

UNESP

Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá

Guaratinguetá

2001



1110000466



***"Sistema de Medição
para o Estudo
da Marcha Humana"***

LUIZ CARLOS DE QUEIROZ

153

SISTEMA DE MEDIÇÃO
PARA O ESTUDO DA
MARCHA HUMANA

LUIZ CARLOS DE QUEIROZ

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia, do Campus de
Guaratinguetá, da Universidade
Estadual Paulista, para a obtenção
do título de Doutor em Engenharia
Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata



Guaratinguetá
2001

— 466

24/01/02

R\$20,00

Doação

CARO LEITOR NÃO
RISQUE O LIVRO

SISTEMA DE MEDIÇÃO
PARA O ESTUDO DA
MARCHA HUMANA

LUIZ CARLOS DE QUEIROZ

Ficha catalográfica preparada na Seção de Aquisição e Tratamento da Informação da
Biblioteca FEG/UNESP

Queiroz, Luiz Carlos de
Q3s **Sistema de medição para o estudo da marcha humana / Luiz Carlos de Queiroz . - Guaratinguetá : [s,n], 2001.**
107f. : il.

Bibliografia: f. 98-104
Tese (doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2001
Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata

1.Biomecânica I. Título

CDU 612.766

BIBLIOTECA

Guaratinguetá
2001

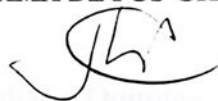
**“SISTEMA DE MEDIÇÃO
PARA O ESTUDO DA MARCHA HUMANA”**

LUIZ CARLOS DE QUEIROZ

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

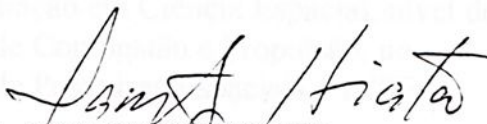
**ESPECIALIDADE: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: PROJETOS E MATERIAIS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO



Prof. Dr. José Luz Silveira
Coordenador

BANCA EXAMINADORA:



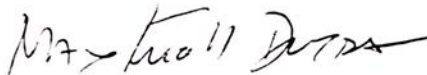
Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA
Orientador / Unesp-Feg



Prof. Dr. ARAILDO LIMA DA SILVA
Unesp-Feg



Prof. Dr. JOÃO ZANGRANDI FILHO
Unesp-Feg



Prof. Dr. MAX SUELL DUTRA
COPPE/UFRJ



Prof. Dr. MARCOS VALÉRIO RIBEIRO
FAENQUIL

Agosto de 2001

DADOS CURRICULARES

LUIZ CARLOS DE QUEIROZ

NASCIMENTO	12.01.1961 – LORENA / SP
FILIAÇÃO	José Anacleto de Queiroz Maria Aparecida de Queiroz
1979/1983	Curso de Graduação em Engenharia Química Faculdade de Engenharia Química de Lorena – FAENQUIL
1988/1992	Curso de Pós-Graduação em Ciência Espacial, nível de Mestrado, na área de Combustão e Propulsão, no Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais – INPE
1995/2001	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível de Doutorado, na área de Projetos e Materiais, na Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá da UNESP

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, que pela sua infinita bondade e sabedoria, deu-nos a vida. Agradeço, também, pela minha família e meus amigos.

Aos meus pais pela educação e orientações que me deram.

À minha família, esposa e filhos, pelo convívio e pela ajuda inestimáveis.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Tamotsu Hirata, pela orientação e dedicação, e que sempre auxiliou no desenvolvimento do trabalho.

Ao Prof. Dr. Araildo Lima da Silva pela recepção inicial, que me motivou a ingressar no programa de pós-graduação.

Aos professores Araildo, Nazem, Tamotsu, João Zangrandi, Cornetti, Galeno e Othon, pelas orientações dadas nas aulas que ministraram.

Aos amigos Marcio Augusto Martin e Geraldo José Pedran e ao Prof. Dr. José Elias Tomazini que me auxiliaram durante o desenvolvimento do trabalho.

Aos funcionários Carlos Alberto Quirino, Lúcia Helena de Paula, Pedro Antonio dos Santos, Sebastião Sávio da Silva, Urbano Gonçalves de Oliveira e Walter Luiz M. Tupinamba pelos apoios técnicos e pelo apoio humano, durante várias etapas do trabalho.

Às secretárias Zélia de Araujo Pedran, Rosiléa Ribeiro de Matos, Elisa Mara de Carvalho Nunes, Maria Auxiliadora Neves C. Alves Silva e Regina Célia Galvão Faria Alves pela dedicação e atenção no atendimento.

Às funcionárias da Biblioteca da Faculdade de Engenharia, do Campus de Guaratinguetá, pelo atendimento prestado.

À Faculdade de Engenharia Química de Lorena, pelo afastamento funcional parcial que me foi concedido para realização deste trabalho.

**“Quando você pode medir aquilo de que está
falando e expressá-lo em números, você sabe
alguma coisa sobre o assunto ...”**

Kelvin, 1891



SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

RESUMO

ABSTRACT

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO	17
1.1 Considerações Iniciais	17
1.2 Considerações sobre Biomecânica	18
1.3 Objetivos do Trabalho	19
1.4 Estrutura da Tese	20
Capítulo 2 – ESTUDO DA MARCHA HUMANA	21
2.1 Introdução	21
2.2 Análise de Marcha	21
2.2.1 Nomenclatura em Análise de Marcha	24
2.2.2 O Ciclo da Marcha	25
2.2.3 O Estudo da Marcha	28
2.2.4 Métodos de Análise	29
2.2.5 Análise Cinética	31
2.3 Revisão Complementar	36
2.3.1 Análise Observacional da Marcha	37
2.3.2 Avaliação do Andar de Indivíduos Portadores de Diabetes	39
2.3.3 Locomoção de Crianças: Forças de Reação do Solo no Andar no Plano, Subir e Descer Escadas	42
2.3.4 Avaliação da Força de Reação do Solo no Movimento de <i>Step</i>	44
2.3.5 Força de Reação do Solo no Movimento Básico de <i>Step</i>	47
2.3.6 Estudo da Adaptabilidade de Parâmetros Temporais	48

2.3.7 Análise da Força de Reação do Solo e da Atividade Muscular em Crianças	49
Capítulo 3 – SISTEMA DE MEDIÇÃO	51
3.1 Introdução	51
3.2 Plataforma de Força.....	52
3.2.1 Montagem em Piso Fixo – Plataforma Horizontal no Solo.....	54
3.2.2 Adaptação nas Esteiras Ergométricas.....	56
3.2.3 Sistema de Aquisição de Dados de Força.....	57
3.3 Sistema de Captura de Imagem.....	60
Capítulo 4 – CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO	65
4.1 Introdução	65
4.2 Calibração do Sistema de Medição de Força.....	65
4.3 Calibração do Sistema de Captura de Imagem	69
Capítulo 5 – APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS	77
5.1 Introdução	77
5.2 Avaliação comparativa da força de reação do solo durante a marcha humana no piso fixo e nas esteiras.....	77
5.3 Sistema de medição de força de reação do solo e de captura de imagem.....	86
5.4 Avaliação dinâmica da marcha normal e com imobilização do tornozelo.....	89
Capítulo 6 – CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS	93
ANEXOS	96
Anexo A – Fluxograma do programa de processamento de imagem	96
Anexo B – Fluxograma do programa de análise da força de contato	97
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	98
APÊNDICE	
GLOSSÁRIO	

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Ciclo da marcha normal.....	26
FIGURA 2.2 – Grandezas da passada.....	27
FIGURA 2.3 – Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano	33
FIGURA 2.4 – Curva típica para cada uma das componentes da força de reação do solo para o padrão normal da fase de apoio do andar	35
FIGURA 3.1 – Desenho esquemático da plataforma de força	53
FIGURA 3.2 – Plataforma de força	54
FIGURA 3.3 – Esquema da montagem em piso fixo.....	55
FIGURA 3.4 – Plataforma de força fixa no solo – piso fixo	55
FIGURA 3.5 – Adaptação da plataforma de força nas esteiras ergométricas: (a) mecânica e (b) elétrica.....	56
FIGURA 3.6 – Detalhe da instalação dos extensômetros	57
FIGURA 3.7 – Detalhe do extensômetro	58
FIGURA 3.8 – Esquema do sistema de aquisição de dados de força.....	59
FIGURA 3.9 – Foto dos equipamentos do sistema de aquisição de dados.....	59
FIGURA 3.10 – Esquema do sistema de captura de imagem	60
FIGURA 3.11 – Fonte de luz: (a) o “led” e (b) adaptação no corpo	61
FIGURA 3.12 – Fotos do circuito sincronizador.....	62
FIGURA 3.13 – Foto frontal da câmara do sistema de captura de imagem	64
FIGURA 4.1 – Esquema das posições empregadas na calibração da plataforma de força	66
FIGURA 4.2 – Esquema da aplicação de carga na calibração da plataforma de força	67
FIGURA 4.3 – Gráfico da calibração da plataforma de força.....	68
FIGURA 4.4 – Curva média da calibração da plataforma de força.....	69

FIGURA 4.5 – Robô <i>Scorbot</i>	70
FIGURA 4.6 – Esquema da definição das posições de calibração do sistema de captura de imagem	71
FIGURA 4.7 – Uma montagem dos relógios comparadores para calibração	72
FIGURA 5.1 – Sinal registrado pelo AQDADOS	78
FIGURA 5.2 – Indicação esquemática das etapas iniciais do tratamento manual de dados	79
FIGURA 5.3 – Determinação da curva média para o ensaio em esteira elétrica para o voluntário de 74 kg	81
FIGURA 5.4 – Gráfico comparativo das curvas médias para ensaios em esteira elétrica de três voluntários	82
FIGURA 5.5 – Histórico comparativo de força de contato.....	83
FIGURA 5.6 – Curvas médias de vários ensaios em piso fixo, para o voluntário de 74 kg	85
FIGURA 5.7 – Forças de contato – comparação dos resultados obtidos com os dados determinados por Winter.....	87
FIGURA 5.8 – Exemplos de imagens capturadas	87
FIGURA 5.9 – Sequência de quadros do movimento equivalente do centro de massa estimado do corpo	88
FIGURA 5.10 – Comparação da força de contato sem e com imobilização do tornozelo	90
FIGURA 5.11 – Coordenada y do movimento equivalente do CG, de marchas sem e com imobilização do tornozelo	91
FIGURA 5.12 – Coordenada z do movimento equivalente do CG, de marchas sem e com imobilização do tornozelo	92

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 – Resultados da calibração estática da plataforma de força	67
TABELA 4.2 – Resultados da calibração do sistema de captura de imagem, na direção y	73
TABELA 4.3 – Resultados da calibração do sistema de captura de imagem, na direção z	74
TABELA 4.4 – Resultados da calibração do sistema de captura de imagem, na direção x	75
TABELA 5.1 – Dados comparativos de <i>IME</i>	84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	- Aplanamento do pé
CG	- Centro de gravidade
DD	- Desprendimento dos dedos
DME	- Departamento de mecânica
EEF-USP	- Escola de Educação Física – Universidade de São Paulo
ELGON	- Eletrogoniômetro
EMG	- Eletromiografia
FEG	- Faculdade de engenharia, Campus de Guaratinguetá
FRS	- Força de reação do solo
HUCFF	- Hospital Universitário Clementino Fraga Filho
IM	- Impulsão
IME	- Impulso médio equivalente
IO	- Início da oscilação
LED	- Diodo emissor de luz
MA	- Médio apoio
MO	- Metade da oscilação
PC	- Peso corporal
TC	- Toque do calcanhar
UFRJ	- Universidade Federal do Rio de Janeiro
UNESP	- Universidade Estadual Paulista
VOGA	- Análise Observacional da Marcha com Videoteipe



LISTA DE SÍMBOLOS

a	comprimento	m
b	largura	m
e	espessura	m
F_x, F_y, F_z	componentes cartesianas da força de reação do solo	N
F	força	N
IME	impulso médio equivalente	mV
m	massa	kg
P	peso do voluntário	N, kgf
t	tempo	s
tn	Tempo de contato normalizado	[tn] = 1
T	período do contato	s
U	tensão elétrica	mV, V
U1,U2,U3	tensões elétricas nos pontos P1, P2 e P3	mV
v	velocidade	m/s
x, y, z	coordenadas cartesianas retangulares	m

QUEIROZ, L. C. *Sistema de Medição para o Estudo da Marcha Humana.* Guaratinguetá, 2001. 107 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O estudo do movimento do corpo humano durante a marcha é fundamental para analisar o equilíbrio dinâmico de um paciente com problemas articulares, diabético ou com perna mecânica. Neste trabalho, apresenta-se uma proposta de sistema de medição, com custo baixo, para determinação da força de contato com o solo, associado a um sistema de filmagem de uma fonte luminosa fixa no corpo do voluntário, durante a marcha. O estudo possibilita a análise minuciosa do equilíbrio dinâmico, normalmente feita apenas pela observação qualitativa. O sistema é composto por uma plataforma de força instalada em uma esteira ergométrica e uma câmera, tipo *webcam*, com sistemas de aquisição e processamento de dados, de forças e de imagens. Os resultados obtidos são coerentes com os da literatura da área.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica, Marcha Humana, Sistema de medição, Plataforma de força, Cinemetria.

QUEIROZ, L. C. *A Measurement System for the Analysis of Human Walking Motion*. Guaratinguetá, 2001. 107 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The analysis of human walking motion is one important parameter for the study of dynamic equilibrium of diabetic patients, persons with mechanical legs or with articulation problems. This work presents a measurement system of low cost that consists of a reaction force measurement system associated with an image processing system. The force plate installed in an ergometric treadmill and a webcam camera were used to measure reaction forces and displacement of the center of gravity during walking motion. The experimental results obtained were coherent with literature.

KEYWORDS: Biomechanics, Human Walking Motion, Measurement System, Force Plate.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Iniciais

Este capítulo tem como objetivo apresentar o trabalho proposto e realizado, a pesquisa e o estudo desenvolvidos. Alguns conceitos de Biomecânica são, também, apresentados. Neste capítulo são expostos os objetivos do trabalho, a contribuição da pesquisa realizada e a estrutura da tese.

O Prof. Dr. Tamotsu Hirata juntamente com professores do Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia, do Campus de Guaratinguetá, da Universidade Estadual Paulista – DME-FEG-UNESP, e alunos dos programas de iniciação científica, de mestrado e doutorado, iniciaram trabalhos de pesquisa na área de Biomecânica, por volta de quatro anos atrás.

Os trabalhos concluídos e os em andamento com algumas etapas concluídas estão distribuídos em diversas frentes, como por exemplo: a modelagem do aparelho locomotor humano, a simulação numérica do comportamento dinâmico do corpo humano durante a marcha e o desenvolvimento de metodologias e de equipamentos para o estudo da marcha humana, entre outras.

O interesse pela área de Biomecânica foi despertado quando o Prof. Tamotsu e os professores do DME-FEG decidiram contribuir com a área médica, trabalhando na interface da Engenharia Mecânica com a Medicina, como por exemplo contribuindo com a área de Fisioterapia, com o

desenvolvimento de equipamentos para avaliação e para reabilitação de pacientes, como também no desenvolvimento de metodologia para análise dinâmica do comportamento do corpo humano, durante a marcha por exemplo.

Este trabalho, o primeiro de muitos outros a serem realizados no DME-FEG-UNESP, encerra um dos primeiros projetos e algumas etapas de desenvolvimento na área recente de pesquisa do referido departamento.

1.2 Considerações sobre Biomecânica

Nas décadas de 1960 e 1970 a Biomecânica foi desenvolvida como uma área de estudo dentro dos currículos de graduação e de pós-graduação nos Estados Unidos, segundo Hamill & Knutzen (1999). O conteúdo teórico foi extraído de uma área da Física, a Mecânica, que estuda os movimentos e os efeitos das forças atuantes sobre os corpos.

A Mecânica fornece as ferramentas para análise das forças atuantes nos corpos e nas estruturas para determinação, medição e compreensão dos movimentos dos corpos.

O uso das ferramentas da Mecânica no estudo dos organismos vivos ocorreu naturalmente. A aplicação da Mecânica no estudo dos sistemas biológicos deu origem à Biomecânica.

A Biomecânica estuda os movimentos de organismos vivos e os efeitos das forças sobre os organismos. A abordagem biomecânica para análise dos movimentos pode ser qualitativa, com a observação e descrição dos movimentos, ou quantitativa, com a medição de algum parâmetro do movimento.

A análise biomecânica pode ser feita a partir de duas perspectivas: cinemática e cinética. A análise cinemática estuda o movimento a partir de uma perspectiva espacial e temporal, sem referência às forças que causam o movimento. O estudo da projeção de um atleta de salto em altura, do seu



centro de massa, por exemplo, é um caso de análise cinemática linear. A análise da sequência de movimentos dos segmentos do braço de um tenista fazendo o saque envolve a análise cinemática angular dos segmentos.

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

1.3 Objetivos do Trabalho

Este trabalho tem por objetivo principal desenvolver um sistema de medição para o estudo da marcha humana, com a análise da componente vertical da força de contato do pé com o solo durante a marcha, associado a um sistema de captura de imagem, com a filmagem do movimento de um ponto luminoso, equivalente ao movimento do centro de massa estimado do corpo humano.

O trabalho objetiva desenvolver um sistema de medição de baixo custo, que seja adaptável em plataformas horizontais e nas esteiras ergométricas comerciais.

O trabalho pretende contribuir com a área médica em termos de análise dinâmica, como por exemplo, com a área de Fisioterapia.

É importante destacar que a análise quantitativa, nessa área médica, como por exemplo a análise da marcha, é realizada, geralmente, nos grandes centros de pesquisas, porque os equipamentos são dispendiosos.

Portanto, o desenvolvimento de um sistema de medição da força de reação do solo associada à medição do movimento equivalente do centro de massa estimado do corpo, de um paciente sob avaliação ou tratamento, permitirá um diagnóstico via equipamentos e possibilitará um registro dos dados da avaliação e das diversas etapas do tratamento, que facilitará o acompanhamento e a comparação dos resultados obtidos durante o tratamento, por exemplo.

1.4 Estrutura da Tese

Esta tese é constituída por 6 capítulos, anexos, apêndice e glossário.

O capítulo 1, intitulado de INTRODUÇÃO, apresenta o trabalho, os seus objetivos, alguns conceitos de Biomecânica, e a estrutura da tese.

O capítulo 2, denominado ESTUDO DA MARCHA HUMANA, descreve alguns conceitos e trabalhos sobre o estudo da marcha humana, com base na pesquisa bibliográfica de áreas afins.

O capítulo 3, de título: SISTEMA DE MEDIÇÃO, apresenta a concepção, o desenvolvimento e a montagem dos sistemas de medição da força de reação do solo e de captura de imagem.

O capítulo 4, intitulado CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO, descreve a calibração do sistema de medição. A primeira parte descreve a calibração da plataforma de força e a segunda parte do capítulo apresenta a calibração do sistema de captura de imagem.

O capítulo 5, denominado APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS, apresenta os ensaios realizados, os resultados obtidos e a análise dos resultados.

O capítulo 6, cujo título é: CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS, descreve as conclusões obtidas no desenvolvimento das etapas do trabalho e algumas sugestões para trabalhos futuros.

Os anexos apresentam os fluxogramas dos programas desenvolvidos.

O apêndice apresenta o esquema de um equipamento.

O glossário apresenta o significado de alguns termos empregados em Biomecânica.

CAPÍTULO 2

ESTUDO DA MARCHA HUMANA

2.1 Introdução

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

A Biomecânica e especificamente a análise da marcha não são assuntos de conhecimento comum na área de Engenharia Mecânica, no Brasil. Por este motivo e por se tratar de conhecimento interdisciplinar, neste capítulo, são apresentados alguns conceitos sobre o estudo da marcha humana e a revisão bibliográfica.

2.2 Análise de Marcha

Muitas pesquisas envolvendo a análise da marcha foram realizadas, nos últimos anos, e em especial a análise do movimento como ferramenta de reabilitação.

Houve um interesse crescente na abordagem quantitativa da função locomotora humana. A importância desta aplicação na reabilitação motora, em Neurologia e em Ortopedia é fundamental, e muito promissora. Diversos estudos têm sido publicados sobre a análise de marcha, artigos específicos estão disponíveis na literatura, e muitas conferências, simpósios e congressos têm sido dedicados a este assunto.



O movimento é uma das funções mais desejadas do ser humano e a marcha é a expressão biológica de liberdade e de autonomia, segundo Saad (1997). Apesar desta relevância, somente nos últimos anos, a funcionalidade do movimento tem sido objeto de atenção por parte dos pesquisadores. O uso potencial do laboratório de marcha, com os objetivos de localizar a disfunção e otimizar os recursos de reabilitação deverá estimular clínicos e pesquisadores a incluírem no arsenal de investigação esta metodologia. O emprego desta metodologia substituirá ou complementar a análise observacional não instrumentada.

A aplicação dos conhecimentos de Biomecânica é decorrência da conceituação de massa, força, inércia, momento e aceleração. Estes elementos permitiram a definição da dinâmica da marcha, associando estes dados àqueles obtidos através do estudo cinemático.

É preciso enfatizar que pacientes portadores de deficiências no sistema locomotor apresentam limites diferentes de tolerância à fadiga. Padrões anormais de marcha, e o uso de suportes auxiliares para locomoção, podem resultar em fadiga precoce.

Para que os registros possam ser corretamente analisados é preciso considerar as limitações impostas pela idade e patologia. Para uma análise comparativa é necessário possuir um banco de dados normativos e realizar uma seleção adequada dos parâmetros a serem utilizados na análise. A análise dos dados de pacientes fica prejudicada porque, em geral, não existe um padrão anterior que possa servir de base para uma comparação. A marcha oferece uma dificuldade adicional, relacionada às características étnicas de cada grupo populacional, que são modificadas ao longo dos processos de crescimento, amadurecimento e envelhecimento.

As alterações próprias do envelhecimento muscular e articular traduzem, de forma suave, alterações no padrão de movimento. Estas situações irão adquirir uma outra dimensão quando em associação surgem as doenças incapacitantes e os distúrbios do movimento.

As deficiências do sistema locomotor resultam de muitas lesões em diferentes locais do corpo e de muitas doenças, congênitas ou adquiridas, paralisia cerebral, doença de Parkinson, distrofias musculares, doenças articulares, acidentes vascular-encefálicos, traumatismo craniano, lesões medulares, amputações, etc.

Os laboratórios de pesquisa para análise biomecânica habitualmente integram equipes com engenheiros e físicos além dos médicos e profissionais da área de reabilitação, segundo Saad (1997). Uma configuração esperada para um laboratório completo deveria possuir de 4 a 6 câmaras, 2 ou 3 plataformas de força e um sistema de eletromiografia (técnica de gravação da atividade elétrica de um músculo). Para reunir todos os sinais, um sistema de processamento de dados é utilizado.

A análise do movimento é um instrumento de grande importância na medicina de reabilitação. A determinação objetiva de aspectos relacionados à simetria da marcha, a ação e a funcionalidade muscular, o uso de dispositivos corretivos e acomodativos nos pés, incluindo a variabilidade de materiais, a avaliação dos dispositivos auxiliares da marcha e as protetizações, são algumas questões que poderão ser respondidas através de estudos sistematizados. A prática médica atual pode se beneficiar da análise do movimento para medir objetivamente ao menos alguns aspectos da incapacidade e facilitar o raciocínio clínico para a proposta terapêutica.

O desenvolvimento rápido da tecnologia revolucionou a análise do movimento humano, nos laboratórios de estudo da marcha. O primeiro sistema automático para a medida do movimento era baseado em eletrogoniômetros aplicados aos segmentos do corpo. Isto apresentava o bem conhecido problema de restrição de movimento e apenas permitia a medida de ângulos entre os segmentos instrumentados.

O instrumento usado manualmente para medir o ângulo existente numa articulação denomina-se goniômetro manual. A versão eletrônica é o eletrogoniômetro ou ELGON. O centro do eletrogoniômetro é posicionado



sobre o centro de rotação da articulação a ser monitorada, sendo os braços do ELGON alinhados e presos firmemente sobre os eixos longitudinais dos segmentos corporais articulados. Quando ocorre o movimento na articulação, a saída elétrica fornece um registro contínuo dos ângulos existentes na articulação.

Na metade dos anos 70, o primeiro sistema baseado em câmera de vídeo foi introduzido. Estes sistemas detectavam marcadores ativos ou passivos fixados nos segmentos corporais.

2.2.1 Nomenclatura em Análise de Marcha

Na Biomecânica, a deambulação pode ser definida como um tipo de locomoção, isto é mover-se de um lugar para o outro. Há outros tipos de locomoção como o engatinhar, a utilização de cadeira de rodas, entre outros. No ser humano, encontra-se um padrão bípede de deambulação. Este padrão consiste de um conjunto de movimentos repetitivos das extremidades superiores e inferiores, tronco e cabeça, gerados automaticamente pelo sistema sensório-motor, que permitem a uma pessoa normal caminhar sem esforço consciente.

A marcha consiste então, num estilo ou maneira de deambulação. Para a descrição de um padrão de marcha, seja ele normal ou patológico, precisa-se, primeiramente, dividi-lo em eventos e estes em fases e subfases para melhor entendimento e criação de nomenclaturas apropriadas. Esta divisão pode ser realizada com relação aos conceitos de cinética, cinemática e eletromiografia dinâmica. Com base nestes dados pode-se então compreender melhor os mecanismos fisiológicos e fisiopatológicos envolvidos na marcha humana, direcionar o tratamento, planejar correções cirúrgicas, prescrever e adequar órteses e próteses, comprovar sucessos terapêuticos cientificamente, entre outras finalidades da análise do movimento humano.



2.2.2 O Ciclo da Marcha

Um ciclo da marcha normal pode ser definido como um conjunto de eventos que ocorrem desde o toque do calcanhar de um dos membros inferiores até o toque deste mesmo calcanhar mais adiante. O intervalo de tempo entre o toque de um mesmo calcanhar define a duração do ciclo para cada membro. Portanto, durante um ciclo da marcha normal, um pé ora está em contato com o solo – fase de apoio, ora no ar – fase de oscilação. A fase de apoio inicia-se com o contato inicial do pé, normalmente com o calcanhar, mas em condições patológicas outras regiões podem tocar o solo antes do calcanhar, e termina quando o pé deixa o solo – etapa de impulsão. A fase de oscilação inicia-se com a impulsão e termina no toque calcanhar-solo. Nas velocidades comuns de marcha normal, a fase de apoio ocupa aproximadamente 60% de um único ciclo da marcha, e a fase de oscilação ocupa 40%.

As fases de apoio e oscilação podem ser subdivididas em outras subfases: toque do calcanhar, apoio médio, desprendimento dos dedos, oscilação inicial e oscilação média. A denominação e a quantidade destas subfases variam de autor para autor.

É mostrada na Figura 2.1 a divisão do ciclo da marcha normal, de acordo com Saad (1997). A nomenclatura usada é: TC – toque do calcanhar, AP – aplanamento do pé, MA – médio apoio, IM – impulsão, DD – desprendimento dos dedos, IO – início da oscilação e MO – metade da oscilação.

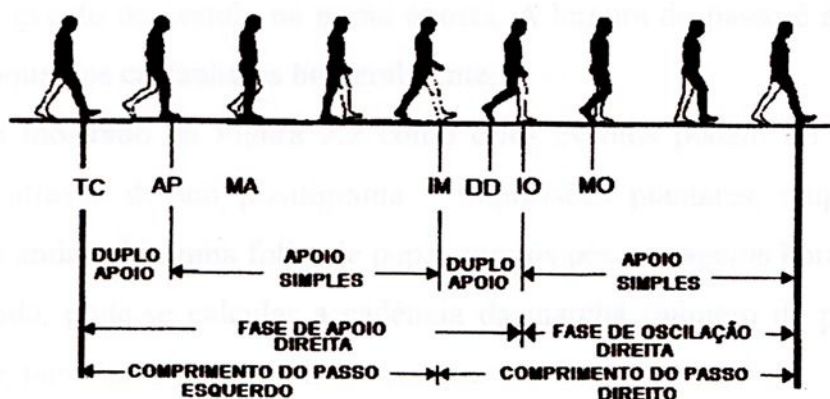


FIGURA 2.1 – Ciclo da marcha normal, de Saad (1997)

As descrições espaciais e temporais de um movimento são chamadas de cinemáticas. Esta descrição envolve a posição, a velocidade e a aceleração do corpo, sem citar as forças que causam estes movimentos. A análise cinemática pode ser qualitativa ou quantitativa. A análise cinemática qualitativa é uma descrição não numérica do movimento, baseada na observação direta. Na análise cinemática quantitativa, o movimento é descrito numericamente, com base nas medidas de dados coletados durante a sua realização. Neste tipo de análise os movimentos podem ser descritos mais precisamente.

Translação ou movimento translacional ocorre quando todos os pontos do corpo movimentam-se de uma mesma distância durante um mesmo intervalo de tempo.

Através de uma análise cinemática linear obtém-se o comprimento do passo, da passada e a largura do passo. A passada – ciclo da marcha normal – é definida como a duração ou espaço do evento de uma perna até o mesmo evento da mesma perna no contato seguinte. A passada é subdividida em passos. Um passo é a porção de uma passada, do evento que ocorre em uma perna até

o mesmo evento ocorrendo na perna oposta. A largura do passo é a distância entre o toque dos calcanhares bilateralmente.

É mostrado na Figura 2.2 como estes eventos podem ser obtidos e medidos através de um plantigrama – impressões plantares, enquanto um indivíduo anda sobre uma folha de papel com os pés ou sapatos borrados com tinta. Ainda, pode-se calcular a cadência da marcha (número de passos por minuto) e, também, a velocidade da marcha.



FIGURA 2.2 – Grandezas da passada, de Saad (1997)

O movimento angular ocorre quando todas as partes do corpo movem-se através de um mesmo ângulo, mas não sob um mesmo deslocamento linear. O ramo da cinemática que descreve o movimento angular é chamado de cinemática angular. O movimento angular ocorre em torno de um eixo de rotação que é uma linha perpendicular ao plano em que a rotação ocorre.

O ramo da mecânica que analisa as causas dos movimentos é chamado de cinética. A cinética relata e quantifica as forças que agem em um sistema. Se o movimento é de translação tem-se a cinética translacional. Se o movimento é angular tem-se a cinética angular. Na maioria dos movimentos

humanos, raramente a força ou um sistema de forças causa translação pura ou rotação pura. Na realidade, a maioria das forças aplicadas no corpo humano causa simultaneamente rotações e translações.

No estudo cinético da marcha, utiliza-se a análise das forças de reação do solo, que podem ser obtidas através de uma plataforma de força. Para que a marcha possa desenvolver-se, deve existir uma força de reação provida pela superfície de contato onde o indivíduo se locomove.

2.2.3 O Estudo da Marcha

O estudo da marcha humana é de interesse do homem desde os primórdios da história; no entanto, só a partir do final do século XIX, iniciou-se a documentação desse fenômeno. Nos Estados Unidos da América, Eadweard Muybridge, em 1887, conseguiu com o disparo sequencial de várias câmaras fotográficas o registro da locomoção do homem adulto, da criança e dos animais, e a documentação dos movimentos realizados durante a dança e a luta. O material está publicado em uma obra de três volumes, *Human & Animals in Motion*, que muito contribuiu para a arte, porém pouco utilizado no estudo da fisiologia da locomoção. Alguns anos depois, na Alemanha, Wilhelm Braune & Otto Fisher produziram o que foi intitulado como o *estudo clássico da marcha humana*, com fotografias de indivíduos deambulando com tubos de luz fixos aos segmentos corporais, através das quais, após exaustivos cálculos, produziram gráficos que mostram a cinemática da locomoção com registros muito semelhantes aos obtidos hoje com a análise computadorizada da marcha humana.

Já neste século, um melhor entendimento da locomoção foi necessário para o tratamento das doenças que acometem o aparelho locomotor. Com os avanços da tecnologia, vários centros desenvolveram laboratórios para a análise dos movimentos humanos. O avanço no estudo da locomoção humana nos últimos anos foi tão importante que hoje pode se considerar inadmissível a



indicação de tratamento para uma deficiência da marcha sem uma análise cuidadosa da locomoção, seja ela instrumentada ou não. A quantificação do movimento, e a detecção de alterações não percebidas a olho nu, acrescentaram muitas vantagens para a pesquisa e o entendimento da marcha, permitindo a comparação do antes com o depois nos casos em que se instituiu algum tratamento.

Muito já se avançou na instrumentação para aquisição e registro de dados. O passo importante dado para esse avanço, partiu da compreensão e aceitação de que a locomoção não é um processo estático. Assim, entendeu-se que eventuais deformidades ou alterações de função só poderiam ser efetivamente compreendidas se analisadas dinamicamente através de métodos que registrassem e quantificassem o movimento, ou seja, o real desempenho do aparelho locomotor.

2.2.4 Métodos de Análise

O método visual pode ser de vista desarmada ou vídeo-imagem.

A análise visual, feita pelo profissional no ambulatório é muito importante, pois dela surgem as dúvidas e as eventuais propostas de tratamento que levam à solicitação de uma análise quantitativa com tecnologia confiável. O registro em vídeo, por sua vez, é fundamental, pois permite a visualização da marcha em câmara lenta, e pode-se reproduzir a fita quantas vezes for necessário, sem a necessidade de exaurir o paciente.

Os métodos analógicos são divididos em temporizadores e eletromiografia. Os métodos analógicos complementam a análise visual pela possibilidade de registro de tempo, essencial para a análise da velocidade, cadência e duração das fases de apoio e balanço. A cadência, em passos/min, é determinada a partir do número de passos contados durante um intervalo de tempo, na observação do movimento do voluntário ou paciente.



Os métodos digitais são classificados em lineares, cinemáticos, cinéticos, eletromiografia e consumo de energia. O traçado eletromiográfico permite a análise quantitativa da atividade elétrica do músculo e a inferência de sua ação.

A técnica de gravação da atividade elétrica de um músculo, ou seja da atividade mioelétrica, é conhecida como eletromiografia – EMG. A EMG é usada para estudar a função neuromuscular, inclusive a identificação dos músculos que desenvolvem tensão, durante um movimento, e qual movimento que demanda mais ou menos tensão de um músculo em particular ou de um grupo muscular. Na eletromiografia, empregam-se transdutores denominados eletrodos, que captam o nível de atividade mioelétrica existente em um local. Os eletrodos podem ser de superfície ou agulhas. Os eletrodos de superfície, que consistem em pequenos discos de material condutor, são posicionados na superfície da pele sobre um músculo ou grupo muscular para captar a atividade mioelétrica global. Quando se desejam medições localizadas usam-se eletrodos de agulha fina, que são aplicados diretamente no músculo.

Os métodos lineares trabalham com os parâmetros tempo e distância: velocidade, cadência, tamanho dos passos e duração das fases (apoio e balanço) e períodos (duplo apoio e apoio simples). Os registros gráficos por computador, que permitem os cálculos precisos desses parâmetros, formam a base do exame. Mostram o desempenho do paciente durante a locomoção e indicam o caminho a seguir na busca de eventuais alterações da fisiologia que poderiam estar provocando um déficit. É a etapa obrigatória de todos os exames.

A análise cinemática mostra o deslocamento angular dos segmentos corporais. Através dela, é possível quantificar as alterações percebidas ou não na análise visual, e correlacioná-la com outros desvios, para então defini-la como um problema primário ou uma resposta adaptativa. Essa etapa deve ser sempre referida, ao se interpretar as respostas cinéticas e eletromiográficas.

Quaisquer interpretações sobre a atuação de forças ou de músculos perdem seu valor se não forem correlacionadas com a cinemática.

A cinética é a parte do exame da marcha para a qual os cinesiologistas têm dirigido muita atenção, porque através dela estão surgindo métodos mais eficazes de análise que possivelmente, em futuro próximo, permitirão grandes simplificações no método de exame, com melhora da precisão e custo.

2.2.5 Análise Cinética

A Biomecânica é uma disciplina, dentre as ciências derivadas das ciências naturais, que se ocupa com a análise física de sistemas biológicos, conseqüentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano. A biomecânica se insere no contexto das ciências derivadas, cujo objetivo é estudar o movimento. Esta reivindicação científica apóia-se em dois fatos fundamentais:

- (a) a biomecânica apresenta claramente seu objeto de estudo, definido assim sua estrutura de base do conhecimento; e
- (b) seus resultados de investigações são obtidos através do uso de métodos científicos próprios, envolvendo todas as etapas do trabalho científico.

Naturalmente, estes aspectos são amplamente dinâmicos e não devem sofrer soluções de continuidade em função do tempo, admitindo avanços científicos que colaborem para o crescimento da própria biomecânica. O atual desenvolvimento da biomecânica é expresso pelos novos procedimentos e técnicas de investigação, onde se reconhece a tendência crescente de se combinar várias disciplinas científicas na análise do movimento humano.

Em princípio, deve-se considerar que a estrutura funcional de um sistema biológico passou por um processo organizacional evolutivo de otimização que se diferencia sensivelmente do caminho de aperfeiçoamento técnico do movimento. Para entender melhor a complexidade do movimento humano, e explicar suas causas, é necessário que outros aspectos desta

complexa análise sejam também considerados. Para a investigação do movimento humano em Biomecânica torna-se necessário, pela complexidade estrutural do mesmo, a aplicação simultânea de métodos de mensuração nas diversas áreas do conhecimento da ciência, denominada, complexa investigação do movimento. Este procedimento deve envolver todos os métodos de pesquisa em Biomecânica, determinados de acordo com as variáveis a serem observadas na análise do movimento.

Todo estudo biomecânico depende da determinação (qualitativa ou quantitativa) de grandezas mecânicas, as quais podem ser interpretadas como propriedades do corpo humano em análise comportamental ou mesmo entendidas no processo de desenvolvimento como passível de alterações. Dessa forma, as técnicas de medição de grandezas físicas aplicadas ao corpo humano são essenciais para o estudo biomecânico.

As forças que agem no corpo humano podem ser divididas em duas categorias: as forças internas, como por exemplo, a força muscular; e as forças externas, que determinam todas as interações físicas entre o corpo e o meio ambiente, por exemplo, as forças de reação do solo.

Invariavelmente, no desenvolvimento de um processo de medição, incorremos em erros metodológicos que necessitam ser controlados. Por isso, padronizar procedimento de medida em Biomecânica torna-se uma tarefa difícil, pois os processos de coleta, armazenamento e tratamento dos dados dependem muito dos avanços tecnológicos, o que impede que sejam traçadas técnicas definitivas.

Os métodos utilizados pela biomecânica para abordar diversas formas de movimento são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia, segundo Winter (1990) e Amadio & Duarte (1996). Utilizando-se destes métodos, o movimento pode ser descrito e modelado matematicamente, permitindo a maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano, como descrito na Figura 2.3.



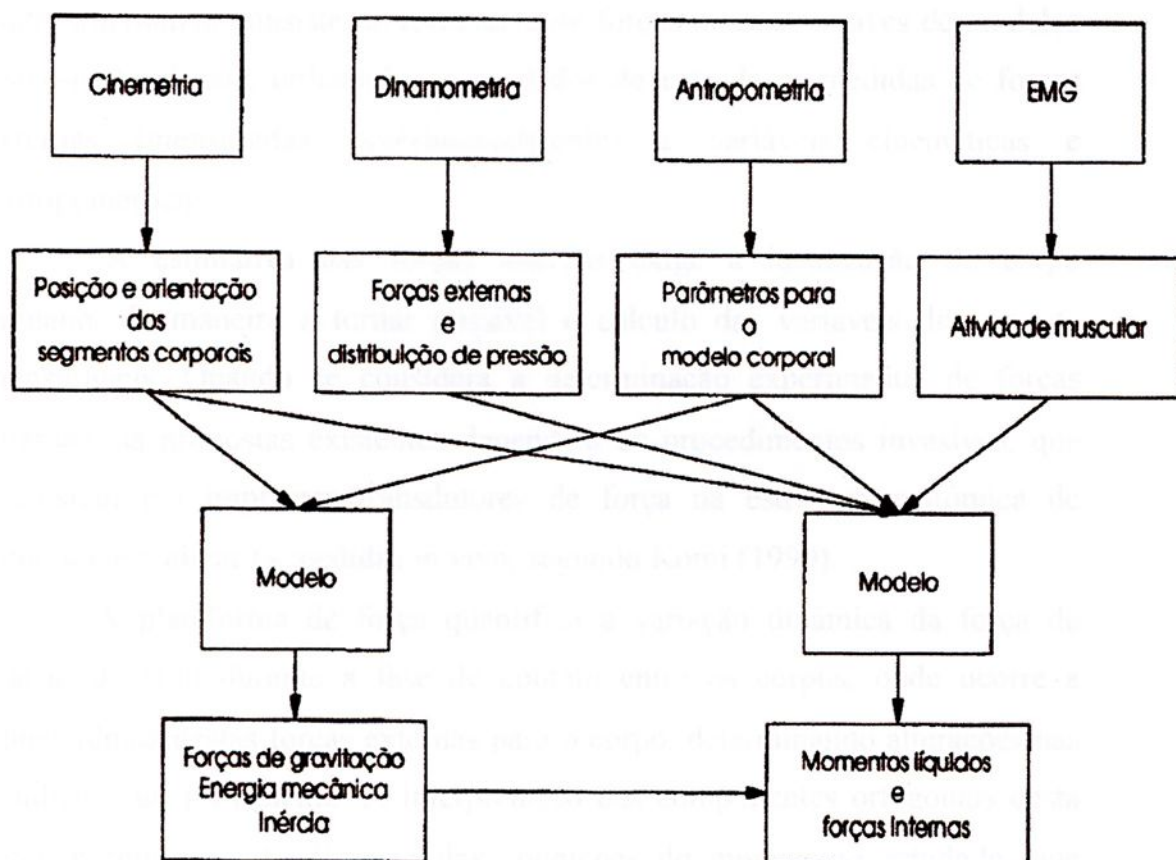


FIGURA 2.3 – Áreas para complexa análise biomecânica do movimento humano, segundo Amadio & Duarte (1996)

Para a determinação de parâmetros cinéticos internos à estrutura biológica do corpo humano ou de seus segmentos, há necessidade do desenvolvimento de modelos mecânicos para esta estrutura, com o objetivo de determinar, por exemplo, forças internas a esta estrutura (como é o caso das forças musculares); em situação dinâmica ou estática é altamente complexo, face à complexa natureza do fenômeno a ser modelado, conforme Pedotti *et al.* (1978).

O modelo utilizado para a descrição deste fenômeno é por demais complexo e, é então simplificado, podendo desta forma comprometer a exatidão ou resolução de parâmetros da mecânica, segundo Chao (1986).

Outra alternativa consiste na estimativa de forças internas através de modelos físico-matemáticos, utilizando como dados de entrada as medidas de forças externas (mensuradas experimentalmente) e variáveis cinemáticas e antropométricas.

A estimativa das forças internas exige a idealização do corpo humano, de maneira a tornar possível o cálculo das variáveis diretamente mensuráveis. Quando se considera a determinação experimental de forças internas, as propostas existentes dependem de procedimentos invasivos, que consistem em implantar transdutores de força na estrutura anatômica de interesse e realizar as medidas *in vivo*, segundo Komi (1990).

A plataforma de força quantifica a variação dinâmica da força de reação do solo durante a fase de contato entre os corpos, onde ocorre a transferência destas forças externas para o corpo, determinando alterações nas condições do movimento. A interpretação das componentes ortogonais desta força permite o entendimento das condições do movimento estudado, que respondem por funções técnicas, de estabilidade do apoio, de transferência de forças às estruturas do aparelho locomotor, ou ainda alterações no padrão, que identificam disfunções no comportamento motor durante esta fase de contato do pé com o solo. Debrunner *apud* Saad (1997) discute a importância desta grandeza de medida (força de reação do solo) na Biomecânica, para a interpretação do movimento, e apresenta um estudo para o andar, determinando o padrão normal das curvas das forças de reação do solo e suas variabilidades dinâmicas para a fase de apoio, segundo a Figura 2.4.



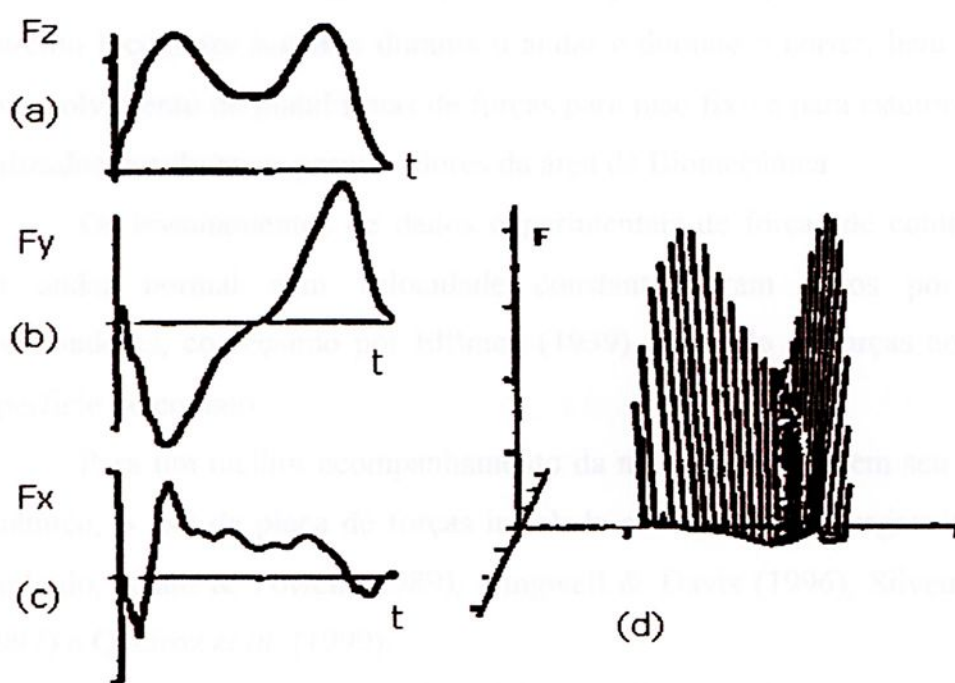


FIGURA 2.4 – Curva típica para cada uma das componentes da força de reação do solo para o padrão normal da fase de apoio do andar, adaptado de Saad (1997), (a) força vertical, (b) força horizontal, (c) força médio-lateral e (d) vetores representativos das forças resultantes, onde observa-se o deslocamento do ponto de aplicação da força

As forças de contato entre a superfície de apoio e os pés são fundamentais para a análise das características do andar ou do correr, tanto em termos das intensidades das forças, quanto na dependência da intensidade da força com o tempo. Dependendo destas forças de contato os resultados do modelo dinâmico do corpo humano podem variar significativamente, Gooda & Kinoshita (1977).

A análise das forças de contato pode servir, também, para auxiliar a reabilitação de um paciente com problemas no andar, Terashima *et al.* (1996), ou para corrigir a forma de corrida de um atleta, Cavanagh (1985).

O estudo e a determinação das forças de reação do solo sobre o aparelho locomotor humano durante o andar e durante o correr, bem como o desenvolvimento de plataformas de forças para piso fixo e para esteiras, foram realizados por diversos pesquisadores da área de Biomecânica.

Os levantamentos de dados experimentais de forças de contato para um andar normal com velocidade constante foram feitos por vários pesquisadores, começando por Elftman (1939), medindo as forças normais à superfície de contato.

Para um melhor acompanhamento da marcha humana em seu aspecto dinâmico, o uso da placa de forças instalada em uma esteira ergométrica foi ampliado, Kram & Powell (1989), Dingwell & Davis (1996), Silveira *et al.* (1997) e Queiroz *et al.* (1999).

No entanto, os dados cinemáticos obtidos do piso fixo e da esteira através do processamento de imagem apresentaram resultados bastante controversos tanto para o andar como para o correr em diferentes velocidades, Williams (1985).

Os trabalhos de Taves *et al.* (1985) e Isacson *et al.* (1986) não revelaram qualquer diferença significativa na distância e na frequência de passos entre os dados do piso fixo e da esteira.

2.3 Revisão Complementar

Com o objetivo de complementar a introdução à Biomecânica e ao estudo da marcha humana, e destacar a importância do estudo da força de reação do solo, por exemplo, apresenta-se nesta seção uma coletânea de alguns trabalhos realizados no Brasil. Cada subseção contém uma revisão associada, apresentando conceitos e metodologias, e contextualizando o trabalho realizado ou citado.

2.3.1 Análise Observacional da Marcha

Segundo Perry (1984) a análise completa da marcha compreende a avaliação de cinco aspectos funcionais: características da passada, movimento, ação muscular, forças que produzem o movimento e gasto energético. Os sistemas disponíveis para análise quantitativa da marcha humana são computadorizados, com hardware e software específicos, e de um modo geral permitem associar o registro e o processamento da imagem à avaliação das forças envolvidas no movimento através de plataformas de força e da ação muscular através de eletromiografia.

Os sistemas disponíveis têm alto custo, da ordem de centenas de milhares de dólares, e requerem além de pessoal técnico treinado para o seu manuseio, uma equipe de trabalho multidisciplinar da área médica, de engenharia e informática para otimização do sistema para sua utilização clínica.

As técnicas mais simplificadas de registro da imagem são a fotografia e o videoteipe. Ambas são de baixo custo, requerem equipamento mínimo e podem ser realizadas em ambiente clínico. O videoteipe sob a denominação de VOGA – *videotaped observational gait analysis* – é empregado para complementar a análise visual da marcha, com a repetição imediata do registro. Os recursos de câmera lenta e de congelamento da imagem permitem ao examinador, além de rever detalhadamente o movimento sem causar fadiga no paciente, quantificar alguns parâmetros lineares e tempo-espaciais de relevância clínica.

As características da passada e as medidas tempo-espaciais também podem ser obtidas facilmente em ambiente clínico através das impressões plantares e o uso de um cronômetro, Yack (1984) e Saleh & Murdoch (1985).

O setor de Estudo da Marcha do Serviço de Medicina Física e Reabilitação do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho – HUCFF da Universidade Federal do Rio de Janeiro – UFRJ, propôs uma metodologia



simplificada para a técnica VOGA, quando seis indivíduos de ambos os sexos foram estudados, com idade variando de 11 a 60 anos, sendo quatro portadores de patologia neurológica e dois amputados de perna, que percorreram com auxílio ou não, uma passarela de 6 m de comprimento e 60 cm de largura, e com marcas de referência de 0,5 m, segundo Castro *et al.* (1995). Duas filmadoras foram posicionadas a 1,5 m e a 3,0 m de distâncias da passarela, para filmagens nos planos frontal e sagital. Os indivíduos com indumentária mínima e com marcadores circulares de 2 cm de diâmetro colocados em pontos adequados do corpo caminharam, normalmente, sobre a passarela, após um período de ambientação. Ao longo da passarela foi estendida e fixada às extremidades da passarela uma tira de formulário contínuo, de 38 cm de largura, para colher as impressões plantares, em cada teste. Tinta comum de carimbo foi aplicada nas plantas dos pés dos indivíduos ou nas solas dos calçados, para obtenção das impressões plantares. Castro *et al.* (1995) estudaram as variáveis: velocidade, cadência, comprimento e largura do passo, duração do ciclo da marcha e fase de apoio, variações angulares de quadril, joelho e tornozelo. O intervalo de tempo gasto para percorrer 2 m demarcados na passarela era calculado a partir da contagem do número de quadros gravados correspondentes à entrada e saída do pé no espaço demarcado, após visualização do filme quadro a quadro e sabendo-se que a velocidade da filmagem era de 30 quadros por segundo. O valor médio da velocidade foi calculado a partir dos valores das velocidades, referentes aos sentidos de ida e de volta, calculados a partir dos espaços percorridos e dos tempos gastos correspondentes. O valor médio da cadência foi calculado a partir da contagem do número de passos e o cálculo do tempo envolvido, pois cadência por definição é o número de passos por minuto. Os valores médios da largura do passo e do comprimento do passo foram obtidos a partir de dois procedimentos: 1) medição direta na tela de um televisor, a partir da reprodução do filme; 2) medição direta no papel, a partir das impressões plantares. Para a determinação do comprimento do passo, através da medição



direta na tela do televisor, foram selecionados dois quadros contendo dois toques sucessivos do calcanhar de cada membro inferior, e medidas, com trena sobre a tela, as distâncias entre os toques do calcanhar e entre as marcas de referência de 0,5 m, e a partir de regra de três simples o cálculo foi feito. Na medição direta na tela do televisor para a determinação da largura do passo, a partir da filmagem no plano frontal, foram medidas com a trena a distância entre os calcanhares referente a fase de duplo apoio e a largura da passadeira, usada como referência, nesse caso. As medições referentes ao segundo procedimento foram feitas diretamente sobre o papel a partir das impressões plantares e a partir dos critérios adotados no procedimento anterior, para possibilitar comparações dos valores. O emprego do video-teipe possibilitou a quantificação de parâmetros tempo-espaciais como velocidade da marcha, cadência e comprimento do passo, segundo Castro *et al.* (1995).

2.3.2 Avaliação do Andar de Indivíduos Portadores de Diabetes

A descrição quantitativa de aspectos biomecânicos do movimento humano seguramente está ligada às forças que causam o movimento observado. As forças que agem no corpo humano podem ser divididas em duas categorias: as forças internas, como a força muscular, por exemplo, e as forças externas que determinam as interações entre o corpo e o meio ambiente, por exemplo, as forças de reação do solo. Portanto, o andar apresenta-se estruturalmente modificado, de acordo com características próprias de cada indivíduo, sua morfologia, tipo de atividade, idade e presença de determinadas patologias, entre outros fatores.

A investigação da força de reação do solo na fase de apoio dos movimentos de locomoção, bem como da distribuição de pressão na superfície plantar, traz importantes conhecimentos sobre a forma e características da sobrecarga mecânica sobre o aparelho locomotor e seu comportamento para movimentos selecionados. Por isso, informações referentes a estas variáveis

podem ainda revelar características sobre a estrutura e função do pé, o controle postural, ou ainda sobre o controle do movimento.

Em estudos com diabéticos, a medição dinâmica da força de reação do solo e da pressão na superfície plantar tem demonstrado ser uma extraordinária ferramenta para a prevenção, diagnóstico e controle da terapia de portadores de pés diabéticos. A condição neuropática que rege a zona de ulceração do pé do indivíduo faz com que sua sensibilidade à dor seja praticamente neutralizada, crescendo, por outro lado, a possibilidade de exposição desta região a forças externas de alta intensidade, resultando, freqüentemente, na parcial ou total amputação do segmento lesado.

Os primeiros estudos sobre dados dinâmicos da fase de apoio da marcha humana, ou seja, contato do pé com o solo, estão descritos nos trabalhos de Marey durante o último quarto do século XIX, segundo Sacco & Amadio (1995). Lord (1981) afirma que estudos sobre medidas de distribuição de pressão entre, a superfície do pé e o solo, já foram desenvolvidas antes da passagem do século XIX. Müller *apud* Sacco & Amadio (1995) apresenta um relato sobre a natureza dos principais procedimentos para medição de pressão plantar em Biomecânica: procedimentos de registro de impressão, ópticos, piezoelétricos, capacitivos e resistivos, mostrando o quanto diversificado foi o desenvolvimento tecnológico quanto a sistemas, princípios, componentes e dispositivos utilizados para medição da distribuição da pressão plantar. Medidas sincronizadas em diferentes situações, já foram realizadas, procurando determinar a precisão de medidas ao utilizar o sistema F-Scan para medição de pressão plantar comparado com as medidas da plataforma de força Kistler. O sistema para medir a distribuição de pressão plantar, F-Scan, consiste de uma palmilha flexível contendo centenas de transdutores de pressão conectada a um sistema dedicado com interface computadorizada e onde com auxílio de software específico obtém-se as informações do sistema. Sob características biomecânicas a fase de apoio durante qualquer movimento de locomoção humana caracteriza um fenômeno complexo, pois muitas

variáveis dinâmicas influenciam esta fase do movimento, ou seja, forças internas e forças externas, segundo Amadio & Duarte (1996). A força muscular é responsável por colocar em equilíbrio o sistema contra a força de reação do solo. Debrunner *apud* Amadio & Duarte (1996) discute que a força de reação do solo deve ser interpretada como sendo a soma das forças de pressão entre a superfície de apoio e a sola do calçado. Cavanagh (1978) afirma ser necessário o conhecimento dos três componentes de força para a determinação do ponto de aplicação do vetor força, que determina curvas características orientadas no eixo do tempo para distintas formas de movimento. A análise de cada variável da passada, principalmente no período da fase de apoio, possibilita a diferenciação de estruturas patológicas dos padrões normais, conforme Hennig & Cavanagh (1987).

Muitos parâmetros podem determinar mudanças individuais neste padrão de normalidade da estrutura dinâmica do apoio durante o ciclo do andar, determinado em função da velocidade do movimento, ocorrendo alteração no traçado da curva e ainda no valor da força máxima vertical variando de 1,1 a 1,5 vezes o peso corporal. Outro parâmetro observado por Nigg *et al.* (1981), que pode alterar individualmente o padrão da curva típica é o tipo de calçado, além da velocidade do movimento.

Nicol & Hennig (1978) através de transdutores de força montados em um tapete de borracha iniciaram o desenvolvimento de sistemas de medição de pressão plantar. Cavanagh & Michiyoshi (1980) também utilizaram componentes transdutores e realizaram estudos importantes para o desenvolvimento de sistemas de medição da pressão plantar, e através dos resultados obtidos salientaram que durante o caminhar com sapatos, grandes picos de pressão não foram encontrados na região dos dedos, em contraste, com os resultados obtidos durante o caminhar descalço.

Pollard & Le Quesne (1983) desenvolveram um estudo com diabéticos que apresentavam ulcerações nas superfícies plantares dos pés. Após a cura total dessas lesões, mediram as forças que agiam nas respectivas

superfícies plantares desses pacientes caminhando descalços e com diferentes tipos de calçados. Demonstraram que os pontos de ulcerações coincidiam com os pontos de maior incidência da força vertical bem como da força horizontal máxima, válido tanto para o caminhar descalço como com diferentes tipos de calçados.

Assim, Sacco & Amadio (1995) propuseram uma metodologia para o estudo de respostas biomecânicas aplicadas na avaliação do andar de indivíduos portadores de diabetes, com objetivo de determinar a exata localização dos picos de pressão na superfície plantar, para posterior redução dos mesmos, em concordância com os estudos de Cavanagh (1976).

2.3.3 Locomoção de Crianças: Forças de Reação do Solo no Andar no Plano, Subir e Descer Escadas

A capacidade de locomoção independente desenvolve-se naturalmente em toda criança sadia, e apesar do ato de andar ser muitas vezes classificado como uma habilidade motora global à luz do critério da precisão de movimentos, os mecanismos empregados pelo sistema neuro-motor para o controle de muitos graus de liberdade durante a execução do andar são extremamente sofisticados e precisos.

Assim como os órgãos vitais, o movimento humano também reage, evolui ao longo do ciclo de vida de um indivíduo e os fenômenos relacionados ao desenvolvimento de seus componentes podem ser observado quando a análise se faz em torno do ato locomotor, segundo Amadio & Duarte (1996).

A regularidade típica do andar normal e seus detalhes básicos estabelecem-se ao longo da ontogênese e este processo é regulado pelas interações dinâmicas entre o sistema neuro-motor e as forças externas na medida em que aquele responde a um contexto funcional, bem como às mudanças nas propriedades biomecânicas inerentes ao organismo, segundo Thelen (1985).



Apesar deste alto grau de regularidade, a redundância característica do sistema motor humano cria a necessidade de um mecanismo flexível de controle que gera padrões de movimentos coordenados em tempo real diante de um ambiente imprevisível. Esta flexibilidade pode ser investigada através do estudo de diferentes formas de locomoção e da identificação de como o padrão do andar normal é alterado a fim de adaptar-se às demandas ambientais distintas.

Uma variação do andar normal, o andar sobre um plano inclinado foi estudado, por Morrison (1969) e por Brandell (1977), para fins de compreensão dos processos de regulação e controle do ato locomotor. Da mesma forma que em situação de plano inclinado, um ambiente de subir e descer escadas deve alterar parâmetros do andar normal e tal variação deve ser ainda maior em estruturas biodinamicamente menos diferenciadas, por exemplo, em crianças.

As investigações sistemáticas acerca do subir e descer escadas iniciaram-se com os registros fotográficos de Muybridge *apud* Costa & Amadio (1995). Estudos biomecânicos da tarefa de subir e descer escadas descreveram parâmetros cinemáticos, dinâmicos e eletromiográficos, principalmente, em aspectos de reabilitação como, por exemplo, a construção de próteses, segundo Joseph & Watson (1967), Townsend *et al.* (1978) e Andriacchi *et al.* (1980). Uma das mais completas análises biomecânicas da locomoção subindo e descendo escadas foi a desenvolvida por McFadyen & Winter (1988), que empregaram a eletromiografia associada à cinemática e à dinâmica, identificando diferenças nos padrões dos momentos articulares e de potência entre o subir e descer escadas em comparação com o andar no plano.

Alterações nos parâmetros temporais das passadas, tais como duração das fases de balanço e apoio, foram observadas por Livingston *et al.* (1991), num estudo que relacionou tais parâmetros à altura dos degraus e à estatura dos sujeitos.



O comportamento de subir e descer escadas em crianças entre 0,5 e 2 anos de idade foi investigado por Ulrich *et al.* *apud* Costa & Amadio (1995), na tentativa de identificar qual informação deveria ser usada pelas crianças pequenas para avaliar suas capacidades de subir degraus de alturas diferentes. Os autores notaram que não houve relação entre as variáveis antropométricas, por exemplo, comprimento de membros inferiores, e a seleção dos degraus a serem preferencialmente usados pelas crianças. Williams *et al.* (1994) estudaram o andar subindo e descendo escadas em crianças entre 37 e 46 meses de idade. Observaram que variáveis antropométricas não eram críticas para a mudança do padrão da subida e que altura máxima do calcanhar acima do degrau antes do toque com o chão era a variável mais confiável para indicar tal mudança, uma vez que havia uma redução desta variável com a idade e padrões mais maduros de movimento.

Costa & Amadio (1995) realizaram um estudo comparativo de três formas de locomoção em crianças - forças de reação do solo no andar no plano, subir e descer escadas, empregando duas plataformas de força baseadas em extensômetros, que forneceram as três componentes da força de reação do solo, adaptadas numa passarela de 5 m, para o andar no plano, e adaptadas no segundo e no terceiro degraus da escada composta por blocos especialmente construídos para o estudo do subir e descer escada.

2.3.4 Avaliação da Força de Reação do Solo no Movimento de Step

Nos últimos anos, uma variação da locomoção subindo e descendo escadas popularizou-se como uma atividade física de baixo impacto: o *step*, que caracterizado pelo contato constante de um dos pés com o solo. Nesta modalidade são empregadas plataformas (degraus) de altura variável em função do condicionamento físico, da estatura do sujeito e de sua experiência com a tarefa.

Interessados no estudo dos níveis de impacto relacionados a essa atividade física conhecida como de baixo impacto, Michaud *et al.* (1993) compararam as componentes verticais e laterais da força de reação do solo produzidas durante movimentos comumente empregados em rotinas de dança aeróbica. Avaliaram atividades de alto e baixo impacto executadas em alta intensidade a partir de uma rápida cadência musical. Os autores encontraram que valores médios para a força vertical ativa máxima em atividades classificadas como de alto impacto são comparáveis àquelas geradas durante corridas de longa distância, cerca de 2,65 vezes o peso corporal (PC) e que este fator associado ao grande número de repetições da dança aeróbica pode levar a lesões crônicas nas extremidades inferiores. Com relação às componentes laterais, estas não foram significativamente diferentes para as modalidades de alto e baixo impacto. Assim, concluem os autores que não há vantagens na escolha de atividades de baixo impacto para minimizar lesões. Richard & Veatch (1990) também observaram menores solicitações mecânicas sobre o sistema músculo-esquelética na modalidade de baixo impacto da dança aeróbica. Para tanto, compararam parâmetros da força de reação do solo em atividades de alto e baixo impacto, avaliando, entre outros, parâmetros como o crescimento da força vertical passiva e o impulso passivo.

Apesar de reconhecidas as altas forças de impacto associadas à execução de diferentes atividades esportivas, como na dança aeróbica, segundo Michaud *et al.* (1993), no movimento de rebote do basquetebol segundo Valiant & Cavanagh (1985) e nas aterrissagens da ginástica olímpica segundo Ozguven & Berme (1988), pouco tem sido investigado acerca dos níveis de sobrecarga que resultam da prática do *step*.

Uma das variáveis a serem observadas refere-se à altura dos degraus em que as rotinas do *step* são executadas. Nesse sentido, Livingsgton *et al.* (1991) descreveram variáveis cinemáticas da tarefa do subir e descer escadas, analisando diferentes dimensões para os degraus e a influência destes fatores nos padrões de movimento resultantes. Observaram que a escada considerada



mais suave para o movimento de subir e descer, com uma inclinação de $16,8^\circ$, um degrau de 12,7 cm de altura e 41,9 cm de largura, muito semelhante às empregadas na técnica do *step*, resultou em tempos de apoio maiores (em termos de percentuais da duração total do ciclo da passada) e menores flexões das articulações do joelho e quadril. Consideraram, também, que as dimensões das escadas associadas à estatura dos sujeitos eram fatores importantes na determinação do movimento angular de joelho e quadril. Assim, quanto maiores os sujeitos, menores os ângulos máximos de flexão do joelho e do quadril necessários para o movimento de subir, assim como maiores os tempos de apoio. Conseqüentemente, à medida que se aumenta a altura dos degraus, aumentam-se os ângulos máximos de flexão do joelho e quadril e reduz-se o tempo de apoio, considerando-se indivíduos de medidas semelhantes para os comprimentos de membros inferiores. Quando se consideram estes fatores, nota-se que os movimentos executados em rotinas de *step* devem ser analisados a partir de, pelo menos, três fatores para avaliação de sobrecarga: estatura do sujeito, altura do degrau e cadência de execução.

As forças passivas podem alcançar o pico em intervalos de tempo inferiores ao tempo de reação do sistema neuro-muscular e, neste caso, são transmitidas sobre a forma de impacto aos tecidos moles e ossos, resultando em lesões, segundo Nigg (1985) e não mais em efeito benéfico de treinamento. Dessa forma, a velocidade de execução do movimento também passa a ser importante fator determinante nesta relação de níveis de sobrecarga para o caso do *step*, assim como sua dependência à altura dos degraus.

Duarte *et al.* (1995) estudaram a força de reação do solo no movimento de *step*, e encontraram um padrão de resposta dinâmica da força de reação do solo caracterizado por dois picos e valores máximos próximos ao peso corporal, o que revelou níveis de sobrecarga semelhantes às descritos para o andar normal, dentro das condições de altura do degrau e ritmo de execução investigados.



2.3.5 Força de Reação do Solo no Movimento Básico de *Step*

As formas de locomoção realizadas em atividades físicas são bastante variadas, tais como o andar, o correr, o saltar e dentre outras, o *step*. Para que o aparelho locomotor realize tais formas de locomoção é preciso que ele desenvolva padrões de movimento diferentes. Estes padrões podem ser analisados através das forças externas de reação do solo, das quais podemos obter indicadores dos níveis de sobrecarga a que o aparelho locomotor é submetido.

O movimento básico de *step* é composto por quatro fases: partindo da posição inicial, parado, de frente para a plataforma de *step*, o indivíduo sobe a perna direita sobre a plataforma, sobe a perna esquerda sobre a plataforma e, de costas, desce a perna direita e desce a perna esquerda retornando à posição inicial.

Dyson & Farrington (1995) num primeiro estudo propuseram o exame da força de reação do solo para quatro movimentos comuns às aulas de *step* e a estimar como estes são afetados pela fadiga durante uma hora de aula. Num segundo estudo foi avaliada a força de reação do solo em cinco movimentos de *step*. Neste, foi encontrado que a média do pico da força vertical de reação aumentou com o aumento da altura do *step*, indicando que se deve ter cuidado em recomendar o uso do aumento da altura do *step* para elevar a intensidade do exercício.

Wieczorek *et al.* (1997) estudaram a força de reação do solo no movimento básico de *step*, e encontraram valores próximos aos valores obtidos por Dyson & Farrington (1995).



2.3.6 Estudo da Adaptabilidade de Parâmetros Temporais

O andar pode ser considerado como um dos atos motores mais automatizados. A sua regularidade permite que se estabeleçam critérios objetivos para a distinção entre padrões normais e patológicos, bem como para a discriminação daquelas mudanças qualitativas causadas pelo desenvolvimento do indivíduo. A estrutura típica do andar normal e seus detalhes básicos adaptam-se para responderem apropriadamente às variações no contexto ambiental, segundo Costa & Amadio (1995), sem, entretanto, que variações de ritmo e amplitude entre os seus componentes afetem sua estabilidade. Através do estudo de diferentes tarefas locomotoras pode-se identificar de que maneira o padrão normal é alterado a fim de corresponder às demandas ambientais.

O subir e descer escadas, por outro lado, demonstram ser muito diferentes do andar no plano, já que resultam em maiores amplitudes articulares, principalmente para o joelho, diferenças nas atividades físicas dos músculos dos membros inferiores e nas forças e momentos articulares, conforme Andriacchi *et al.* (1980). O problema da locomoção é, então, solucionado de maneiras diferentes no subir e descer escadas quando comparados com o andar no plano, apesar da origem comum de ambos no sistema nervoso.

Parâmetros temporais básicos têm sido identificados para o andar em função de mudanças que ocorrem a partir de diferentes velocidades de deslocamento, diferentes dimensões corporais ou diferenças na tarefa de movimento, conforme Grieve & Gear (1966), Murray (1967) e Rose-Jacobs (1983). Já os estudos dos padrões de subir e descer escadas têm empregado dados biomecânicos para aprimorar a arquitetura e a resistência de próteses em função das demandas funcionais para este tipo de tarefa, segundo Andriacchi *et al.* (1980, 1982), e, também, investigar o papel da articulação do joelho

durante o subir e descer escadas, conforme Joseph & Watson (1967), McFadyen & Winter (1988), Shinno (1971) e Townsend *et al.* (1978).

Costa *et al.* (1997) estudaram a adaptabilidade de parâmetros temporais durante o andar no plano, subindo e descendo escadas.

2.3.7 Análise da Força de Reação do Solo e da Atividade Muscular em Crianças

Locomoção é toda ação que move o corpo de um animal através do espaço aéreo, aquático ou terrestre. Ela é atingida através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular, articular) e das forças externas (inercial, gravitacional, friccional). Um dos parâmetros mais importantes para a análise de movimentos coordenados refere-se às sinergias musculares, segundo a concepção de Bernstein, segundo Amadio & Duarte (1996). Estas ligações sinergistas são estratégias que simplificam o sistema de controle por reduzirem o número de parâmetros a serem controlados, levando, desta forma, à redução dos graus de liberdade do sistema. Sinergias musculares podem ser identificadas através da ativação e co-ativação de músculos e seus relativos padrões espaço-temporais e têm importante função na otimização de padrões de movimento. Através do estudo de diferentes tarefas de locomoção pode-se identificar de que maneira o padrão normal é alterado a fim de corresponder às demandas ambientais. Uma situação de subir e descer escadas pode representar uma condição que gere adaptações no padrão do andar, conforme Costa & Amadio (1995).

Os estudos da locomoção no subir e descer escadas têm focado principalmente aspectos ergonômicos e da reabilitação, fornecendo informações sobre a arquitetura ótima para ambientes de trabalho, bem como para a construção de próteses, conforme Andriacchi *et al.* (1980) e Fitch *et al.* (1974).



Costa *et al.* (1997) estudaram as respostas eletromiográficas e dinamométricas do subir e descer escadas em crianças, a fim de identificar padrões típicos das relações entre estas variáveis em termos de suas semelhanças e diferenças em relação ao andar no plano, buscando a identificação de parâmetros indicadores das características de adaptabilidade do padrão às distintas condições ambientais.

3.3. Resultados

Os dados foram analisados por meio de técnicas estatísticas descritivas e inferenciais. Os resultados foram apresentados em tabelas e gráficos, com o objetivo de facilitar a interpretação dos dados e a identificação das tendências e padrões observados.

Os resultados indicam que as respostas eletromiográficas e dinamométricas variam significativamente entre as condições de subida e descida das escadas. A análise dos dados revelou que a intensidade da atividade muscular e a força aplicada são maiores durante a subida do que durante a descida. Além disso, foram observadas diferenças significativas entre os grupos de crianças estudadas, com algumas apresentando maior adaptabilidade e eficiência no movimento.

Os dados também indicam que a adaptação ao movimento varia entre os grupos de crianças. Algumas crianças apresentaram maior eficiência e menor fadiga muscular durante a subida, enquanto outras apresentaram maior dificuldade e maior fadiga. Esses resultados sugerem que a adaptação ao movimento pode ser influenciada por fatores individuais, como a idade, o desenvolvimento físico e a experiência.

Os dados também indicam que a adaptação ao movimento varia entre os grupos de crianças. Algumas crianças apresentaram maior eficiência e menor fadiga muscular durante a subida, enquanto outras apresentaram maior dificuldade e maior fadiga. Esses resultados sugerem que a adaptação ao movimento pode ser influenciada por fatores individuais, como a idade, o desenvolvimento físico e a experiência.

CAPÍTULO 3

SISTEMA DE MEDIÇÃO

3.1 Introdução

Este capítulo descreve o sistema de medição composto de uma plataforma de medição de força e de um sistema de captura de imagem, as montagens da plataforma de força para os diversos ensaios em piso fixo e nas esteiras ergométricas, e a disposição do sistema de captura de imagem.

Uma plataforma de força foi projetada e construída, com o objetivo de avaliar o comportamento dinâmico do corpo humano através do estudo da componente vertical da força de reação do solo, durante a marcha humana. No projeto, um requisito considerado foi a adaptação da plataforma no solo e nas esteiras ergométricas comerciais. A adaptação da plataforma de força no solo constituiu uma plataforma horizontal de medição de força, que foi denominada de piso fixo. A plataforma de força adaptada na esteira ergométrica constituiu um sistema compacto e versátil de medição, que reduziu a necessidade de uma plataforma horizontal extensa com várias placas de medição de força.

O projeto da plataforma de força foi desenvolvido para a realização de ensaios no piso fixo e nas esteiras ergométricas, mecânica e elétrica. O objetivo do planejamento desses três tipos de ensaios foi a verificação da validade do ensaio na esteira ergométrica, em comparação com os resultados dos ensaios no piso fixo, que correspondem, aproximadamente, aos dados da marcha real.

Um sistema de captura de imagem foi concebido e avaliado para ser associado ao sistema de medição de força de reação do solo, durante a marcha.

A concepção do sistema de captura de imagem objetivou gravar o movimento de um ponto do corpo do indivíduo, na altura do centro de massa estimado do corpo, que descreve um movimento equivalente ao movimento do centro de massa do corpo do voluntário, durante a marcha.

3.2 Plataforma de Força

Uma plataforma de força foi projetada e construída para ser adaptada no solo e em esteiras ergométricas comerciais, elétrica e mecânica, para determinação da componente vertical da força de contato durante a marcha humana, considerando os parâmetros sensibilidade e resistência mecânica, para ensaios com pessoas de massas no intervalo de 20 kg a 120 kg. Para uma análise completa da marcha humana são necessárias as três componentes da força e as três componentes do torque. Mas a componente vertical da força de reação do solo permite identificar o padrão da marcha, determinar os picos de força vertical e o tempo de contato dos pés com o solo, que foram os parâmetros considerados no desenvolvimento do trabalho proposto.

No projeto considerou-se a plataforma de força composta por duas placas retangulares metálicas de aço ABNT 1020, independentes e fixadas numa estrutura metálica. A composição da plataforma em duas placas objetivou a aquisição independente dos dados da força de contato de cada pé do voluntário com a plataforma de força. As dimensões das placas foram projetadas em função da adaptação da plataforma nas esteiras ergométricas e no solo. Cada placa metálica, de largura 150 mm, de comprimento 870 mm, e espessura 9,5 mm, foi cortada nos quatro cantos. Cada corte retirou uma área retangular de 25 mm x 30 mm, para permitir a soldagem de elementos de ligação da placa na estrutura metálica de sustentação, composta externamente de cantoneiras de 1" x 1¹/₄" e internamente de barras de ferro de seção transversal 9,5 mm x 25,4 mm.



Cada placa foi sustentada por quatro vigas metálicas soldadas nos cantos. A viga de sustentação, de aço ABNT 1020, foi projetada com seção transversal retangular, 9,5 mm x 15 mm, e com comprimento 30 mm. Em cada viga de sustentação foram instalados extensômetros nas faces superior e inferior de 9,5 mm, com o objetivo de medir a força exercida sobre a placa. As dimensões das vigas de sustentação foram projetadas em função da sensibilidade dos extensômetros e da resistência mecânica para os ensaios planejados. As vigas de sustentação das placas foram soldadas numa estrutura metálica. A estrutura metálica foi sustentada por quatro pés metálicos, soldados na estrutura de sustentação, que são fixados ao solo por meio de parafusos e buchas.

Na Figura 3.1 é apresentado o desenho esquemático da plataforma de força.

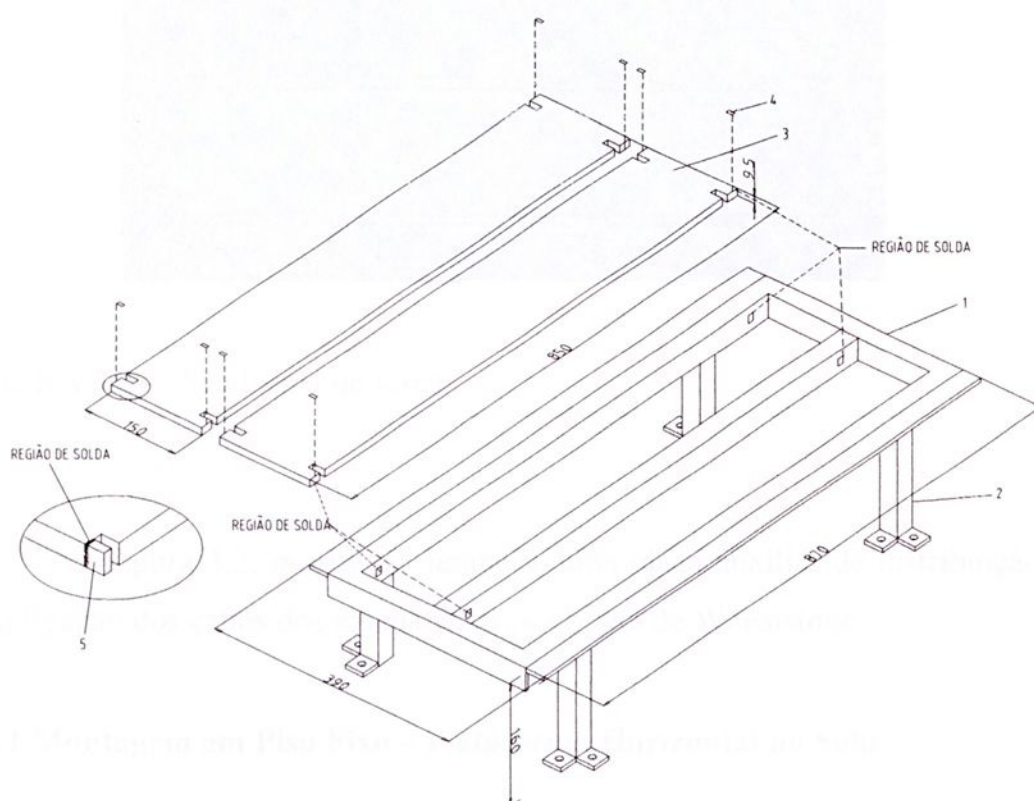


FIGURA 3.1 – Desenho esquemático da plataforma de força, 1- estrutura de sustentação, 2- pé, 3- placa e 4- extensômetro

Para este trabalho, foi instrumentada apenas a placa do lado direito e medidas as componentes verticais da força de reação da superfície de apoio do pé direito, devido às limitações técnicas dos instrumentos disponíveis de aquisição de dados, onde o número de canais de entrada de sinais foi limitado em um canal.

Na Figura 3.2 são mostrados a plataforma de força e os cabos de ligação dos extensômetros.

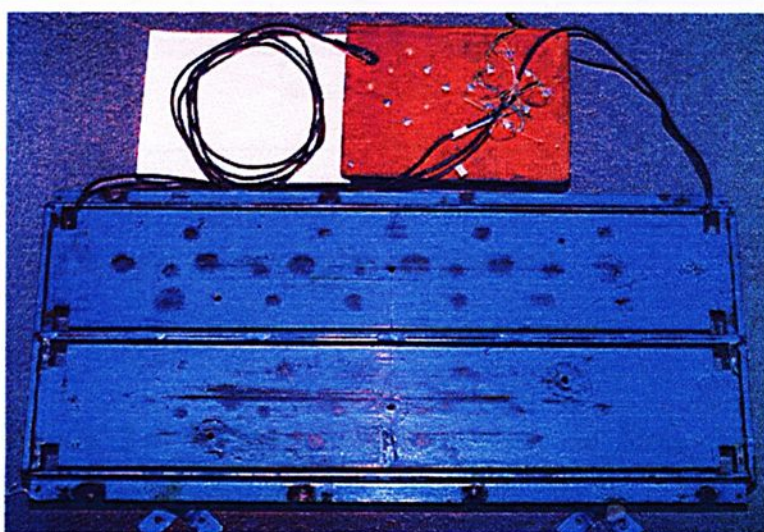


FIGURA 3.2 – Plataforma de força

Na Figura 3.2, mostra-se, também, uma placa auxiliar de distribuição, para ligação dos cabos dos extensômetros à ponte de Wheatstone.

3.2.1 Montagem em Piso Fixo – Plataforma Horizontal no Solo

Para os ensaios de piso fixo, a plataforma de força foi fixada no solo. Foram construídas duas plataformas de madeira, de forma a adaptar a altura da estrutura da placa com a altura do piso, com o objetivo de minimizar os

esforços que não fossem relativos à marcha normal. Desta forma a plataforma de força foi adaptada entre duas plataformas de madeira de mesma altura da plataforma de força, de largura 0,90 m, que formou uma plataforma horizontal, de comprimento total de 5,25 m, conforme é indicado na Figura 3.3.

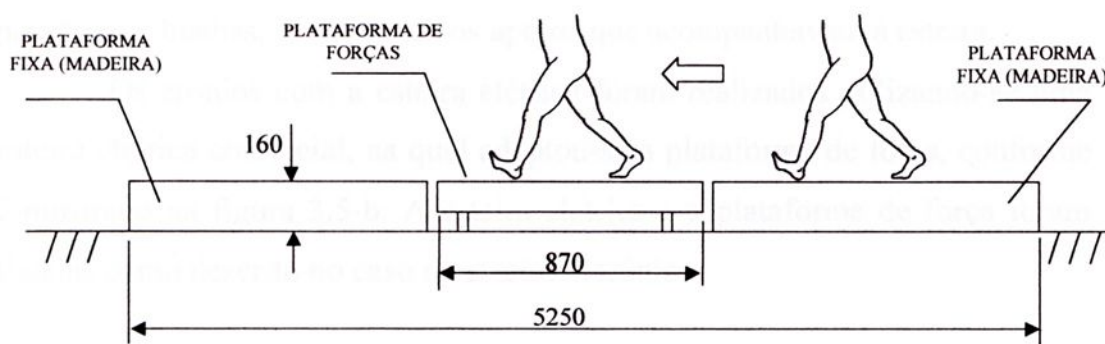


FIGURA 3.3 – Esquema da montagem em piso fixo

Na Figura 3.4 é mostrada a plataforma de força fixada no solo, constituindo a plataforma horizontal de medição de força, denominada piso fixo.

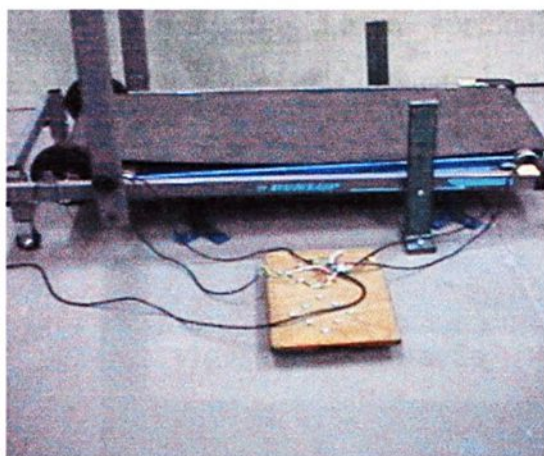


FIGURA 3.4 – Plataforma de força fixa no solo – piso fixo

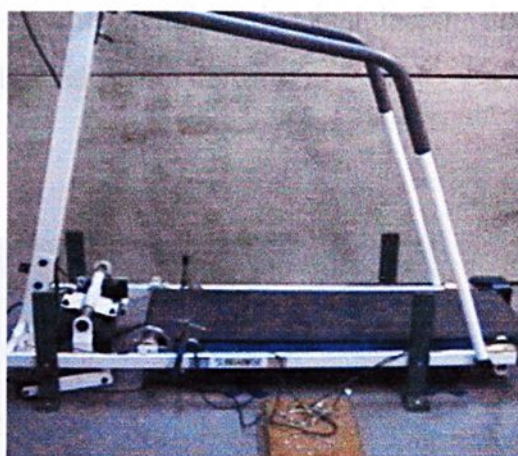
3.2.2 Adaptação nas Esteiras Ergométricas

A plataforma de força foi adaptada à esteira mecânica comercial de modo que tanto a plataforma quanto a esteira ficaram fixas no solo, independentemente, como mostrado na Figura 3.5-a. A esteira ergométrica foi fixada com parafusos em suportes metálicos, que foram presos ao solo com parafusos e buchas, inutilizando os apoios que acompanhavam a esteira.

Os ensaios com a esteira elétrica foram realizados utilizando-se uma esteira elétrica comercial, na qual adaptou-se a plataforma de força, conforme é mostrado na figura 3.5-b. A esteira elétrica e a plataforma de força foram fixadas como descrito no caso da esteira mecânica.



(a)



(b)

FIGURA 3.5 – Adaptação da plataforma de força nas esteiras ergométricas:
(a) mecânica e (b) elétrica

3.2.3 Sistema de Aquisição de Dados de Força

A obtenção do sinal elétrico correspondente à variação de força foi feita através de oito extensômetros de $120\ \Omega$ instalados nas vigas de sustentação da placa.

Os extensômetros fixados na parte superior da placa receberam as forças de compressão durante a aplicação das forças de contato com a placa. Na parte inferior, são fixados os extensômetros que receberam as forças de tração, durante a aplicação das forças de contato, formando desta maneira uma ligação em ponte completa, na placa de distribuição dos cabos dos extensômetros. Os extensômetros foram protegidos da ação da correia da esteira, durante os ensaios, por meio de tubos plásticos bipartidos fixados na plataforma por meio de parafusos.

Na Figura 3.6 é apresentado um detalhe da instalação dos extensômetros nas vigas de sustentação da plataforma de força.

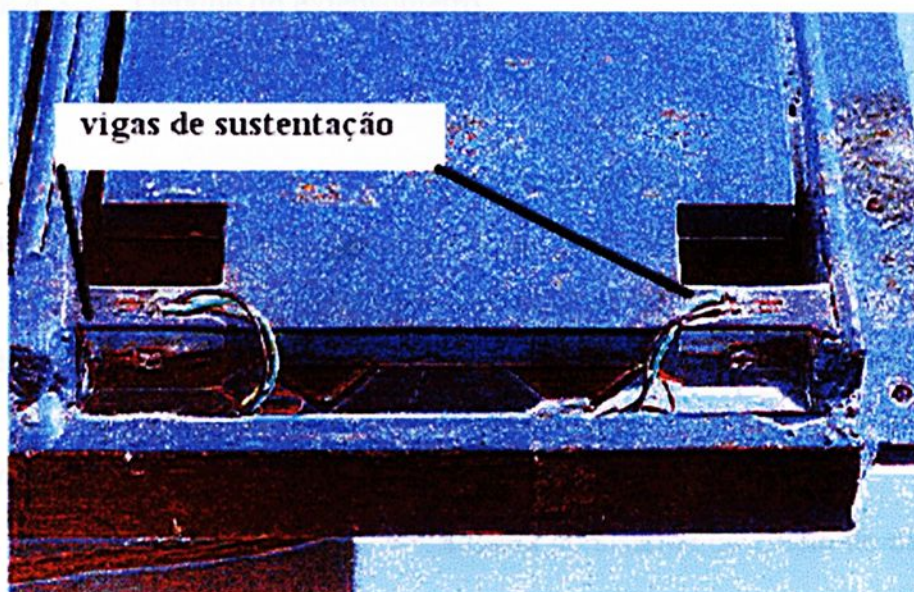


FIGURA 3.6 – Detalhe da instalação dos extensômetros

Na Figura 3.7 é apresentado um detalhe do extensômetro instalado na parte superior de uma viga de sustentação da placa.



FIGURA 3.7 – Detalhe do extensômetro

Os sinais de tensão elétrica provenientes das deformações dos extensômetros foram coletados através de uma ponte para extensometria. Antes do registro, o sinal obtido foi filtrado com um filtro passa baixa, com frequência de corte de 10 Hz, para eliminar as interferências externas, tais como as provenientes do motor elétrico. Foi empregado o software AQDADOS, na coleta de dados.

Na Figura 3.8, mostra-se o esquema do sistema de coleta de dados de força.

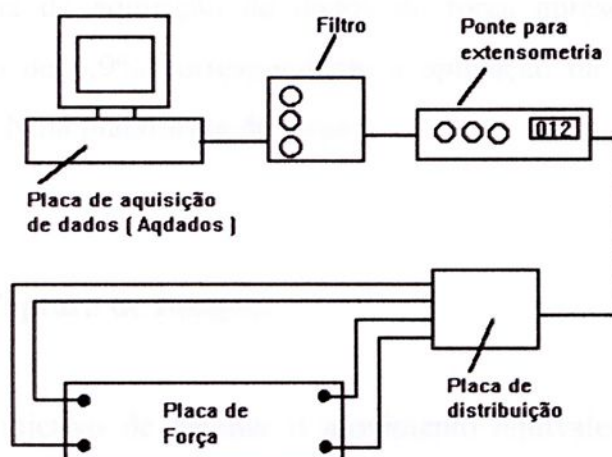


FIGURA 3.8 – Esquema do sistema de aquisição de dados de força

Na Figura 3.9 são apresentados os equipamentos do sistema de aquisição de dados.



FIGURA 3.9 – Foto dos equipamentos do sistema de aquisição de dados

O sistema de aquisição de dados de força apresentou um desvio máximo absoluto de 6,9% correspondente a aplicação da força vertical de intensidade 1000 N na plataforma de força.

3.3 Sistema de Captura de Imagem

Com o objetivo de estudar o movimento equivalente do centro de massa estimado do corpo, e permitir que suas posições fossem determinadas e analisadas, foi concebido, avaliado e montado um sistema de aquisição de imagens conforme é mostrado na Figura 3.10.

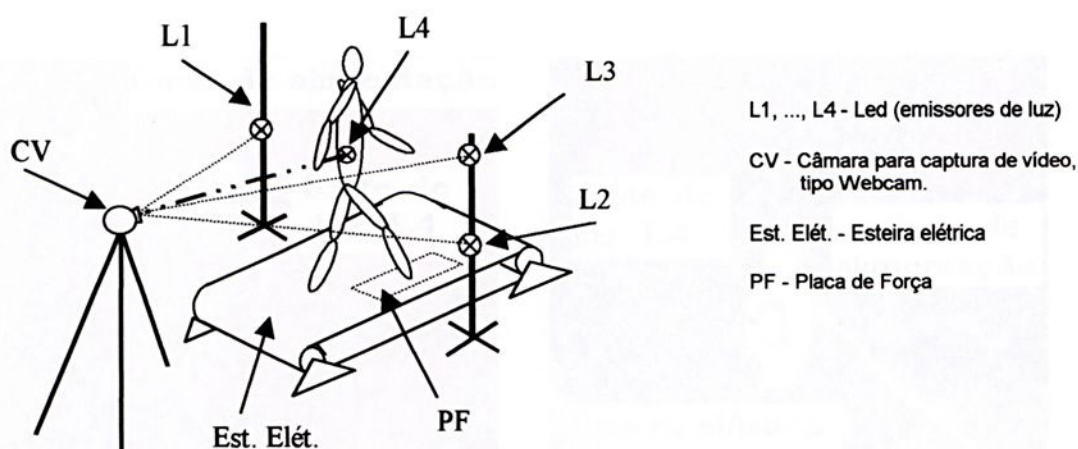


FIGURA 3.10 – Esquema do sistema de captura de imagem

Este sistema de captura de imagem foi utilizado para a aquisição de dados cinemáticos no caso do emprego da esteira elétrica, onde a variação do deslocamento do centro de massa do voluntário é pequena comparada com a do piso fixo, devido ao espaço limitado da marcha.

Em um ambiente de luminosidade controlada, sem luz natural, um voluntário movimentou-se sobre uma esteira elétrica a uma velocidade controlada, com um *LED* (L4) fixado às suas costas, na altura do centro de massa de seu corpo, que situa-se a cerca de 5 centímetros à frente da segunda vértebra sacra, segundo Hoppenfeld (1980).

A fonte de luz foi fixada no corpo do voluntário por meio de uma cinta elástica presa ao seu corpo, onde o suporte da fonte de luz foi colocado. Como fonte de alimentação foram utilizadas duas pilhas pequenas de 1,5 V, montadas em um suporte, colocado no bolso dianteiro da calça do voluntário, para que sua posição não prejudicasse o movimento do voluntário.

Na Figura 3.11 são apresentadas a fonte de luz L4 e a sua adaptação ao corpo do voluntário.

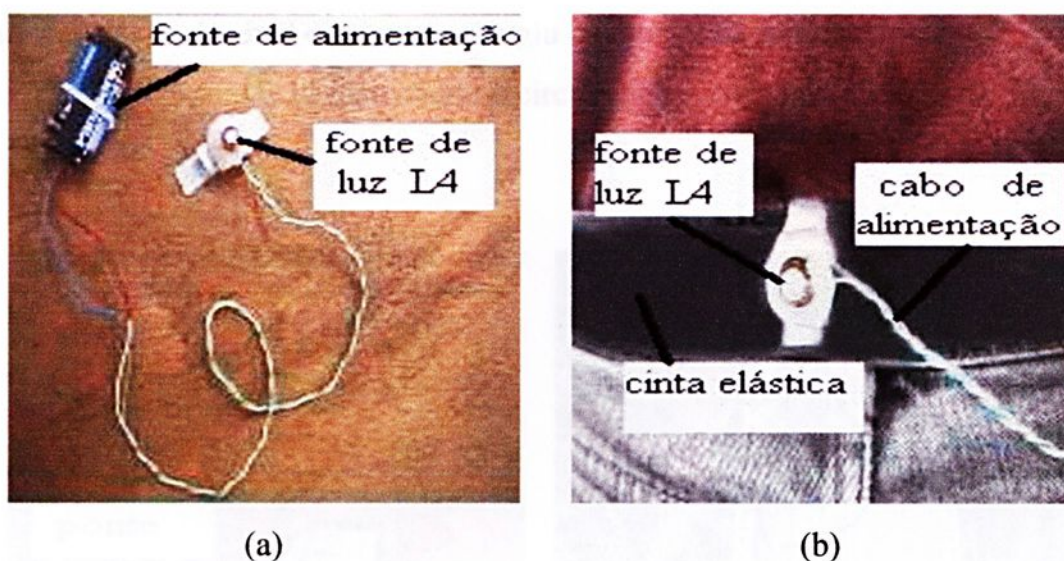


FIGURA 3.11 – Fonte de luz: (a) *LED* e (b) adaptação no corpo

Enquanto o voluntário se movimentou, uma câmera de vídeo, do tipo *webcam*, capturou imagens do ponto luminoso L4. Neste trabalho, o movimento do ponto luminoso L4 foi considerado equivalente ao movimento

do centro de massa estimado do corpo do voluntário, devido ao uso da cinta elástica que acompanhou o movimento da região do corpo do voluntário, onde se encontrava instalada a fonte L4, desprezando-se a coordenada referente à profundidade do centro de massa no corpo do voluntário.

As posições de L4, no início e no fim do contato do pé direito com a placa, foram definidas pelo ponto luminoso L1, que se acendeu quando o voluntário tocou a placa de força no início do contato, e se apagou no instante em que o pé foi retirado da placa, devido o emprego de um circuito sincronizador, de acionamento da fonte de luz L1. Esse circuito utilizou os sinais da ponte de extensometria para alimentar a fonte de luz L1, com um sinal de corte ajustado em 0,05 mV, acima do valor residual da tensão elétrica do sistema de aquisição de dados de força. De modo que, no início do contato, quando o sinal coletado de tensão elétrica atingiu o valor ajustado no circuito sincronizador, a fonte de referência se acendeu. A fonte L1 se apagou, quando a intensidade do sinal diminuiu e atingiu o valor de corte ajustado.

Na Figura 3.12 é mostrado o circuito sincronizador.

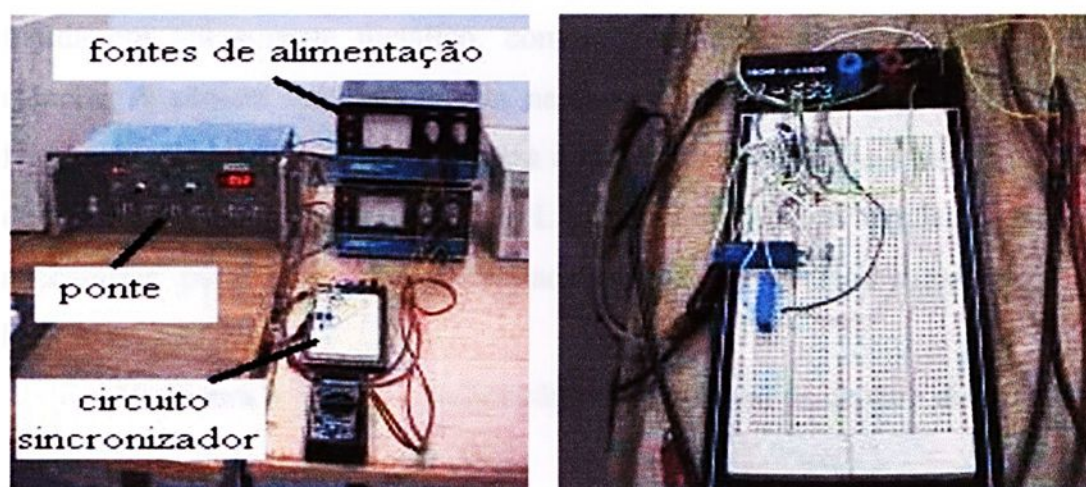


FIGURA 3.12 – Fotos do circuito sincronizador

Um esquema do circuito sincronizador encontra-se no Apêndice.

Durante um determinado intervalo de tempo de 10 s, que equivale aproximadamente a 10 passos para uma velocidade de 1,0 m/s, imagens foram capturadas e registradas. As imagens coletadas foram processadas por um software, especialmente desenvolvido, que, além de permitir uma análise qualitativa do movimento, determinou as posições dos pontos luminosos L1, L2, L3 e L4, registrando-as para análises posteriores.

As posições do ponto luminoso L4 foram avaliadas em termos de coordenadas cartesianas, determinadas a partir de dados da calibração do sistema para os ensaios planejados. As posições utilizadas foram de 0,685 m entre os pontos luminosos fixos L1 e L2, e 0,578 m entre os pontos luminosos fixos L2 e L3. Estas distâncias medidas são utilizadas para determinar as posições do ponto L4, durante a análise das imagens registradas.

O sistema de captura de imagem apresentou uma precisão de 2 mm na direção horizontal e 3 mm na direção vertical, que foi considerada suficiente diante do custo do equipamento envolvido, para atender a proposta de um sistema economicamente viável.

A câmera *webcam* empregada no sistema de captura de imagem foi fixada em um suporte metálico, com regulagem da altura de fixação da câmera. A câmera foi posicionada na mesma altura da fonte luminosa L4 fixada no voluntário e a uma distância do plano definido pelas fontes L1 a L3, de modo a focar os pontos luminosos L1, L2, L3 e L4. Essas regulagens foram necessárias porque a câmera utilizada apresentou características técnicas limitadas.

Na Figura 3.13 é mostrada a câmera do sistema de captura de imagem.



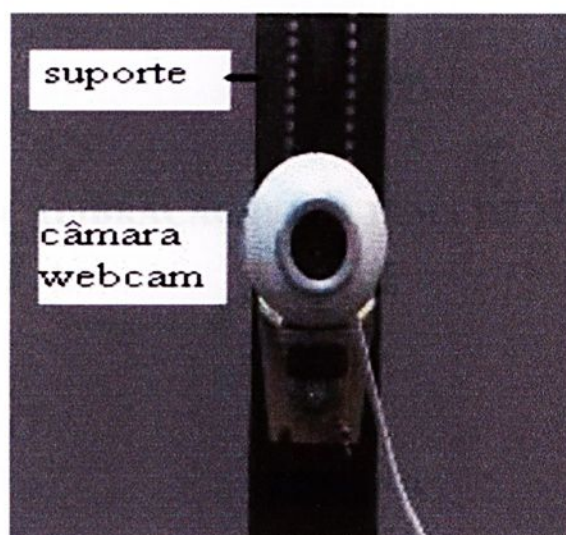


FIGURA 3.13 – Foto frontal da câmera do sistema de captura de imagem

A câmera *webcam* utilizada, de frequência de captura de 30 Hz, mostrou-se suficiente para captar o movimento equivalente do centro de massa estimado do corpo do voluntário, para uma velocidade controlada da esteira de 1,0 m/s, porque registrou em torno de 25 quadros durante o intervalo de tempo do contato do pé com a plataforma de força, que possibilitou determinar a trajetória descrita pelo ponto luminoso L4.

O custo do sistema completo de medição desenvolvido foi avaliado na faixa de 5 a 10% do custo de um sistema comercial, quando considerados os modelos comerciais de preços mais baixos.

CAPÍTULO 4

CALIBRAÇÃO DO SISTEMA DE MEDIÇÃO

4.1 Introdução

Após o projeto, a construção e a montagem da plataforma de força, e a concepção, a definição e a montagem do sistema de captura de imagem, calibraram-se os sistemas.

Neste capítulo são apresentadas as etapas de calibração do sistema de medição de força de reação do solo e do sistema de captura de imagem.

4.2 Calibração do Sistema de Medição de Força

Para a realização da calibração estática do sistema de medição da força de reação do solo, fixou-se a plataforma de força no solo, horizontalmente.

Uma barra metálica, de seção circular de diâmetro de 20 mm, foi fixada na plataforma, verticalmente, em um ponto da placa, para aplicação do carregamento na direção vertical. Um suporte metálico foi adaptado à barra, na base da mesma, para sustentação dos discos metálicos de massas conhecidas, para aplicação de carga na plataforma de força. Três posições de calibração foram planejadas, com o objetivo de analisar o comportamento da resposta da plataforma quanto à posição de aplicação da carga em sua extensão.



É apresentado na Figura 4.1 o esquema das posições empregadas, P1, P2 e P3, na calibração estática da plataforma de força, onde as dimensões da placa retangular foram indicadas literalmente ($a \times b$), sendo que as dimensões reais são 150 mm x 870 mm.

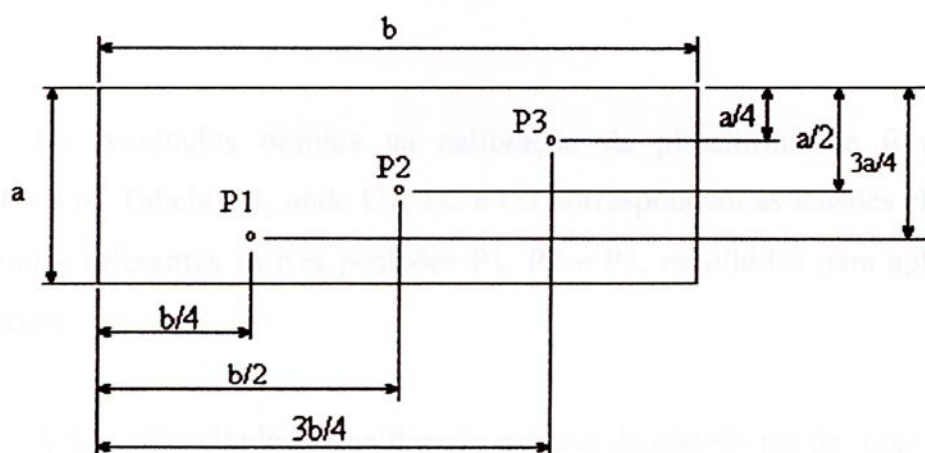


FIGURA 4.1 – Esquema das posições empregadas na calibração da plataforma de força

O carregamento foi realizado, aleatoriamente, usando pesos de aparelhos de musculação, de massas aferidas na faixa de 1,70 kg a 102,01 kg, para cada posição planejada para a calibração da plataforma. As respostas foram observadas no carregamento da plataforma e na retirada da carga.

O esquema de carregamento da plataforma, na calibração, é mostrado na Figura 4.2.

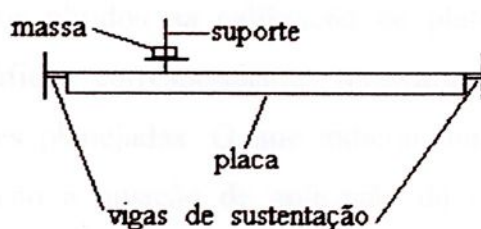


FIGURA 4.2 – Esquema da aplicação de carga na calibração da plataforma de força

Os resultados obtidos na calibração da plataforma de força são mostrados na Tabela 4.1, onde U1, U2 e U3 correspondem às tensões elétricas registradas referentes às três posições P1, P2 e P3, escolhidas para aplicação das cargas.

TABELA 4.1 – Resultados da calibração estática da plataforma de força

m (kg)	U1 (mV)	U2 (mV)	U3 (mV)
0,00	0,00	0,00	0,00
1,70	0,90	0,80	0,30
11,85	4,30	4,10	3,30
21,70	7,40	7,10	6,10
32,00	10,90	10,30	9,10
42,18	14,30	13,50	12,10
52,63	17,80	16,80	15,30
63,01	21,30	20,10	18,50
72,13	24,20	23,10	21,10
81,18	27,20	26,10	24,00
91,63	30,70	29,30	27,10
102,01	34,10	32,80	30,10

Os resultados obtidos na calibração da plataforma de força foram analisados e os gráficos correspondentes mostraram respostas semelhantes para as três posições planejadas. O que indicou uma resposta uniforme da plataforma em relação à posição de aplicação da carga em sua extensão, apresentando uma resposta de desvio máximo absoluto de 6,9% correspondente à carga aplicada máxima de 1000 N, na posição P3 da placa.

Foram obtidas, também, relações lineares entre as tensões elétricas registradas e as forças aplicadas, nesse processo.

Os resultados gráficos da calibração da plataforma de força são mostrados na Figura 4.3.

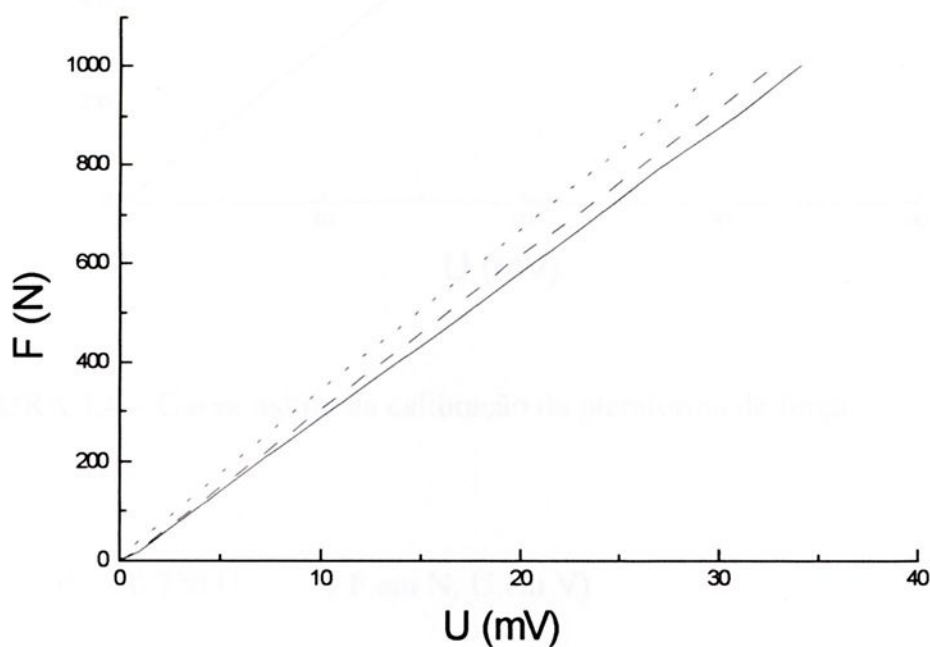


FIGURA 4.3 – Gráfico da calibração da plataforma de força, U_1 , ----- U_2 e _____ U_3

A partir dos resultados, uma curva média foi determinada e um ajuste foi realizado, obtendo-se a equação (1) que fornece a intensidade da componente vertical da força de reação do solo, F , em função da tensão elétrica registrada pelo sistema de aquisição de dados. É apresentada na Figura 4.4 a curva média de calibração da plataforma de força.

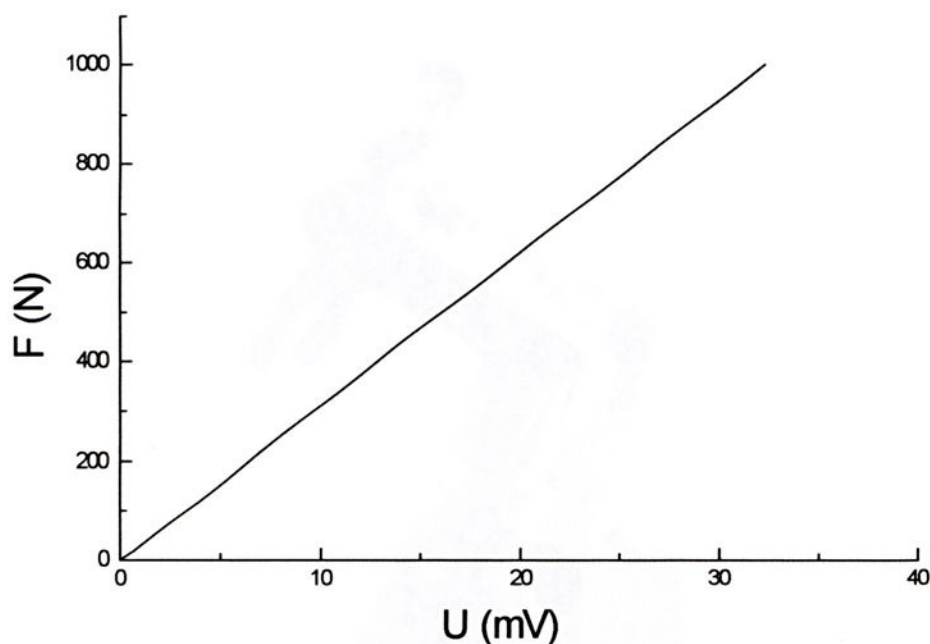


FIGURA 4.4 – Curva média da calibração da plataforma de força

$$F = 30\,770\,U \quad (F \text{ em N, } U \text{ em V}) \quad (1)$$

4.3 Calibração do Sistema de Captura de Imagem

O sistema de captura de imagem foi calibrado usando um robô, *Scorbot – ER III model Robot da Eshed Robotec*, posicionado sobre uma

mesa, com uma fonte de luz presa em sua garra. A concepção do emprego do robô na calibração do sistema de captura de imagem resultou da necessidade da realização de um movimento bem definido, de um ponto a outro, repetitivo e preciso. A posição da fonte de luz, na calibração, foi avaliada em termos da variação máxima da posição da fonte de luz, nas condições dos ensaios.

O robô *Scorbot* empregado na calibração do sistema de captura de imagem, é apresentado na Figura 4.5.

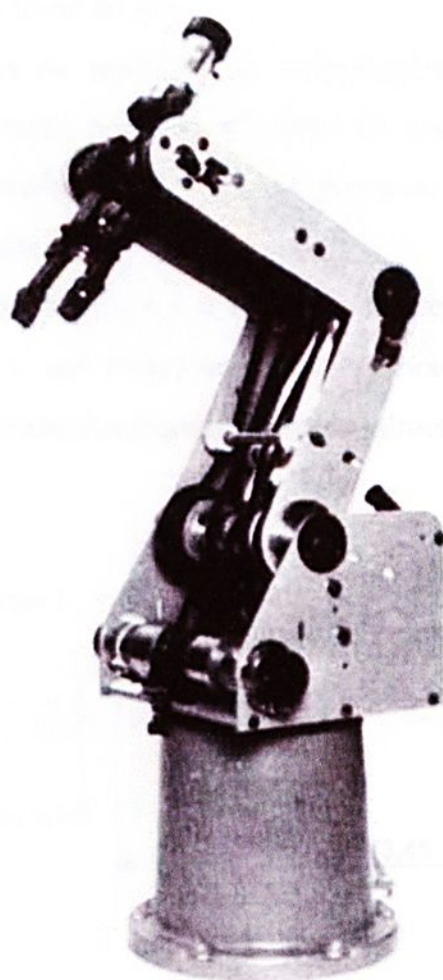


FIGURA 4.5 – Robô *Scorbot*

A câmara *webcam* foi ajustada e fixada na posição a ser utilizada nos ensaios.

As posições iniciais e finais da fonte de luz para movimentos independentes nas direções *x*, *y* e *z*, foram estudadas e definidas cuidadosamente.

Cada deslocamento entre duas posições extremas, nas três direções *x*, *y* e *z*, foi estudado e medido repetidamente, com o auxílio de dois relógios comparadores, da marca CSE, de precisão 0,01 mm, para determinação do deslocamento real da fonte de luz.

Os resultados do processo de calibração do sistema de captura de imagem são apresentados a seguir. O plano de eixos coordenados de maior interesse para este trabalho, foi definido no processo de calibração como sendo o plano *yz* descrito abaixo.

É mostrado na Figura 4.6 o esquema empregado para a definição das posições, na direção *y*, que foram usadas na calibração do sistema de captura de imagem, com as distâncias medidas com paquímetro.

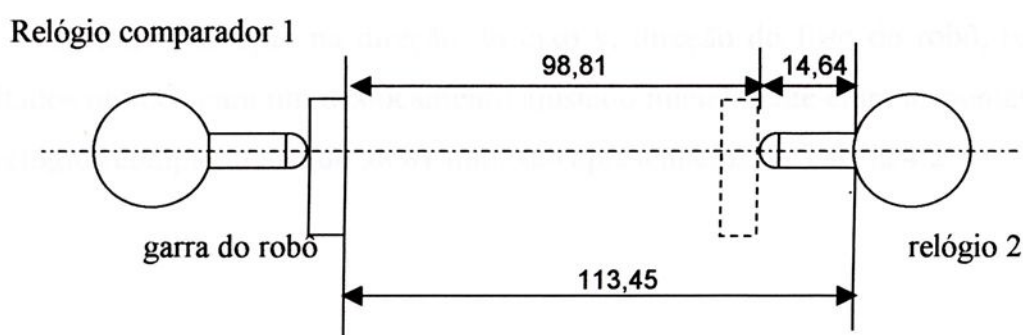


FIGURA 4.6 – Esquema da definição das posições de calibração do sistema de captura de imagem, na direção *y*, com valores em mm

É apresentada na Figura 4.7 uma montagem dos relógios comparadores, empregada no processo de calibração.

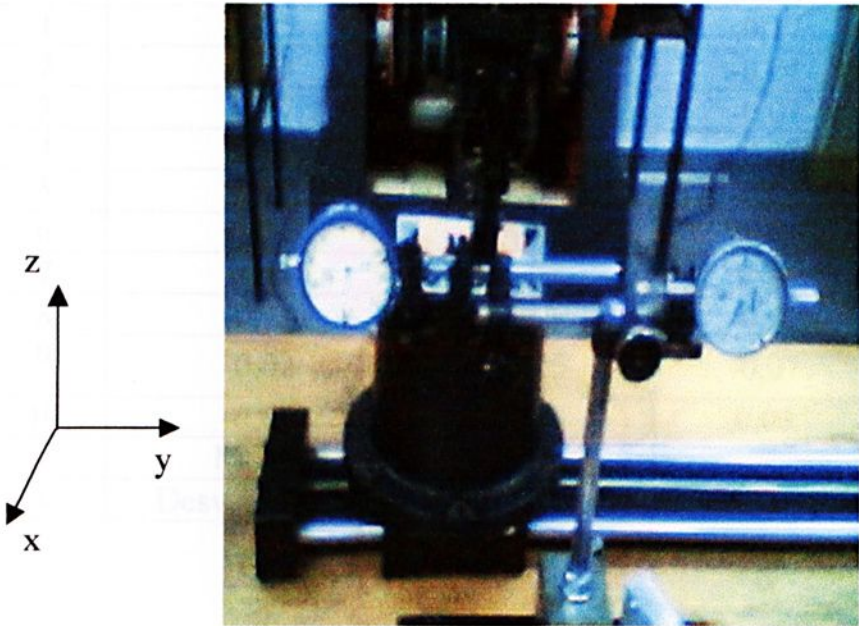


FIGURA 4.7 – Uma montagem dos relógios comparadores para calibração

Para a calibração na direção do eixo y, direção do fuso do robô, os resultados obtidos para um deslocamento ajustado inicialmente entre as pontas dos relógios comparadores de 98,81 mm, são apresentados na Tabela 4.2.

TABELA 4.2 – Resultados da definição das posições, para calibração na direção y do sistema de captura de imagem

Leitura	Desvio Esquerdo (mm)	Desvio Direito (mm)	Desv.Total (mm)	Desloc. Total (mm)
1	-0,05	-0,12	-0,17	98,64
2	-0,13	-0,11	-0,24	98,57
3	-0,07	0,00	-0,07	98,74
4	-0,13	-0,20	-0,33	98,48
5	-0,15	-0,04	-0,19	98,62
6	0,04	0,08	0,12	98,93
7	0,06	0,05	0,11	98,92
8	-0,12	0,09	-0,03	98,78
9	-0,02	-0,05	-0,07	98,74
10	-0,08	0,11	0,03	98,84
-	Média	-	-	98,73
-	Desvio Padrão	-	-	0,15

Os resultados obtidos, nesta etapa de calibração, fornecem o intervalo dos deslocamentos medidos de 98,58 mm a 98,87 mm, ou seja, $(98,73 \pm 0,15)$ mm.

Para a calibração na direção do eixo z, direção vertical, os resultados obtidos para um deslocamento ajustado inicialmente entre as pontas dos relógios comparadores de 95,06 mm, são apresentados na Tabela 4.3.

TABELA 4.3 – Resultados da medição dos deslocamentos, na direção z, para calibração do sistema de captura de imagem

Leitura	Superior (mm)	Inferior (mm)	Desvio Total (mm)	Deslocamento (mm)
1	0,11	-0,04	0,07	95,13
2	0,15	0,10	0,25	95,31
3	0,05	0,05	0,10	95,16
4	-0,04	0,09	0,05	95,11
5	-0,01	0,12	0,11	95,17
6	-0,04	0,19	0,15	95,21
7	-0,04	0,10	0,06	95,12
8	-0,12	0,10	-0,02	95,04
9	-0,12	0,03	-0,09	94,97
10	-0,04	0,07	0,03	95,09
-	-	Média	-	95,13
-	-	Desvio Padrão	-	0,09

Os resultados obtidos, nesta etapa de calibração, fornecem o intervalo dos deslocamentos medidos de 95,04 mm a 95,22 mm, ou seja, $(95,13 \pm 0,09)$ mm.

Para a calibração na direção do eixo x, os resultados obtidos para um deslocamento ajustado inicialmente entre as pontas dos relógios comparadores de 80,12 mm, são apresentados na Tabela 4.4.



TABELA 4.4 – Resultados da medição dos deslocamentos, na direção x, para calibração do sistema de captura de imagem

Leitura	Anterior (mm)	Posterior (mm)	Desvio Total (mm)	Deslocamento Total (mm)
0	0,00	0,00		
1	0,11	0,02	0,13	80,25
2	0,25	0,15	0,40	80,52
3	0,11	-0,05	0,06	80,18
4	0,10	-0,05	0,05	80,17
5	-0,08	0,21	0,13	80,25
6	0,23	0,20	0,43	80,55
7	0,18	0,13	0,31	80,43
8	0,00	0,18	0,18	80,30
9	0,30	0,11	0,41	80,53
10	0,29	0,10	0,39	80,51
-	-	Média	-	80,37
-	-	Desvio Padrão	-	0,15

Os resultados obtidos, nesta etapa de calibração, fornecem o intervalo dos deslocamentos medidos de 80,21 mm a 80,52 mm, ou seja, $(80,37 \pm 0,15)$ mm.

Os resultados obtidos mostraram uma boa repetição no movimento realizado pelo robô.

Para cada direção, definiram-se duas posições descritas acima, definindo um deslocamento entre elas, o qual foi medido várias vezes, empregando os relógios comparadores citados, cujos resultados foram apresentados nas Tabelas 4.2 a 4.4. Partindo de uma posição, a fonte de luz



deslocou-se até a segunda posição extrema, devido ao movimento da garra do robô, que foi comandado via software próprio. Após a medição do deslocamento, usando o sistema de captura de imagem registraram-se as posições extremas definidas, tirando fotos, e também, registrou-se o deslocamento filmando-o com o sistema de captura de imagem, empregando um ambiente escuro para a captura de imagens.

O sistema de captura de imagem apresentou uma precisão de 2 mm na direção horizontal e 3 mm na direção vertical, para o quadro filmado no plano yz adotado neste trabalho, onde z é a coordenada vertical como é indicado na Figura 4.7.

Um programa de análise de imagem foi desenvolvido. O programa identifica os pontos luminosos gravados nos quadros filmados e nas fotos tiradas, e calcula as coordenadas médias de cada ponto de luz. Com os resultados obtidos no processo de calibração foram feitos os ajustes necessários nos parâmetros de análise do programa. Os detalhes do programa de análise de imagem encontram-se no Anexo A, na forma de fluxograma.

CAPÍTULO 5

APRESENTAÇÃO E ANÁLISE DOS RESULTADOS

5.1 Introdução

Este capítulo apresenta os resultados obtidos nos ensaios realizados para os estudos de comparação da força de reação do solo para a marcha normal sobre o piso fixo e sobre as esteiras elétrica e mecânica, com o objetivo de caracterizar as diferenças existentes. E também, foi avaliado o sistema de medição desenvolvido para análise da força de reação do solo associado ao sistema de análise do movimento de um ponto do corpo, na altura do centro de massa do corpo, durante a marcha humana. Finalmente, foi realizada a avaliação comparativa da força de reação do solo e do movimento equivalente do centro de massa, durante marchas sem e com imobilização do tornozelo direito do voluntário. Este último experimento foi realizado para avaliar o sistema de medição desenvolvido, quanto ao seu uso na patologia clínica.

5.2 Avaliação Comparativa da Força de Reação do Solo durante a Marcha Humana no Piso Fixo e nas Esteiras

Considerando os ensaios realizados com cinco voluntários masculinos, saudáveis, de massas 51 kg, 61 kg, 72 kg, 74 kg e 82 kg, andando a uma velocidade média de 1 m/s, foi feita uma avaliação comparativa da força de



contato durante a marcha sobre o piso fixo e sobre as esteiras ergométricas elétrica e mecânica.

Na Figura 5.1 é apresentado um gráfico representativo da tensão elétrica, em mV, em função do tempo de ensaio, em s, obtido a partir do sinal registrado pelo sistema de aquisição de dados associado à plataforma de força.

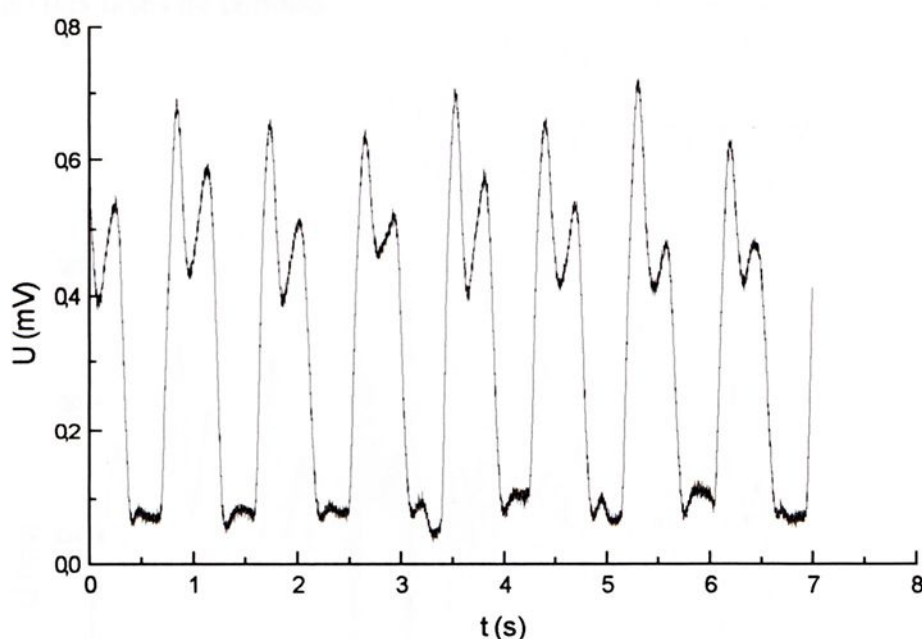


FIGURA 5.1 – Sinal registrado pelo AQDADOS

Na Figura 5.1, mostra-se um valor residual da tensão elétrica, que no tratamento dos dados foi subtraído dos valores registrados na primeira etapa da análise dos dados. O valor residual foi obtido para cada ensaio, após o sistema de aquisição de dados apresentar uma estabilidade no valor indicado após alguns minutos de operação, isto é, depois de ligar o sistema esperava-se que ele se estabilizasse.

Observou-se, também, que alguns trechos ficavam incompletos, na coleta de dados, que levou a uma necessidade de selecionar os trechos de interesse, representativos de fases de contato completas.

A seleção das fases de contato foi feita, manualmente, empregando-se uma planilha de cálculo, construindo-se tabelas U (mV) x t (s) para os trechos de contato.

Na Figura 5.2 é mostrado o esquema do procedimento adotado para seleção das fases de contato.

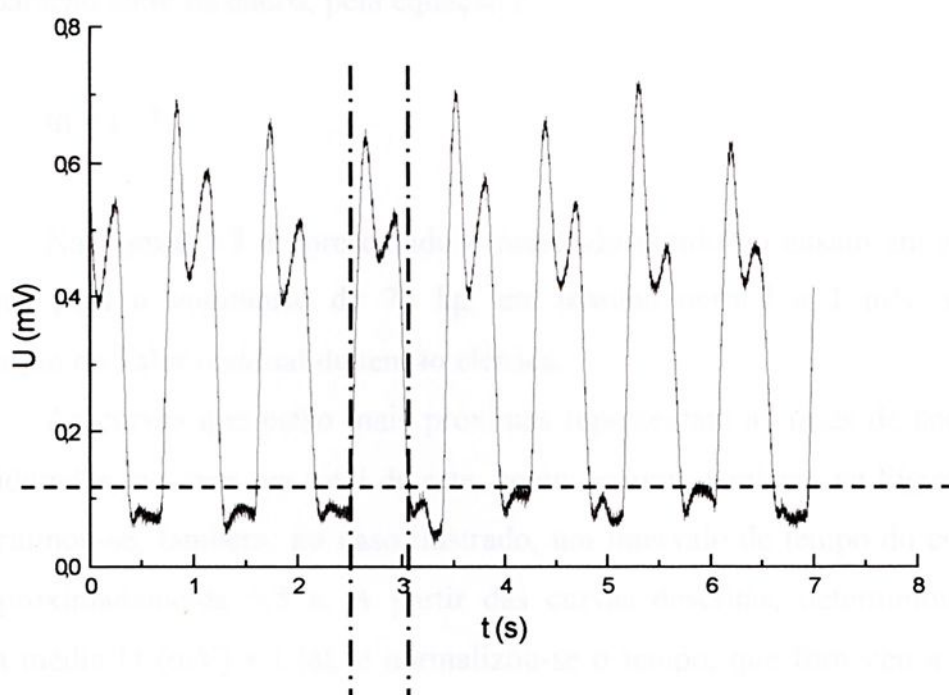


FIGURA 5.2 – Indicação esquemática das etapas iniciais do tratamento manual de dados

A linha tracejada indica a subtração do valor residual apresentado pelo sistema de aquisição de dados. A linha traço-ponto mostra a seleção de um

trecho correspondente a um intervalo de tempo onde o pé direito do voluntário contactou a plataforma de força.

A partir dos dados dos vários trechos de contato, os gráficos U (mV) x t (s) foram construídos, onde t foi contado a partir de zero para cada contato, que equivaleu ao disparo do cronômetro para cada contato.

As curvas obtidas para as fases de contato de cada ensaio permitiram a obtenção da curva média da tensão elétrica U (mV) x t (s) do referido ensaio. Com o objetivo de comparar os resultados de vários voluntários, normalizou-se, primeiramente, o tempo.

O tempo de contato normalizado, t_n , foi definido como o quociente do tempo registrado no ensaio (t) e o período do contato (T) para facilitar a comparação entre os dados, pela equação 2.

$$t_n = t / T \quad (2)$$

Na Figura 5.3 é apresentado o resultado obtido no ensaio em esteira elétrica para o voluntário de 74 kg, em marcha normal a 1 m/s, sem a subtração do valor residual da tensão elétrica.

As curvas que estão mais próximas representam as fases de contatos considerados, no caso um total de sete, como ocorreu, também, na Figura 5.2. Determinou-se, também, no caso ilustrado, um intervalo de tempo do contato de aproximadamente 5,5 s. A partir das curvas descritas, determinou-se a curva média U (mV) x t (s), e normalizou-se o tempo, que forneceu a curva média com o tempo normalizado U (mV) x t_n , ilustrada na mesma Figura 5.3, com formato alongado.



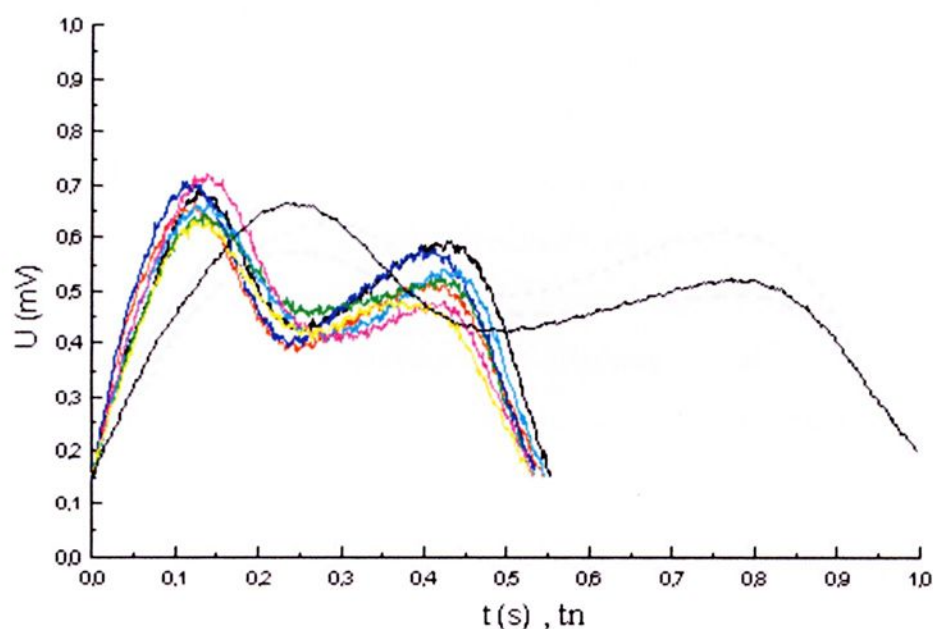


FIGURA 5.3 – Determinação da curva média para o ensaio em esteira elétrica para o voluntário de 74 kg

Na Figura 5.4 é mostrada a comparação entre os resultados obtidos nos ensaios em esteira elétrica de três voluntários, em marchas normais de 1 m/s, sem subtrair o valor residual da tensão elétrica. As curvas médias com o tempo normalizado mostram um padrão de força de reação do solo de segundo pico de força de menor intensidade que o primeiro pico, indicando um impulso de menor intensidade na retirada do pé da plataforma.

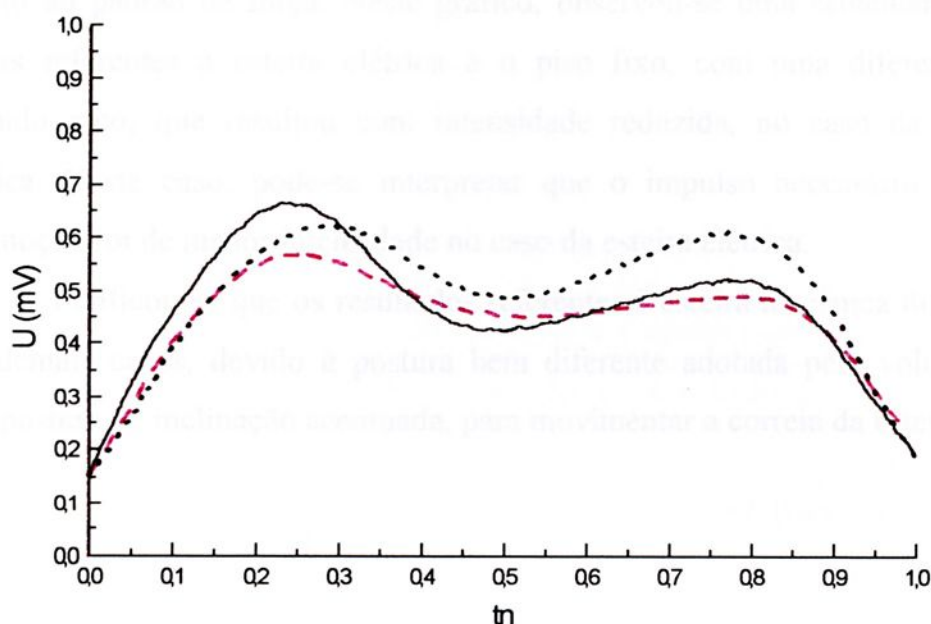


FIGURA 5.4 – Gráfico comparativo das curvas médias para ensaios em esteira elétrica de três voluntários, 61 kg (- - -), 72 kg (.....) e 74 kg (___).

Com o objetivo de comparar os resultados entre o piso fixo e as esteiras ergométricas, elétrica e mecânica, foram realizados ensaios com cinco voluntários de 51 kg, 61 kg, 72 kg, 74 kg e 82 kg, andando a uma velocidade média de 1 m/s, na plataforma horizontal e posteriormente nas esteiras ergométricas.

A partir dos dados coletados nos ensaios de marcha em piso fixo e em esteiras elétrica e mecânica, e da análise de dados feita, foram construídos gráficos da tensão elétrica em função do tempo de contato normalizado, sem a subtração do valor residual da tensão elétrica, conforme os procedimentos descritos anteriormente.

Na Figura 5.5 é mostrado o histórico da força de contato, com relação ao tempo normalizado, para o voluntário de massa 74 kg. O histórico de força apresentado representa o comportamento típico entre os dados coletados. Os

gráficos obtidos concordaram com os dados apresentados por Winter (1990), quanto ao padrão de força. Neste gráfico, observou-se uma semelhança nas curvas referentes à esteira elétrica e o piso fixo, com uma diferença no segundo pico, que resultou com intensidade reduzida, no caso da esteira elétrica. Neste caso, pode-se interpretar que o impulso necessário para a locomoção foi de menor intensidade no caso da esteira elétrica.

Verificou-se que os resultados referentes à esteira mecânica diferiram dos demais casos, devido à postura bem diferente adotada pelo voluntário, com postura de inclinação acentuada, para movimentar a correia da esteira.

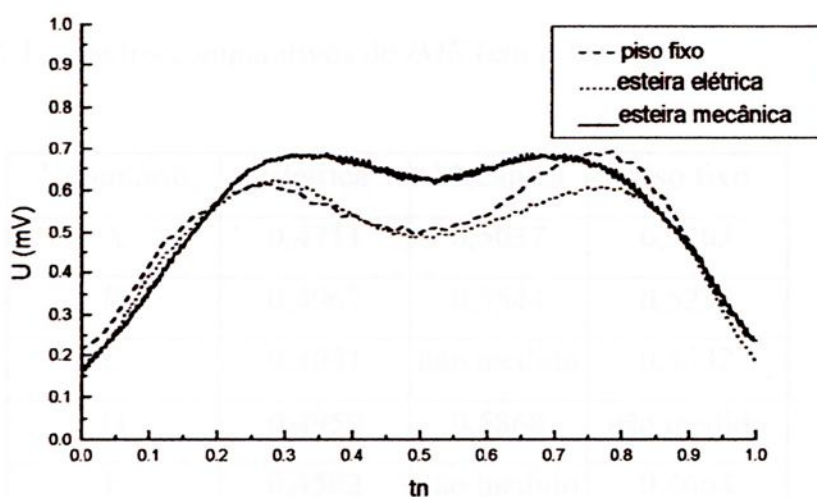


FIGURA 5.5 – Histórico comparativo de força de contato

Os resultados obtidos para a esteira elétrica foram coerentes aos obtidos para o piso fixo, indicando a viabilidade de se utilizar a esteira elétrica no lugar do ensaio em piso fixo, reduzindo o espaço necessário e a aparelhagem envolvida, como plataformas de força e câmaras filmadoras.

Para facilitar a comparação foram calculados os impulsos médios equivalentes definidos pelos produtos de tensão elétrica, em mV, e o tempo de contato normalizado, segundo a equação 3.

$$IME = \int_0^1 U \cdot dt \quad (3)$$

Onde *IME* é o impulso médio equivalente, *U* é a tensão elétrica e o intervalo de tempo *dt* variando de zero a um, devido ao uso do tempo normalizado, anteriormente definido.

Na Tabela 5.1 são apresentados os valores de *IME* para casos de piso fixo, esteira mecânica e elétrica.

TABELA 5.1 – Dados comparativos de *IME* (em mV)

Voluntário	Elétrica	Mecânica	Piso fixo
A	0,4711	0,5037	0,5203
B	0,4967	0,5544	0,5235
C	0,4031	não medido	0,4532
D	0,4959	0,5868	não medido
E	0,4502	não medido	0,4664

Os dados de *IME* mostraram que os valores para o piso fixo foram maiores que os valores para esteira elétrica para todos os casos testados. No caso da esteira elétrica, os resultados apresentaram-se com menores intensidades porque os voluntários, adaptados à esteira, acompanharam o movimento da mesma, realizando esforços de menores intensidades.

Na esteira mecânica, os dados obtidos mostraram variações grandes de um voluntário para outro, porque a postura do voluntário durante os testes com

a esteira mecânica, exigiu que o voluntário a movimentasse, gerando diferentes condições de esforços e consequentemente diferentes valores de *IME*.

Os dados não utilizados na tabela acima referem-se aos ensaios desconsiderados ou não realizados devido a alguns fatores, por exemplo, um voluntário indisposto fisicamente, que não conseguiu movimentar a esteira mecânica na velocidade desejada de 1 m/s.

Para verificar a repetição apresentada pelo sistema de medição de força, vários ensaios na plataforma horizontal foram realizados, com o voluntário de 74 kg, em marcha normal de velocidade média de 1 m/s. Os dados foram analisados segundo os procedimento descritos.

Na Figura 5.6 são apresentados os resultados obtidos, da tensão U (mV) x tempo normalizado, sem a subtração do valor residual.

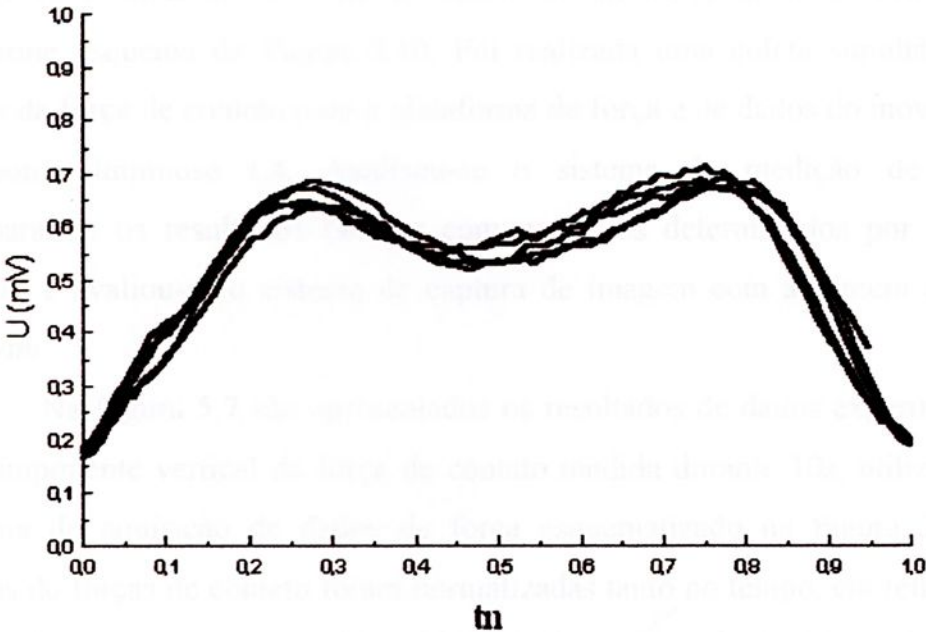


FIGURA 5.6 – Curvas médias de vários ensaios em piso fixo, para o voluntário de 74 kg

Os resultados obtidos mostraram uma resposta que se reproduziu satisfatoriamente.

Um programa em *Visual Basic* foi desenvolvido para o tratamento dos dados de força, conforme o fluxograma apresentado no Anexo B. Mas como os arquivos gravados pelo AQDADOS contêm trechos incompletos de fases de contato, o programa ainda requer melhoramentos para que a seleção dos trechos corretos seja realizada automaticamente, o que ainda não foi feito.

5.3 Sistema de Medição de Força de Reação do Solo e de Captura de Imagem

Considerando os ensaios em ambiente escuro, para que as imagens gravadas registrassem apenas os pontos luminosos de interesse, de um voluntário normal, de 76 kg, que movimentou-se sobre uma esteira elétrica comercial, a uma velocidade controlada de 1,0 m/s. Um *LED* L4 foi fixado às costas do voluntário, na altura do centro de massa estimado de seu corpo, conforme esquema da Figura 3.10. Foi realizada uma coleta simultânea de dados da força de contato com a plataforma de força e de dados do movimento do ponto luminoso L4. Analisou-se o sistema de medição de força, comparando os resultados obtidos com os dados determinados por Winter (1990), e avaliou-se o sistema de captura de imagem com a câmera do tipo *webcam*.

Na Figura 5.7 são apresentados os resultados de dados experimentais da componente vertical da força de contato medida durante 10s, utilizando o sistema de aquisição de dados de força esquematizado na Figura 3.8. As curvas de forças de contato foram normalizadas tanto no tempo, em relação ao tempo de contato, quanto na intensidade da força, em relação à intensidade do peso do voluntário, para facilitar a comparação com os dados obtidos por Winter (1990), que receberam o mesmo tratamento.

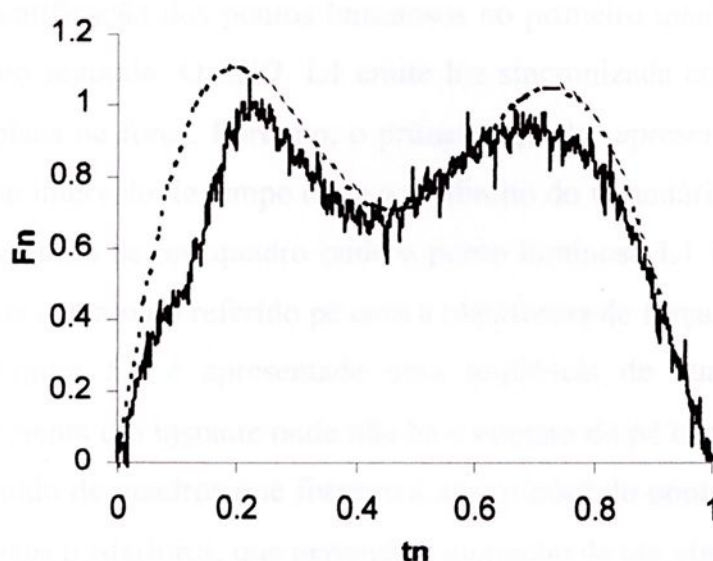


FIGURA 5.7 – Forças de contato – comparação dos resultados obtidos (___) com os dados determinados por Winter (1990) (.....)

Na Figura 5.8 são apresentados os resultados de cinemetria para avaliar o movimento equivalente do centro de massa estimado do corpo do voluntário, mostrando exemplos de imagens capturadas dos pontos luminosos, L1, L2, L3 e L4, conforme disposição mostrada na Figura 3.10.

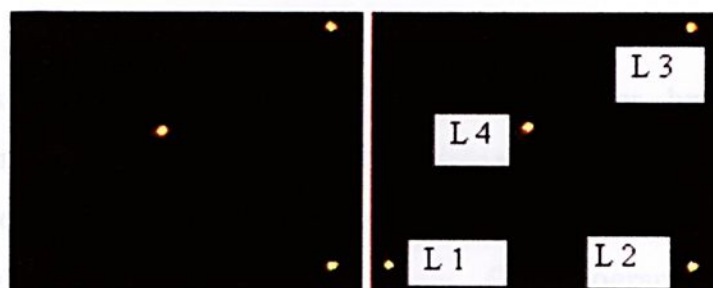


FIGURA 5.8 – Exemplos de imagens capturadas

A identificação dos pontos luminosos no primeiro quadro é a mesma apresentada no segundo. O *LED* L1 emite luz sincronizada com a aplicação da força na placa de força. Portanto, o primeiro quadro apresentado mostra o término de um intervalo de tempo onde o pé direito do voluntário não tocava a plataforma, seguido de um quadro onde o ponto luminoso L1 indica o início de uma fase de contato do referido pé com a plataforma de força.

Na Figura 5.9 é apresentada uma seqüência de quadros, onde o primeiro representa um instante onde não há o contato do pé com a plataforma de força, seguido de quadros que fornecem as posições do ponto luminoso L4 durante instantes posteriores, que pertencem ao trecho de um contato.



FIGURA 5.9 – Seqüência de quadros do movimento equivalente do centro de massa estimado do corpo

Após o processamento das imagens os pontos luminosos foram localizados em termos de coordenadas cartesianas de acordo com os dados da calibração do sistema de captura de imagens, através de um programa desenvolvido para tratamento de imagem. O fluxograma do programa encontra-se no Anexo A.

A análise minuciosa das curvas da força de contato, Figura 5.7, associada à análise do movimento equivalente do centro de massa estimado do

corpo, servirão para avaliar o comportamento dinâmico do indivíduo durante a marcha, principalmente na fase de contato.

5.4 Avaliação Dinâmica da Marcha Normal e da Marcha com Imobilização do Tornozelo

Considerando os testes realizados em ambiente escuro com um voluntário, de 76 kg, que andou normalmente a 0,5 m/s sobre a esteira elétrica, e posteriormente com o tornozelo direito imobilizado com faixas, a mesma velocidade, avaliou-se a força de reação do solo e o movimento do centro de gravidade estimado do corpo do voluntário. A velocidade de intensidade reduzida foi necessária porque com a imobilização do tornozelo, o voluntário apresentou uma dificuldade maior para acompanhar o movimento da correia da esteira.

Na Figura 5.10 são apresentados os resultados de dados experimentais da componente vertical da força de contato medida durante 10 s, utilizando o sistema de aquisição de dados esquematizado na Figura 3.8. Cada curva representada na Figura 5.10 é a curva média obtida de 7 passos. Os ensaios foram realizados com um voluntário adulto, altura 1,78 m, massa 76 kg, e sem qualquer histórico de problemas no aparelho locomotor.

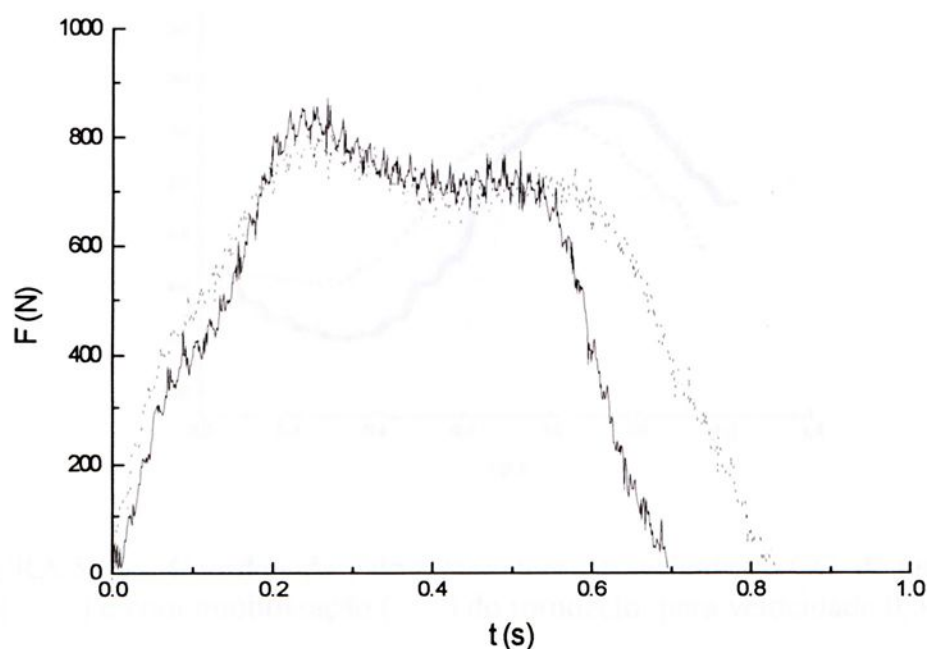


FIGURA 5.10 – Comparação da força de contato sem (—) e com mobilização do tornozelo (.....), para uma velocidade de 0,5 m/s

Os resultados das forças de contato para o indivíduo sem e com imobilização apresentaram diferenças no primeiro pico de força e no tempo de contato. No caso da marcha com imobilização do tornozelo, o período de contato resultou 14% maior, conforme os dados apresentados na Figura 5.10.

Nas Figuras 5.11 e 5.12 são apresentadas as componentes do deslocamento equivalente do centro de massa estimado do corpo do voluntário, para uma passada, uma fase de contato do pé direito do voluntário com a plataforma de força seguida de outra fase, onde não ocorreu o contato do referido pé.

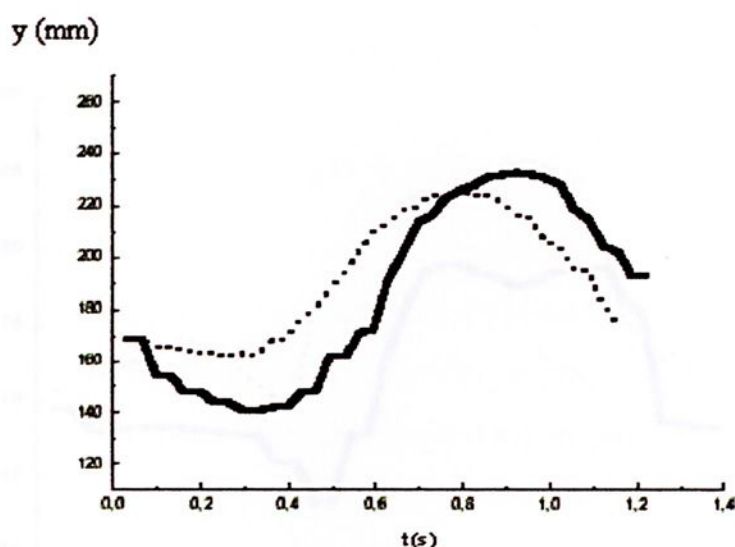


FIGURA 5.11 – Coordenada y do movimento equivalente do CG, de marchas sem (—) e com imobilização (.....) do tornozelo, para velocidade 0,5 m/s

A componente y , do movimento equivalente do CG estimado do corpo do voluntário, para a marcha normal, mostrou um comportamento mais simétrico, o que não ocorreu no movimento com a imobilização que resultou em fases de comportamentos diferentes.

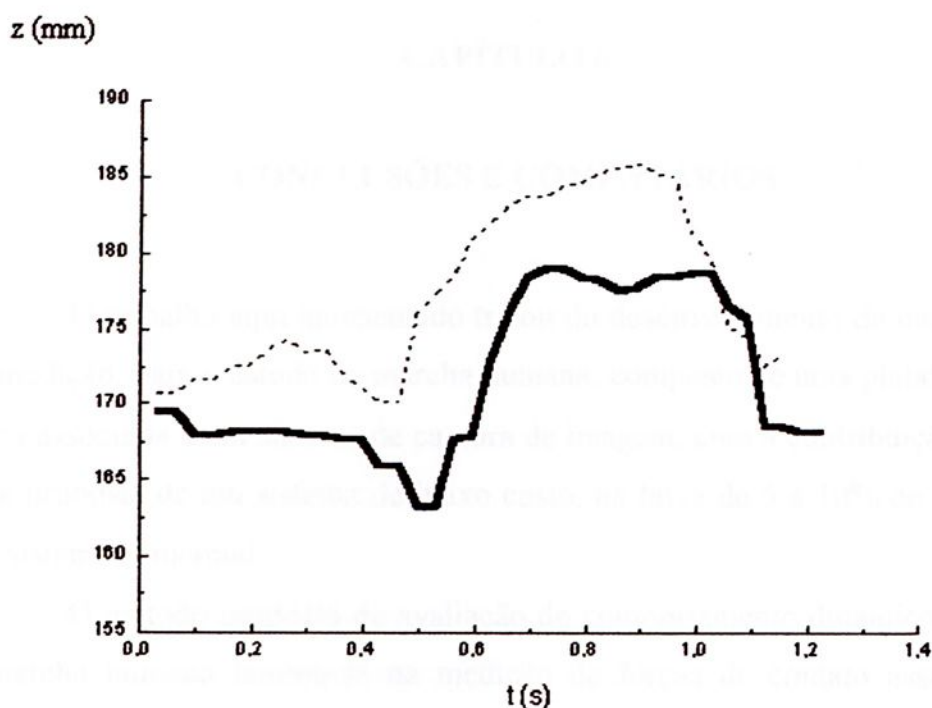


FIGURA 5.12 – Coordenada z do movimento equivalente do CG, de marchas sem (___) e com imobilização (.....) do tornozelo, para velocidade 0,5 m/s

Os resultados para a componente z , coordenada vertical, mostraram também comportamentos diferenciados, indicando a influência da imobilização do tornozelo no comportamento dinâmico do aparelho locomotor do voluntário. No caso, os resultados obtidos mostraram que o voluntário elevou o seu corpo ao se mover, alterando as condições habituais empregadas na marcha normal. O que indica um consumo maior de energia, devido ao esforço maior realizado para vencer a dificuldade apresentada pela imobilização.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÕES E COMENTÁRIOS

O trabalho aqui apresentado tratou do desenvolvimento de um sistema de medição, para o estudo da marcha humana, composto de uma plataforma de força associada a um sistema de captura de imagem, com a contribuição de ser uma proposta de um sistema de baixo custo, na faixa de 5 a 10% do custo de um sistema comercial.

O método proposto de avaliação do comportamento dinâmico durante a marcha humana baseou-se na medição de forças de contato associada à determinação do deslocamento de um ponto luminoso equivalente ao movimento do centro de massa estimado do corpo do indivíduo.

O sistema de medição foi concebido, construído, montado, calibrado e avaliado em testes, mostrando aplicabilidade e, portanto, contribuindo para a disseminação do emprego de equipamentos na análise da marcha.

O protótipo de plataforma de força construído serviu para avaliar a diferença do comportamento dinâmico da marcha humana em termos da componente vertical da força de reação do solo.

Os resultados obtidos através do sistema de medição de força desenvolvido concordaram com os dados disponíveis na literatura, tanto no padrão da força de reação do solo, componente vertical, quanto na intensidade da força.

Os resultados obtidos com a plataforma de força mostraram que os testes realizados com a esteira elétrica equivalem aos do piso fixo, que diferem dos resultados obtidos com o emprego da esteira mecânica.

O desenvolvimento proposto objetivando o emprego da plataforma de força adaptável a diversas modalidades de ensaios em pisos fixos e nas esteiras mecânica e elétrica, permitindo uma análise comparativa das modalidades,

constituiu uma contribuição. Porque mostrou a aplicabilidade da plataforma compacta e versátil para o uso com a esteira elétrica, com resultados que se aproximam dos resultados do piso fixo, que permite o seu emprego em consultórios médicos e em clínicas de pequeno porte.

O parâmetro impulso médio equivalente, adotado neste trabalho, serviu para a avaliação rápida quantitativa da capacidade de locomoção do indivíduo. Uma avaliação feita considerando a influência das características antropométricas dos indivíduos, que interferem nas características da locomoção, sem a necessidade da análise do gasto de energia.

A diferença obtida na força de reação do solo, nos casos sem e com imobilização do tornozelo, demonstra a aplicabilidade do sistema para a análise da marcha, por exemplo, no emprego durante um tratamento para reabilitação.

O sistema de captura de imagem demonstra possuir aplicabilidade, devendo ser aperfeiçoado em relação às fontes de luz que ainda apresentam distorções cromáticas, gerando ruídos no processamento das imagens.

O emprego de uma câmera *webcam*, na captura de imagem do movimento de uma fonte de luz fixada no corpo do indivíduo, para o estudo da marcha humana, também, foi uma contribuição, no sentido de se obter um sistema economicamente viável e de boa precisão.

A plataforma de força mostrou um desvio máximo absoluto de 6,9% e o sistema de captura de imagem resultou numa precisão de 2 mm na direção horizontal e 3 mm na direção vertical, que resultou em um sistema completo para análise de marcha de boa precisão, diante do custo envolvido.

No aspecto geral, o projeto possui condições de ser utilizado em condições reais, atendendo à sua proposta de ser economicamente viável, com custo na faixa de 5 a 10% de um sistema comercial, considerando os modelos comerciais de preços mais baixos.



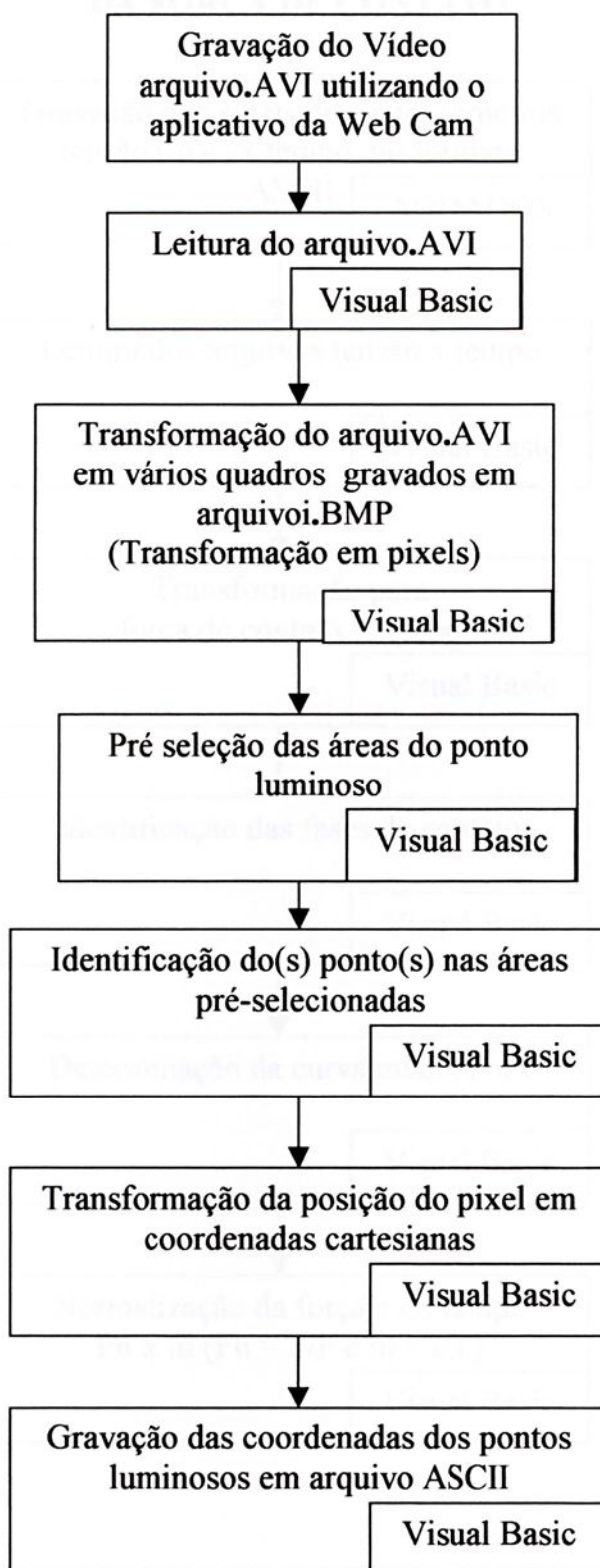
O sistema desenvolvido com características de custo baixo, boa precisão, compacto, versátil, e de manipulação fácil permitirá o seu emprego em consultórios médicos e centros pequenos de reabilitação.

A análise instrumentada da marcha auxiliará na avaliação do paciente bem como durante o seu tratamento, e permitirá o registro de dados, para análise e acompanhamento das fases de avaliação e de reabilitação.

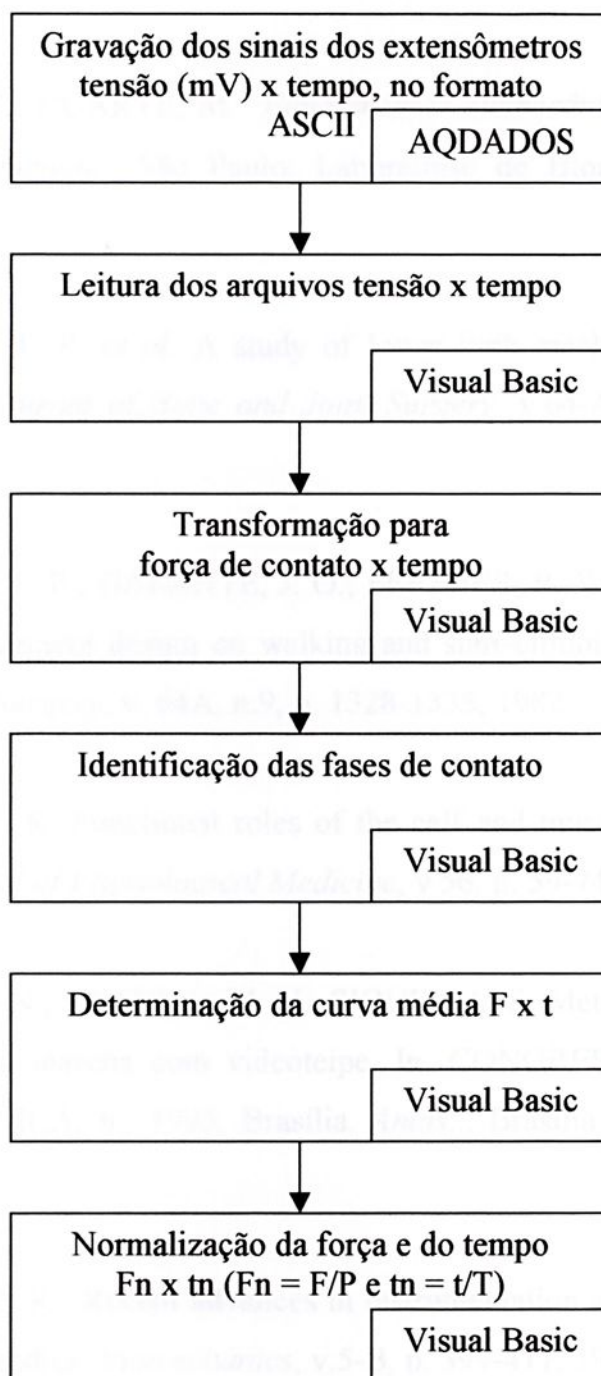
Como sugestões para trabalhos futuros, destaco: o desenvolvimento e a construção de uma plataforma de força para medição das três componentes da força de reação do solo, o desenvolvimento e a construção de uma plataforma de força para medição da força de reação do solo e medição das componentes do momento aplicado na plataforma, o aprimoramento do sistema de captura de imagem em termos da fonte de luz e do programa de análise da imagem, o desenvolvimento de um programa de análise automática e simultânea dos sinais de força e da captura de imagem.

ANEXO A

FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DE PROCESSAMENTO DE IMAGEM



ANEXO B

FLUXOGRAMA DO PROGRAMA DE ANÁLISE
DA FORÇA DE CONTATO

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A. C.; DUARTE, M. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/EEFUSP, 1996. 162p.

ANDRIACCHI, T. P. *et al.* A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.64-A, n.9, p. 749-757, 1980.

ANDRIACCHI, T. P.; GALANTE, J. O.; FERMIER, R. W. The influence of total knee replacement design on walking and stair-climbing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 64A, n.9, p. 1328-1335, 1982.

BRANDELL, B. R. Functional roles of the calf and muscles in locomotion. *American Journal of Physiological Medicine*, v.56, p. 59-74, 1977.

CASTRO, C. L. N.; SAADI, L. M. V.; SIQUEIRA, E. Metodologia de análise observacional da marcha com videoteipe. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. *Anais...* Brasília: SBB, 1995. p.41-47.

CAVANAGH, P. R. Recent advances in instrumentation and methodology of biomechanical studies. *Biomechanics*, v.5-B, p. 399-411, 1976.

CAVANAGH, P. R. A technique for averaging center of pressure paths from a force platform. *Journal of Biomechanics*, v.11, p. 487-491, 1978.



CAVANAGH, P. R.; MICHİYOSHI, A. E. A technique for the pressure distribution the foot. *Journal of Biomechanics*, v. 13, p. 67-75, 1980.

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

CHAO, E. Y. S. *Biomechanics of the human gait*. NY: Springer-Verlag, 1986.

COSTA, P. H. L.; AMADIO, A. C. Estudo comparativo de três formas de locomoção em crianças: forças de reação do solo no andar no plano, subir e descer escadas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. *Anais...* Brasília: SBB, 1995. p. 91-97.

COSTA, P. H. L.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Estudo da adaptabilidade de parâmetros temporais durante o andar no plano, subindo e descendo escadas em crianças. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. *Anais...* Campinas: SBB, 1997. p. 115-120.

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

DUARTE, M. *et al.* Avaliação da força de reação do solo no movimento de step. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. *Anais...* Brasília: SBB, 1995. p. 109-114.

DYSON, R. J.; FARRINGTON, T. A. Ground reaction forces during step aerobics. *Journal of Human Movements Studies*, v.29, p. 89-98, 1995.

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

FITCH, M.; TEMPLER, J.; CORCORAN, P. The dimensions stairs. *Scientific American*, v. 231, p. 82-90, 1974.

GOODA, S.; KINOSHITA, G. *Robot engineering*. Tokyo: Crona Pub. Co., 1977.

GRIEVE, D. W.; GEAR, R. J. The relationship between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. *Ergonomics*, v.9, p. 379-399, 1966.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. M. *Bases biomecânicas do movimento humano*. São Paulo: Manole, 1999. 532p.

HENNIG, E. M.; CAVANAGH, P. R. Pressure distribution under the impacting human foot. *Biomechanics*, v.10-A, p. 375-380, 1987.

HOPPENFELD, S. *Propedêutica ortopédica - coluna e extremidade*. Rio de Janeiro: Livraria Ateneu Ltda., 1980.

ISACSON, J.; GRANSBERG, L.; KNUTSSON, E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording. *Journal of Biomechanics*, v.19, p. 627-635, 1986.

JOSEPH, J.; WATSON, R. Telemetering electromyography of muscles used in walking up and down stairs. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 49B, n. 4, p. 774-780, 1967.



KOMI, P. V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *Journal of Biomechanics*, v.23, p. 23-24, 1990.

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

LIVINGSTON, L. A.; STEVENSON, J. M.; OLNEY, S. J. Stair-climbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, v. 72, p. 398-402, 1991.

LORD, M. Foot pressure measurement: a review of methodology. *J. Biomed. Eng.*, v.3, p. 91-99, 1981.

MCFADYEN, B. J.; WINTER, D. A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *Journal of Biomechanics*, v.21, n.4, p. 733-744, 1988.

MICHAUD, T. H. *et al.* Ground reaction forces in high and low impact aerobic dance. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v.33, p. 359-366, 1993.

MORRISON, J. B. Function of the knee joint in various activities. *Biomedical Engineering*, v. 4, p. 573-580, 1969.

MURRAY, M. P. Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, v. 4, n. 1, p. 290-333, 1967.

NICOL, K.; HENNIG, E. M. Measurement of pressure distribution by means of a flexible, large surface. *Biomechanics*, v.6-A, p. 374-380, 1978.



NIGG, B.; DENOTH, J.; NEUKOMM, P. A. Quantifying the load in the human body – Problems and some possible solutions. *Biomechanics*, v.7-B, p. 88-99, 1981.

NIGG, B. M. Loads in selected activities: an overview. *Biomechanics*, v.9-B, p. 91-96, 1985.

OZGUVEN, H. N.; BERME, N. An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. *Journal of Biomechanics*, v.21, p. 1061-1066, 1988.

PEDOTTI, A.; KRISHNAN, V. V.; STARK, L. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Mathematical Biosciences*, v.38, p. 57-76, 1978.

PERRY, J. The techniques and concepts of gait analysis. *Prosthetics Research*, v.18, n.1, p. 279-285, 1984.

POLLARD, J. P.; LE QUESNE, L. P. Method of heal diabetic forefoot ulcers. *Brit. Med. J.*, v.286, p. 436-437, 1983.

QUEIROZ, L.C.; MARTIN, M.A.; HIRATA, T. Avaliação comparativa da força de contato da marcha humana. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1999, Florianópolis. *Anais...* Florianópolis: SBB, 1999. p. 603-607.

RICHARD, M. D.; VEATCH, S. Comparison of impact forces in high and low aerobic dance movements. *International Journal of Sport Biomechanics*, v.6, p. 67-77, 1990.

ROSE-JACOBS, R. Development of gait at slow, free and fast speeds in 3 and 5 year-old children. *Physical Therapy*, v. 63, p. 1251-1259, 1983.

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

SACCO, I. C. N.; AMADIO, A. C. Proposta metodológica para o estudo de respostas biomecânicas aplicadas na avaliação do andar em indivíduos portadores de diabetes. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 6., 1995, Brasília. *Anais...* Brasília: SBB, 1995. p. 78-84.

SHINNO, N. Analysis of the knee function in ascending and descending stairs. *Biomechanics*, p. 202-207, 1971.

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

TAVES, C. L., CHARTERIS, J., WALL, J. C. A speed related cinematic analysis of overground and treadmill walking. *Biomechanics*, v.9B, p. 423-426, 1985.

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

THELEN, E. Developmental origins of motor coordination: leg movements in human infants. *Developmental Psychobiology*, v.18, p. 1-22, 1985.



TOWNSEND, M. A. *et al.* Variability and biomechanics of synergy patterns of some lower-limb muscles during ascending and descending stairs and level walking. *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 16, p. 681-688, 1978.

VALIANT, G. A.; CAVANAGH, P. R. A study of landing from jump: implications for the design of a basketball shoe. *Biomechanics*, v.9-B, p. 177-182, 1985.

WIECZOREK, S. A.; DUARTE, M.; AMADIO, A. C. Avaliação da força de reação do solo no movimento básico de step. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 7., 1997, Campinas. *Anais...* Campinas: SBB, 1997. p. 109-114.

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

WILLIAMS, K.; WILLIAMS, L.; STROHMEYER, S. Stair climbing in young boys: a longitudinal study. *Pediatric Exercise Science*, v.6, p. 246-256, 1994.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. New York: John Wiley & Sons, 1990.

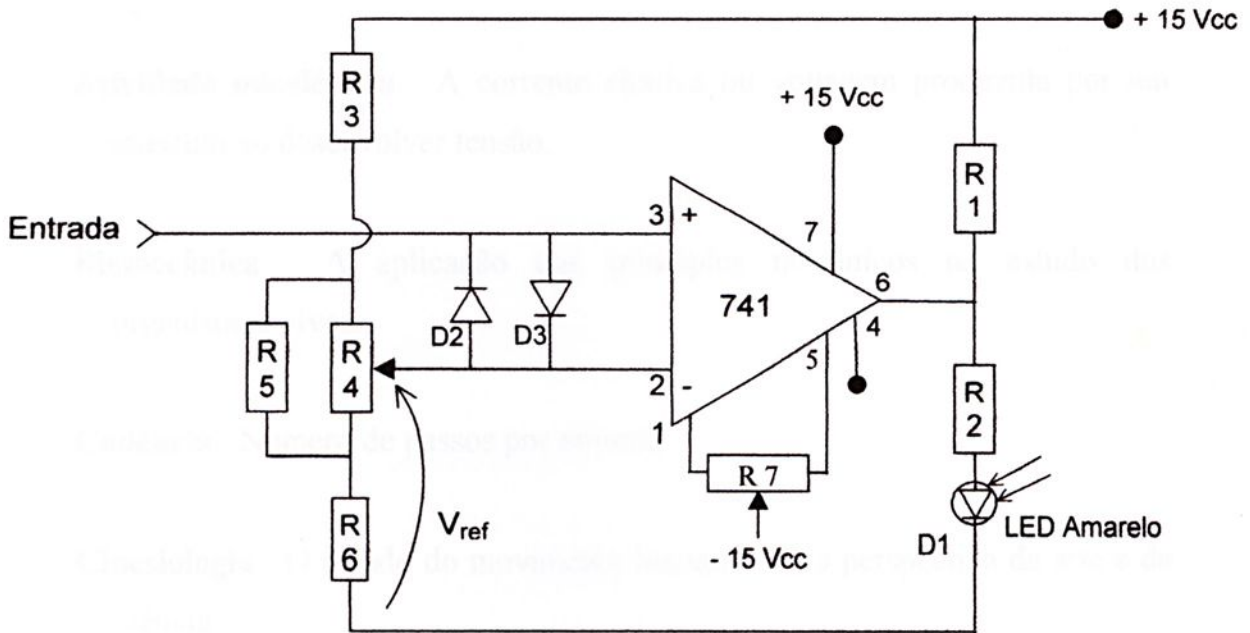
YACK, H. J. Techniques for clinical assessment of human movement. *Physical Therapy*, v. 64, n.12, p. 1821-1830, 1984.



APÊNDICE

GLOSSÁRIO

CIRCUITO SINCRONIZADOR DO LED DE IDENTIFICAÇÃO DA FASE DE CONTATO



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

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

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

GLOSSÁRIO

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

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

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

Cadência. Número de passos por minuto.

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

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

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

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

Isométrico. Implica ausência de alteração no comprimento do músculo.

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



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

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

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

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



1942 - 1943

1944

1945 - 1946

1947

1948 - 1949

1950

1951 - 1952

1953

1954

1955

1956

1957 - 1958

1959 - 1960

1961 - 1962

1963

1964

1965

1966

1967

1968

1969

1970

1971

1972

1973

1974

1975

1976

1977

1978

1979

1980

1981

1982

1983

1984

1985

1986

1987

1988

1989

1990

1991

1992

1993

1994

1995

1996

1997

1998

1999

2000

2001

2002

2003

2004

2005

2006

2007

2008

2009

2010

2011

2012

2013

2014

2015

2016

2017

2018

2019

2020

2021

2022

2023

2024

2025

2026

2027

2028

2029

2030

2031

2032

2033

2034

2035

2036

2037

2038

2039

2040

2041

2042

2043

2044

2045

2046

2047

2048

2049

2050

2051

2052

2053

2054

2055

2056

2057

2058

2059

2060

2061

2062

2063

2064

2065

2066

2067

2068

2069

2070

2071

2072

2073

2074

2075

2076

2077

2078

2079

2080

2081

2082

2083

2084

2085

2086

2087

2088

2089

2090

2091

2092

2093

2094

2095

2096

2097

2098

2099

2100

2101

2102

2103

2104

2105

2106

2107

2108

2109

2110

2111

2112

2113

2114

2115

2116

2117

2118

2119

2120

2121

2122

2123

2124

2125

2126

2127

2128

2129

2130

2131

2132

2133

2134

2135

2136

2137

2138

2139

2140

2141

2142

2143

2144

2145

2146

2147

2148

2149

2150

2151

2152

2153

2154

2155

2156

2157

2158

2159

2160

2161

2162

2163

2164

2165

2166

2167

2168

2169

2170

2171

2172

2173

2174

2175

2176

2177

2178

2179

2180

2181

2182

2183

2184

2185

2186

2187

2188

2189

2190

2191

2192

2193

2194

2195

2196

2197

2198

2199

2200

2201

2202

2203

2204

2205

2206

2207

2208

2209

2210

2211

2212

2213

2214

2215

2216

2217

2218

2219

2220

2221

2222

2223

2224

2225

2226

2227

2228

2229

2230

2231

2232

2233

2234

2235

2236

2237

2238

2239

2240

2241

2242

2243

2244

2245

2246

2247

2248

2249

2250

2251

2252

2253

2254

2255

2256

2257

2258

2259

2260

2261

2262

2263

2264

2265

2266

2267