixada nas posições frontal e lateral, o que possibilita a filmagem da sua face emissora de luz de modo direto ou através do espelho refletor.

5.4.3 Posicionamento e filmagem da placa de calibração

O suporte da placa de calibração foi colocado sobre a esteira ergométrica, numa posição a mais afastada possível da câmara encarregada de efetuar as filmagens, e de tal modo que a placa de calibração ficasse em posição perpendicular em relação à esteira ergométrica e ao eixo óptico da câmara que capta a face emissora dos feixes luminosos. Com a placa de calibração assim posicionada, foram realizadas duas tomadas de cena. Na primeira, a placa de calibração está com a face emissora dos feixes luminosos voltada para a câmara, e, na segunda, deu-se um giro anti-horário de 90° na placa de calibração, de modo que os feixes luminosos dos LEDs possam ser visualizados pela câmara através dos feixes luminosos refletidos pelo espelho.

Nesse momento, a imagem de P_2 está sendo visualizada pela câmara no limite máximo do campo visual do sistema espelho/câmara. Uma filmagem é efetuada e, a seguir, a placa é deslocada em direção à câmara de filmagem e nova de filmagem, idêntica à anterior, é realizada. A distância entre a primeira posição de filmagens e a segunda é de 170 mm, distância esta determinada experimentalmente de modo que, agora, o ponto P_1 está no limite mínimo do campo visual do sistema espelho/câmara. A medição, para esse deslocamento, foi feita com placa de calibração tendo sua face emissora de luz voltada para o espelho e refere-se ao deslocamento do seu centro de rotação. A Figura 5.8 ilustra esse posicionamento da placa de calibração.

Ressalte-se que antes de cada tomada de cena a placa de calibração foi nivelada, com um nível de precisão, tendo como referência o segmento que une os pontos P_1 a P_2 , para a direção horizontal e a própria face da placa para verticalidade do plano a partir do qual são emitidos os feixes luminosos.



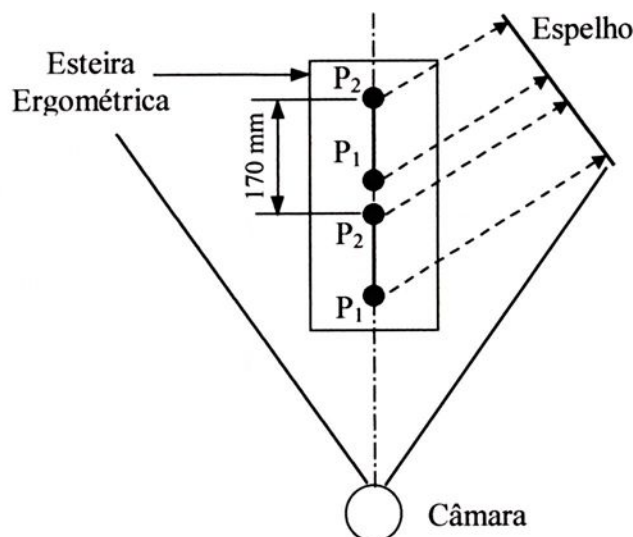


FIGURA 5.8 - Posições da placa de calibração para determinação dos pontos máximo e mínimo dentro do campo visual do sistema espelho/câmara

As filmagens da placa de calibração posicionada em dois pontos distintos sobre a esteira ergométrica têm a finalidade de se avaliar as variações dos deslocamentos dos pontos luminosos nas imagens capturadas, quando os pontos luminosos variam suas posições reais na direção paralela ao eixo óptico da câmara, conforme ilustrado na Figura 5.9.

Seja o segmento de extremidades AB que se aproxima da câmara partindo da posição 0 até a posição 1 . Pelas regras de formação de imagens nos sistemas ópticos de câmaras fotográficas em geral, cada uma das extremidades do segmento e em cada uma das posições observadas produzirá os pontos $A_0'A_1'$ e $B_0'B_1'$. Qualquer posicionamento intermediária entre as posições 0 e 1 terá sua imagem formada entre os extremos $A_0'A_1'$ e $B_0'B_1'$. Há, portanto, uma variação no comprimento da imagem do segmento filmado. Essa variação deve ser computada no momento de se estabelecer as relações entre as medidas das imagens e as medidas reais dos deslocamentos ocorridos.

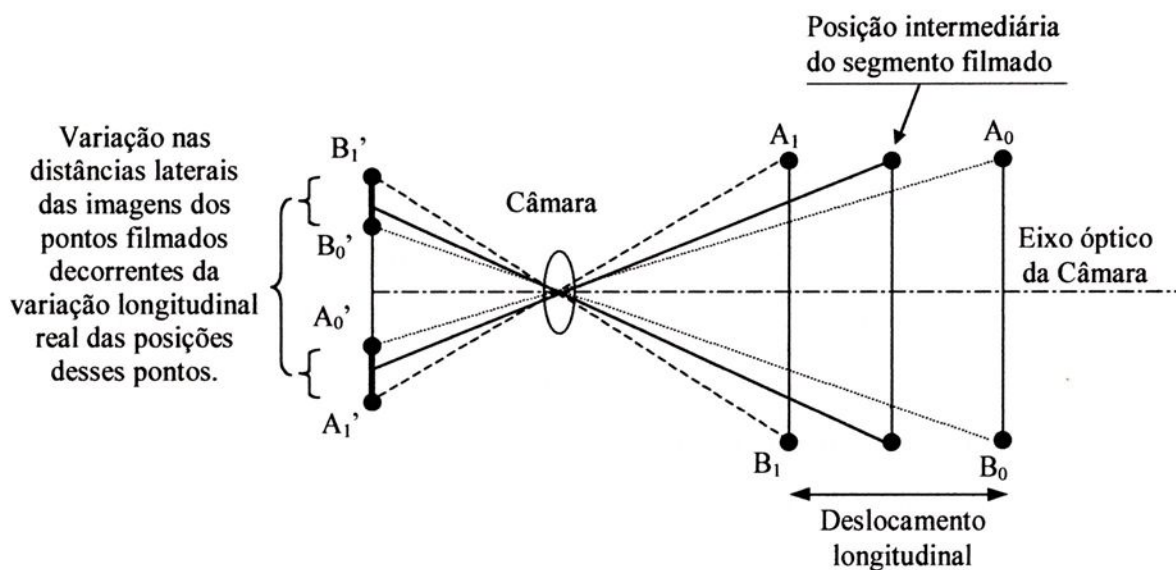


FIGURA 5.9 - Efeito nas imagens filmadas do deslocamento longitudinal real de um segmento

A Figura 5.10 mostra fotografias da filmagem da placa de calibração realizada. A Figura 5.10a refere-se à posição frontal da placa de calibração e, 5.10b, à posição lateral da placa de calibração vista através do espelho.

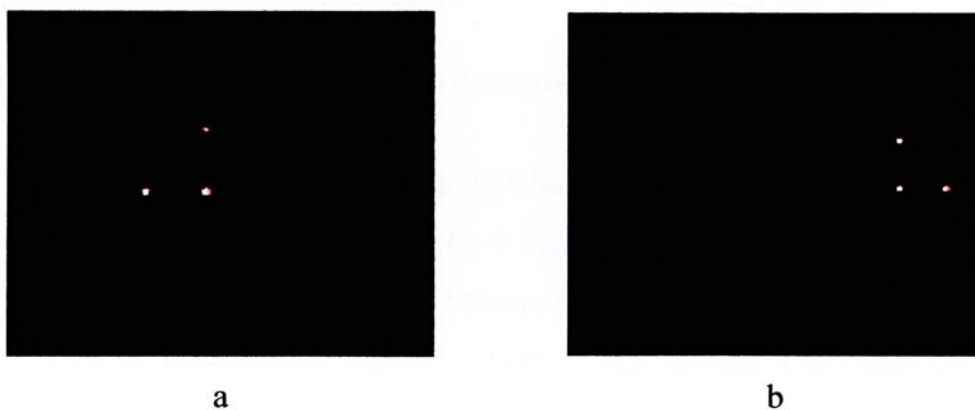


FIGURA 5.10 - Exemplos de imagens da calibração

5.4.4 Interpretação das posições dos pontos na imagem capturada

Para melhor interpretar o que ocorre realmente com os pontos filmados, tomando como base as imagens fornecidas, convém fazer uma análise dos resultados mostrados na Figura 5.9, considerando os dois sistemas de coordenadas estabelecidos: sistema de coordenadas espaciais XYZ e sistema de coordenadas de tela x_t, y_t . A Figura 5.10a mostra que as posições das imagens dos pontos captados na filmagem apresentadas na tela do monitor de vídeo são semelhantes às posições reais dos pontos da placa de calibração, conforme comparação entre essas imagens com o que ilustra a Figura 5.11, que mostra as posições relativas entre a câmara e a placa de calibração em sua posição frontal.

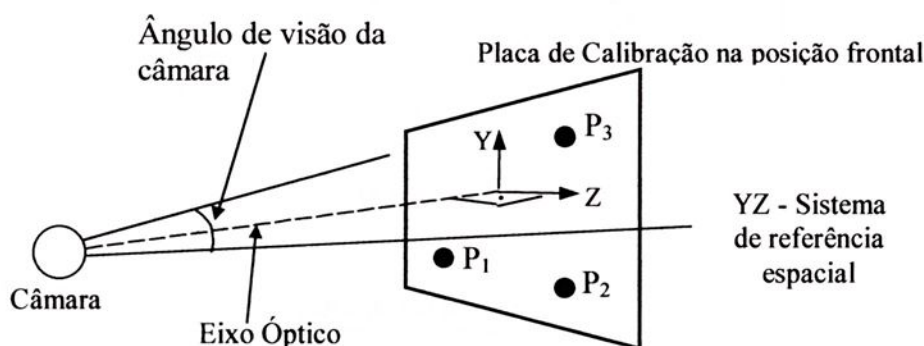


FIGURA 5.11 - Filmagem da placa de calibração na posição frontal.

Portanto, a imagem $P_1(x_t, y_t)$, da tela, de um ponto $P(X, Y, Z)$, da placa de calibração, que se move entre P_1 e P_2 , varia o valor de sua abscissa no sistema de coordenadas de tela no mesmo sentido da variação das cotas de P no sistema de coordenadas espaciais. Porém, com relação a um deslocamento entre P_2 e P_3 , o ponto P tem suas ordenadas no sistema de coordenadas de tela variando no sentido contrário ao de suas ordenadas no sistema de coordenadas espaciais, conforme exposto na seção 5.2.2. Há, neste caso, a necessidade de transformar os valores das ordenadas fornecidas pelo programa, mediante o emprego da equação 5.1.

A Figura 5.12 mostra as posições relativas entre a câmara de filmagem e a placa de calibração, estando esta com seu lado frontal voltado para o espelho, ou seja, em posição lateral relativamente à câmara de vídeo e mostra, também, as posições dos pontos visualizadas pela câmara de vídeo através do espelho.

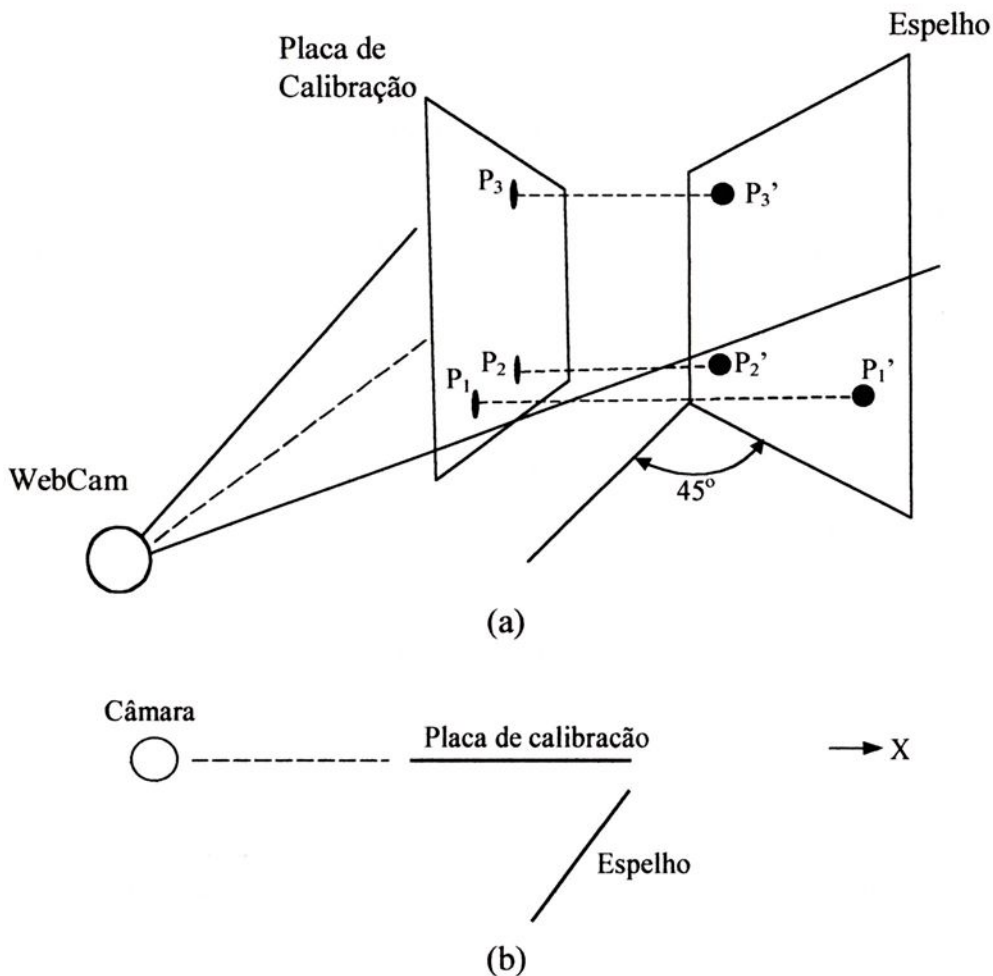


FIGURA 5.12 - Posições relativas entre a câmara de filmagem e a posição lateral da placa de calibração. (a) Vista explodida, (b) Vista superior

Como as imagens captadas pela câmara através do espelho apresentam-se invertidas, na direção horizontal, em relação à posição real, pode-se perceber que num deslocamento real de $P(X, Y, Z)$, entre os pontos P_1 e P_2 , a sua imagem $P_i(x_i, y_i)$ varia suas abscissas no sistema de coordenadas de tela no sentido contrário ao da variação das abscissas no sistema de coordenadas

espaciais. Dessa forma, um ponto P que se afaste da câmara de vídeo, na direção do eixo X, será visualizado na tela do monitor de vídeo movimentando-se para a esquerda, e, para a direita, quando o ponto se aproxima da câmara de vídeo. Em decorrência desse fato, é necessário estabelecer uma regra de correção para que as imagens apresentadas na tela do monitor de vídeo tenham imagens produzidas em correspondência com as posições normais dos pontos filmados. Nesse caso há a necessidade de se inverter o sentido, na direção horizontal, dos deslocamentos das imagens na tela do monitor.

Com relação aos movimentos verticais visualizados através do espelho, ocorre o mesmo caso da visualização dos movimentos verticais frontais.

5.5 Resultados da Calibração

Cada uma das posições da placa de calibração em relação à câmara foi filmada durante 2 segundos obtendo-se, em média, 60 quadros de cada cena. Como o objeto filmado é rígido e imóvel, as posições dos pontos luminosos não se alteram numa mesma tomada de cena, o mesmo ocorrendo com suas respectivas imagens na tela do monitor de vídeo. Dessa forma, pode-se observar poucos quadros para se determinar as coordenadas dos pontos na tela do monitor de vídeo. Dentre as imagens obtidas, foram selecionadas aleatoriamente, de cada cena, cinco quadros para se determinar as coordenadas das imagens dos pontos luminosos na tela do monitor de vídeo.

5.5.1 Resultados da filmagem frontal

A Figura 5.13 mostra as localizações relativas dos pontos luminosos entre si, conforme vistos pela câmara quando faz a tomada frontal da placa de calibração e a representação de suas respectivas coordenadas.

As distâncias entre os pontos indicados na Tabelas 5.2 e Tabela 5.3 foram determinadas por $d(a, b) = \sqrt{(x_a - x_b)^2 + (y_a - y_b)^2}$ e as médias mm/pixel foram determinadas entre as medidas não nulas das distâncias reais pelas



respectivas quantidades de *pixels* existentes entre as imagens dos pontos na tela do monitor de vídeo.

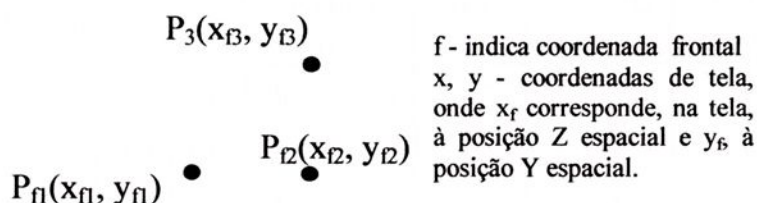


FIGURA 5.13 - Posição relativa dos pontos luminosos entre si e respectivas coordenadas, na filmagem frontal da placa de calibração.

TABELA 5.2 - Resultados da calibração frontal - placa de calibração, conforme Figura 5.8

Coordenadas de tela (<i>pixel</i>)						Distância Avaliada	Real (mm)	Na Tela (<i>pixel</i>)	Relação mm/ <i>pixel</i>
x_{f1}	y_{f2}	x_{f2}	y_{f2}	x_{f3}	y_{f3}	$d(x_{f1}, x_{f2})$	172	47,0	3,70
122	155	169	154	168	106	$d(y_{f1}, y_{f2})$	0	1,0	0,00
122	155	169	154	168	106	$d(x_{f2}, x_{f3})$	0	1,0	0,00
122	155	169	154	168	106	$d(y_{f2}, y_{f3})$	172	48,0	3,60
122	155	169	154	168	106	Média			3,65
122	155	169	154	168	106				
Médias dos Quadros Analisados						A média refere-se à direção ZY			
122	155	169	154	168	106				

TABELA 5.3 - Resultados da calibração frontal - placa de calibração, conforme Figura 5.8

Coordenadas de tela (<i>pixel</i>)						Distância Avaliada	Real (mm)	Na Tela (<i>pixel</i>)	Relação mm/ <i>pixel</i>
x_{f1}	y_{f2}	x_{f2}	y_{f2}	x_{f3}	y_{f3}	$d(x_{f1}, x_{f2})$	172	49,4	3,50
114	153	164	154	163	102	$d(y_{f1}, y_{f2})$	0	1,6	0,00
114	153	164	154	163	102	$d(x_{f2}, x_{f3})$	0	1,0	0,00
114	153	164	154	163	102	$d(y_{f2}, y_{f3})$	172	52,0	3,30
114	153	164	154	163	102	Média		3,40	
115	152	164	154	163	102				
Média dos Quadros Analisados						A média refere-se à direção ZY			
114,2	152,8	164	154	163	102				

As diferenças entre as médias da primeira cena e as médias da segunda devem-se ao efeito descrito no item 5.4.3, em razão da placa de calibração ocupar posições distintas em relação ao eixo ótico da câmara de filmagem. Quando um segmento real se afasta da câmara, produz uma imagem de menor comprimento, logo, com menos *pixels* entre seus extremos, em relação à imagem obtida pelo mesmo segmento quando este se aproxima da câmara paralelamente à primeira posição, gerando, dessa forma uma relação distância /quantidade de *pixels* maior no primeiro caso.

Como espera-se que o CG da pessoa sob observação se desloque na direção longitudinal da esteira ergométrica menos que os 170 mm de deslocamento da placa de calibração, pode-se utilizar para avaliações das posições do CG, uma relação média entre as médias obtidas nas filmagens dos pontos luminosos da placa de calibração. Assim, nas avaliações dos deslocamentos frontais do ponto que representa o CG do sujeito observado será utilizada a relação de 3,53 mm/*pixel*. Ou seja, para cada *pixel* de deslocamento frontal na tela do monitor de vídeo, ter-se-á um deslocamento frontal real de 3,53 milímetros.

5.5.2 Resultados da filmagem lateral através do espelho

A Figura 5.14 mostra as localizações relativas dos pontos luminosos entre si, conforme vistos pela câmara quando faz a tomada lateral da placa de calibração através do espelho e a representação de suas respectivas coordenadas.

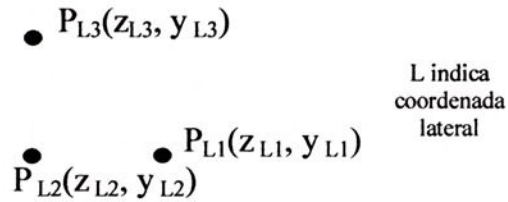


FIGURA 5.14 - Posição relativa dos pontos luminosos entre si e respectivas coordenadas, conforme visualizados através do espelho.

TABELA 5.4 - Resultados da calibração lateral - placa de calibração, conforme Figura 5.8

Coordenadas de tela (<i>pixel</i>)						Distância Avaliada	Real (mm)	Na Tela (<i>pixel</i>)	Relação mm/ <i>pixel</i>
x_{11}	y_{11}	x_{12}	y_{12}	x_{13}	y_{13}	$d(x_{11}, x_{12})$	172	39,00	4,41
287	150	248	150	248	108	$d(y_{11}, y_{12})$	0	0	0
287	150	248	150	246	109	$d(x_{12}, x_{13})$	0	1,6	0
287	150	248	150	246	109	$d(y_{12}, y_{13})$	172	41	4,20
287	150	248	150	246	109	Média		4,31	
287	150	248	150	246	109				
Médias dos Quadros Analisados						A média refere-se à direção XY			
287	150	248	150	246,4	109				

TABELA 5.5 - Resultados da calibração lateral - placa de calibração, conforme Figura 5.8

Coordenadas de tela (<i>pixel</i>)						Distância Avaliada	Real (mm)	Na Tela (<i>pixel</i>)	Relação mm/ <i>pixel</i>
x_{11}	y_{11}	x_{12}	y_{12}	x_{13}	y_{13}	$d(x_{11}, x_{12})$	172	38,6	4,46
316	148	278	148	279	106	$d(y_{11}, y_{12})$	0	1,6	0,00
316	148	278	148	279	106	$d(x_{12}, x_{13})$	0	1,0	0,00
318	147	278	148	279	106	$d(y_{12}, y_{13})$	172	42	4,10
316	148	278	148	279	106	Média			4,30
317	149	278	148	279	106	A média refere-se à direção XY			
Média dos Quadros Analisados									
316,6	148	278	148	279	106				

5.5.3 Escala da calibração

Considerando os resultados expostos, serão utilizados, para fins de medição nos experimentos com sujeitos, as seguintes relações:

- para deslocamentos frontais:

Horizontal (x):	3,60 mm/ <i>pixel</i>
Vertical (y_F):	3,45 mm/ <i>pixel</i>

- para deslocamentos laterais:

Horizontal (z):	4,44 mm/ <i>pixel</i>
Vertical (y_L):	4,36 mm/ <i>pixel</i>

Embora havendo grandes diferenças entre as escalas dos eixos coordenados, essas relações mostram-se dentro de uma faixa compatível com resultados obtidos por Barros *et al.* (1999) quando apresentaram resultados de calibração através do sistema Dvideow (proposto por Morris; Macleod, 1990), avaliando que, para o enquadramento vertical, aproximadamente a 1,5 m do objeto de calibração, há uma relação de 4 mm por *pixel*.



5.5.4 Discussão da calibração

De acordo com os resultados da calibração, verifica-se que a magnitude da relação milímetro/*pixel* é muito grande, mantendo-se, contudo, dentro de limites compatíveis com o valor apresentado na literatura.

A menor precisão da relação mm/*pixel* obtida pela filmagem através do espelho deve-se ao fato de as distâncias entre as imagens dos pontos filmados apresentarem menor quantidade de *pixels*, se comparadas com as mesmas imagens obtidas por visão direta. Como as distâncias reais são as mesmas nos dois modos de filmagem, a distância entre as imagens dos pontos filmados é menor quando observada através do espelho, logo, possui menos *pixels* entre as imagens dos pontos. Esse fato acarreta que a relação distância real/distância entre as imagens fornece uma razão maior no caso da filmagem através do espelho, diminuindo ligeiramente a precisão.



6 EXPERIMENTO

6.1 Sujeitos Avaliados

Para avaliar o desempenho do sistema proposto neste trabalho, foram realizados experimentos com um grupo composto por cinco sujeitos, que concordaram em participar como voluntários e todos, visualmente, sem comprometimento do aparelho locomotor. A Tabela 6.1 apresenta as características antropométricas e outras informações sobre cada um dos sujeitos, onde constam sexo, idade, altura, altura do CG (representado pelo ponto luminoso fixado no corpo do sujeito) e, como detalhes extras, o tipo de calçado utilizado pelo sujeito no momento de efetuar a marcha sobre a esteira ergométrica e a espessura da sola do calçado.

TABELA 6.1 - Dados antropométricos dos sujeitos e outros detalhes

Sujeito	Dados Antropométricos dos sujeitos					Detalhes	
	Sexo	Altura (m)	Peso (kg)	Idade (anos)	Altura do CG ponto luminoso (m)	Tipo do Calçado	Espessura do salto (mm)
1	F	1,63	55,5	19	0,98	Salto alto	50
2	F	1,59	55	51	0,94	Tênis	33
3	M	1,85	70	26	1,05	Sapato	25
4	M	1,67	67	35	0,90	Sapato	30
5	M	1,70	54	57	0,98	Sapato	20

Cada um dos sujeitos efetuou uma série de experimentos nos quais a principal diferença entre as séries foi a alteração da velocidade da lona da esteira ergométrica. Duas alterações extras foram testadas com dois dos sujeitos: efetuar a marcha com um dos pés sem calçado, um de cada vez, para simular uma anomalia do comprimento de um dos membros inferiores, para testar a capacidade do sistema detectar eventuais alterações no padrão da marcha dos sujeitos examinados.

A velocidade da lona da esteira ergométrica foi avaliada com o uso do velocímetro acoplado à esteira ergométrica e comparado com um tacômetro digital de medição ótica, cujas características são:

- Marca Eberle
- Opção ótico/contato
- Faixa de leitura: 5 a 99.999 rpm
- Resolução: 0,1 rpm - na faixa de 5 a 999,9 rpm
1 rpm - na faixa acima de 1.000 rpm
- Precisão: $\pm 0,05\% + 1$ dígito

A Tabela 6.2 apresenta as características dos testes realizados quanto à de velocidade da lona da esteira ergométrica e o uso do calçado pelos sujeitos.

TABELA 6.2 - Características dos testes realizados

Sujeito	Velocidade (m/s)			Calçado		
	0,4	0,7	1,1	ambos os pés	pé direito	pé esquerdo
1	x	x		x		
2	x	x		x		
3	x	x	x	x		
4	x	x	x	x	x	x
5	x	x	x	x	x	x

A mudança de faixa de velocidade tem a finalidade de se observar possíveis existências de alterações dos padrões das marchas executadas pelos sujeitos e a capacidade do sistema de detectar essas alterações.

Como os sujeitos 1, 2 e 3 não tinham experiência de marcha sobre uma esteira ergométrica, foi necessário realizar um breve exercício de adaptação.

Houve uma tentativa com um sujeito nº 6, com o qual não foi possível realizar o teste. O peso desse sujeito provocou travamento da lona da esteira ergométrica, impedindo a realização do teste com sua participação. Contudo, este fato fornece informação relevante para a avaliação do sistema em estudo.

6.2 Filmagem do Experimento

As filmagens seguiram os procedimentos descritos no Capítulo 4. Cada um dos sujeitos, com o dispositivo luminoso adequadamente fixado ao seu corpo realizou marchas nas velocidades da lona da esteira ergométrica e condições indicadas na Tabela 6.2.

A câmara foi regulada para efetuar cada tomada de cena durante um período de 10 segundos, com velocidade de filmagem de 30 quadros/segundo.

As seqüências filmadas foram automaticamente salvas no disco rígido do computador pelo programa que aciona a câmara, como arquivos do tipo [NOME].avi.

Após as realizações das sessões de filmagens, passou-se às etapas de processamento das imagens pelo programa B-Vídeo, sendo realizadas as decomposições dos arquivos [NOME].avi em fotogramas isolados do tipo [NOME].bmp, a partir dos quais foram determinadas, por uma sub rotina implementada no programa B-Vídeo, as coordenadas de tela dos pontos localizados em cada fotograma, o que gerou tabelas com essas informações acerca de cada experimento realizado. Finalmente, os dados tabelados passaram por tratamentos computacionais e matemáticos/estatísticos para as análises e conclusões convenientes.



6.3 Procedimento do Experimento

Para realizar uma sessão de filmagem, com a finalidade de avaliar o comportamento do CG de um sujeito sob observação, utilizando-se o SAIR, são realizados os procedimentos e etapas propostos a seguir:

a) a fonte de luz L é fixada no corpo do sujeito, na região lumbar, na altura do CG, por meio do cinto elástico ajustado ao corpo do sujeito e que permite a sustentação do suporte da fonte de luz. O suporte será fixado de tal modo que o feixe de luz L_1 coincida com a reta horizontal que passa pelo CG e seja paralela ao eixo ótico da câmara de filmagem, como ilustrado na Figura 6.1;



FIGURA 6.1 - Fonte de luz L : a) fixação ao corpo do sujeito; b) detalhe

b) ao se acionar a esteira ergométrica e o sujeito iniciar o movimento de marcha, a fonte de luz L é acesa, projetando os raios L_1 , em direção da câmara de vídeo, e L_2 , em direção ao espelho, posicionado a 45° em relação à trajetória do movimento, de tal forma que possa refletir L_2 para a câmara de vídeo via L_{2R} , como indicado na Figura 4.6. Durante a marcha sobre a esteira ergométrica, há uma restrição ao movimento do braço direito, que deve se posicionar de modo que a palma da mão direita fique apoiada sobre o tórax do sujeito. Isso é necessário para evitar que o balanço do braço ao lado do corpo interrompa o feixe de luz que se direciona ao espelho;

c) a câmara é acionada e, durante um intervalo de tempo de 10 segundos, filma os feixes luminosos L_1 , L_2 e o feixe proveniente da fonte luminosa L_0 , transmitindo, ao computador, as imagens captadas.

d) como L_1 e L_2 têm a mesma origem em L , movimentam-se sincronicamente com o CG do voluntário;

e) as imagens de L_0 , L_1 e L_2 captadas pela câmara de vídeo são transmitidas ao computador que as apresenta na tela do monitor de vídeo, em tempo real e, ao mesmo tempo, são gravadas no disco rígido do computador.

O ponto luminoso que produz o feixe de luz L_1 se desloca no plano YZ do sistema de coordenadas espaciais, gerando a imagem L_{1t} que se movimenta na tela do monitor de vídeo e cuja trajetória é semelhante à trajetória de L no plano YZ;

O ponto luminoso que produz o feixe de luz L_2 se desloca no plano XY do sistema de coordenadas espaciais, e após reflexão no espelho, gera a imagem L_{2t} que se movimenta na tela do monitor de vídeo com trajetória semelhante à trajetória de L no plano XY;

f) o sistema eletrônico, acionado pela placa de força posicionada no lado direito da esteira ergométrica e sob a lona, energiza L_0 no momento em que o sujeito toca a esteira com o pé direito, acendendo-o, e o apaga no momento em que o pé direito interrompe o contato com a lona. L_0 permanece apagado até que o ciclo da passada seja reiniciado com o pé direito tocando de novo a esteira. Esse sincronismo ocorre graças à ação de sensores tipo *extensômetros* colocados na viga de sustentação da plataforma de força e que, devido às deformações que sofrem durante a ação do pé direito em sua fase de apoio sobre a placa de força, enviam sinais elétricos ao circuito sincronizador, que se encarrega de acionar L_0 nos devidos instantes;

g) de acordo com o item anterior, é possível detectar os instantes em que um pé ou outro do voluntário iniciou ou encerrou a fase de apoio;

h) há um breve intervalo de tempo no qual ocorre a fase de duplo apoio, quando ambos os pés estão em contato com a esteira ergométrica e, portanto, nessas condições, L_0 ainda permanece aceso devido à pressão do pé direito



ainda existente sobre a lona da esteira ergométrica, apagando-se no instante em que essa pressão é interrompida pela retirada desse pé da superfície da lona.

i) as imagens arquivadas no computador passam pela etapa do processamento de imagens por meio do programa B-Vídeo, para que cada ponto luminoso reproduzido na tela do monitor de vídeo seja detectado e tenha suas coordenadas determinadas e apresentadas em tabelas, na ordem cronológica de suas ocorrências.

j) a partir dessa ação do programa, os dados colhidos passam para as etapas dos tratamentos matemáticos, análises, conclusões e diagnósticos.

l) logo após o encerramento da filmagem, é possível reproduzir o movimento do ponto luminoso que representa o CG, visualizando as cenas gravadas através de um programa de reprodução de vídeo. Essa possibilidade já oferece a oportunidade de se realizar uma primeira abordagem quanto à análise qualitativa, observando o padrão do movimento do CG do sujeito sob observação.

m) as coordenadas lidas pelo programa B-Vídeo são tabeladas automaticamente e podem ser acessadas para os tratamentos matemáticos necessários, via qualquer planilha de cálculo. Neste trabalho foi utilizada a Planilha de Cálculo MS Excel 97.

Dada a complexidade do programa necessário para a interação entre as etapas de processamento de imagens e tratamento matemático/estatístico, essa segunda etapa foi realizada isolada da etapa anterior. Nessa fase do desenvolvimento do projeto SAIR, esse procedimento foi mais adequado por não se ter ainda uma visão mais completa dos detalhamentos dos cálculos necessários para o fornecimento dos resultados quantitativos.

Em resumo, o processo de aquisição e processamento de imagens e tratamento dos dados pode ser resumido no fluxograma da Figura 6.2.

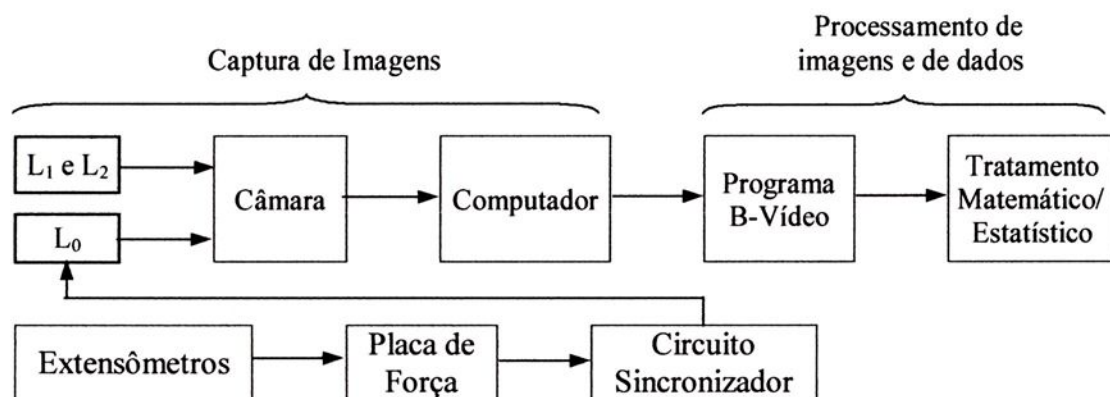


FIGURA 6.2 - Resumo do processo do SAIR: captura de imagens, processamento de imagens e de dados

7 RESULTADOS

7.1 Critérios de Apresentação dos Resultados

Cada sessão de filmagem gerou uma tabela com uma média de 300 linhas, correspondentes à quantidade de fotogramas obtidos em cada tomada de cena e analisados pelo programa B-Vídeo para detectar as coordenadas dos pontos neles contidos. Cada linha contém as seguintes informações, devidamente dispostas em colunas:

- t - instante de captura do fotograma referente àquela linha e, cada linha corresponde a um acréscimo médio de $1/30$ s em relação à linha anterior;
- x_{t0} , y_{t0} , coordenadas de tela do ponto fixo L_0 ;
- x_{tf} , y_{tf} , coordenadas de tela produzidas por L_1 e correspondentes às coordenadas Z, Y do ponto luminoso L , filmado diretamente;
- x_{tl} , y_{tl} , coordenadas de tela produzidas por L_{2R} , correspondentes às coordenadas X, Y do ponto L , filmado através do espelho.

A seguir serão apresentados, por completo, todos os resultados de um dos sujeitos que participaram dos testes para avaliar o SAIR, compreendendo:

- Tabela 7.1, contendo os dados das coordenadas dos pontos luminosos visualizados na tela do monitor de vídeo como apurados pelo programa B-Vídeo e expressos em *pixels*;

- Tabela 7.2, apresentando cada uma das coordenadas dos pontos visualizados na tela do monitor de vídeo;
- Tabela 7.3 que apresenta uma comparação entre cada uma das passadas dadas pelo sujeito com os respectivos tempos normalizados;
- Tabela 7.4 - Comparação entre os valores de coordenadas YF (frontal) e YL (lateral);
- Tabela 7.5 - Valor médio da coordenada Y com os respectivos tempos normalizados;
- Gráficos 7.1 a 7.21 mostrando as curvas correspondes ao comportamento do CG, com base nos dados de cada sujeito observado;
- Comentários sobre casos particulares.

Na Tabela 7.1, foram demarcados os pontos onde ocorre a troca de pé durante a passada do sujeito em marcha. Isto é perceptível quando as coordenadas x_0 e y_0 apresentam valor 0, isto significa que L_0 está apagada, indicando contato do pé esquerdo com a lona da esteira ergométrica; se essa coluna apresenta um valor não nulo da coordenada de tela, então L_0 está acesa e o pé direito é que está em contato com a lona da esteira ergométrica.

Os resultados dos demais sujeitos testados foram tabelados da mesma forma. Contudo serão apresentados apenas os resultados na forma de gráficos, para os quais foram empregados os mesmos critérios de confecção.

Finalmente, a partir das observações das curvas construídas, foram elaboradas as análises sobre os resultados alcançados.

7.2 Resultados

TABELA 7.1 - Coordenadas de tela obtidas a partir da filmagem da marcha do sujeito 1 - velocidade da esteira ergométrica de 0,4 m/s

t	x0	y0	z	yF	x	yL	t	x0	y0	z	yF	x	yL	t	x0	y0	z	yF	x	yL
0	0	0	176	126	256	126	3,37	0	0	178	124	265	126	6,73	290	197	185	123	263	124
0,03	0	0	175	126	256	126	3,40	0	0	180	126	265	126	6,77	290	197	186	123	263	124
0,07	0	0	174	125	256	126	3,43	0	0	184	126	262	127	6,80	290	197	189	124	264	126
0,10	0	0	171	127	257	127	3,47	0	0	185	126	262	127	6,83	290	197	190	124	265	126
0,13	0	0	170	125	259	127	3,50	0	0	186	127	260	128	6,87	290	197	190	123	266	125
0,17	0	0	169	126	260	126	3,53	290	197	189	127	259	126	6,90	290	197	191	122	266	125
0,20	0	0	169	126	260	126	3,57	290	197	191	126	258	128	6,93	290	197	191	122	269	124
0,23	0	0	169	126	260	126	3,60	290	197	192	126	258	127	6,97	290	197	191	123	270	123
0,27	0	0	169	124	264	124	3,63	290	197	193	126	258	127	7,00	290	197	191	122	270	124
0,30	0	0	169	124	265	124	3,67	290	197	195	126	257	127	7,03	290	197	191	122	270	123
0,33	0	0	169	123	265	126	3,70	290	197	198	127	259	127	7,07	290	197	189	122	272	124
0,37	0	0	169	123	266	125	3,73	290	197	198	127	259	128	7,10	290	197	189	122	273	124
0,40	0	0	167	122	266	125	3,77	290	197	198	128	259	128	7,13	290	197	188	122	273	124
0,43	0	0	171	122	268	124	3,80	290	197	200	126	262	125	7,17	290	197	186	123	273	126
0,47	0	0	171	122	268	124	3,83	290	197	200	126	262	125	7,20	290	197	186	124	274	125
0,50	0	0	172	122	268	124	3,87	290	197	200	126	263	126	7,23	290	197	185	123	273	126
0,53	0	0	173	123	268	124	3,90	290	197	200	124	264	126	7,27	290	197	184	124	273	126
0,57	0	0	177	126	266	125	3,93	290	197	197	124	266	125	7,30	290	197	184	124	273	126
0,60	0	0	178	125	265	127	3,97	290	197	197	123	266	125	7,33	290	197	182	125	271	126
0,63	0	0	180	124	265	126	4,00	290	197	197	123	266	125	7,37	290	196	180	126	270	127
0,67	0	0	181	126	264	126	4,03	290	197	196	122	266	125	7,40	289	196	180	126	269	127
0,70	290	197	185	124	264	124	4,07	290	197	193	124	266	125	7,43	289	196	179	126	269	127
0,73	290	197	186	125	264	124	4,10	290	197	192	124	266	125	7,47	0	0	177	126	268	126
0,77	290	197	187	124	264	124	4,13	290	197	191	126	266	125	7,50	0	0	176	124	268	126
0,80	290	197	188	124	264	126	4,17	290	197	189	125	265	126	7,53	0	0	174	127	268	126
0,83	290	197	190	127	265	127	4,20	290	197	186	125	263	126	7,57	0	0	174	125	268	126
0,87	290	197	191	126	265	127	4,23	290	197	184	126	262	127	7,60	0	0	173	126	268	128
0,90	290	197	191	127	265	128	4,27	290	197	184	126	261	127	7,63	0	0	170	127	268	128
0,93	290	197	193	126	268	126	4,30	289	196	181	126	259	128	7,67	0	0	170	128	268	128
0,97	290	197	194	125	268	126	4,33	289	196	180	126	259	127	7,70	0	0	170	127	269	128
1,00	290	197	194	125	268	126	4,37	0	0	177	127	258	127	7,73	0	0	170	127	272	126
1,03	290	197	194	125	269	126	4,40	0	0	176	126	258	127	7,77	0	0	170	127	272	126
1,07	290	197	194	123	269	126	4,43	0	0	175	126	258	127	7,80	0	0	170	125	272	126
1,10	290	197	193	124	269	126	4,47	0	0	174	127	258	128	7,83	0	0	170	125	272	126
1,13	290	197	191	126	268	126	4,50	0	0	174	127	258	127	7,87	0	0	171	124	272	126
1,17	290	197	190	125	268	126	4,53	0	0	171	128	259	128	7,90	0	0	171	124	272	126
1,20	290	197	188	126	266	127	4,57	0	0	171	126	261	127	7,93	0	0	171	124	273	124
1,23	290	197	188	126	266	127	4,60	0	0	171	126	262	127	7,97	0	0	171	124	272	126
1,27	290	197	187	127	265	127	4,63	0	0	171	124	263	126	8,00	0	0	174	125	270	125
1,30	290	197	185	127	263	127	4,67	0	0	170	125	265	126	8,03	0	0	176	126	269	127
1,33	290	197	183	126	260	128	4,70	0	0	170	125	265	126	8,07	0	0	177	126	268	126
1,37	290	197	181	128	260	128	4,73	0	0	170	124	266	125	8,10	0	0	178	127	268	126
1,40	289	196	181	127	259	128	4,77	0	0	170	124	266	125	8,13	0	0	181	126	264	126



continuação

t	x0	y0	z	yF	x	yL	t	x0	y0	z	yF	x	yL	t	x0	y0	z	yF	x	yL
1,43	0	0	179	126	258	127	4,80	0	0	173	123	268	124	8,17	289	196	183	124	263	126
1,47	0	0	176	126	257	127	4,83	0	0	173	124	268	124	8,20	290	197	186	125	262	127
1,50	0	0	176	126	257	127	4,87	0	0	174	123	268	124	8,23	290	197	187	126	262	127
1,53	0	0	174	127	257	127	4,90	0	0	174	124	268	124	8,27	290	197	187	126	262	127
1,57	0	0	172	128	259	127	4,93	0	0	178	124	265	126	8,30	290	197	188	126	262	127
1,60	0	0	171	128	259	128	4,97	0	0	180	126	265	125	8,33	290	197	190	127	262	127
1,63	0	0	171	126	260	128	5,00	0	0	181	126	263	126	8,37	290	197	190	127	262	127
1,67	0	0	171	124	262	127	5,03	0	0	183	126	263	126	8,40	290	197	191	126	262	127
1,70	0	0	171	124	263	126	5,07	289	196	186	125	262	127	8,43	290	197	192	126	263	126
1,73	0	0	170	125	264	126	5,10	290	197	189	126	261	127	8,47	290	197	193	125	265	124
1,77	0	0	170	125	265	126	5,13	290	197	190	125	261	127	8,50	290	197	193	126	265	125
1,80	0	0	171	124	266	125	5,17	290	197	190	127	262	127	8,53	290	197	193	125	265	126
1,83	0	0	171	124	266	127	5,20	290	197	193	127	262	127	8,57	290	197	193	125	265	126
1,87	0	0	171	124	266	127	5,23	290	197	193	127	262	127	8,60	290	197	193	124	265	126
1,90	0	0	172	124	267	124	5,27	290	197	193	127	263	127	8,63	290	197	191	126	265	127
1,93	0	0	176	124	266	127	5,30	290	197	194	125	265	126	8,67	290	197	190	125	265	127
1,97	0	0	177	124	266	125	5,33	290	197	194	125	265	127	8,70	290	197	188	126	265	126
2,00	0	0	177	126	266	125	5,37	290	197	194	125	266	125	8,73	290	197	188	126	264	126
2,03	0	0	178	125	265	127	5,40	290	197	195	124	266	125	8,77	290	197	188	124	264	126
2,07	0	0	184	126	263	126	5,43	290	197	194	123	268	124	8,80	290	197	186	127	263	127
2,10	290	197	184	126	262	127	5,47	290	197	194	124	268	126	8,83	290	197	184	126	262	127
2,13	289	196	186	125	262	127	5,50	290	197	193	124	268	126	8,87	289	196	181	126	261	126
2,17	289	196	186	127	262	127	5,53	290	197	193	123	268	126	8,90	289	196	181	126	260	126
2,20	290	197	190	127	262	127	5,57	290	197	193	123	268	126	8,93	290	197	181	124	260	126
2,23	290	197	191	127	262	127	5,60	290	197	191	124	268	124	8,97	0	0	177	126	260	126
2,27	290	197	192	126	262	127	5,63	290	197	190	124	268	124	9,00	0	0	176	126	260	126
2,30	290	197	194	127	262	127	5,67	290	197	187	124	266	125	9,03	0	0	174	125	260	126
2,33	290	197	194	127	263	128	5,70	290	197	187	124	266	125	9,07	0	0	173	126	260	126
2,37	290	197	195	126	264	126	5,73	290	197	186	123	265	126	9,10	0	0	171	126	262	127
2,40	290	197	195	126	266	127	5,77	290	197	184	124	264	126	9,13	0	0	170	127	263	127
2,43	290	197	195	124	267	126	5,80	290	197	183	124	263	126	9,17	0	0	170	125	264	126
2,47	290	197	195	124	268	126	5,83	290	197	182	124	263	124	9,20	0	0	170	125	264	126
2,50	290	197	195	124	268	126	5,87	290	197	180	122	262	125	9,23	0	0	170	125	265	126
2,53	290	197	194	125	268	126	5,90	0	0	179	122	262	123	9,27	0	0	170	125	266	125
2,57	290	197	193	125	268	126	5,93	0	0	178	123	262	123	9,30	0	0	171	123	266	125
2,60	290	197	193	124	268	126	5,97	0	0	176	122	262	125	9,33	0	0	171	124	267	124
2,63	290	197	190	125	266	125	6,00	0	0	175	123	262	125	9,37	0	0	173	123	266	125
2,67	290	197	188	126	265	127	6,03	0	0	174	124	263	126	9,40	0	0	174	124	266	125
2,70	290	197	186	125	262	127	6,07	0	0	174	123	263	126	9,43	0	0	177	124	264	126
2,73	290	197	186	125	262	127	6,10	0	0	172	124	266	125	9,47	0	0	177	126	263	126
2,77	290	197	185	126	261	127	6,13	0	0	171	124	266	125	9,50	0	0	177	126	263	126
2,80	289	196	183	126	260	126	6,17	0	0	171	123	268	124	9,53	0	0	177	126	263	126
2,83	0	0	180	126	259	126	6,20	0	0	170	123	269	124	9,57	0	0	177	126	263	126
2,87	0	0	180	126	258	127	6,23	0	0	170	123	270	123	9,60	0	0	177	126	263	126
2,90	0	0	180	124	258	127	6,27	0	0	170	123	270	124	9,63	0	0	177	126	263	126
2,93	0	0	178	127	259	126	6,30	0	0	170	123	270	124	9,67	0	0	177	126	263	126
2,97	0	0	177	127	259	128	6,33	0	0	170	123	270	124	9,70	0	0	177	126	263	126
3,00	0	0	176	128	259	128	6,37	0	0	171	122	270	125	9,73	0	0	177	126	263	126
3,03	0	0	176	126	259	128	6,40	0	0	172	122	269	124	9,77	0	0	177	126	263	126
3,07	0	0	175	126	262	127	6,43	0	0	173	123	269	124	9,80	0	0	177	126	263	126



continuação

t	x0	y0	z	yF	x	yL	t	x0	y0	z	yF	x	yL	t	x0	y0	z	yF	x	yL
3,10	0	0	175	126	262	127	6,47	0	0	173	124	268	126	9,83	0	0	177	126	263	126
3,13	0	0	176	124	264	126	6,50	0	0	176	124	266	125	9,87	0	0	177	126	263	126
3,17	0	0	176	124	264	126	6,53	0	0	177	124	265	126	9,90	0	0	177	126	263	126
3,20	0	0	176	124	264	126	6,57	0	0	178	123	265	126	9,93	0	0	177	126	263	126
3,23	0	0	176	124	265	126	6,60	0	0	180	122	264	124	9,97	0	0	177	126	263	126
3,27	0	0	177	123	265	126	6,63	289	196	181	123	263	124							
3,30	0	0	177	123	266	125	6,67	290	197	182	123	263	124							
3,33	0	0	178	123	265	126	6,70	290	197	185	123	262	125							

A Tabela 7.2 contém os dados organizados por passada e as colunas indicam os seguintes valores: t - instante da captura do ponto luminoso; x0 - indica qual dos pés está em contato com a esteira ergométrica (0 - pé esquerdo, outro valor - pé direito); z - coordenada de tela obtida no correspondente instante da coluna t; Z - coordenada espacial, obtida pela multiplicação do fator de escala pela coordenada de tela z; ΔZ_i (i = 1,2 ...,n) - Desvio relativo entre o valor das coordenadas espaciais de cada passada e em cada instante de captura e o valor médio dessas mesmas coordenadas.

TABELA 7.2 - Tempo de cada passada do sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s, eixo Z

t	x0	z	Z	$\Delta Z1$	$\Delta Z2$	$\Delta Z3$	$\Delta Z4$	$\Delta Z5$	$\Delta Z6$
0	0	176	628,3	-17,4	-12,8	-22,3	-20,3	-4,7	-14,8
0,03	0	175	624,8	-21,0	-23,5	-22,3	-23,9	-8,3	-18,3
0,07	0	174	621,2	-24,6	-23,5	-22,3	-27,5	-15,4	-25,5
0,10	0	171	610,5	-35,3	-30,6	-29,4	-31,0	-19,0	-25,5
0,13	0	170	606,9	-38,8	-37,7	-33,0	-31,0	-22,6	-29,0
0,17	0	169	603,3	-42,4	-41,3	-36,6	-41,8	-22,6	-39,7
0,20	0	169	603,3	-42,4	-41,3	-36,6	-41,8	-29,7	-39,7
0,23	0	169	603,3	-42,4	-41,3	-40,1	-41,8	-33,3	-39,7
0,27	0	169	603,3	-42,4	-41,3	-40,1	-41,8	-33,3	-39,7
0,30	0	169	603,3	-42,4	-44,9	-36,6	-45,3	-36,8	-39,7
0,33	0	169	603,3	-42,4	-44,9	-36,6	-45,3	-36,8	-39,7
0,37	0	169	603,3	-42,4	-41,3	-36,6	-45,3	-36,8	-39,7
0,40	0	167	596,2	-49,6	-41,3	-36,6	-45,3	-36,8	-36,2
0,43	0	171	610,5	-35,3	-41,3	-33,0	-34,6	-36,8	-36,2
0,47	0	171	610,5	-35,3	-37,7	-33,0	-34,6	-33,3	-36,2
0,50	0	172	614,0	-31,7	-23,5	-29,4	-31,0	-29,7	-36,2
0,53	0	173	617,6	-28,1	-19,9	-29,4	-31,0	-26,1	-25,5
0,57	0	177	631,9	-13,9	-19,9	-22,3	-16,8	-26,1	-18,3
0,60	0	178	635,5	-10,3	-16,3	-8,0	-9,6	-15,4	-14,8

continuação

t	x0	z	Z	$\Delta Z1$	$\Delta Z2$	$\Delta Z3$	$\Delta Z4$	$\Delta Z5$	$\Delta Z6$
0,63	0	180	642,6	-3,1	5,1	-4,4	-6,1	-11,8	-11,2
0,67	0	181	646,2	0,4	5,1	-0,9	1,1	-8,3	-0,5
0,70	290	185	660,5	14,7	12,2	9,9	11,8	-1,1	6,7
0,73	290	186	664,0	18,3	12,2	17,0	22,5	2,4	17,4
0,77	290	187	667,6	21,8	26,5	20,6	26,1	6,0	20,9
0,80	290	188	671,2	25,4	30,1	24,1	26,1	16,7	20,9
0,83	290	190	678,3	32,6	33,7	31,3	36,8	16,7	24,5
0,87	290	191	681,9	36,1	40,8	42,0	36,8	20,3	31,7
0,90	290	191	681,9	36,1	40,8	42,0	36,8	31,0	31,7
0,93	290	193	689,0	43,3	44,4	42,0	40,4	34,6	35,2
0,97	290	194	692,6	46,8	44,4	49,1	40,4	34,6	38,8
1,00	290	194	692,6	46,8	44,4	49,1	40,4	38,1	42,4
1,03	290	194	692,6	46,8	44,4	49,1	43,9	38,1	42,4
1,07	290	194	692,6	46,8	44,4	49,1	40,4	38,1	42,4
1,10	290	193	689,0	43,3	40,8	38,4	40,4	38,1	42,4
1,13	290	191	681,9	36,1	37,2	38,4	36,8	38,1	42,4
1,17	290	190	678,3	32,6	37,2	38,4	36,8	31,0	35,2
1,20	290	188	671,2	25,4	26,5	34,8	36,8	31,0	31,7
1,23	290	188	671,2	25,4	19,4	24,1	29,6	27,4	24,5
1,27	290	187	667,6	21,8	12,2	20,6	26,1	20,3	24,5
1,30	290	185	660,5	14,7	12,2	17,0	15,4	20,3	24,5
1,33	290	183	653,3	7,6	8,7	9,9	15,4	16,7	17,4
1,37	290	181	646,2	0,4	1,5	-0,9	11,8	13,1	10,2
1,40	289	181	646,2	0,4		-8,0	4,7	13,1	-0,5
1,43	0	179	639,0	-12,8		-8,0	1,1	6,0	-0,5
1,47	0	176	628,3	-23,5		-18,7	-2,5	-1,1	-0,5
1,50	0	176	628,3	-23,5		-22,3	-9,6	-1,1	
1,53	0	174	621,2	-30,6				-4,7	
1,57	0	172	614,0	-37,7					
1,60	0	171	610,5	-41,3					

A Tabela 7.3 contém os valores dos desvios das coordenadas, extraídos da tabela 7.2 e respectivos instantes de tempo normalizados. A normalização se deu pela necessidade de se construir gráficos onde as curvas apresentem a mesma amplitude do tempo. Os valores dos tempos normalizados foram obtidos pela divisão simples entre cada instante de cada passada e o tempo máximo dessa mesma passada.



TABELA 7.3 - Tempo normalizado referente a cada passada do sujeito 1 -
velocidade de 0,4 m/s, eixo Z

t	Tn1	$\Delta Z1$	Tn2	$\Delta Z2$	Tn3	$\Delta Z3$	Tn4	$\Delta Z4$	Tn5	$\Delta Z5$	Tn6	$\Delta Z6$
0,00	0,00	-17,4	0,00	-12,8	0,00	-22,3	0,00	-20,3	0,00	-4,7	0,00	-14,8
0,03	0,02	-21,0	0,02	-23,5	0,02	-22,3	0,02	-23,9	0,02	-8,3	0,02	-18,3
0,07	0,05	-24,6	0,05	-23,5	0,04	-22,3	0,04	-27,5	0,04	-15,4	0,05	-25,5
0,10	0,07	-35,3	0,07	-30,6	0,07	-29,4	0,07	-31,0	0,07	-19,0	0,07	-25,5
0,13	0,10	-38,8	0,10	-37,7	0,09	-33,0	0,09	-31,0	0,09	-22,6	0,09	-29,0
0,17	0,12	-42,4	0,12	-41,3	0,11	-36,6	0,11	-41,8	0,11	-22,6	0,11	-39,7
0,20	0,14	-42,4	0,15	-41,3	0,13	-36,6	0,13	-41,8	0,13	-29,7	0,14	-39,7
0,23	0,17	-42,4	0,17	-41,3	0,16	-40,1	0,16	-41,8	0,15	-33,3	0,16	-39,7
0,27	0,19	-42,4	0,20	-41,3	0,18	-40,1	0,18	-41,8	0,17	-33,3	0,18	-39,7
0,30	0,21	-42,4	0,22	-44,9	0,20	-36,6	0,20	-45,3	0,20	-36,8	0,20	-39,7
0,33	0,24	-42,4	0,24	-44,9	0,22	-36,6	0,22	-45,3	0,22	-36,8	0,23	-39,7
0,37	0,26	-42,4	0,27	-41,3	0,24	-36,6	0,24	-45,3	0,24	-36,8	0,25	-39,7
0,40	0,29	-49,6	0,29	-41,3	0,27	-36,6	0,27	-45,3	0,26	-36,8	0,27	-36,2
0,43	0,31	-35,3	0,32	-41,3	0,29	-33,0	0,29	-34,6	0,28	-36,8	0,30	-36,2
0,47	0,33	-35,3	0,34	-37,7	0,31	-33,0	0,31	-34,6	0,31	-33,3	0,32	-36,2
0,50	0,36	-31,7	0,37	-23,5	0,33	-29,4	0,33	-31,0	0,33	-29,7	0,34	-36,2
0,53	0,38	-28,1	0,39	-19,9	0,36	-29,4	0,36	-31,0	0,35	-26,1	0,36	-25,5
0,57	0,40	-13,9	0,41	-19,9	0,38	-22,3	0,38	-16,8	0,37	-26,1	0,39	-18,3
0,60	0,43	-10,3	0,44	-16,3	0,40	-8,0	0,40	-9,6	0,39	-15,4	0,41	-14,8
0,63	0,45	-3,1	0,46	5,1	0,42	-4,4	0,42	-6,1	0,41	-11,8	0,43	-11,2
0,67	0,48	0,4	0,49	5,1	0,44	-0,9	0,44	1,1	0,44	-8,3	0,45	-0,5
0,70	0,50	14,7	0,51	12,2	0,47	9,9	0,47	11,8	0,46	-1,1	0,48	6,7
0,73	0,52	18,3	0,54	12,2	0,49	17,0	0,49	22,5	0,48	2,4	0,50	17,4
0,77	0,55	21,8	0,56	26,5	0,51	20,6	0,51	26,1	0,50	6,0	0,52	20,9
0,80	0,57	25,4	0,59	30,1	0,53	24,1	0,53	26,1	0,52	16,7	0,55	20,9
0,83	0,60	32,6	0,61	33,7	0,56	31,3	0,56	36,8	0,54	16,7	0,57	24,5
0,87	0,62	36,1	0,63	40,8	0,58	42,0	0,58	36,8	0,57	20,3	0,59	31,7
0,90	0,64	36,1	0,66	40,8	0,60	42,0	0,60	36,8	0,59	31,0	0,61	31,7
0,93	0,67	43,3	0,68	44,4	0,62	42,0	0,62	40,4	0,61	34,6	0,64	35,2
0,97	0,69	46,8	0,71	44,4	0,64	49,1	0,64	40,4	0,63	34,6	0,66	38,8
1,00	0,71	46,8	0,73	44,4	0,67	49,1	0,67	40,4	0,65	38,1	0,68	42,4
1,03	0,74	46,8	0,76	44,4	0,69	49,1	0,69	43,9	0,68	38,1	0,70	42,4
1,07	0,76	46,8	0,78	44,4	0,71	49,1	0,71	40,4	0,70	38,1	0,73	42,4
1,10	0,79	43,3	0,80	40,8	0,73	38,4	0,73	40,4	0,72	38,1	0,75	42,4
1,13	0,81	36,1	0,83	37,2	0,76	38,4	0,76	36,8	0,74	38,1	0,77	42,4
1,17	0,83	32,6	0,85	37,2	0,78	38,4	0,78	36,8	0,76	31,0	0,80	35,2
1,20	0,86	25,4	0,88	26,5	0,80	34,8	0,80	36,8	0,78	31,0	0,82	31,7
1,23	0,88	25,4	0,90	19,4	0,82	24,1	0,82	29,6	0,81	27,4	0,84	24,5
1,27	0,90	21,8	0,93	12,2	0,84	20,6	0,84	26,1	0,83	20,3	0,86	24,5
1,30	0,93	14,7	0,95	12,2	0,87	17,0	0,87	15,4	0,85	20,3	0,89	24,5
1,33	0,95	7,6	0,98	8,7	0,89	9,9	0,89	15,4	0,87	16,7	0,91	17,4
1,37	0,98	0,4	1,00	1,5	0,91	-0,9	0,91	11,8	0,89	13,1	0,93	10,2
1,40	1,00	0,4			0,93	-8,0	0,93	4,7	0,92	13,1	0,95	-0,5
1,43					0,96	-8,0	0,96	1,1	0,94	6,0	0,98	-0,5
1,47					0,98	-18,7	0,98	-2,5	0,96	-1,1	1,00	-0,5
1,50					1,00	-22,3	1,00	-9,6	0,98	-1,1		
1,53									1,00	-4,7		



As coordenadas X e Y foram tratadas do mesmo modo que o apresentado para a coordenada Z. Contudo antes desse tratamento, as coordenadas Y foram identificadas como Y_F para as coordenadas obtidas a partir da filmagem frontal, e Y_L , para as coordenadas decorrentes da filmagem lateral através do espelho.

Esse fato gerou a Tabela 7.4, que apresenta em 7.4a as coordenadas Y_F e em 7.4b, as coordenadas Y_L . Finalmente a Tabela 7.5 contém os valores médios para a coordenada Y e respectivos tempos normalizados.

TABELA 7.4 - Componentes da coordenada Y determinados a partir da filmagem frontal (a) e da filmagem através do espelho (b) - sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s

t	a						b					
	Y_{F1}	Y_{F2}	Y_{F3}	Y_{F4}	Y_{F5}	Y_{F6}	Y_{L1}	Y_{L2}	Y_{L3}	Y_{L4}	Y_{L5}	Y_{L6}
0,00	-3,4	-1,9	-2,3	-7,3	4,2	-1,2	-0,4	-2,0	1,7	-4,7	7,5	1,3
0,03	-3,4	-1,9	-2,3	-3,9	0,7	5,7	-0,4	-2,0	-2,4	-4,7	7,5	1,3
0,07	0,1	-1,9	4,6	-3,9	4,2	-4,7	-0,4	-2,0	-2,4	-4,7	-0,8	1,3
0,10	-6,8	-5,3	-5,8	-7,3	0,7	2,2	-4,5	-2,0	1,7	-8,8	-0,8	1,3
0,13	0,1	-8,8	-5,8	-7,3	-2,7	-1,2	-4,5	-2,0	-6,6	-4,7	-4,9	-7,0
0,17	-3,4	-8,8	-9,2	-10,8	0,7	-4,7	-0,4	-6,1	-6,6	-8,8	-4,9	-7,0
0,20	-3,4	-1,9	-2,3	-3,9	-2,7	-8,1	-0,4	-6,1	-6,6	-4,7	-0,8	-7,0
0,23	-3,4	5,0	-2,3	-3,9	-2,7	-4,7	-0,4	-2,0	-2,4	-4,7	-0,8	-7,0
0,27	3,5	5,0	-2,3	3,0	0,7	-4,7	7,9	2,2	-2,4	-0,5	3,4	1,3
0,30	3,5	1,6	4,6	-0,4	0,7	-4,7	7,9	2,2	1,7	-0,5	3,4	1,3
0,33	7,0	1,6	4,6	-0,4	0,7	2,2	-0,4	2,2	1,7	-0,5	7,5	1,3
0,37	7,0	5,0	4,6	3,0	0,7	2,2	3,8	6,3	1,7	3,6	3,4	1,3
0,40	10,4	5,0	4,6	3,0	0,7	5,7	3,8	-2,0	1,7	3,6	3,4	1,3
0,43	10,4	5,0	8,0	6,4	0,7	5,7	7,9	-2,0	1,7	7,8	3,4	1,3
0,47	10,4	5,0	8,0	3,0	4,2	5,7	7,9	10,5	5,9	7,8	-0,8	9,6
0,50	10,4	5,0	8,0	6,4	4,2	5,7	7,9	-2,0	1,7	7,8	3,4	1,3
0,53	7,0	5,0	4,6	3,0	0,7	2,2	7,9	6,3	1,7	7,8	3,4	5,4
0,57	-3,4	-1,9	-2,3	3,0	-2,7	-1,2	3,8	6,3	1,7	-0,5	-4,9	-2,9
0,60	0,1	1,6	-2,3	-3,9	-2,7	-1,2	-4,5	-2,0	-2,4	3,6	-0,8	1,3
0,63	3,5	-1,9	-2,3	-3,9	-2,7	-4,7	-0,4	2,2	-2,4	-0,5	-4,9	1,3
0,67	-3,4	-1,9	-5,8	-3,9	0,7	-1,2	-0,4	-2,0	-6,6	-0,5	-4,9	1,3
0,70	3,5	1,6	-5,8	-0,4	4,2	5,7	7,9	-2,0	1,7	-4,7	3,4	1,3
0,73	0,1	-5,3	-2,3	-3,9	0,7	2,2	7,9	-2,0	-6,6	-4,7	3,4	-2,9
0,77	3,5	-5,3	-2,3	-0,4	0,7	-1,2	7,9	-2,0	-2,4	-4,7	3,4	-2,9
0,80	3,5	-5,3	-2,3	-7,3	0,7	-1,2	-0,4	-2,0	-2,4	-4,7	-0,8	-2,9
0,83	-6,8	-1,9	-2,3	-7,3	0,7	-1,2	-4,5	-2,0	-2,4	-4,7	3,4	-2,9
0,87	-3,4	-5,3	-5,8	-7,3	0,7	-4,7	-4,5	-2,0	-2,4	-4,7	3,4	-2,9
0,90	-6,8	-5,3	-5,8	-7,3	-2,7	-4,7	-8,7	-6,1	-6,6	-4,7	-4,9	-2,9

continuação

t	a						b					
	YF1	YF2	YF3	YF4	YF5	YF6	YL1	YL2	YL3	YL4	YL5	YL6
0,93	-3,4	-1,9	-9,2	-0,4	-2,7	-1,2	-0,4	2,2	-6,6	-0,5	-4,9	-2,9
0,97	0,1	-1,9	-2,3	-0,4	0,7	-1,2	-0,4	-2,0	5,9	-4,7	-0,8	1,3
1,00	0,1	5,0	-2,3	-0,4	4,2	2,2	-0,4	2,2	5,9	3,6	-0,8	9,6
1,03	0,1	5,0	-2,3	3,0	4,2	-1,2	-0,4	2,2	1,7	3,6	3,4	5,4
1,07	7,0	5,0	4,6	6,4	0,7	2,2	-0,4	2,2	1,7	7,8	7,5	1,3
1,10	3,5	1,6	4,6	3,0	4,2	2,2	-0,4	2,2	5,9	-0,5	3,4	1,3
1,13	-3,4	1,6	8,0	3,0	4,2	5,7	-0,4	2,2	5,9	-0,5	7,5	1,3
1,17	0,1	5,0	8,0	6,4	4,2	-1,2	-0,4	2,2	5,9	-0,5	3,4	-2,9
1,20	-3,4	1,6	11,4	6,4	4,2	2,2	-4,5	6,3	5,9	-0,5	3,4	-2,9
1,23	-3,4	-1,9	4,6	3,0	4,2	-1,2	-4,5	-2,0	5,9	7,8	3,4	1,3
1,27	-6,8	1,6	4,6	3,0	0,7	-1,2	-4,5	-2,0	5,9	7,8	-4,9	1,3
1,30	-6,8	1,6	-2,3	3,0	-2,7	5,7	-4,5	-2,0	5,9	3,6	-0,8	1,3
1,33	-3,4	-1,9	1,1	3,0	0,7	-4,7	-8,7	-2,0	1,7	3,6	-4,9	-2,9
1,37	-10,2	-1,9	1,1	6,4	-2,7	-1,2	-8,7	2,2	1,7	-0,5	-4,9	-2,9
1,40	-6,8		-2,3	3,0	-2,7	-1,2	-8,7		-2,4	-0,5	-4,9	1,3
1,43			-2,3	3,0	-6,1	-1,2			-2,4	-0,5	-4,9	1,3
1,47			-2,3	3,0	-9,6	5,7			-6,6	7,8	-9,1	1,3
1,50			-2,3	9,9	-9,6				-2,4	3,6	-9,1	
1,53					-9,6						-9,1	

TABELA 7.5 - Tempo normalizado da coordenada Y média - sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s

Tn1	Y1	Tn2	Y2	Tn3	Y3	Tn4	Y4	Tn5	Y5	Tn6	Y6
0,00	-1,87	0,00	-1,93	0,00	-0,30	0,00	-6,01	0,00	5,84	0,00	0,03
0,02	-1,87	0,02	-1,93	0,02	-2,38	0,02	-4,29	0,02	4,12	0,02	3,47
0,05	-0,15	0,05	-1,93	0,04	1,06	0,04	-4,29	0,04	1,69	0,05	-1,69
0,07	-5,67	0,07	-3,65	0,07	-2,02	0,07	-8,09	0,07	-0,03	0,07	1,75
0,10	-2,23	0,10	-5,37	0,09	-6,17	0,09	-6,01	0,09	-3,83	0,09	-4,12
0,12	-1,87	0,12	-7,45	0,11	-7,89	0,11	-9,81	0,11	-2,11	0,11	-5,84
0,14	-1,87	0,15	-4,01	0,13	-4,45	0,13	-4,29	0,13	-1,75	0,14	-7,56
0,17	-1,87	0,17	1,51	0,16	-2,38	0,16	-4,29	0,15	-1,75	0,16	-5,84
0,19	5,72	0,20	3,58	0,18	-2,38	0,18	1,22	0,17	2,04	0,18	-1,69
0,21	5,72	0,22	1,86	0,20	3,14	0,20	-0,50	0,20	2,04	0,20	-1,69
0,24	3,29	0,24	1,86	0,22	3,14	0,22	-0,50	0,22	4,12	0,23	1,75
0,26	5,36	0,27	5,66	0,24	3,14	0,24	3,30	0,24	2,04	0,25	1,75
0,29	7,08	0,29	1,51	0,27	3,14	0,27	3,30	0,26	2,04	0,27	3,47
0,31	9,16	0,32	1,51	0,29	4,86	0,29	7,09	0,28	2,04	0,30	3,47
0,33	9,16	0,34	7,73	0,31	6,93	0,31	5,37	0,31	1,69	0,32	7,62
0,36	9,16	0,37	1,51	0,33	4,86	0,33	7,09	0,33	3,76	0,34	3,47
0,38	7,44	0,39	5,66	0,36	3,14	0,36	5,37	0,35	2,04	0,36	3,83
0,40	0,20	0,41	2,22	0,38	-0,30	0,38	1,22	0,37	-3,83	0,39	-2,04
0,43	-2,23	0,44	-0,21	0,40	-2,38	0,40	-0,14	0,39	-1,75	0,41	0,03
0,45	1,57	0,46	0,14	0,42	-2,38	0,42	-2,22	0,41	-3,83	0,43	-1,69
0,48	-1,87	0,49	-1,93	0,44	-6,17	0,44	-2,22	0,44	-2,11	0,45	0,03

continuação

Tn1	Y1	Tn2	Y2	Tn3	Y3	Tn4	Y4	Tn5	Y5	Tn6	Y6
0,50	5,72	0,51	-0,21	0,47	-2,02	0,47	-2,57	0,46	3,76	0,48	3,47
0,52	4,00	0,54	-3,65	0,49	-4,45	0,49	-4,29	0,48	2,04	0,50	-0,32
0,55	5,72	0,56	-3,65	0,51	-2,38	0,51	-2,57	0,50	2,04	0,52	-2,04
0,57	1,57	0,59	-3,65	0,53	-2,38	0,53	-6,01	0,52	-0,03	0,55	-2,04
0,60	-5,67	0,61	-1,93	0,56	-2,38	0,56	-6,01	0,54	2,04	0,57	-2,04
0,62	-3,95	0,63	-3,65	0,58	-4,10	0,58	-6,01	0,57	2,04	0,59	-3,76
0,64	-7,74	0,66	-5,73	0,60	-6,17	0,60	-6,01	0,59	-3,83	0,61	-3,76
0,67	-1,87	0,68	0,14	0,62	-7,89	0,62	-0,50	0,61	-3,83	0,64	-2,04
0,69	-0,15	0,71	-1,93	0,64	1,77	0,64	-2,57	0,63	-0,03	0,66	0,03
0,71	-0,15	0,73	3,58	0,67	1,77	0,67	1,58	0,65	1,69	0,68	5,90
0,74	-0,15	0,76	3,58	0,69	-0,30	0,69	3,30	0,68	3,76	0,70	2,11
0,76	3,29	0,78	3,58	0,71	3,14	0,71	7,09	0,70	4,12	0,73	1,75
0,79	1,57	0,80	1,86	0,73	5,21	0,73	1,22	0,72	3,76	0,75	1,75
0,81	-1,87	0,83	1,86	0,76	6,93	0,76	1,22	0,74	5,84	0,77	3,47
0,83	-0,15	0,85	3,58	0,78	6,93	0,78	2,94	0,76	3,76	0,80	-2,04
0,86	-3,95	0,88	3,94	0,80	8,65	0,80	2,94	0,78	3,76	0,82	-0,32
0,88	-3,95	0,90	-1,93	0,82	5,21	0,82	5,37	0,81	3,76	0,84	0,03
0,90	-5,67	0,93	-0,21	0,84	5,21	0,84	5,37	0,83	-2,11	0,86	0,03
0,93	-5,67	0,95	-0,21	0,87	1,77	0,87	3,30	0,85	-1,75	0,89	3,47
0,95	-6,02	0,98	-1,93	0,89	1,42	0,89	3,30	0,87	-2,11	0,91	-3,76
0,98	-9,46	1,00	0,14	0,91	1,42	0,91	2,94	0,89	-3,83	0,93	-2,04
1,00	-7,74			0,93	-2,38	0,93	1,22	0,92	-3,83	0,95	0,03
				0,96	-2,38	0,96	1,22	0,94	-5,55	0,98	0,03
				0,98	-4,45	0,98	5,37	0,96	-9,34	1,00	3,47
				1,00	-2,38	1,00	6,74	0,98	-9,34		
								1,00	-9,34		

7.3 Resultados Gráficos

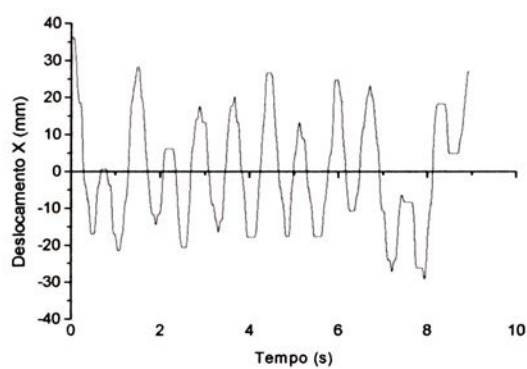
Em busca dos padrões de marcha possíveis de serem obtidos com o emprego do método SAIR, foram gerados gráficos a partir dos valores contidos nas tabelas de cada sujeito participante dos experimentos. Assim, foram gerados os seguintes gráficos:

Figura 7.1 à Figura 7.16, nas quais as letras *a*, *c* e *e* indicam os gráficos referentes ao tempo total de filmagem e por eixo coordenado, sendo que a letra *e* apresenta a comparação entre as curvas obtidas por filmagem frontal e lateral em relação ao eixo Y; as letras *b*, *d* e *f* indicam as curvas comparativas entre as passadas de cada sujeito e, também, por eixo coordenado e as letras *g*, *h* e *i* são indicativas dos gráficos gerados pelos pares de coordenadas que

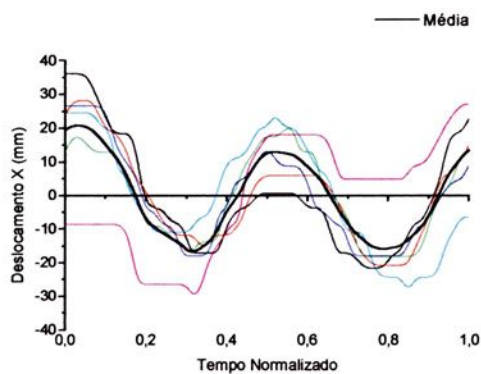
determinam os planos XZ (Plano Transversal), XY (Plano Sagital) e ZY (Plano Frontal), cujas curvas representam, em cada um dos planos, o comportamento combinado das curva médias das passadas relativas a cada eixo coordenado.

As Figura 7.17 à Figura 7.21 mostram gráficos onde há comparações entre as curvas médias das passadas dos sujeitos.

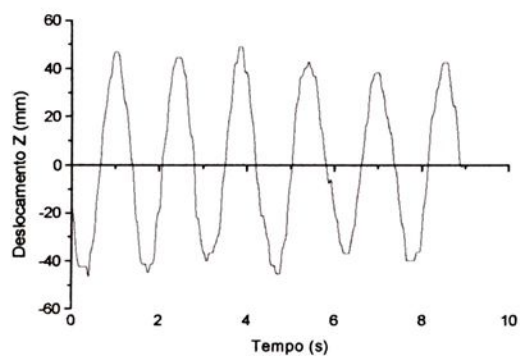




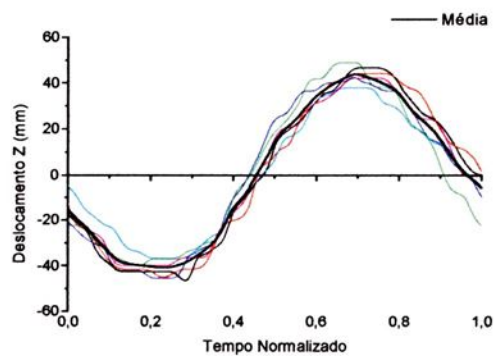
a



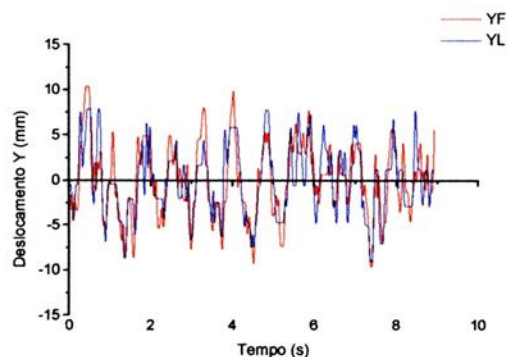
b



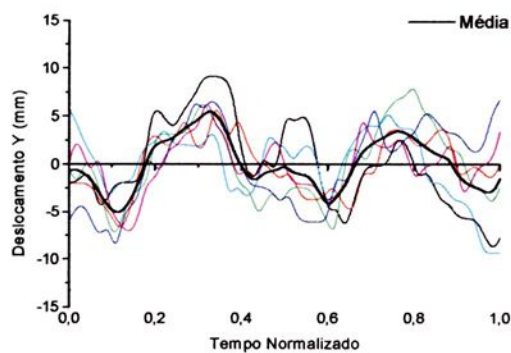
c



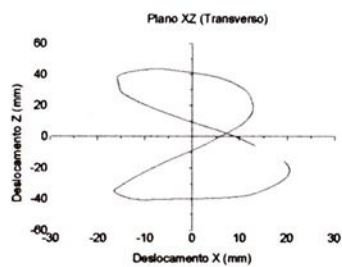
d



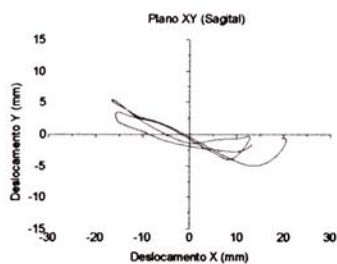
e



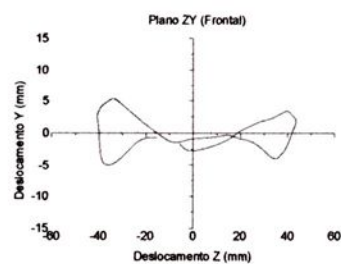
f



g

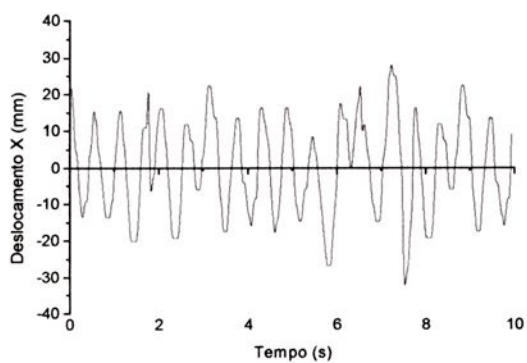


h

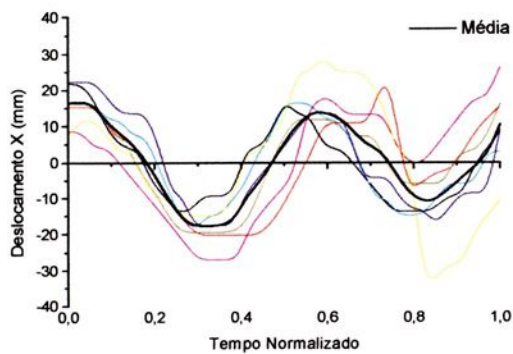


i

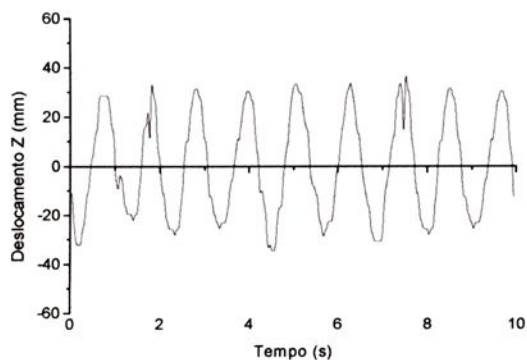
FIGURA 7.1 - Perfis das curvas do sujeito 1 - velocidade de 0,4 m/s



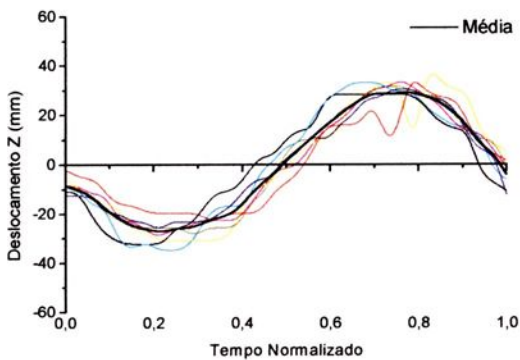
a



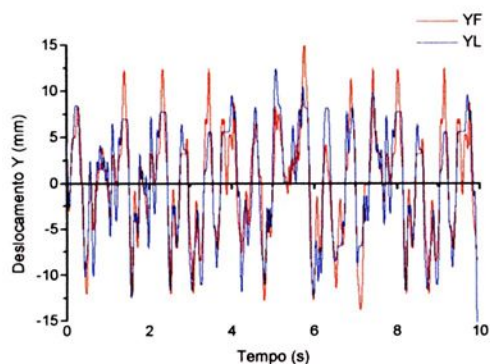
b



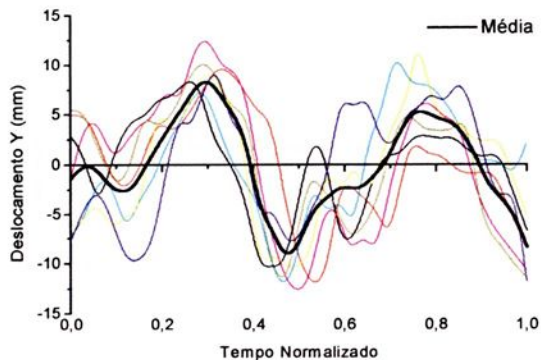
c



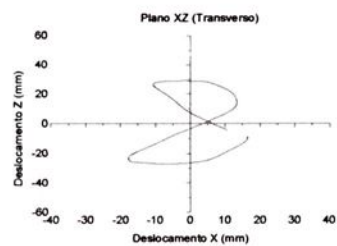
d



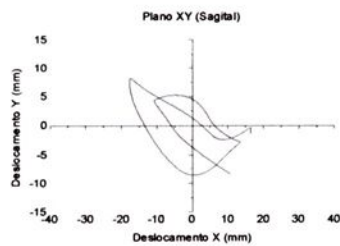
e



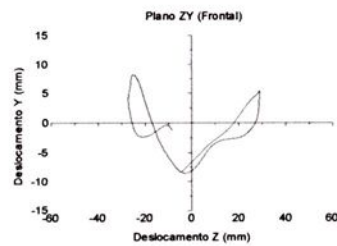
f



g

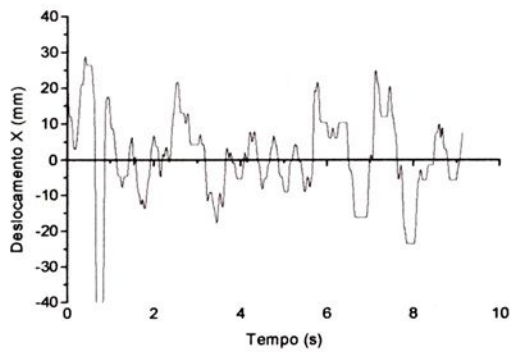


h

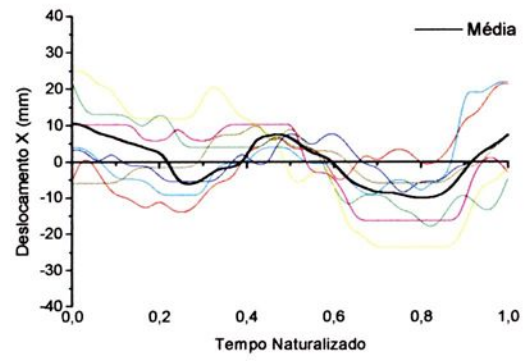


i

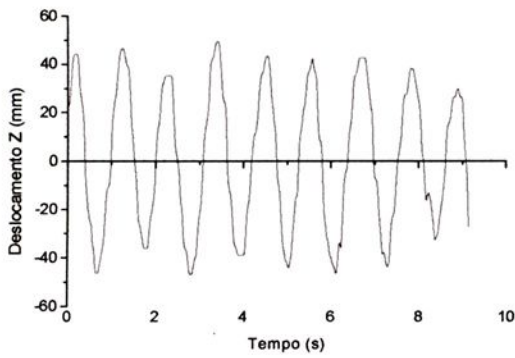
FIGURA 7.2 - Perfis das curvas do sujeito 1 - velocidade de 0,7 m/s



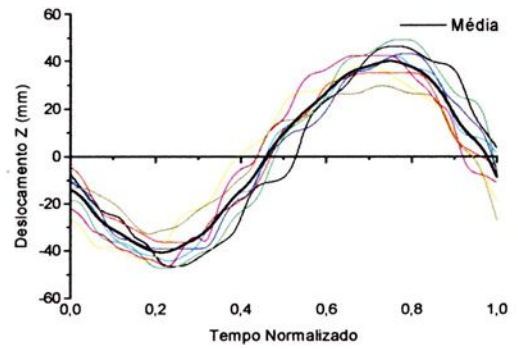
a



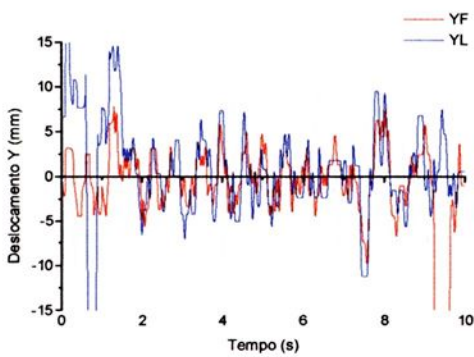
b



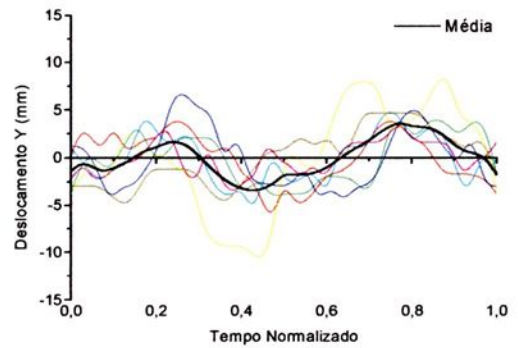
c



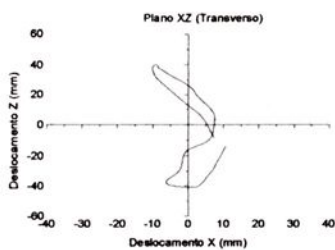
d



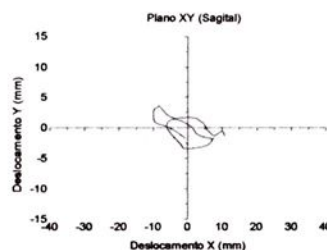
e



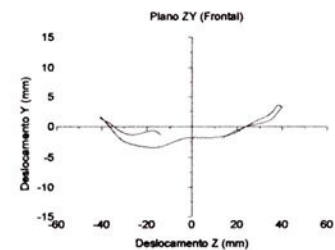
f



g

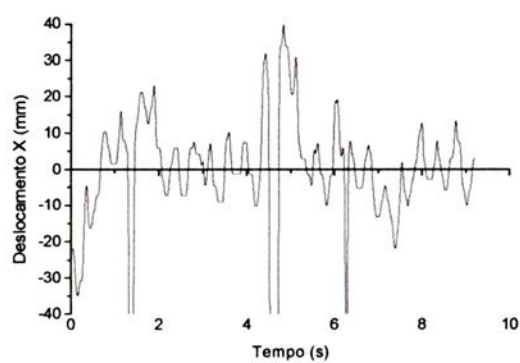


h

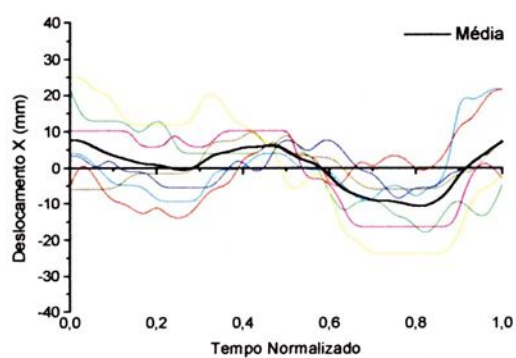


i

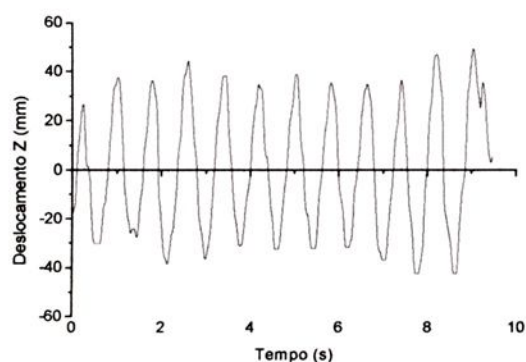
FIGURA 7.3 - Perfis das curvas do sujeito 2 - velocidade de 0,4 m/s



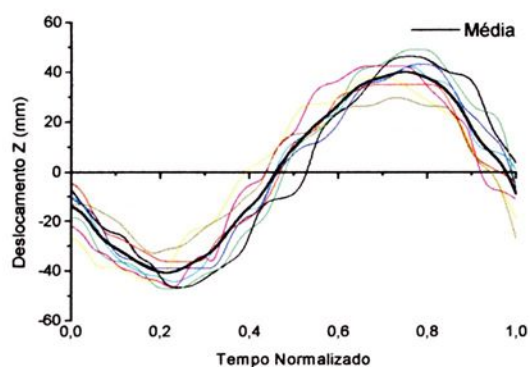
a



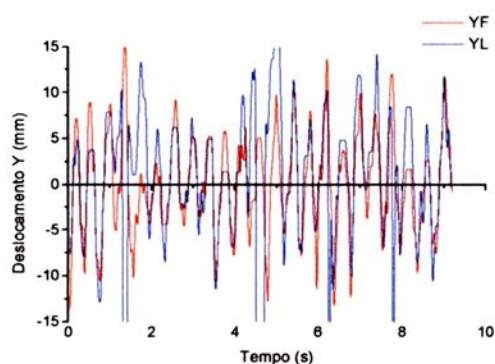
b



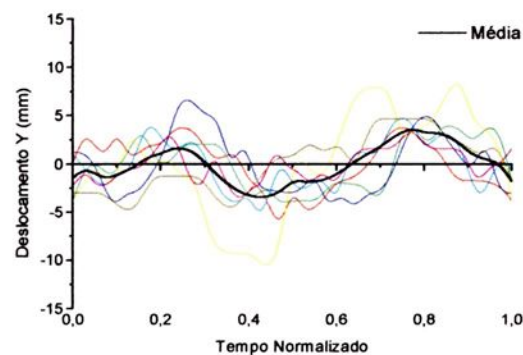
c



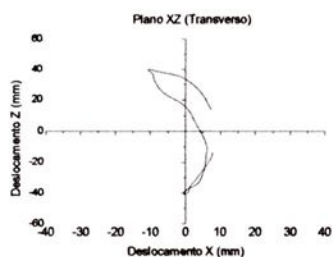
d



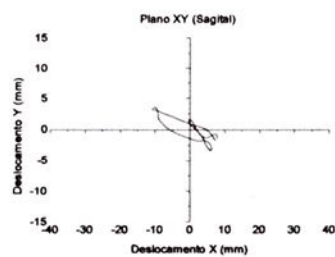
e



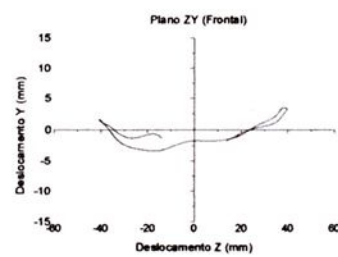
f



g

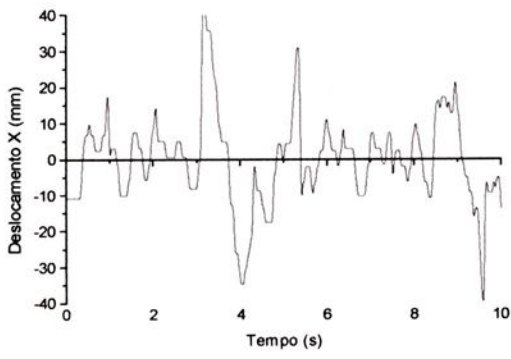


h

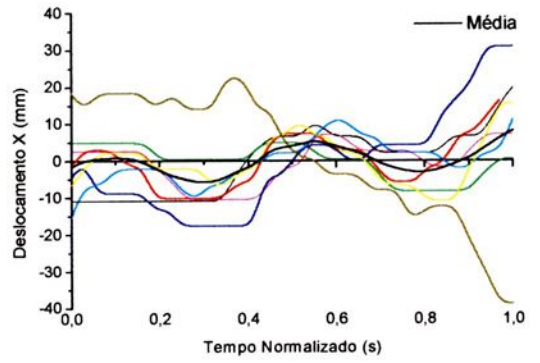


i

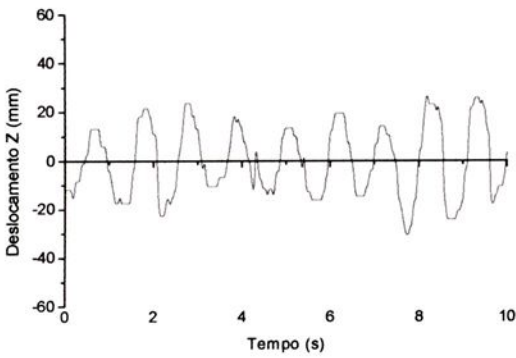
FIGURA 7.4 - Perfis das curvas do sujeito 2 - velocidade de 0,7 m/s



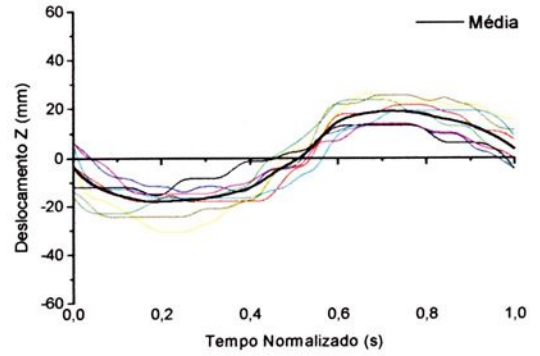
a



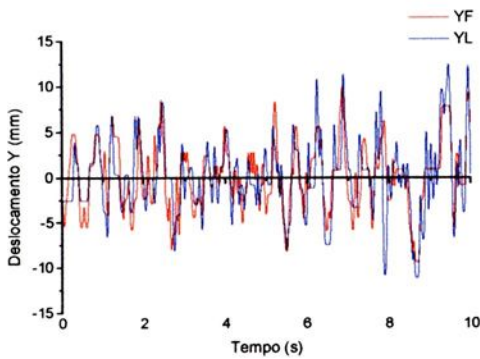
b



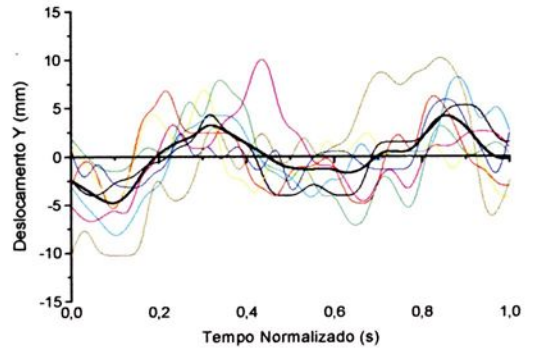
c



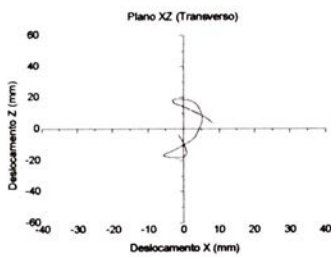
d



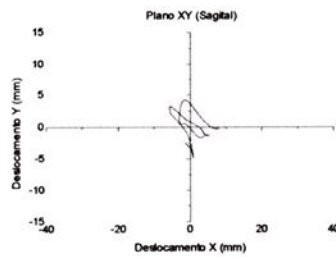
e



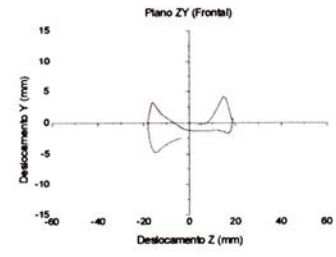
f



g

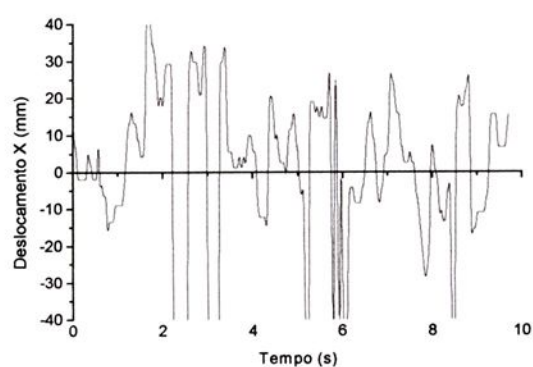


h

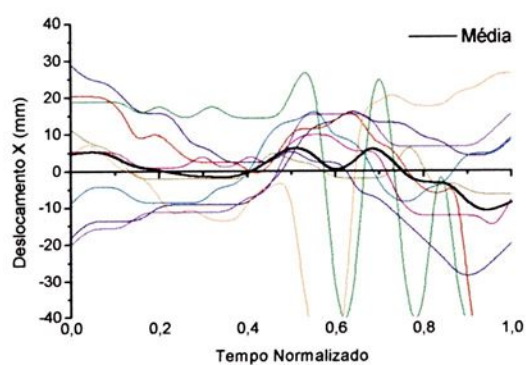


i

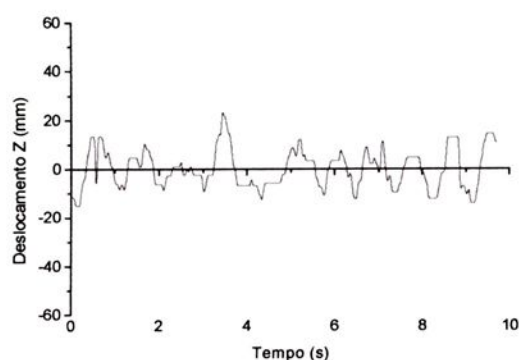
FIGURA 7.5 - Perfis das curvas do sujeito 3 - velocidade de 0,7 m/s



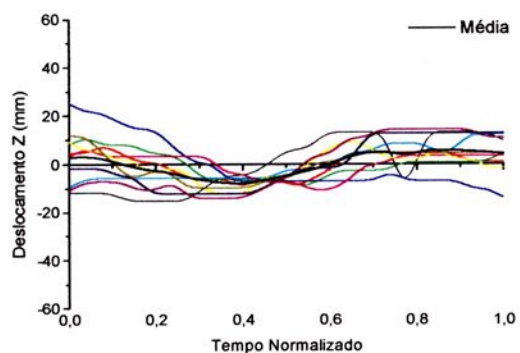
a



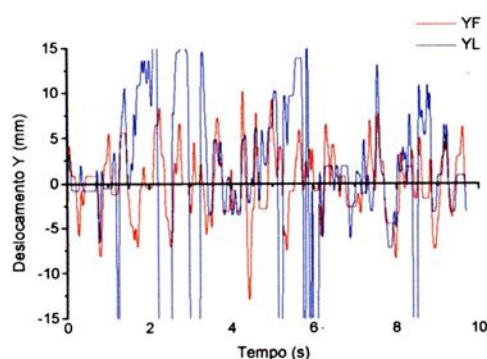
b



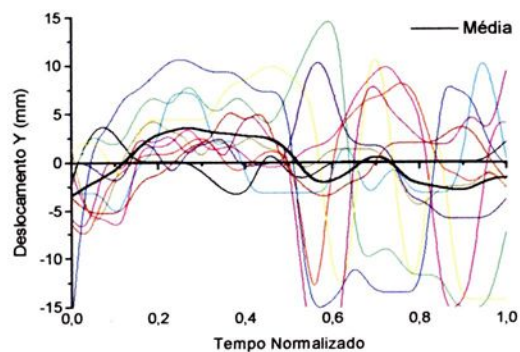
c



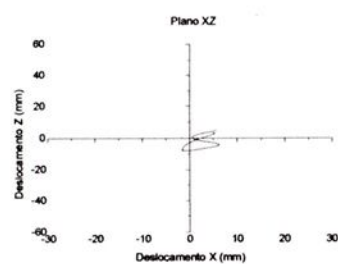
d



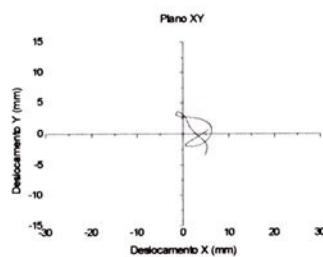
e



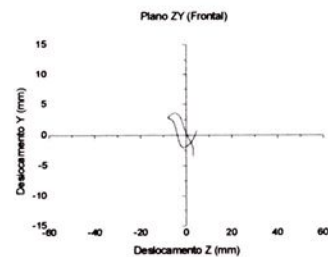
f



g

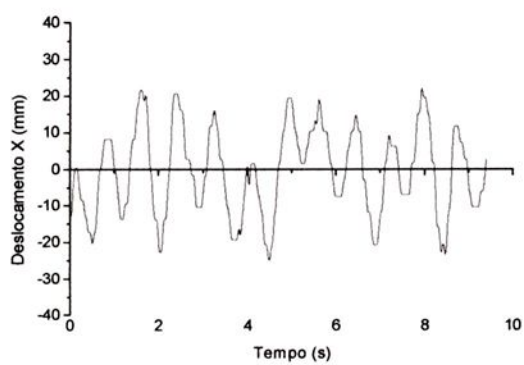


h

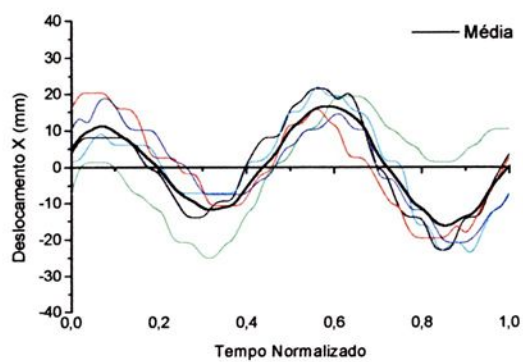


i

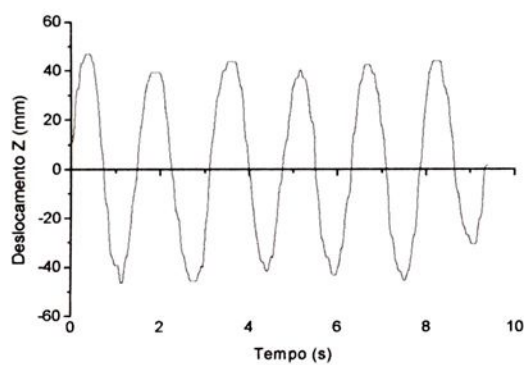
FIGURA 7.6 - Perfis das curvas do sujeito 3 - velocidade de 1,1 m/s



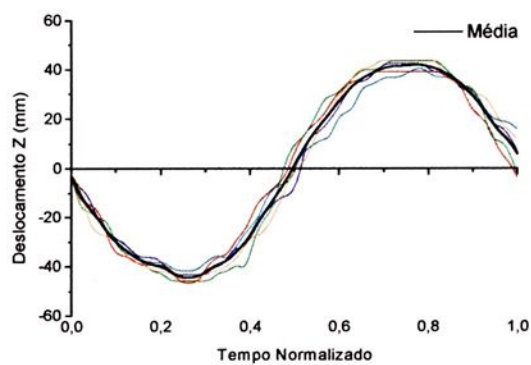
a



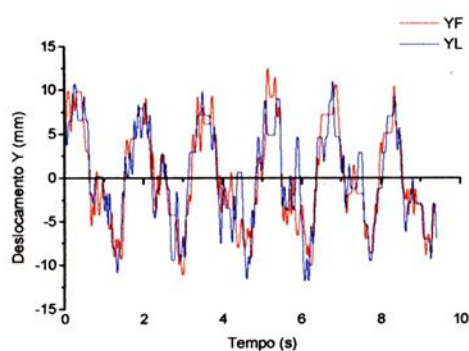
b



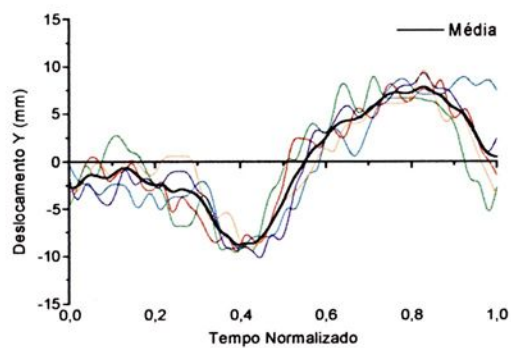
c



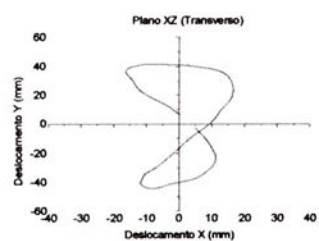
d



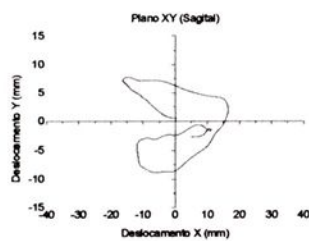
e



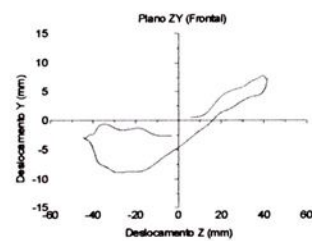
f



g

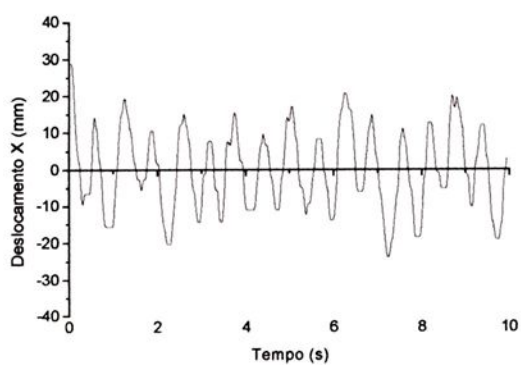


h

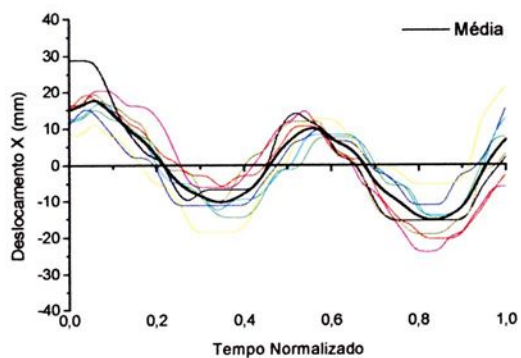


i

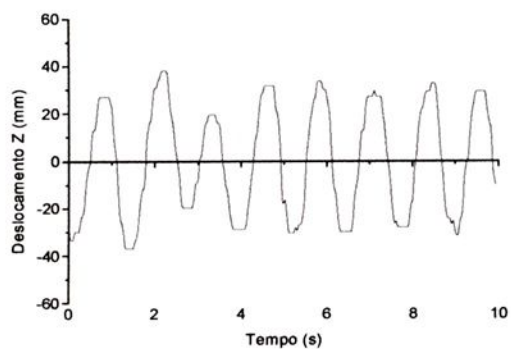
FIGURA 7.7 - Perfis das curvas do sujeito 4 - velocidade de 0,4 m/s



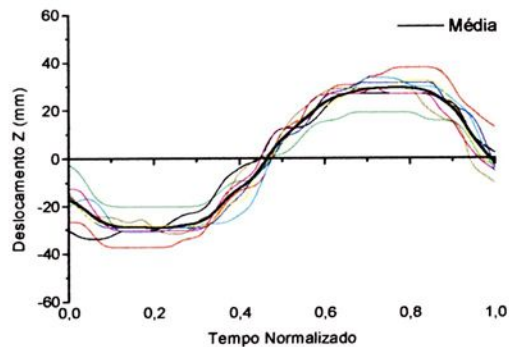
a



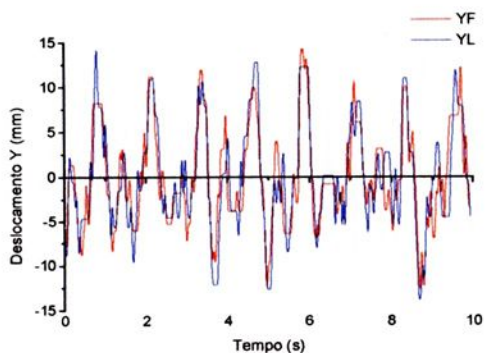
b



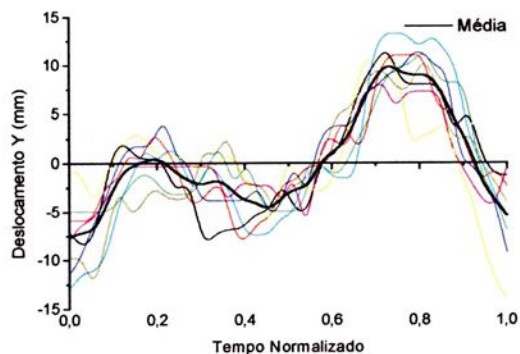
c



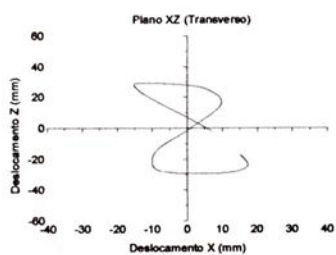
d



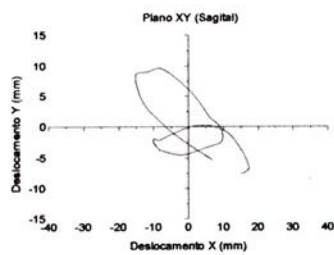
e



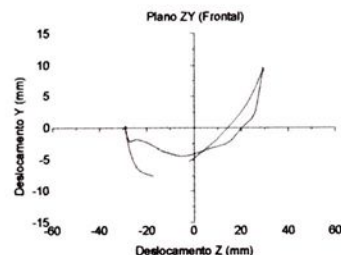
f



g

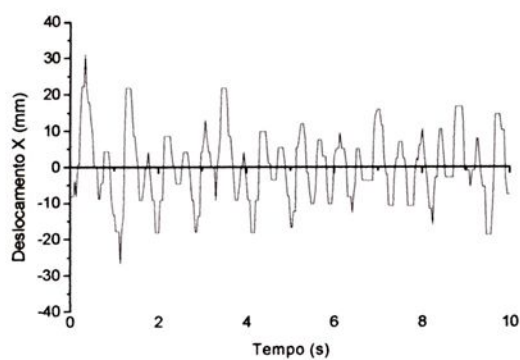


h

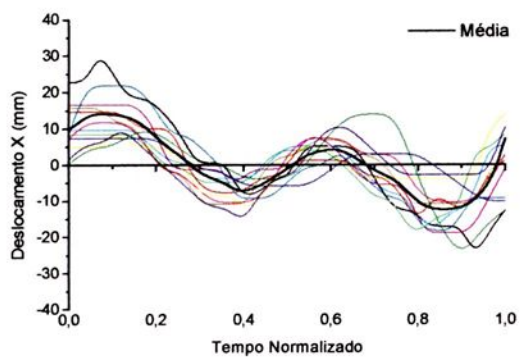


i

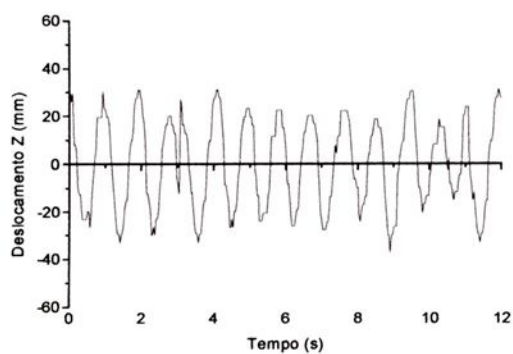
FIGURA 7.8 - Perfis das curvas do sujeito 4 - velocidade de 0,7 m/s



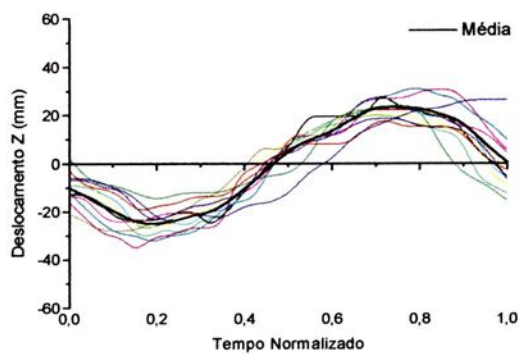
a



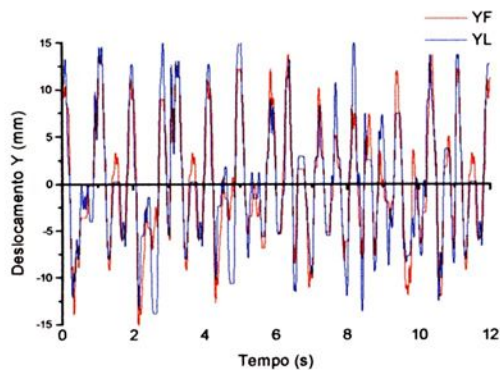
b



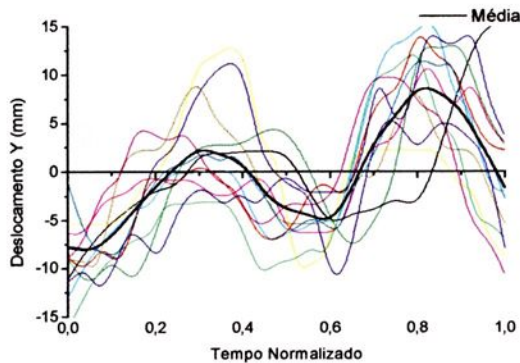
c



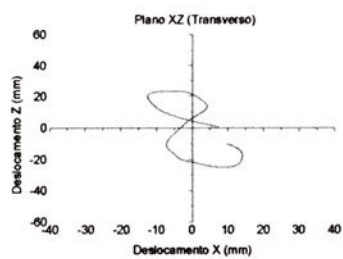
d



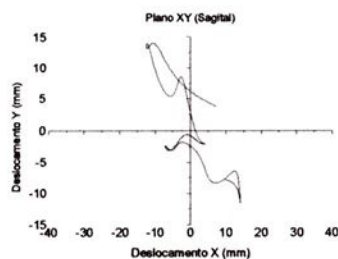
e



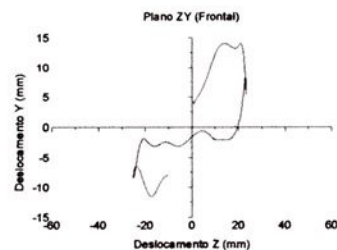
f



g



h



i

FIGURA 7.9 - Perfis das curvas do sujeito 4 - velocidade de 1,1 m/s

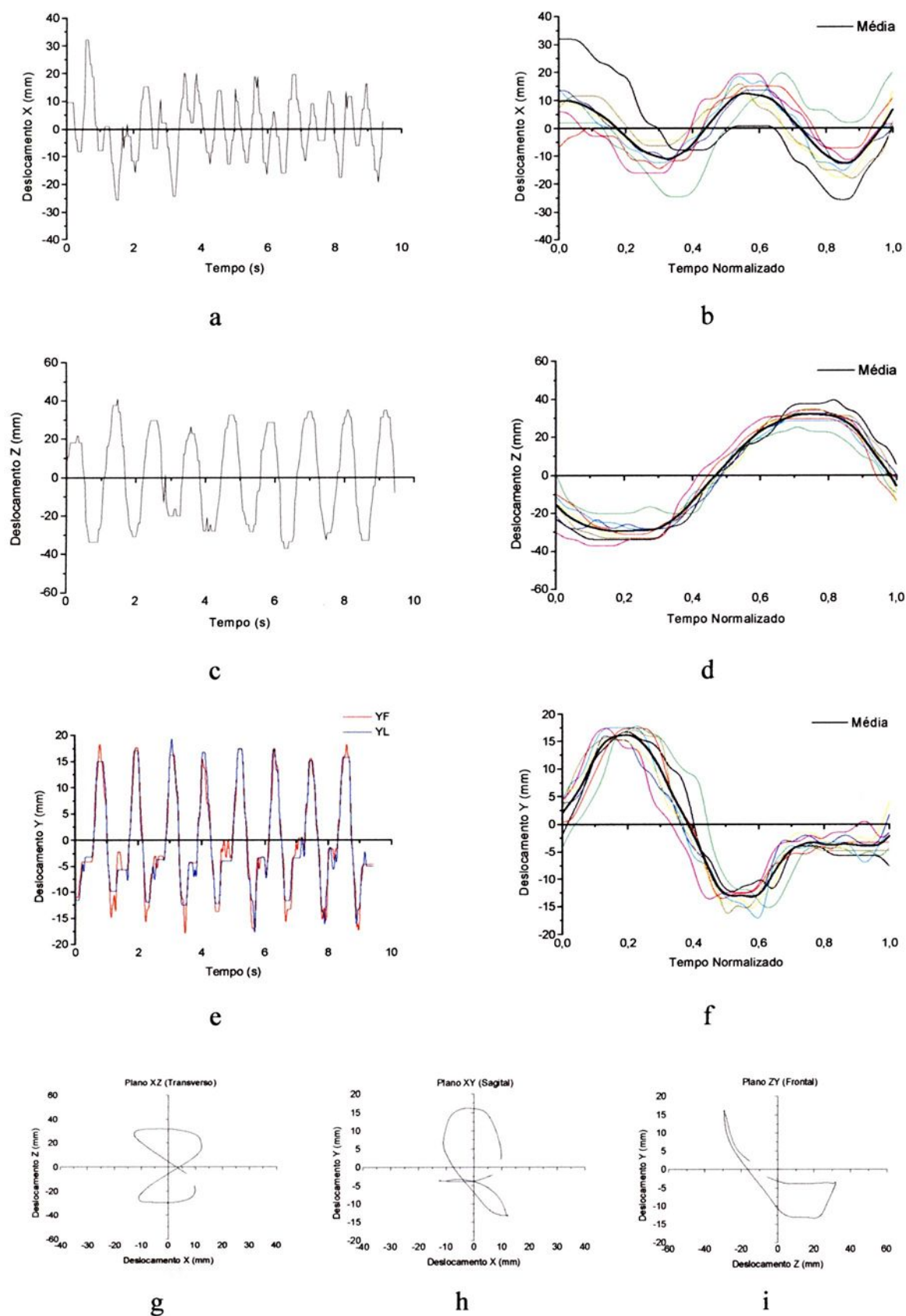
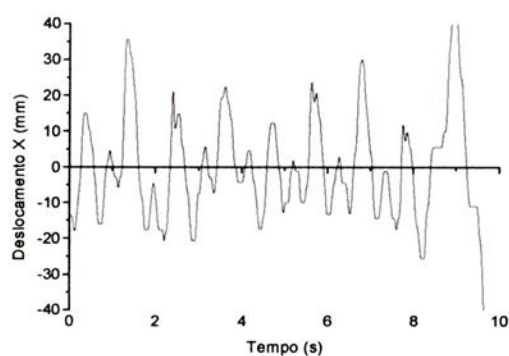
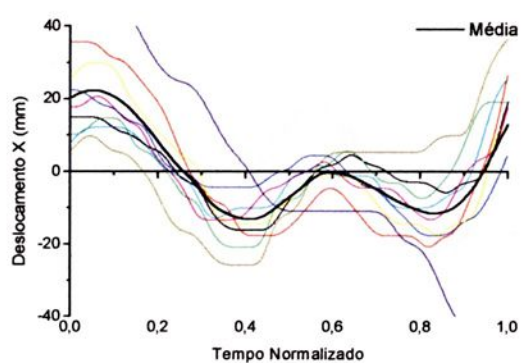


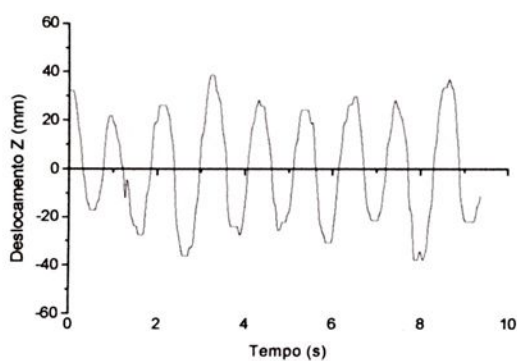
FIGURA 7.10 - Perfis das curvas do sujeito 4, simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé direito descalço) - velocidade de 0,7 m/s



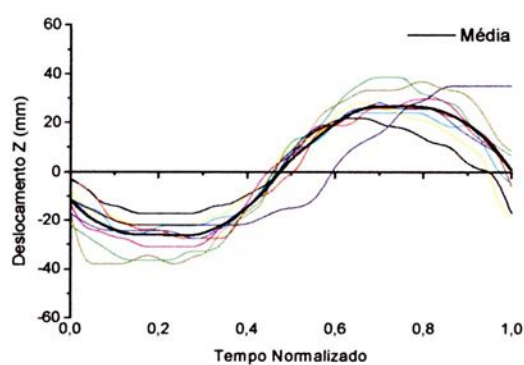
a



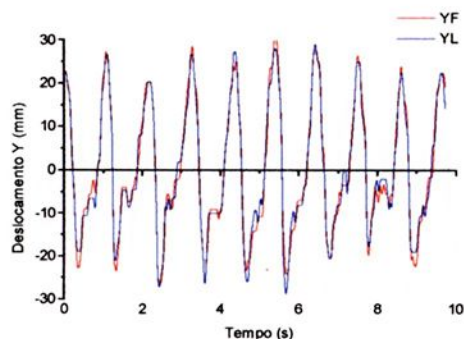
b



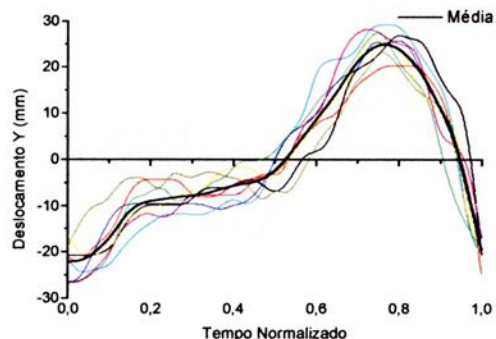
c



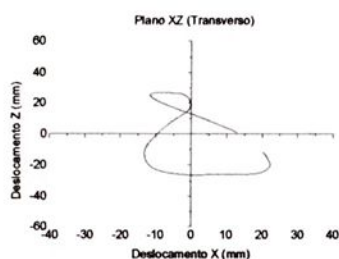
d



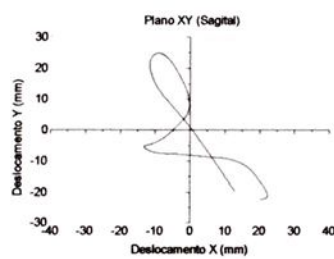
e



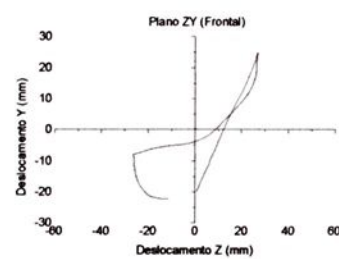
f



g

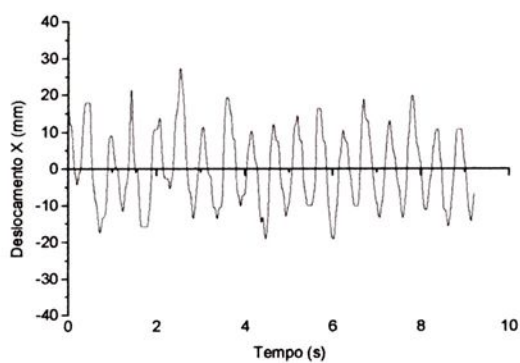


h

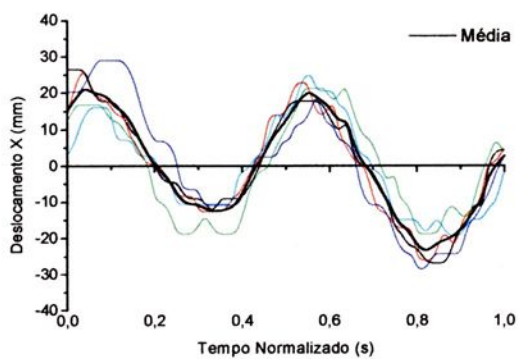


i

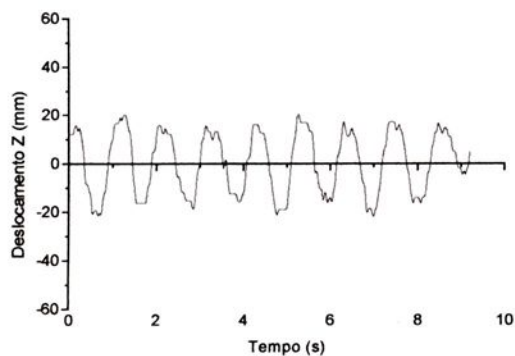
FIGURA 7.11 - Perfis das curvas do sujeito 4 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé esquerdo descalço) - velocidade de 0,7 m/s



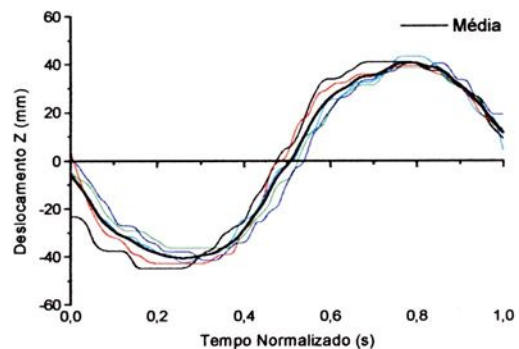
a



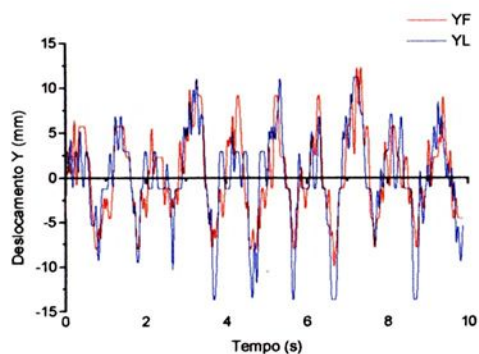
b



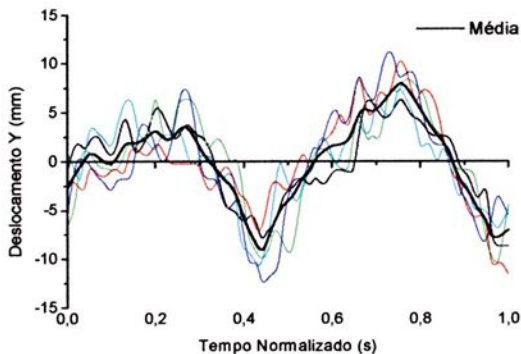
c



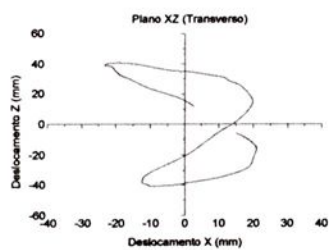
d



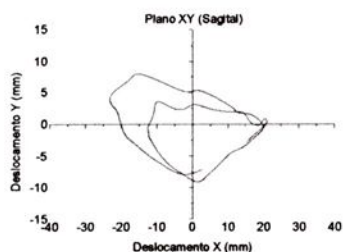
e



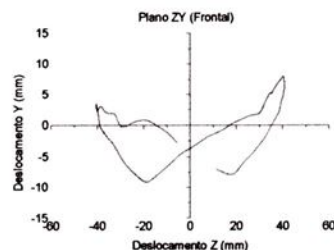
f



g



h



i

FIGURA 7.12 - Perfis das curvas do sujeito 5 - velocidade de 0,4 m/s

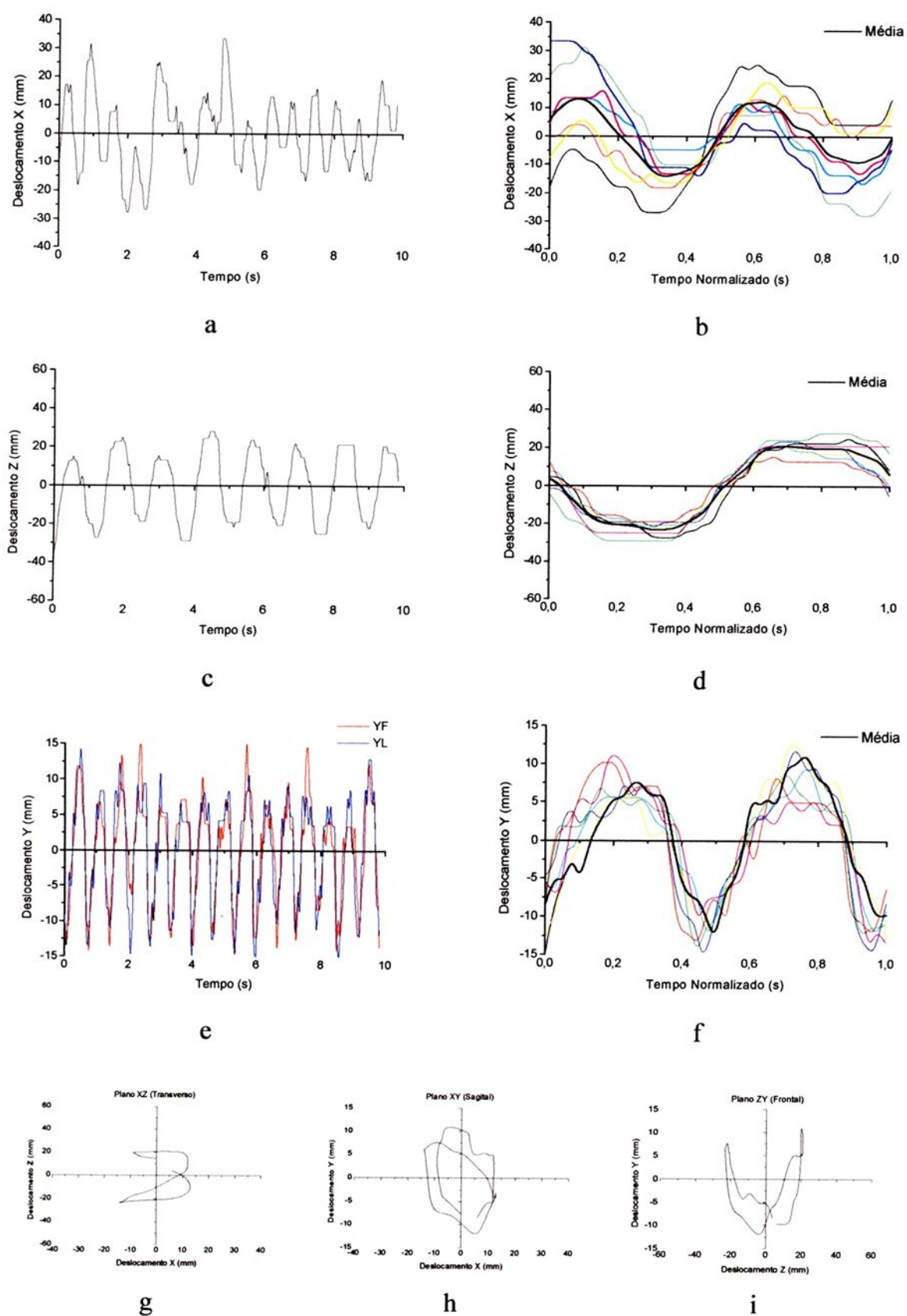
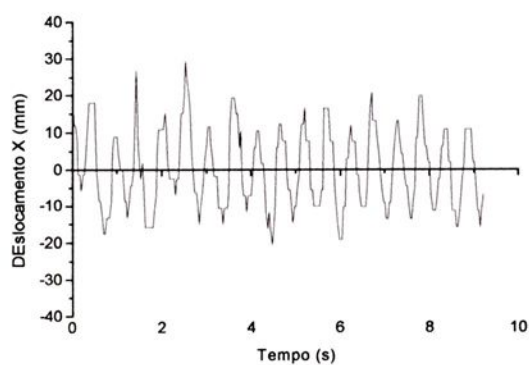
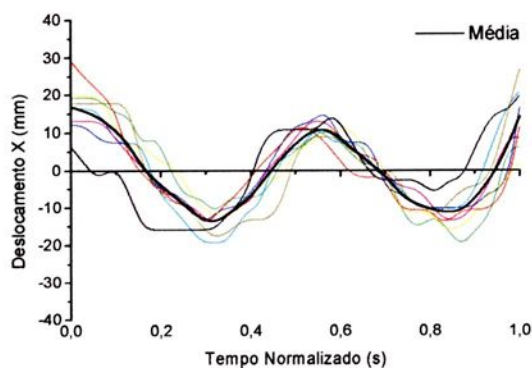


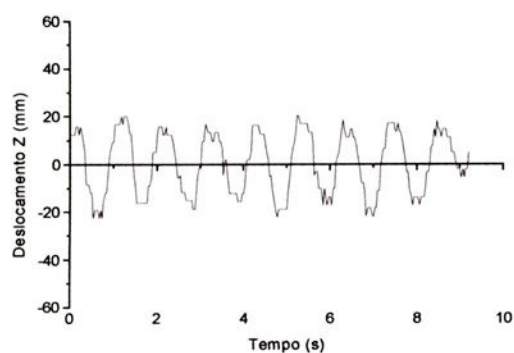
FIGURA 7.13 - Perfis das curvas do sujeito 5 - velocidade de 0,7 m/s



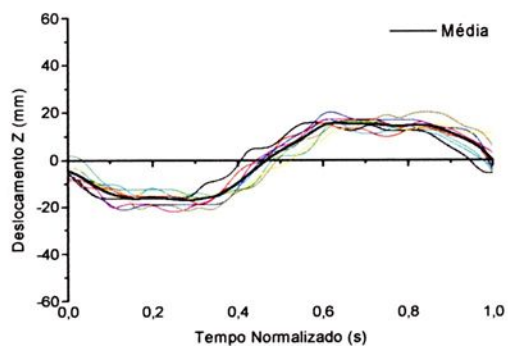
a



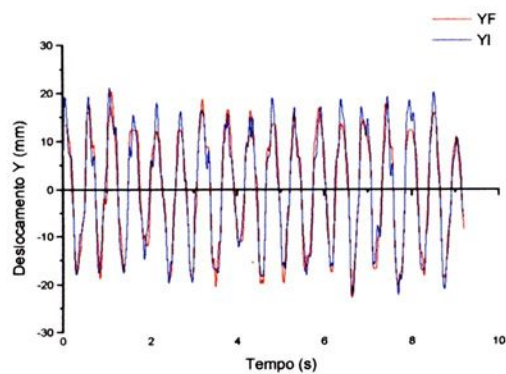
b



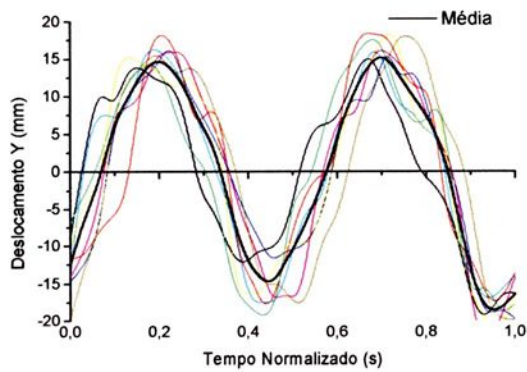
c



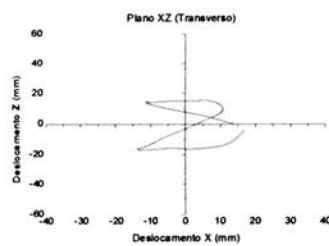
d



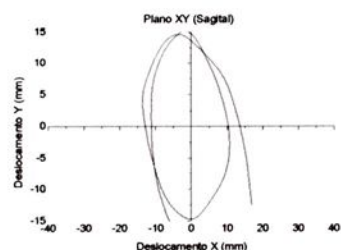
e



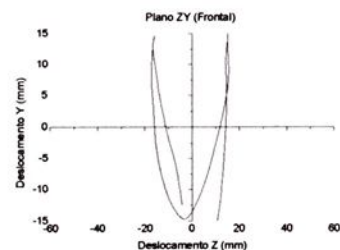
f



g

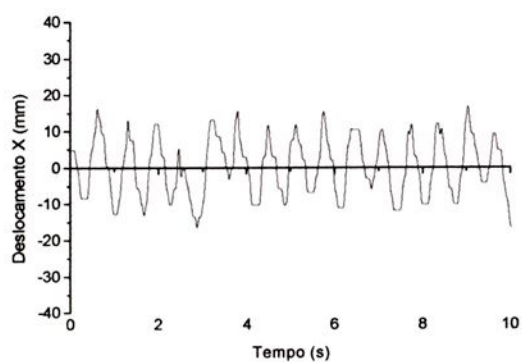


h

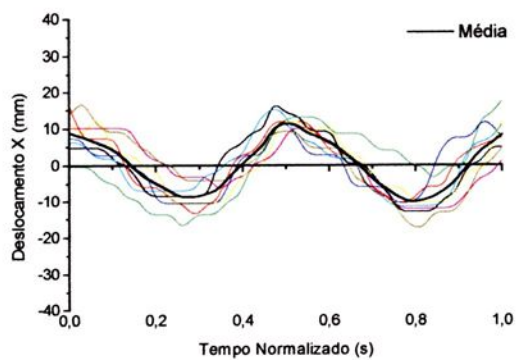


i

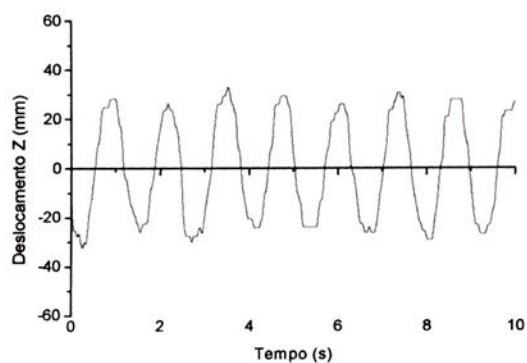
FIGURA 7.14 - Perfis das curvas do sujeito 5 - velocidade de 1,1 m/s



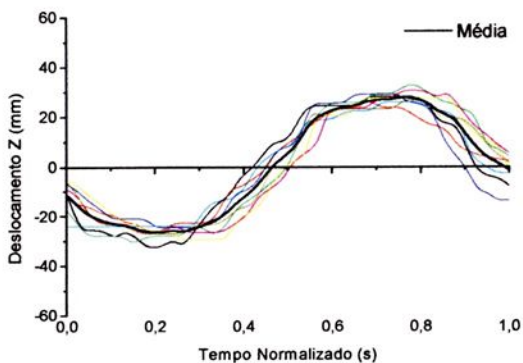
a



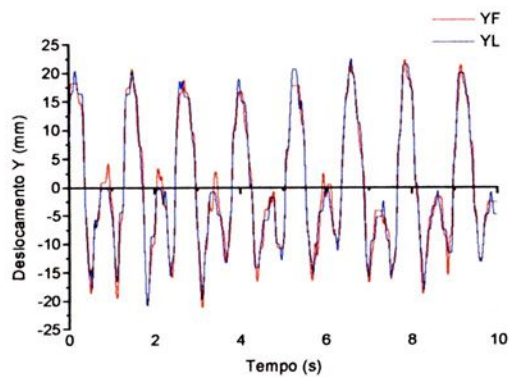
b



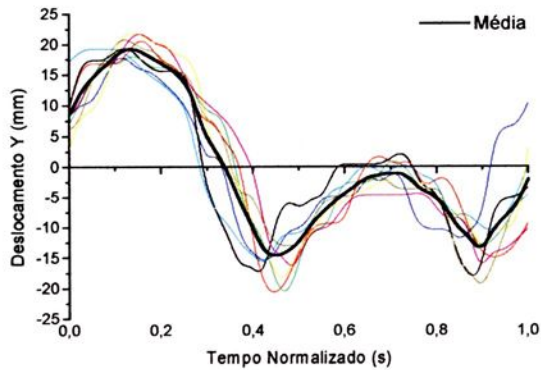
c



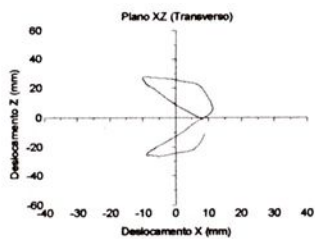
d



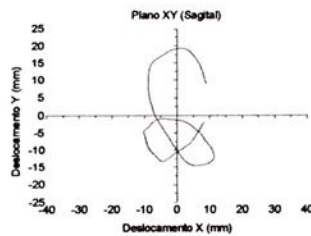
e



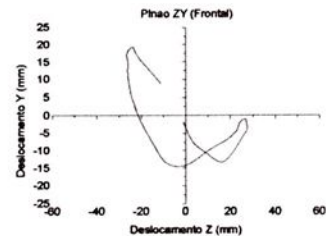
f



g

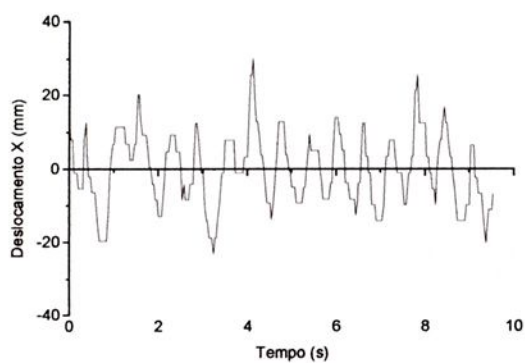


h

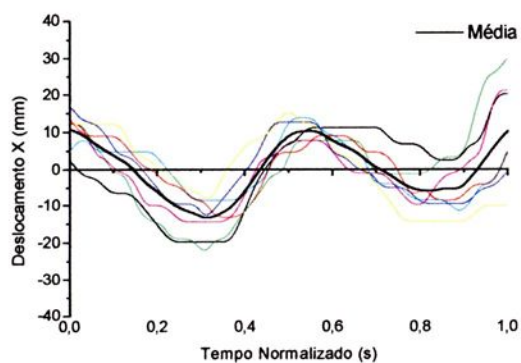


i

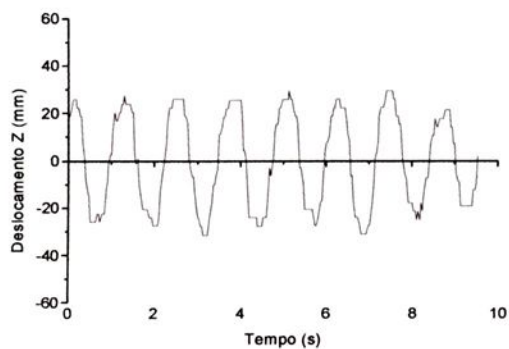
FIGURA 7.15 - Perfis das curvas do sujeito 5 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé direito descalço) - velocidade de 0,7 m/s



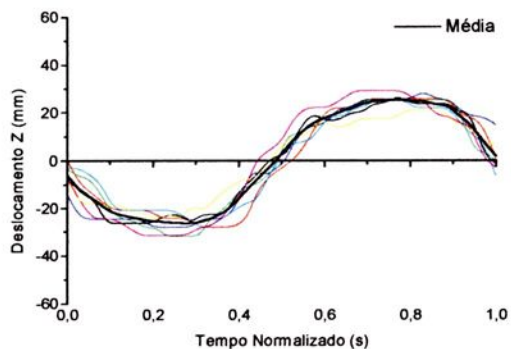
a



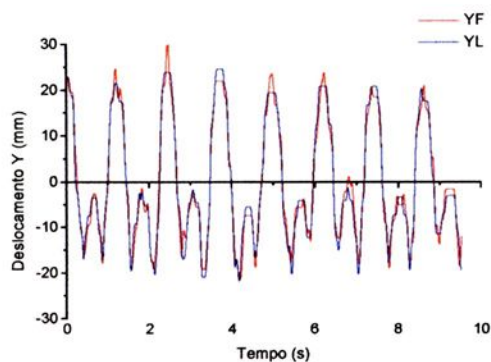
b



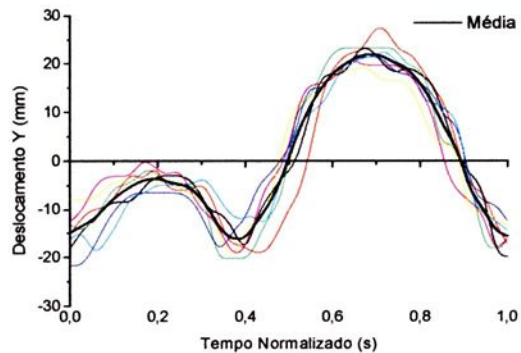
c



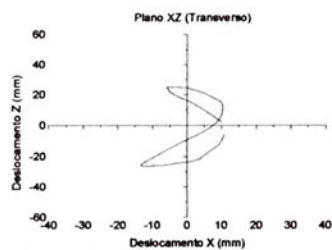
d



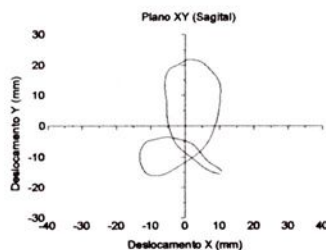
e



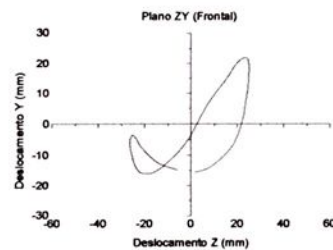
f



g



h



i

FIGURA 7.16 - Perfis das curvas do sujeito 5 simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé esquerdo descalço) - velocidade de 0,7 m/s

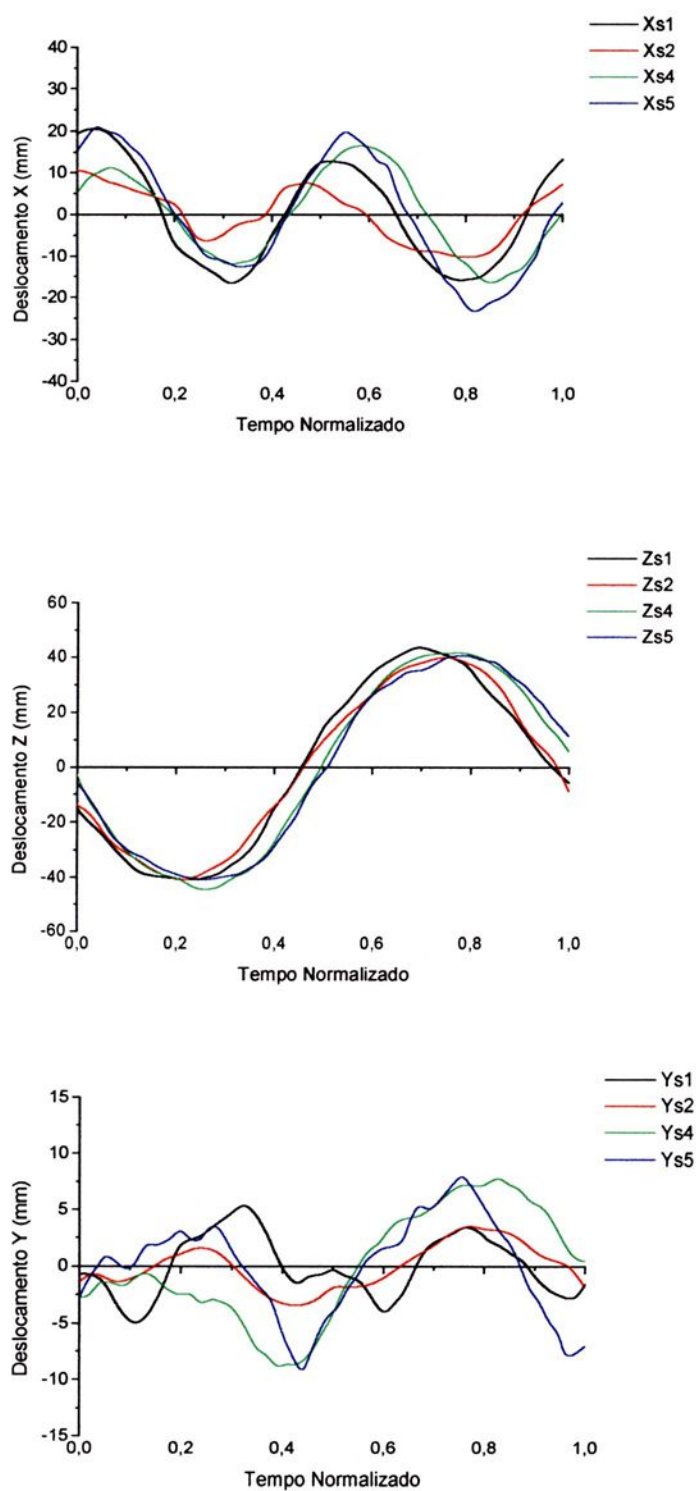


FIGURA 7.17 - Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos - velocidade de 0,4 m/s

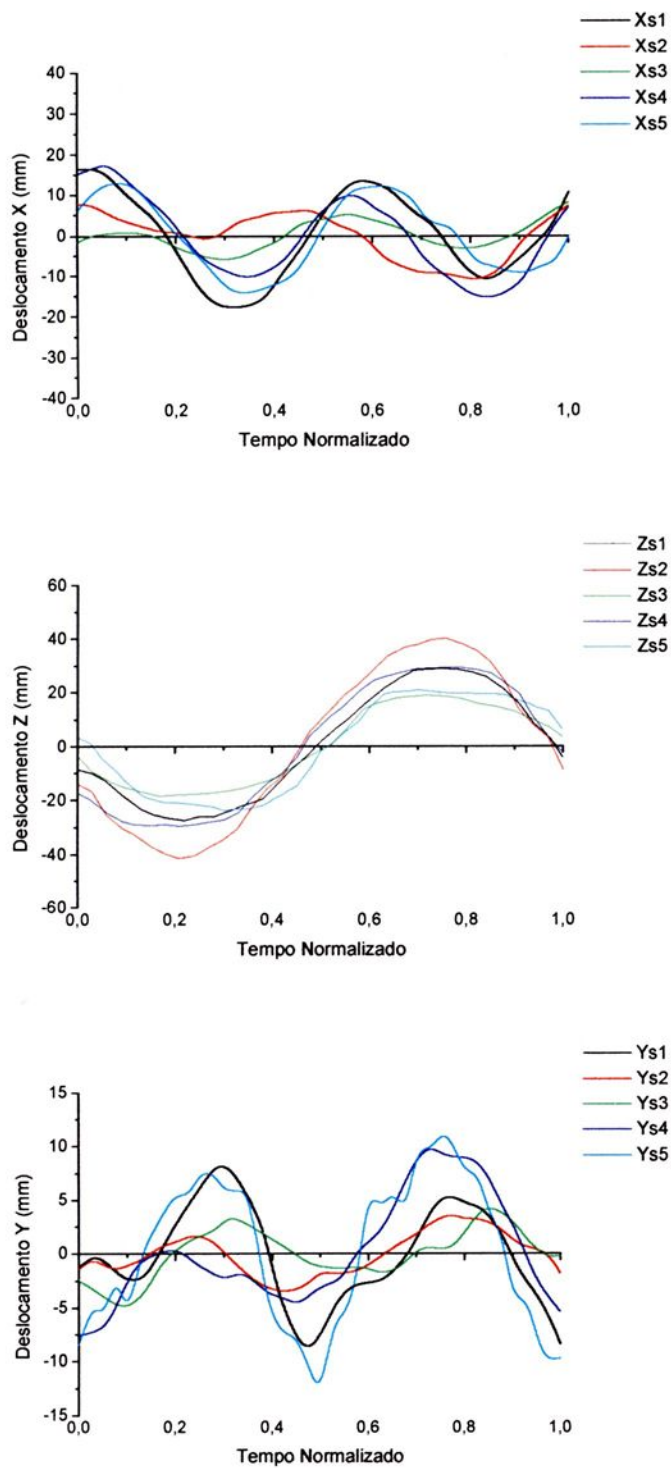


FIGURA 7.18 - Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos - velocidade de 0,7 m/s

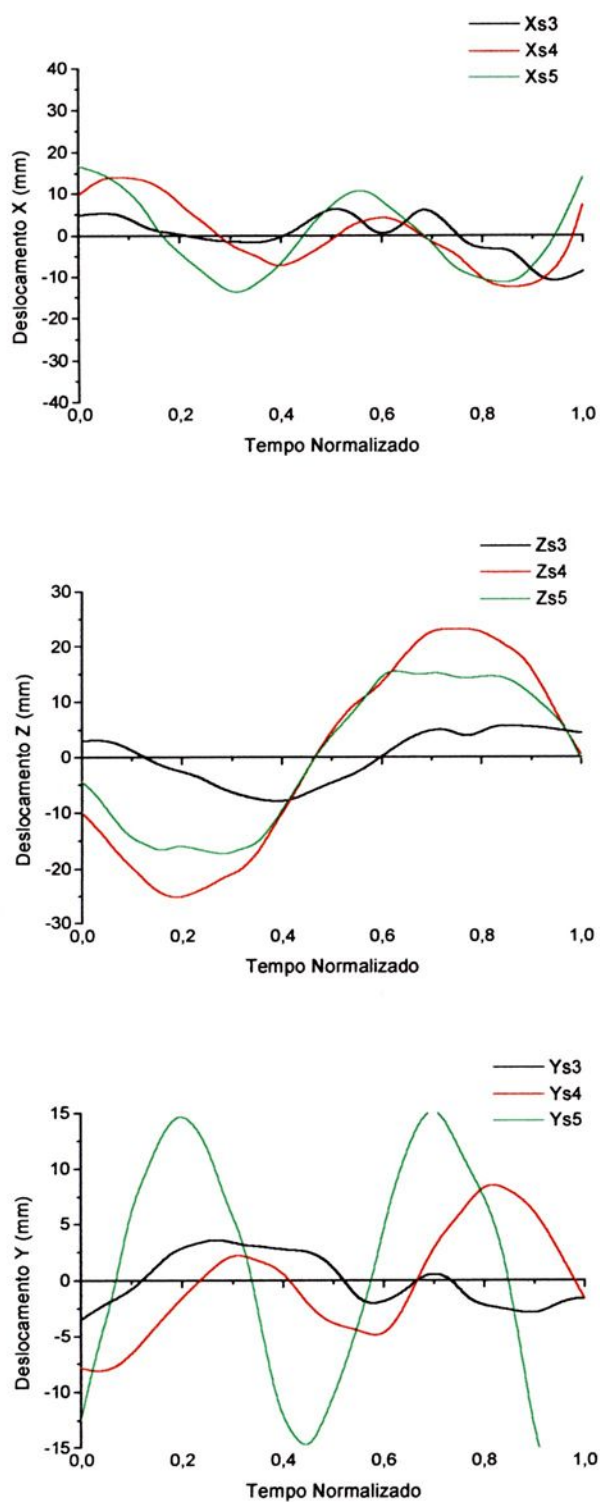


FIGURA 7.19 - Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos - velocidade de 1,1 m/s

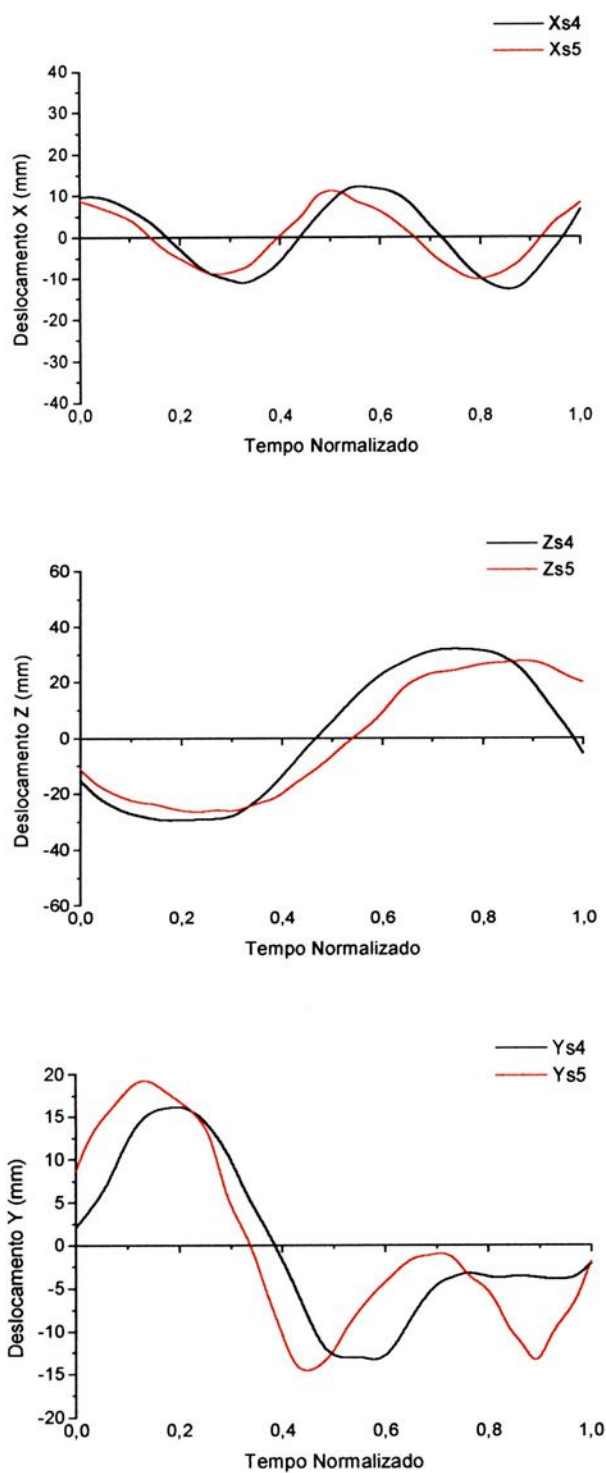


FIGURA 7.20 - Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé direito descalço) - velocidade de 0,7 m/s

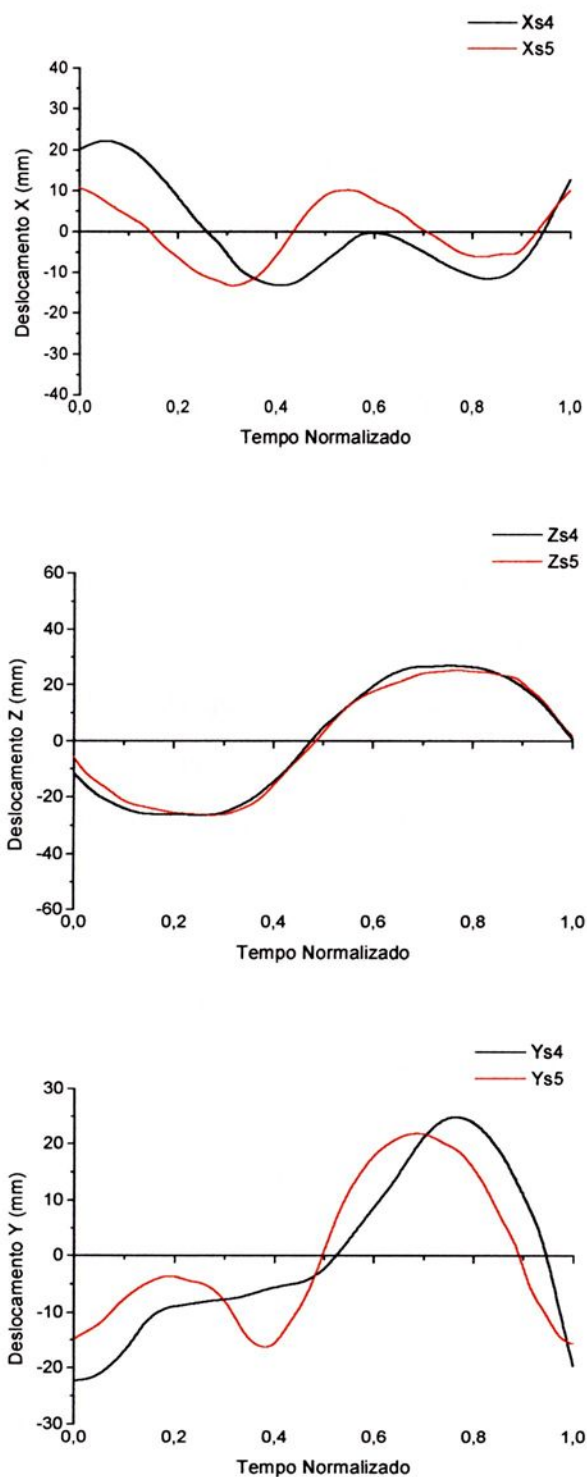


FIGURA 7.21 - Perfis das curvas comparativas entre os sujeitos simulando diferença entre os comprimentos das pernas (pé esquerdo descalço) - velocidade de 0,7 m/s

7.4 Análise dos Resultados

A análise dos resultados foi realizada mediante a observação dos gráficos apresentados. Não há, na literatura atual, modelos de curvas que caracterizem o comportamento do CG com as quais se possa efetuar comparações. Entretanto, as curvas obtidas através do SAIR permitem que se observe detalhes importantes a respeito dos padrões de marcha apresentados pelos sujeitos que participaram do experimento.

De modo geral os sujeitos testados desenvolveram a marcha de modo a que se obtivessem resultados satisfatórios para os objetivos do trabalho.

Durante a execução da marcha dos sujeitos sobre a esteira ergométrica foram anotados alguns detalhes que se manifestaram na forma de alterações importantes nos perfis das curvas apresentadas.

Um dos fatos marcantes que produziram estas alterações foi a habilidade do sujeito se movimentar sobre a esteira com a faixa de lona em movimento.

O sujeito 2 - Figura 7.3 e Figura 7.4 -, embora não tenha apresentado dificuldades visíveis durante os teste, apresenta alterações nos perfis das curvas em relação ao eixo X. Os padrões das demais curvas mantiveram-se dentro das características comuns aos participantes dos experimentos.

Já o sujeito 3 destacou-se dos demais em relação à dificuldade que apresentou para executar a marcha e, observando-o durante o teste, percebeu-se que desenvolvia um padrão de marcha não-natural, visto que suas passadas eram curtas em relação às suas medidas antropométricas, levando-o a apresentar oscilações corpóreas que originaram padrões de curvas com fortes alterações, principalmente às que se referem aos deslocamentos na direção do eixo X do sistema de referências, conforme se nota na Figura 7.5a e na Figura

7.5b. Ainda, o sujeito 3 apresenta padrões alterados nas curvas relativas à marcha na faixa de velocidade 1,1 m/s - Figura 7.6, itens *a* a *f*.

É possível observar-se que os demais sujeitos, apresentaram padrões muito semelhantes nos deslocamentos na direção X, com poucas alterações significativas, como ilustram as curvas comparativas entre os sujeitos das Figura 7.17, Figura 7.18 e Figura 7.19, com destaque para o sujeito 3, confirmando os comentários anteriores.

Como o eixo X é paralelo à direção do movimento, as alterações apresentadas pelos sujeito 2 e sujeito 3 e esporadicamente pelos demais sujeitos, conduzem à hipótese de que o fator interferente refere-se à capacidade do sujeito em manter o sincronismo entre a velocidade das passadas e a velocidade de deslocamento da lona da esteira ergométrica.

Uma característica marcante das curvas obtidas para a marcha normal é que os seus perfis se mantêm, tanto comparando os sujeitos entre si, como em relação aos eixos referenciais e, também, em relação às diversas de velocidades.

No caso das simulações realizadas pelos sujeito 4 e sujeito 5, os perfis das curvas são mantidas para os eixos X e Z - itens *a*, *b*, *c*, *d* das Figura 7.10, Figura 7.11, Figura 7.15 e Figura 7.16.

Em relação ao eixo Y, as curvas obtidas refletem claramente as respectivas diferenças proporcionadas pelos pés sem sapatos. Pé direito, letras *e*, *f* das Figura 7.10 e Figura 7.15 e, pé esquerdo, letras *e*, *f* das Figura 7.11 e Figura 7.16.

7.4.1 *Curvas nos planos*

Com base nas médias das curvas obtidas nos experimentos realizados, foram traçadas as curvas que mostram como o CG se desloca nos planos do sistema de referência. Considerando que os movimentos da marcha são movimentos com características oscilatórias, é de se esperar que curvas



fechadas, com determinados perfis, sejam modelos dos deslocamentos do CG nos planos de referência.

As curvas apresentadas mostram marcante semelhança entre os vários experimentos apenas no plano XZ (transversal), como se pode notar no item g de cada uma das figuras apresentadas.

No plano ZY (frontal) há apenas uma tendência para um comportamento que se pode dizer comum aos experimentos. Já os perfis das curvas do plano XY (sagital) são divergentes entre si, indicando que há a necessidade de se aprofundar as observações para se concluir sobre a origem dessas divergências.

7.5 Considerações Finais

Dado que o SAIR é um protótipo, qualquer conclusão sobre as alterações nas marchas dos sujeitos deve ser alvo de cuidadosa análise apenas no que se refere ao desempenho do sistema em estudo, não se podendo, no momento, inferir que há comprometimentos de qualquer ordem na saúde dos sujeitos que participaram dos testes.

8 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

Os resultados apresentados neste trabalho referem-se a um sistema de avaliação da marcha em fase de desenvolvimento do seu projeto de construção e considera-se, também, que a marcha humana apresenta complexidade que dificulta uma análise mais detalhada, inclusive através dos sistemas em uso nas instituições que se dedicam a esse estudo. Além disso, o projeto SAIR exige que a marcha seja executada sobre uma superfície em movimento criando, dessa forma, resultantes de difícil detecção sem o emprego de um bem elaborado processamento dos dados obtidos.

Nesta fase do projeto, o que se propõe é verificar a viabilidade de se continuar nessa linha de pesquisa e pelos resultados alcançados não se pode, ainda, diagnosticar sobre padrão da marcha apresentada pelos sujeitos que colaboraram com a pesquisa, a não ser única e exclusivamente avaliar o desempenho do sistema em fornecer informações sobre o comportamento do CG, representado pelo ponto luminoso, como exposto no texto do trabalho.

O desenvolvimento do projeto SAIR demandou um longo período de trabalho até serem obtidos os primeiros resultados práticos, como os aqui apresentados.

Essa demora deve-se ao fato da marcha humana ser algo novo para as pessoas envolvidas nesse projeto e que demandou, além dos estudos básicos necessários, a realização de várias experiências para a obtenção de resultados. Muitas dessas tentativas mostraram-se inviáveis.

Entretanto, após todos estes esforços, chegou-se aos resultados aqui apresentados.

As duas maiores dificuldades enfrentadas para se avançar nas pesquisas foram, de início, como captar imagens representativas do CG do sujeito sem utilizar os métodos convencionais de placas refletoras aderentes ao corpo, uma vez que se desejava obter uma visão espacial do mesmo ponto e ao mesmo tempo com o emprego de uma única câmara de filmagem; a outra dificuldade encontrada, relacionou-se à câmara de filmagem. As utilizadas no início dos trabalhos apresentavam deficiências técnicas que tornaram inviáveis a obtenção de resultados satisfatórios. Finalmente, após encontrar-se uma câmara que fornecesse imagens adequadas para o processamento, pode-se chegar aos resultados experimentais aqui expostos.

Como já mencionado, o estudo da marcha humana é muito complexo e, acrescentando-se, o que ora é proposto representa algo novo nesse vasto campo da investigação científica. Diante dessa visão, optou-se por efetuar análises preliminares considerando as restrições propostas sobre o CG do corpo humano, restrições estas que se fizeram necessário por não se ter, ainda, uma compreensão mais aprofundada do sistema proposto para avaliação da marcha. Com as restrições consideradas o tratamento dos dados obtidos tornaram-se relativamente simples.

Também foram observados durante a execução das marchas avaliadas certos detalhes sobre o sistema como um todo, de modo a se buscar correções e melhorias que contribuam para futuros aperfeiçoamentos dos SAIR. Um dos pontos que se deve considerar refere-se ao tamanho da faixa de rolamento da lona da esteira ergométrica, que deve ser ampliado para a permitir que o sujeito sob avaliação execute uma marcha de modo mais natural possível.

Um ponto importante do sistema que necessita especial atenção é o programa de tratamento de imagens e a posterior manipulação dos dados. Como abordado no corpo do trabalho, nessa fase inicial da pesquisa foi conveniente realizar-se o tratamento matemática/estatístico de modo manual



para, inclusive, a familiarização com os dados fornecidos pelo programa de tratamento de imagens e a inter-relação entre esses mesmos dados. Entretanto, é necessário que os resultados sejam apresentados, já em versão final para as análises, a partir do próprio programa, gerando, assim, a rapidez que se faz necessária. Com os conhecimentos adquiridos nessa fase inicial da pesquisa é possível implementar rotinas de cálculos que forneçam os resultados como mencionado.

Quanto ao custo do sistema, por serem utilizados equipamentos de uso comum, é possível verificar-se que está ao alcance da maioria dos profissionais da área da locomoção que necessitam desse recurso tecnológico para avaliação da marcha de seus clientes.

Mesmo necessitando de aperfeiçoamentos, os resultados alcançados mostraram que o SAIR - Sistema de Aquisição de Imagens por Reflexão proporcionou resultados satisfatórios para análise da marcha humana. Dessa forma, pode-se considerar que as pesquisas realizadas, e que culminaram com a apresentação deste trabalho, mostram que o SAIR tem potencial para ser empregado em condições laboratoriais para análise da marcha humana, atendendo à proposta de ser um sistema de custo reduzido.

Como resumo conclusivo, pode-se mencionar sobre o SAIR, nessa fase inicial de seu projeto:

A) Pontos negativos

- As dimensões e capacidade reduzidas da estrutura física da esteira ergométrica comprometem, ou impedem, o bom desenvolvimento de uma marcha natural por parte do sujeito observado;
- O emprego de apenas uma placa instrumentada em um dos lados da esteira ergométrica impede detectar detalhes importantes sobre o desenvolvimento da marcha;

- Necessita que o sujeito que executará a marcha faça uma boa adaptação na esteira ergométrica pois, sem isso, os resultados podem ser prejudicados;
- Câmara de baixo custo disponível no mercado não possui recursos de velocidade de filmagem tão elevada como seria o desejável;
- Processamento manual dos dados compromete a rapidez na obtenção dos resultados.

B) Pontos positivos

- É um sistema de fácil utilização;
- Mesmo com limitações técnicas quanto à filmagem, apresentou resultados satisfatórios para a fase experimental;
- Oferece condições de ser implementado para a obtenção de outros resultados quanto à movimentação do corpo humano como um todo durante a execução da marcha;
- Permite que o computador não seja dedicado, podendo ser compartilhado com tarefas de outras áreas quando não em uso incorporado ao sistema;
- Os equipamentos necessários e espaços operacionais ocupam uma área relativamente pequena, menos de 10 m², compatível com ambientes ambulatoriais;
- Baixíssimo custo de manutenção, uma vez que não possui partes críticas que requeiram atenção especial e a manutenção normal de suas partes constituintes é simples;
- Atende ao propósito de ser um equipamento de baixo custo de aquisição.



C) Sugestões

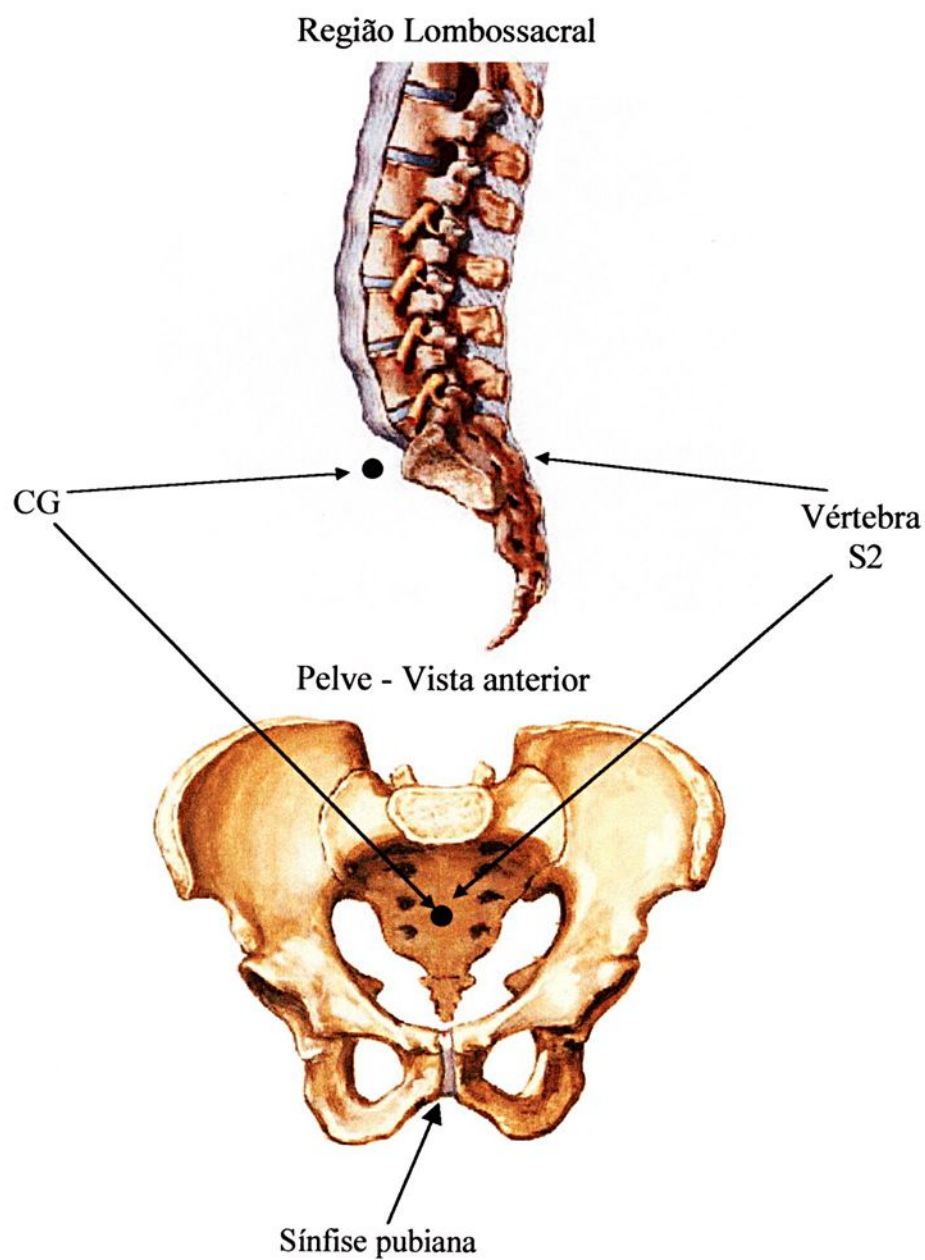
- Instrumentar a esteira em ambos os lados;
- Utilizar câmara com maiores recursos de velocidade de filmagem, sem ultrapassar a faixa de custo reduzido;
- Desenvolver programa para automatizar apresentação dos resultados;
- Realizar um grande número de experimentos, em parceria com profissionais e instituições relacionados à saúde, visando à criação de um banco de padrões de curvas para dar suporte a conclusões e diagnósticos. Há a necessidade de assessoria de profissional da área da saúde para esse caso;
- Busca de parceria com empresas para viabilizar produção e comercialização do sistema proposto.



ANEXOS



ANEXO I - Posição do CG em relação à vértebra S2

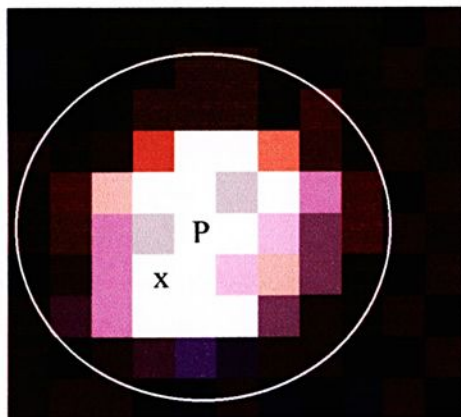


Imagens: Atlas de anatomia humana - Editora NOVARTIS

ANEXO II - Câmera de filmagem tipo WebCam



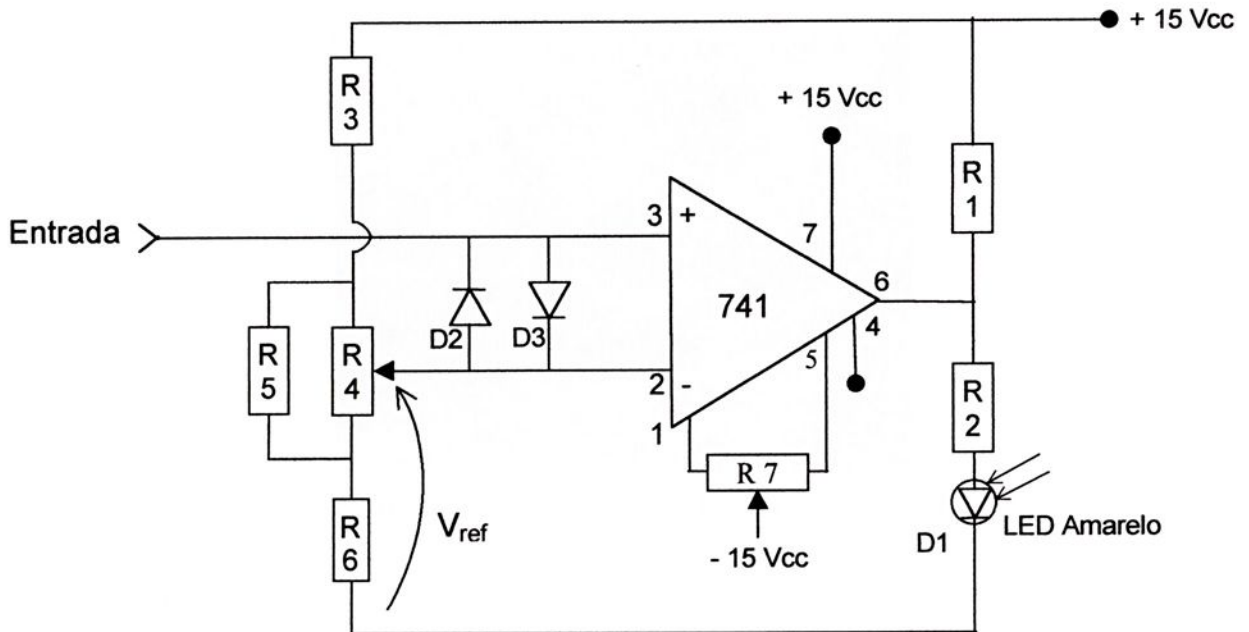
ANEXO III - Ponto luminoso ampliado, destacando-se a região de interesse para determinação das coordenadas



P - pixel de maior interesse, como sendo o que deve servir de apoio para determinar as coordenadas do ponto luminoso;

x - pixel que pode, eventualmente, ser adotado, pelo programa, para determinar as coordenadas do ponto luminoso. O desvio ocorre devido à influência das cores dos pixels vizinhos, que interferem no cálculo da coordenada média entre os pixels de cores dentro dos padrões mínimos estabelecidos..

ANEXO IV - Circuito acionador da lâmpada de detecção do início da passada



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

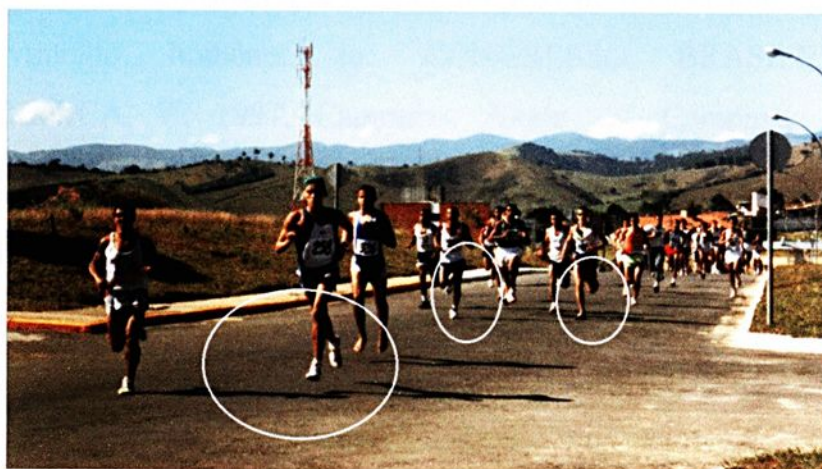
$V_{\text{entrada}} > V_{\text{ref}} \rightarrow$ pino 6 \rightarrow saída $\cong + 15 \text{ Vcc}$

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

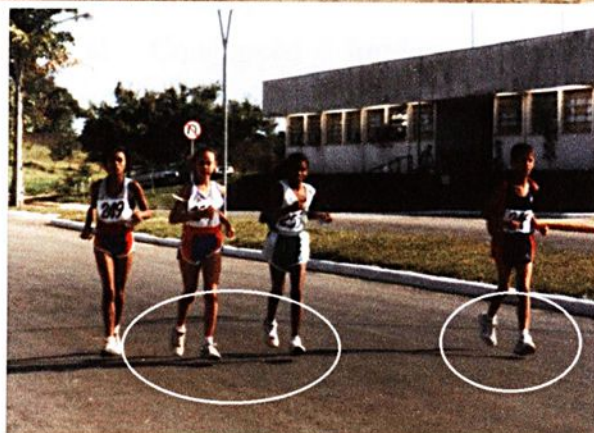
ANEXO V - Na corrida há a fase de apoio simples - apoio em apenas um dos pés -, e a fase de duplo apoio é substituída pela fase aérea, na qual ambos os pés, simultaneamente, não mantêm contato com o solo.



1ª Volta do Câmpus Universitário de Guaratinguetá - 1996



a



b

4ª Volta do Câmpus Universitário de Guaratinguetá - 1999

(Fotos: G. J. Pedran)

REFERÊNCIAS

ALENCAR, J. F. et al. Análise cinemática da marcha de pacientes artroplastizados versus indivíduos normais da mesma faixa etária. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. **Anais ...** Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997, p.331-336.

AMADIO, A. C. Considerações metodológicas da biomecânica para análise do movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. **Anais ...** Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997, p.11-15.

AMADIO, A.C. Áreas de aplicação da biomecânica no domínio interdisciplinar e suas relações com o estudo do movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais ...** Florianópolis: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999, p.51-55.

BARROS, R.M.L. et al. Concepção e implementação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. **Anais ...** Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997, p.222-227.

BARROS, R.M.L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Campinas, v. 15, n. 1-2, p.79-86, jan/ago. 1999.

BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da Biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6, 1995, Brasília. **Anais ...** Brasília: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.

BRAUNE, W.; FISHER, O. The human gait. Tradução de P. Maquet. e J. R. Furlong. Berlim: Spring-Verlag, 1987. Título original: **Der Gang des Menschen.**

BRENZIKOFER, R. O método científico: um desafio permanente. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. **Anais ...** Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997, p.24-27.

DIETZ, V. ; HORSTMANN, G.A. Afferent control of posture. **J. Stelmach, G.E.,** Tutorial in motor neuroscience. p. 209-223, 1991.

HAY, J.G.; REID, J.G. As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano. Rio de Janeiro: Prentice-Hall do Brasil, 1985.

HOPPENFELD, S. **Propedêutica ortopédica - coluna e extremidades.** Rio de Janeiro: Livraria Ateneu, 1980. p.140-148.

KULGER, P.N. et al. **The development of movement control and coordination.** New York: John Wiley, 1982.

QUEIROZ, L.C. **Sistema de medição para o estudo da marcha humana.** 107f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2001.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement.** Waterloo: Waterloo Press, 1991.



Bibliografia Consultada

HENNIG, E. Gait analysis and the biomechanics of human locomotion. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999, p.19-25.

MOCHIZUKI, L. et al. Avaliação de parâmetros biomecânicos relacionados ao posturograma. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, **Anais ...** Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997, Campinas, 1997, p. 93-96.

RAMALHO JR., A. **Laboratório de Marcha** - Situação atual e perspectivas. São Paulo: Manual do CAMO-SBMFR, p.25, 2000.

ZARO, M. A. A instrumentação em biomecânica e sua metodologia. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. **Anais ...** Florianópolis: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999, p.45-50.



GLOSSÁRIO

FASE DE APOIO SIMPLES - instante da marcha no qual o corpo está apoiado em apenas um dos pés.

FASE DE DUPLO APOIO - instante no qual o corpo está apoiado nos dois pés durante a marcha.

FRONTAL - cena que ocorre no plano perpendicular ao eixo óptico do sistema de captura de imagens.

GEISSLER (tubos de) - tubos de vidro que contêm um gás rarefeito, utilizados para produzir efeitos luminosos que acompanham uma descarga elétrica sobre o gás. Foram inventados por Heinrich Geissler.

HUMAN GAIT - marcha humana; modo de andar das pessoas.

LATERAL - cena que ocorre no plano paralelo ao eixo óptico do sistema de captura de imagens.

LUMBAR - o mesmo que lombar; relativo à região posterior ao abdômen.

MARCHA HUMANA - ato de locomoção humana que utiliza o movimento alternado dos membros inferiores.

PASSADA - distância entre os pontos de dois apoios consecutivos no mesmo pé durante a marcha

PASSO - distância entre os dois pés na fase de duplo apoio.

SÍNFISE - articulação de pouca mobilidade, formada de tecido conjuntivo elástico.

SÍNFISE PUBIANA - articulação que une a parte anterior dos dois ossos ilíacos.





unesp



.1 12 13 14 15 16 17 18