

GLAUCE GONZAGA SILVA

ANÁLISE BIOMECÂNICA DA MARCHA DE MULHERES  
COM USO DE SAPATOS COM SALTOS EM SOLO PLANO E INCLINADO

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica na área de Projetos.

Orientador: Prof. Dr. João Alberto de Oliveira

Guaratinguetá

2009

Silva, Glauce Gonzaga

S586a Análise biomecânica da marcha de mulheres com uso de sapatos com saltos em solo plano e inclinado. / Glauce Gonzaga Silva – Guaratinguetá : [s.n], 2009.

106f. : il.

Bibliografia: f. 97-103

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2009.

Orientador: Prof. Dr. João Alberto de Oliveira

1. Biomecânica I. Título

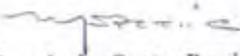
CDU 612.766

GLAUCE GONZAGA SILVA

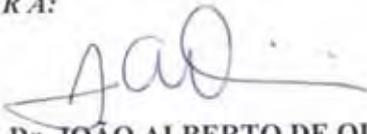
ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
“MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA”

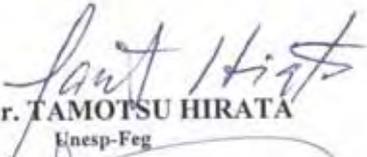
PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

  
Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira  
Coordenador

*BANCA EXAMINADORA:*

  
Prof. Dr. JOÃO ALBERTO DE OLIVEIRA  
Orientador / Unesp-Feg

  
Prof. Dr. TAMOTSU HIRATA  
Unesp-Feg

  
Prof. Dr. RENATO JOSÉ SOARES  
UNITAU

Dezembro de 2009

## **DADOS CURRICULARES**

**GLAUCE GONZAGA SILVA**

NASCIMENTO 07.04.1982 – JACAREÍ / SP

FILIAÇÃO Luiz Gonzaga da Silva  
Maria Auxiliadora Lopes

2001/2005 Curso de Graduação em Fisioterapia  
Universidade de Taubaté - UNITAU

2006/2007 Curso de Pós-Graduação *Latu sensu* em Fisiologia do  
Exercício – Universidade Federal de São Paulo -  
UNIFESP

2007/2009 Curso de Pós-Graduação *Strictu sensu* em Engenharia  
Mecânica, nível de Mestrado - Universidade Estadual  
Paulista (UNESP) - Faculdade de Engenharia do  
Campus de Guaratinguetá - SP.

*Dedico este trabalho à minha família, minha fortaleza.*

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, minha força maior, meu maior incentivador, devo a Ele todas as bênçãos alcançadas em minha vida,

ao amigo *Prof. Dr. João Alberto de Oliveira*, meu orientador, que compartilhou comigo cada desafio dessa jornada; meus sinceros agradecimentos ao senhor;

aos professores doutores *Tamotsu Hirata, José Elias Tomazini e Luiz Fernando Nascimento*, que responderam pacientemente a todas as minhas dúvidas, contribuindo para a conclusão desse estudo;

ao amigo *Gilberto*, que dedicou seus momentos de descanso para me ensinar Física e Cálculo,

ao colega *Eduardo Nagata*, que me ajudou durante a coleta de dados,

aos funcionários do SAEPE e do CTIG da FEG, que gentilmente emprestaram os tripés para a pesquisa,

aos funcionários e amigos do Departamento de Mecânica da UNESP, que contribuíram para a realização deste trabalho. Devo ressaltar meu especial agradecimento aos funcionários e agora amigos: *Urbano Gonçalves e Walter Tupinambá*, bastante solícitos, me ajudaram na busca de soluções; também agradeço Rodolfo e Pedro, que me ajudaram durante os imprevistos do trabalho; à Rose, Lúcia, Salete, Ellen, que responderam às minhas solicitações com muito carinho;

às funcionárias da biblioteca, em especial à Rosana e à bibliotecária Ana Maria Ramos Antunes, por toda gentileza e cordialidade nos atendimentos,

meu especial agradecimento a todas as voluntárias que de forma paciente e compreensiva participaram da minha pesquisa,

aos meus amigos mestrandos e doutorandos da FEG, com os quais pude compartilhar momentos de alegria e de aprendizado,

a todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização desse trabalho.

## **APOIO FINANCEIRO**

Este trabalho contou com apoio da seguinte entidade:

- CAPES

*“Conhecimento sem transformação não é sabedoria.”*

*(Paulo Coelho)*

SILVA, G.G. **Análise Biomecânica da Marcha de Mulheres com uso de Sapatos com Saltos em Solo Plano e Inclinado**. 2009. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual Paulista – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá – SP.

## **RESUMO**

É grande o número de mulheres que faz uso de sapatos com saltos na atualidade durante várias horas por dia, sendo freqüentemente sujeitas a andarem por diversos tipos de superfícies, sejam elas planas ou inclinadas, submetendo o sistema músculo-esquelético a esforços variados. Os objetivos do presente estudo foram: adaptar uma esteira para realização de análise biomecânica; analisar a marcha de mulheres com uso de sapatos com saltos em comparação com a condição descalça; analisar a influência da inclinação da superfície sobre o padrão de marcha dos indivíduos e relacionar o efeito da utilização do calçado com salto com o efeito da inclinação da superfície. Uma esteira elétrica foi adaptada através da colocação de plataformas de força independentes para o pé direito e esquerdo, com o uso de 8 anéis e 32 extensômetros em localização estratégica. Um tripé e uma câmera fotográfica digital foram utilizados para a análise cinemática do joelho direito no plano sagital. Dez voluntárias jovens e saudáveis participaram do estudo, andando sobre a esteira descalças e com uso de sapatos com saltos de 5,0 cm, no plano horizontal, inclinado a  $1,83^\circ$  e  $3,61^\circ$ . Cada condição foi analisada durante 10 segundos, totalizando 60 segundos de análise de cada voluntária. A análise estatística não-paramétrica (teste de *Wilcoxon*) ( $p < 0,10$ ) demonstrou que o uso de sapatos com saltos com 5 cm de altura associado à marcha em plano horizontal e inclinado de  $1,83^\circ$  e  $3,61^\circ$  não altera o ângulo mínimo de flexão do joelho no plano sagital, porém exerce influência sobre o ângulo máximo do mesmo no plano horizontal, diminuindo-o com o uso do calçado. Foi constatado também que o uso do referido calçado apresenta relação com a velocidade da marcha de forma inversamente proporcional à inclinação da superfície, com exceção da inclinação de  $3,61^\circ$  com o uso de calçado, situação na qual observou-se valor próximo ao da condição descalça no plano horizontal. A marcha em plano inclinado de  $3,61^\circ$  com uso

de calçado com salto de 5 cm gera aumento do primeiro pico de força. O mesmo calçado gera, entretanto, diminuição do segundo pico de força tanto no plano horizontal como nas duas inclinações estudadas. Diante dos achados do presente estudo, conclui-se que o calçado estudado exerce influências em determinadas características cinemáticas e cinéticas da marcha, o que exige certa parcimônia em sua utilização freqüente.

**PALAVRAS-CHAVE:** Análise de marcha. Sapatos com saltos. Biomecânica.

**SILVA, G.G. Biomechanical gait analysis of women using high-heeled shoes in horizontal and inclined walkway.** 2009. 106 f. Dissertation (Mestrado in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá.

## **ABSTRACT**

Actually it's large the number of women that make use of high-heeled shoes for several hours a day, often being subdued to gait different types of surfaces, smooth and/or inclined, subjecting the musculoskeletal system to a variety of efforts. The present study's intentions were: to adapt a treadmill for the biomechanical analysis; to analyze women's gait using high heels in comparison with the barefoot condition; to analyze the influence of a slope surface over the march pattern of individuals and to relate the effect of high-heeled shoes utilization with the effect of a slope surface. An electronic treadmill was adapted with the installation of independent force platforms for the right and the left foot, using 8 rings and 32 strain gages in a strategic location. These were connected trough 2 channels to the Spider 8, responsible for acquisition and processing the signals which, connected to a computer, allowed the data analysis by the Catman® 3.1 software. It was necessary the utilization of a gear motor for the high-heels gait's velocity adaptation. A tripod and a digital camera were used for kinematic analysis of the right knee in the sagittal plane. For synchronization of kinematic and kinetic data, we used a light signaling that allowed the simultaneous start of data acquisition. Ten healthy young women volunteers participated on the study, walking on the treadmill barefoot and wearing shoes with heels of 5.0 cm on the horizontal plane, inclined 1.83 ° and 3.61 °. Each condition was analyzed for 10 seconds, summarizing 60 seconds of analysis of each volunteer. The images were fragmented in Quintic Player ® software and relayed to the software ImageJ ®, through which were analyzed the angular variation. Statistical analysis Non-parametric (Wilcoxon test) by using significance  $p < 0.10$  showed that the use of shoes with with 5 cm heels associated with motion in the horizontal plane and tilted 1.83 ° and 3.61 ° does not amending the minimum angle of knee flexion in the sagittal plane, but applies influence on the maximum angle in the

same horizontal plane downwards with the use of footwear. It was also found that such footwear is correlated with walking speed inversely proportional to the slope surface, except the slope of  $3.61^\circ$  with the same footwear, in which case there was a value close to the barefoot condition in the horizontal plane. The use of 5cm heel footwear on the slope of  $3.61^\circ$  leads to an increase of the First Force Peak. The same shoes however decreased both the Second Force Peak on the horizontal plane as the two slopes studied. Given the findings of this study is recommended to avoid the constant use of high-heeled shoes, due to the large number of biomechanical changes it promotes and which are possibly related to acute and chronic injuries.

**KEYWORDS:** Gait Analysis. High-Heeled Shoes. Biomechanics.

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                                            |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 1.1 – Particularidades do pé humano .....                                                                                                                                           | 23 |
| FIGURA 1.2 – Principais ligamentos da região do pé e tornozelo - região medial .                                                                                                           | 24 |
| FIGURA 1.3 – Principais ligamentos da região do pé e tornozelo - região lateral ..                                                                                                         | 24 |
| FIGURA 1.4 – Arco plantar longitudinal como uma viga .....                                                                                                                                 | 26 |
| FIGURA 1.5 – Efeitos da sustentação do peso corporal sobre os arcos do pé.....                                                                                                             | 27 |
| FIGURA 1.6 – Articulações femorotibiais: vista anterior com o joelho flexionado                                                                                                            | 28 |
| FIGURA 1.7 – Articulação femoropatelar, vista medial, com o joelho estendido e flexionado .....                                                                                            | 28 |
| FIGURA 1.8 – ADM do joelho em diferentes posicionamentos do quadril .....                                                                                                                  | 29 |
| FIGURA 1.9 – Eixos anatômicos e mecânicos do fêmur e da tíbia .....                                                                                                                        | 30 |
| FIGURA 1.10 – Plataforma de força desenvolvida por Jules Amar .....                                                                                                                        | 31 |
| FIGURA 1.11 – Fases da marcha .....                                                                                                                                                        | 33 |
| FIGURA 1.12 – Definição de passo e passada.....                                                                                                                                            | 33 |
| FIGURA 1.13 – Divisões do ciclo da marcha .....                                                                                                                                            | 34 |
| FIGURA 1.14 – Fases da marcha: A) contato inicial; B) resposta à carga; C) apoio médio; D) apoio terminal; E) pré-balanço; F) balanço inicial; G) balanço médio; H) balanço terminal ..... | 35 |
| FIGURA 1.15 - Principais variáveis estudadas na análise cinética da marcha .....                                                                                                           | 37 |
| FIGURA 1.16 - Tipos de calçados: sandália plataforma e salto fino .....                                                                                                                    | 39 |
| FIGURA 1.17 - Padrão vetorial da marcha .....                                                                                                                                              | 40 |
| FIGURA 1.18 - Imagem analisada no software Quintic Player ® .....                                                                                                                          | 43 |
| FIGURA 1.19 -Esteira instrumentada com plataforma de força: aplicação em análise de marcha .....                                                                                           | 45 |
| FIGURA 1.20 - Exame baropodométrico .....                                                                                                                                                  | 46 |
| FIGURA 1.21 - Palmilhas utilizadas em sapatos com saltos .....                                                                                                                             | 46 |
| FIGURA 1.22 - Medidas Antropométricas: proporções do corpo humano .....                                                                                                                    | 47 |
| FIGURA 1.23 - Distribuição do peso corporal com o uso de sapatos com saltos ...                                                                                                            | 50 |
| FIGURA 2.1 – Calçado com salto .....                                                                                                                                                       | 54 |
| FIGURA 2.2 – Marcadores anatômicos utilizados na voluntária .....                                                                                                                          | 55 |

|                                                                                 |    |
|---------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 2.3 – Imagem dos <i>softwares ImageJ e Quintic Player</i> .....          | 56 |
| FIGURA 2.4 – Definição do ângulo articular do joelho .....                      | 57 |
| FIGURA 2.5 – Conexões entre a esteira, Spider 8 e computador .....              | 59 |
| FIGURA 2.6 – Suporte para inclinação da esteira .....                           | 60 |
| FIGURA 2.7 – Dimensões do suporte metálico da plataforma de força .....         | 61 |
| FIGURA 2.8 – Dimensões das bases da plataforma.....                             | 62 |
| FIGURA 2.9 – Dimensões do anel .....                                            | 62 |
| FIGURA 2.10 – Esquema de um extensômetro elétrico .....                         | 63 |
| FIGURA 2.11– Moto-redutor.....                                                  | 63 |
| FIGURA 2.12 – Tacômetro .....                                                   | 64 |
| FIGURA 2.13 – Spider 8.....                                                     | 64 |
| FIGURA 2.14 – Imagem do <i>software Catman v.3.1</i> .....                      | 65 |
| FIGURA 2.15 – Calibração ascendente na plataforma esquerda .....                | 66 |
| FIGURA 2.16 – Calibração ascendente na plataforma direita .....                 | 67 |
| FIGURA 2.17 – Ponte de <i>Wheatstone</i> .....                                  | 67 |
| FIGURA 2.18 – Lâmpada sinalizadora .....                                        | 69 |
| FIGURA 2.19 – Coleta de dados exportada para o <i>Excel</i> .....               | 69 |
| FIGURA 3.1 – Padrão cinemático do joelho no plano sagital durante a marcha .... | 71 |
| FIGURA 3.2 – Gráfico do comportamento cinemático no plano horizontal .....      | 72 |
| FIGURA 3.3 – Gráfico do comportamento cinemático no plano inclinado 1.....      | 72 |
| FIGURA 3.4 – Gráfico do comportamento cinemático no plano inclinado 2.....      | 73 |
| FIGURA 3.5 – Ângulo mínimo do joelho no plano horizontal.....                   | 75 |
| FIGURA 3.6 – Ângulo mínimo do joelho no plano inclinado 1 .....                 | 76 |
| FIGURA 3.7 – Ângulo mínimo do joelho no plano inclinado 2 .....                 | 76 |
| FIGURA 3.8 – Ângulo máximo do joelho no plano horizontal .....                  | 77 |
| FIGURA 3.9 – Ângulo máximo do joelho no plano inclinado 1.....                  | 78 |
| FIGURA 3.10 – Ângulo máximo do joelho no plano inclinado 2.....                 | 78 |
| FIGURA 3.11 - Média de ciclos completos em cada condição estudada (n=10).....   | 80 |
| FIGURA 3.12 - Componentes de estudo da análise cinética da marcha.....          | 81 |
| FIGURA 3.13 – Gráfico comparativo do PPF no plano horizontal.....               | 82 |
| FIGURA 3.14 – Gráfico comparativo do PPF no plano inclinado 1.....              | 83 |

|                                                                                |    |
|--------------------------------------------------------------------------------|----|
| FIGURA 3.15 – Gráfico comparativo do PPF no plano inclinado 2.....             | 83 |
| FIGURA 3.16 – Gráfico comparativo do SPF no plano horizontal.....              | 85 |
| FIGURA 3.17 – Gráfico comparativo do SPF no plano inclinado 1.....             | 85 |
| FIGURA 3.18 – Gráfico comparativo do SPF no plano inclinado 2.....             | 86 |
| FIGURA 3.19 – Análise cinética comparativa no plano horizontal.....            | 87 |
| FIGURA 3.20 – Análise cinética comparativa no plano inclinado 1.....           | 88 |
| FIGURA 3.21 – Análise cinética comparativa no plano inclinado 2.....           | 88 |
| FIGURA 3.22 – Análise cinemática no plano horizontal, condição descalça.....   | 90 |
| FIGURA 3.23 – Análise cinética no plano horizontal, condição descalça.....     | 90 |
| FIGURA 3.24 – Análise cinemática no plano horizontal, condição com salto.....  | 90 |
| FIGURA 3.25 – Análise cinética no plano horizontal, condição com salto.....    | 91 |
| FIGURA 3.26 – Análise cinemática no plano inclinado 1, condição descalça.....  | 91 |
| FIGURA 3.27 – Análise cinética no plano inclinado 1, condição descalça.....    | 91 |
| FIGURA 3.28 – Análise cinemática no plano inclinado 1, condição com salto..... | 92 |
| FIGURA 3.29 – Análise cinética no plano inclinado 1, condição com salto.....   | 92 |
| FIGURA 3.30 – Análise cinemática no plano inclinado 2, condição descalça.....  | 92 |
| FIGURA 3.31 – Análise cinética no plano inclinado 2, condição descalça.....    | 93 |
| FIGURA 3.32 – Análise cinemática no plano inclinado 2, condição com salto..... | 93 |
| FIGURA 3.33 – Análise cinética no plano inclinado 2, condição com salto.....   | 93 |

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                     |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------|----|
| TABELA 3.1 – Características antropométricas das voluntárias da pesquisa.....       | 71 |
| TABELA 3.2 – Variação angular do joelho no plano sagital.....                       | 73 |
| TABELA 3.3 – Valores encontrados no teste de <i>Wilcoxon</i> para ângulo mínimo.... | 76 |
| TABELA 3.4 – Valores encontrados no teste de <i>Wilcoxon</i> para ângulo máximo.... | 79 |
| TABELA 3.5 – Valores encontrados no teste de <i>Wilcoxon</i> para PPF.....          | 83 |
| TABELA 3.6 – Valores encontrados no teste de <i>Wilcoxon</i> para SPF.....          | 86 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

|         |                                                        |
|---------|--------------------------------------------------------|
| ADM     | - Amplitude de Movimento                               |
| CG      | Centro de Gravidade                                    |
| FEG     | - Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá             |
| FRS     | - Força de reação do solo                              |
| FRSV    | Força de reação do solo vertical                       |
| Fy      | Componente vertical da Força de reação do solo         |
| Fx      | Componente médio-lateral da Força de reação do solo    |
| Fz      | Componente antero-posterior da Força de reação do solo |
| IFy_Fre | Impulso Vertical de Frenagem                           |
| IFy_Pro | Impulso Vertical de Propulsão                          |
| LED     | <i>Light Emitting Diode</i> (Diodo emissor de luz)     |
| PC      | - Peso corporal                                        |
| % PC    | Porcentagem do Peso Corporal                           |
| PPF     | - Primeiro Pico de Força                               |
| SPF     | - Segundo Pico de Força                                |
| SMF     | Suporte Médio de Força                                 |

## SUMÁRIO

|           |                                                                                     |    |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>1</b>  | <b>INTRODUÇÃO</b> .....                                                             | 21 |
| 1.1       | Objetivos .....                                                                     | 22 |
| 1.2       | Estrutura da dissertação.....                                                       | 22 |
| 1.3       | Anatomia, biomecânica e fisiologia do pé e tornozelo humano....                     | 23 |
| 1.4       | Anatomia, biomecânica e fisiologia do joelho humano.....                            | 28 |
| 1.5       | Análise de marcha .....                                                             | 31 |
| 1.5.1     | Histórico da análise de marcha .....                                                | 31 |
| 1.5.2     | Definições atuais.....                                                              | 32 |
| 1.5.3     | Fases da marcha .....                                                               | 34 |
| 1.5.4     | Principais eventos biomecânicos durante a marcha.....                               | 36 |
| 1.5.4.1   | Alteração do centro de gravidade (CG).....                                          | 36 |
| 1.5.4.2   | Alteração da força de reação do solo (FRS).....                                     | 36 |
| 1.5.4.2.1 | FRS vertical e o uso de calçados.....                                               | 38 |
| 1.5.4.3   | Alteração no padrão vetorial.....                                                   | 39 |
| 1.5.4.4   | Influência neuro-músculo-esquelética na biomecânica da<br>marcha.....               | 40 |
| 1.5.5     | Métodos de avaliação da marcha.....                                                 | 41 |
| 1.5.5.1   | Cinemetria.....                                                                     | 42 |
| 1.5.5.2   | Dinamometria.....                                                                   | 44 |
| 1.5.5.2.1 | Plataforma de força.....                                                            | 44 |
| 1.5.5.2.2 | Baropodometria.....                                                                 | 45 |
| 1.5.5.2.3 | Estabilometria.....                                                                 | 47 |
| 1.5.5.3   | Antropometria.....                                                                  | 47 |
| 1.5.5.4   | Eletromiografia.....                                                                | 48 |
| 1.6       | Alterações posturais e biomecânicas associadas ao uso de sapatos<br>com saltos..... | 49 |
| 1.7       | Alterações posturais e biomecânicas associadas à marcha em<br>plano inclinado.....  | 51 |
| <b>2</b>  | <b>METODOLOGIA</b> .....                                                            | 53 |
| 2.1       | Comitê de ética.....                                                                | 53 |
| 2.2       | Seleção das voluntárias.....                                                        | 53 |
| 2.3       | Análise antropométrica.....                                                         | 54 |
| 2.3.1     | Equipamentos utilizados.....                                                        | 54 |
| 2.3.1.1   | Balança mecânica.....                                                               | 54 |
| 2.3.1.2   | Estadiômetro.....                                                                   | 54 |
| 2.3.2     | Procedimento experimental.....                                                      | 54 |
| 2.4       | Análise cinemática.....                                                             | 54 |
| 2.4.1     | Equipamentos utilizados.....                                                        | 54 |
| 2.4.1.1   | Câmera digital.....                                                                 | 55 |
| 2.4.1.2   | Tripé.....                                                                          | 55 |
| 2.4.1.3   | Marcadores anatômicos.....                                                          | 55 |
| 2.4.1.4   | Softwares.....                                                                      | 56 |
| 2.4.2     | Procedimentos experimentais.....                                                    | 56 |
| 2.4.1.2   | Calibração da câmera.....                                                           | 56 |

|           |                                                                                   |           |
|-----------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.4.2.2   | Coleta de dados.....                                                              | 57        |
| 2.5       | Análise cinética.....                                                             | 58        |
| 2.5.1     | Equipamentos utilizados.....                                                      | 58        |
| 2.5.1.1   | Esteira instrumentada.....                                                        | 58        |
| 2.5.1.1.1 | Suporte para inclinação.....                                                      | 59        |
| 2.5.1.2   | Plataforma de força.....                                                          | 60        |
| 2.5.1.2.1 | Suporte metálico da plataforma de força.....                                      | 60        |
| 2.5.1.2.2 | Bases da plataforma.....                                                          | 62        |
| 2.5.1.2.3 | Anéis.....                                                                        | 62        |
| 2.5.1.2.4 | Extensômetros elétricos.....                                                      | 62        |
| 2.5.1.3   | Moto-reductor.....                                                                | 63        |
| 2.5.1.4   | Tacômetro digital.....                                                            | 64        |
| 2.5.1.5   | Spider 8 (HBM) .....                                                              | 64        |
| 2.5.1.6   | Software de aquisição de dados.....                                               | 65        |
| 2.5.2     | Procedimento experimental.....                                                    | 65        |
| 2.5.2.1   | Calibração da velocidade da esteira .....                                         | 65        |
| 2.5.2.2   | Calibração das plataformas de força.....                                          | 66        |
| 2.5.2.3   | Coleta de dados.....                                                              | 67        |
| 2.5.2.4   | Armazenamento dos dados.....                                                      | 69        |
| 2.6       | Métodos para análise dos dados.....                                               | 70        |
| 2.6.1     | Variáveis analisadas.....                                                         | 70        |
| 2.6.2     | Análise estatística.....                                                          | 70        |
| <b>3</b>  | <b>RESULTADOS E DISCUSSÃO.....</b>                                                | <b>71</b> |
| 3.1       | Análise antropométrica.....                                                       | 71        |
| 3.2       | Análise cinemática.....                                                           | 71        |
| 3.2.1     | Comparação do comportamento cinemático nas condições<br>descalça e com salto..... | 72        |
| 3.2.1.1   | Esteira com inclinação de 0° (horizontal).....                                    | 72        |
| 3.2.1.2   | Esteira com inclinação de 1,83° (inclinação 1).....                               | 72        |
| 3.2.1.3   | Esteira com inclinação de 3,61° (inclinação 2).....                               | 73        |
| 3.2.2     | Comparação cinemática do ângulo mínimo da articulação do<br>joelho.....           | 75        |
| 3.2.2.1   | Plano Horizontal.....                                                             | 75        |
| 3.2.2.2   | Plano Inclinado 1.....                                                            | 75        |
| 3.2.2.3   | Plano Inclinado 2.....                                                            | 76        |
| 3.2.2.4   | Análise Estatística.....                                                          | 76        |
| 3.2.3     | Comparação cinemática do ângulo máximo da articulação do<br>joelho.....           | 77        |
| 3.2.3.1   | Plano Horizontal.....                                                             | 77        |
| 3.2.3.2   | Plano Inclinado 1.....                                                            | 78        |
| 3.2.3.3   | Plano Inclinado 2.....                                                            | 78        |
| 3.2.3.4   | Análise Estatística.....                                                          | 78        |
| 3.2.4     | Comparação do número de ciclos                                                    | 79        |
| 3.3       | Análise cinética.....                                                             | 81        |
| 3.3.1     | Análise do PPF.....                                                               | 82        |
| 3.3.1.1   | PPF - Plano horizontal.....                                                       | 82        |

|          |                                                     |            |
|----------|-----------------------------------------------------|------------|
| 3.3.1.2  | PPF – Plano inclinado 1.....                        | 82         |
| 3.3.1.3  | PPF – Plano inclinado 2.....                        | 83         |
| 3.3.1.4  | Análise Estatística.....                            | 83         |
| 3.3.2    | Análise do SPF.....                                 | 85         |
| 3.3.2.1  | SPF – Plano horizontal.....                         | 85         |
| 3.3.2.2  | SPF – Plano inclinado 1.....                        | 85         |
| 3.3.2.3  | SPF – Plano inclinado 2.....                        | 85         |
| 3.3.2.4  | Análise Estatística.....                            | 86         |
| 3.3.3    | Comparações entre os resultados cinéticos.....      | 87         |
| 3.3.3.1  | Plano horizontal.....                               | 87         |
| 3.3.3.2  | Plano inclinado 1.....                              | 88         |
| 3.3.3.3  | Plano inclinado 2.....                              | 88         |
| 3.4      | Comparação entre dados cinemáticos e cinéticos..... | 89         |
| 3.4.1    | Horizontal Descalça.....                            | 89         |
| 3.4.2    | Horizontal com Salto.....                           | 90         |
| 3.4.3    | Inclinação 1 Descalça.....                          | 91         |
| 3.4.4    | Inclinação 1 com Salto.....                         | 92         |
| 3.4.5    | Inclinação 2 Descalça.....                          | 92         |
| 3.4.6    | Inclinação 2 com Salto.....                         | 93         |
| <b>4</b> | <b>CONCLUSÕES.....</b>                              | <b>96</b>  |
|          | <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>              | <b>97</b>  |
|          | <b>BIBLIOGRAFIA CONSULTADA.....</b>                 | <b>102</b> |
|          | <b>APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO.....</b>               | <b>104</b> |
|          | <b>APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO.....</b>     | <b>105</b> |
|          | <b>ANEXO A – APROVAÇÃO COMITÊ DE ÉTICA.....</b>     | <b>106</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Existem inúmeras controvérsias a respeito do uso de sapatos com saltos em mulheres. Potério-Filho et al. (2006) acreditam que ele auxilia em até 30% o retorno venoso dos membros inferiores; outro grupo acredita que esse tipo de calçado está diretamente relacionado ao surgimento de calos, hálux valgo, inflamações nas unhas e diversas alterações posturais, principalmente nos membros inferiores.

Gefen et al. (2002) e Opila-Correia (1990) relatam que os sapatos com saltos deslocam o centro de massa do corpo anteriormente, o que gera um aumento na sobrecarga no antepé e mudanças nos picos de pressões da cabeça dos 3<sup>o</sup>, 4<sup>o</sup>. e 5<sup>o</sup>. metatarsos para o 1<sup>o</sup>. e 2<sup>o</sup>. metatarso. Além disso, sugere-se também que esse tipo de calçado transmite forças aos tecidos moles, que podem causar dores nos membros inferiores e coluna vertebral, o que justifica o fato de muitas usuárias de sapatos com saltos relatarem dores na região lombar.

São poucos os estudos que abordam a análise de marcha em plano inclinado com a utilização de calçados com saltos, situação freqüente nas atividades cotidianas das mulheres. Diversas variáveis cinemáticas e cinéticas encontram-se alteradas nessas condições em comparação com a condição descalça, variando também de acordo com o grau de inclinação da superfície.

Ainda não há um consenso sobre os efeitos da utilização de calçados com saltos em superfícies inclinadas, situação bastante comum nas atividades cotidianas das mulheres. Para isso, a utilização dos métodos de medição em biomecânica oferece importante contribuição.

Até aproximadamente o ano de 1800, os métodos utilizados para análise da marcha eram fundamentalmente subjetivos. Atualmente, através dos métodos de medição em biomecânica, *softwares* especializados em calcular trajetória dos membros inferiores, estimar forças e momentos nas articulações, e com a utilização de equipamentos, como a plataforma de força, baropodometria e termografia, é possível realizar análise de marcha com maior precisão nos resultados.

## 1.1 Objetivos

Esta pesquisa tem como objetivos: analisar a marcha de mulheres com uso de sapatos com saltos em comparação com a condição descalça; analisar a influência da inclinação da superfície sobre o padrão de marcha dos indivíduos, ambos através de métodos de dinamometria e cinemetria de forma sincronizada; relacionar o efeito da utilização do calçado com salto com o efeito da inclinação da superfície.

## 1.2 Estrutura da dissertação

No Capítulo 1 é elaborada uma introdução do trabalho, com justificativa e destaque aos seus principais objetivos. São introduzidos comentários sobre anatomia, biomecânica da marcha humana, um breve histórico do seu estudo e funções. Comentam-se alguns trabalhos sobre alterações na marcha, além do relacionamento entre essas mudanças e o uso de calçados com saltos, além da instrumentação utilizada para análise de marcha.

No Capítulo 2 é descrita toda a metodologia do trabalho em questão, com a descrição das etapas da construção da plataforma de força utilizada no trabalho, o procedimento de calibração, a realização do procedimento experimental e os métodos para a análise dos dados.

No Capítulo 3 são apresentados os resultados obtidos no estudo, associados à discussão dos achados, comparando-os entre si e com os artigos pesquisados.

No Capítulo 4 são descritas as conclusões obtidas neste trabalho.

O trabalho é finalizado com a apresentação das referências necessárias à sua realização, seguido dos apêndices, anexos e glossário.

### 1.3 Anatomia, biomecânica e fisiologia do pé e tornozelo humano

O pé humano estabelece a ligação entre o homem e o solo. Mesmo num ambiente sem iluminação, o homem é capaz de detectar o tipo de solo em que pisa, graças a sensores especiais de que o pé é portador. Existem duas particularidades do pé humano em relação ao dos demais primatas: o primeiro raio do pé localiza-se paralelamente aos outros quatro metatarsianos, o que garante uma marcha estável, como pode ser visto na figura 1.1 inferior; o arco longitudinal promove amortecimento, permitindo também a corrida, observado na região superior da figura 1.1 (VIEL, 2001; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

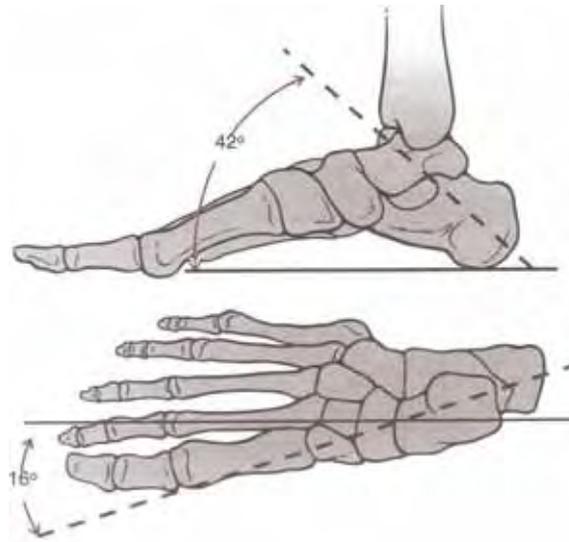


Figura 1.1 – Particularidades do pé humano (HAMILL, KNUTZEN, 1993)

O pé é distribuído em três conjuntos ósseos: tarso, metatarso e os pododáctilos. Do ponto de vista biomecânico, três regiões são identificadas: a) regiões posterior e anterior – amortecimento; b) borda lateral – equilíbrio e propulsão; c) região sob a metatarso-falangeana do 1º. dedo – pivoteamento (VIEL, 2001; PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000).

A conexão óssea é feita por meio de 107 ligamentos, que formam, por sua vez, as articulações, dentre as quais se destacam a subtalar, transversa do tarso, tarsometatarsianas e metatarsofalangeanas (figura 1.2 e 1.3) (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000).



Figura 1.2 – Principais ligamentos da região do pé e tornozelo - região medial (adaptado de NETTER, 2000).

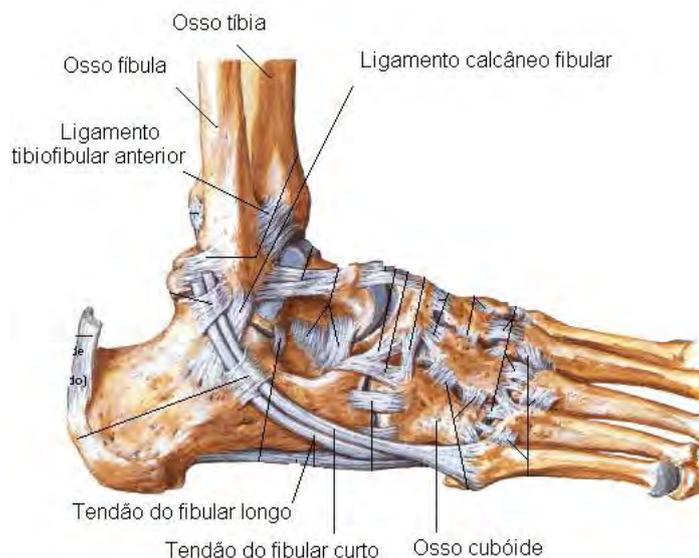


Figura 1.3 – Principais ligamentos da região do pé e tornozelo - região lateral (adaptado de NETTER, 2000).

Essa região é composta por um grande número de músculos que, para fins didáticos, são divididos em extrínsecos e intrínsecos. O primeiro grupo refere-se à musculatura cuja origem se localiza abaixo do joelho e com inserção no pé; são responsáveis por movimentos do tornozelo, tais como dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão, além da movimentação dos artelhos. Já a musculatura intrínseca tem origem abaixo da articulação do tornozelo, localiza-se no dorso ou na planta do pé, e também participa da movimentação dos artelhos (SPENCE, 1991; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

Classificada como articulação em dobradiça uniaxial, o tornozelo é formado pela conexão entre os ossos tíbia e fíbula (articulação tibiofibular) e pela mesma tíbia com o tálus (articulação tibiotalar). Sua configuração garante mais estabilidade do que mobilidade. Tíbia e fíbula juntas formam um profundo soquete para a tróclea do tálus, e dessa forma cria-se um encaixe. Há uma projeção do maléolo lateral mais para baixo do que o maléolo medial, o que garante proteção aos ligamentos mediais. Essa diferença também coloca a região lateral mais propensa a fraturas por meio de um entorse com inversão do tornozelo (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; SPENCE, 1991).

A articulação do tornozelo possui um eixo de rotação que corre obliquamente à tíbia e não está alinhada com o corpo. Considera-se a amplitude média de dorsiflexão do tornozelo em torno de 20°, sendo que para uma marcha eficiente são necessários em torno de 10°. Já a flexão plantar, movimento que consiste no afastamento do pé em relação à perna, apresenta amplitude de 50°, e cerca de 20 a 25° são necessários para a marcha normal. Considerando o movimento total de flexão plantar e dorsiflexão durante a marcha normal, espera-se de 20 a 40° (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993; SPENCE, 1991).

A articulação subtalar, responsável por absorção da rotação do membro inferior no apoio, consiste na articulação entre os ossos tálus e o calcâneo, região denominada retropé. Tálus e calcâneo são responsáveis por sustentar grande parte do peso corporal no pé, sendo o tálus - osso no qual nenhum músculo se insere - encarregado de transmitir o peso de todo o corpo. O eixo de rotação dessa articulação se localiza da superfície plantar lateral posterior para a superfície medial dorsal, anterior do tálus. São considerados movimentos triplanares dessa articulação a pronação e supinação. Durante a marcha, cerca de 4° de inversão do calcâneo e 7° de eversão do mesmo são esperados em pessoas normais. Espera-se que a pronação esteja presente em torno de 55% a 85% da fase de apoio (SANTOS et al., 2007; NORDIN, FRANKEL, 2003; PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

Deve-se ressaltar também a importância da articulação mediotársica, ou társica transversa. Formada pela articulação calcaneocubóidea na região lateral e

talonavicular, medialmente, assume o formato de um “S” com dois eixos, oblíquo e longitudinal (NORDIN, FRANKEL, 2003; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

As demais articulações existentes no mediopé são as intertársicas, entre o cuneiforme e o navicular, o cubóide e o intercuneiforme, que são articulações deslizantes. No antepé existem os metatársicos e as falanges, e as articulações respectivas entre eles. Essa região do pé tem as funções de manter o arco metatársico transverso, manter o arco longitudinal medial e manter a flexibilidade no primeiro metatarso (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; SPENCE, 1991).

O pé também possui arcos formados pelos tarsos e metatarsos, sendo que dois estão dispostos longitudinalmente (arco longitudinal lateral e medial) e um transversalmente (arco transverso). Os arcos exercem a importante função de absorção de choques, através de um sistema elástico, esquematizado na figura 4, onde  $W$  representa o peso corporal total. A proteção dos arcos e a proteção dos feixes neurovasculares da região plantar do pé são feitas pela fáscia plantar, que consiste numa aponeurose plantar fibrosa que vai do calcâneo até a articulação metatarsal-falângica (NORDIN, FRANKEL, 2003; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

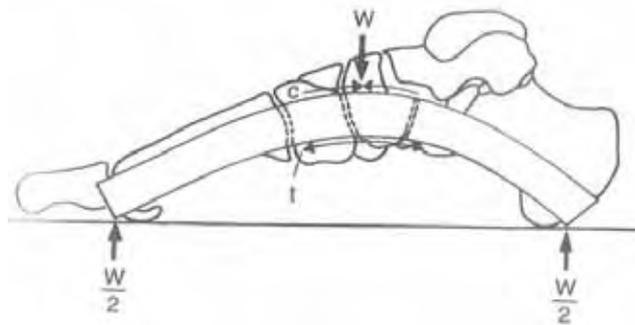


Figura 1.4 – Arco plantar longitudinal como uma viga (NORDIN, FRANKEL, 2003)

Observa-se uma variação na distribuição do peso corporal nos pés durante a marcha, e até mesmo na postura ereta estática, que é resultado do achatamento e alongamento dos arcos do pé. Essas alterações ocorrem nos três arcos plantares e resultam em desvio medial da cabeça do tálus e do tubérculo lateral do calcâneo. O retropé sofre uma leve adução, pronação e extensão, e o antepé realiza relativa flexão, abdução e supinação. Na figura 1.5 é possível observar a posição articular durante a sustentação de peso, na linha tracejada, e a mesma quando não suporta peso, nos arcos

longitudinais medial (A), lateral (B), arco transverso anterior (C) e do mediopé (D) (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000).

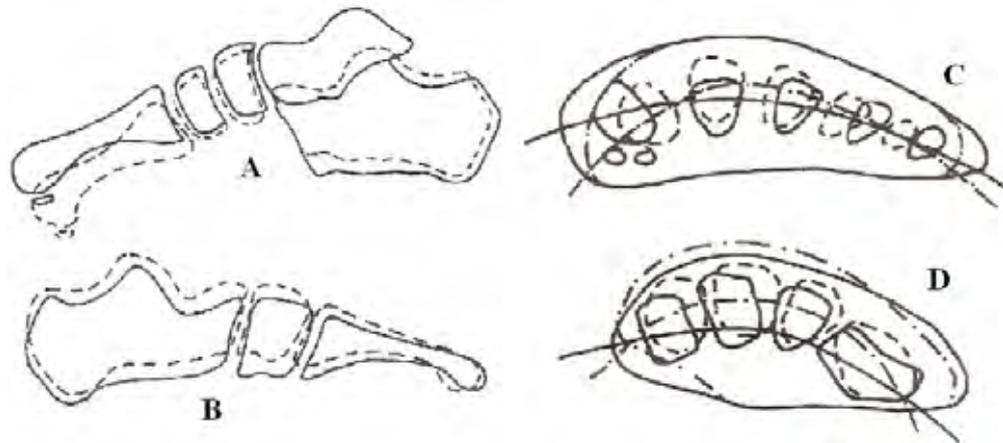


Figura 1.5 – Efeitos da sustentação do peso corporal sobre os arcos do pé (Adaptado de PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000)

A musculatura do pé exerce a função de sustentação de impactos de magnitude elevada. Além disso, proporcionam energia cinética e potencial enquanto criam o movimento e perdem energia posteriormente, quando absorvem movimento. Os 11 músculos intrínsecos do pé atuam em conjunto e estão ativos na fase de apoio, principalmente nos instantes que precedem a propulsão (HAMILL, KNUTZEN, 1993; SPENCE, 1991).

O movimento de flexão plantar é considerado o mais forte do tornozelo/pé, devido à grande quantidade de massa muscular, e também por atuarem contra a gravidade e ajudarem na propulsão na marcha (HAMILL, KNUTZEN, 1993).

As principais forças nas quais o tornozelo e o pé estão sujeitos durante a marcha são de compressão e atrito, sendo encontrada uma força vertical de 0,8 a 1,1 vezes o peso corporal vindo pelo solo durante o contato do calcanhar. Frequentemente encontra-se hipotrofia dos músculos intrínsecos do pé, devido ao uso constante de calçados (PERRY, 2005; VIEL, 2001; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

Também com função de apoio e absorção de choques durante a marcha, o coxim gorduroso plantar é uma estrutura formada por septos fibrosos como arco invólucro para as células gordurosas (SPENCE, 1991).

#### 1.4 Anatomia, biomecânica e fisiologia do joelho humano

Considera-se a articulação do joelho a maior e uma das mais complexas do corpo humano. Classificada como articulação em dobradiça bicondilar sinovial entre os côndilos do fêmur e os da tíbia, apresenta anteriormente a patela, osso do tipo sesamóide que atua como um eixo para aumentar a alavanca do músculo quadríceps femoral. É possível classificar três principais articulações envolvidas no joelho: duas femorotibiais (figura 1.6) e uma femoropatelar (figura 1.7) que apresentam, no entanto, uma única cavidade articular (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993; SPENCE, 1991).



Figura 1.6 – Articulações femorotibiais: vista anterior com o joelho flexionado (adaptado de NETTER, 2000)



Figura 1.7 – Articulação femoropatelar, vista medial, com o joelho estendido (à esquerda) e flexionado (à direita) (SOBOTTA, 2000).

A amplitude de movimento (ADM) máxima do joelho em flexão depende da posição na qual a articulação do quadril se encontra, devido à influência do músculo reto femoral, que cruza as duas articulações. Com o quadril em extensão, atinge-se aproximadamente até 120°. Quando o quadril está flexionado, pode-se chegar até 160° de flexão do joelho, podendo haver nesse caso influência também dos músculos isquiotibiais, localizados na região posterior da coxa, que quando hipertrofiados podem limitar a flexão total do joelho (figura 1.8) (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000).

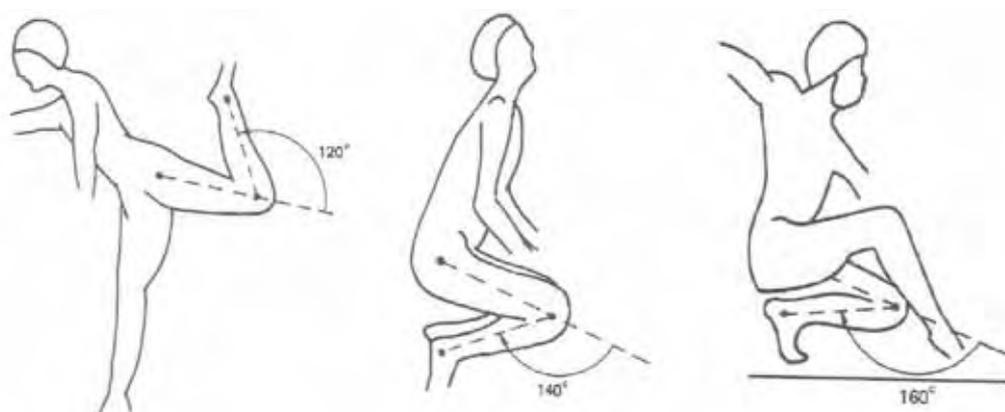


Figura 1.8 – ADM do joelho em diferentes posicionamentos do quadril (Adaptado de PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000)

Dentre as funções dessa articulação, deve-se destacar a sustentação de peso e uma considerável estabilidade, em especial em extensão. Devido à interação de ligamentos, músculos e movimentos complexos de deslizamento e rolamento nas superfícies articulares, o joelho tem a capacidade de combinar relativamente bem essas duas funções antagônicas – mobilidade e estabilidade. É possível observar, além da flexão e extensão, uma pequena quantidade de rotação no joelho, especialmente quando o joelho está fletido e com o pé sem contato com o solo (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

Os ligamentos colaterais e intracapsulares, a cápsula articular, as aponeuroses e os tendões são responsáveis por garantir ao joelho uma maior estabilidade (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

Na marcha, o joelho exerce função imprescindível, principalmente em função dos movimentos de flexão e extensão que exerce durante as fases de apoio e balanço. Pode-se considerar que o joelho também atua por compressão axial sob a ação da

gravidade. Em conjunto com a articulação do tornozelo, funciona como um potente impulsionador do corpo para frente, permitindo a recepção e absorção de vigorosos esforços aos quais é submetido (PERRY, 2005; PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

Os eixos anatômicos do fêmur e da tíbia formam um ângulo aberto de aproximadamente  $175^\circ$ , denominado ângulo femorotibial. Observa-se, no entanto, que os centros articulares do quadril, joelho e tornozelo localizam-se sobre uma linha reta, que é considerada o eixo mecânico do membro inferior (figura 1.9). Ao analisar os eixos das articulações do quadril, joelho e tornozelo na postura ereta, observa-se que o joelho apresenta leve rotação interna em relação à cabeça e ao colo do fêmur e a extremidade inferior da tíbia (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000; HAMILL, KNUTZEN, 1993).

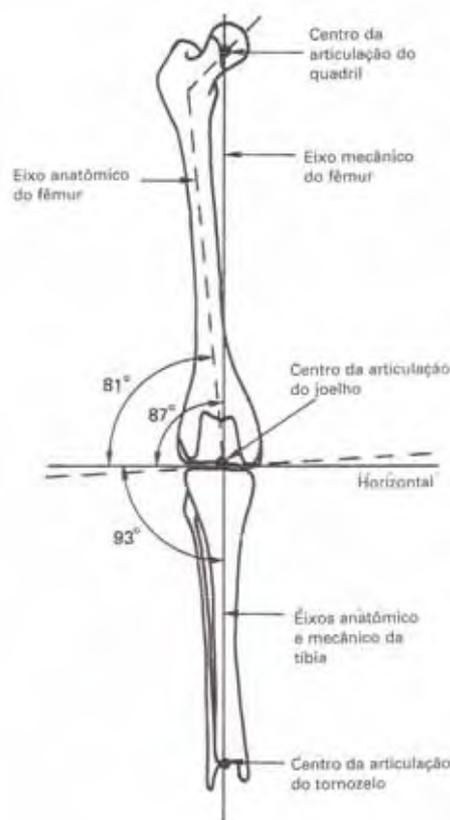


Figura 1.9 – Eixos anatômicos e mecânicos do fêmur e da tíbia (PALASTANGA, FIELD, SOAMES, 2000).

## 1.5 Análise de marcha

### 1.5.1 Histórico da análise de marcha

Desde a Idade Média, o homem preocupou-se em registrar o movimento. Por volta de 12.000 a.C., já foram encontradas pinturas rupestres de animais com o dobro do número de patas que possui, numa tentativa de demonstrar o movimento (LEMOS, BARROS, SOARES, 2003).

Aristóteles (384-322 a.C.) estabeleceu hipóteses sobre o controle do movimento e descreveu o deslocamento vertical que ocorre durante a marcha. Os irmãos Weber, na metade do século XIX, introduziram conceitos essenciais de cinemática na marcha. No final desse mesmo século, Eadweard Muybridge criou a ilusão de movimento por meio de sucessivas fotografias expostas em alta velocidade. Esse método foi o precursor do desenvolvimento das câmeras de cinema, e foi um marco na cinemetria biomecânica (BAKER, 2007; SAAD, BATTISTELLA, MASIERO, 1996).

O francês Jules Amar (1879-1935), no período da Primeira Guerra Mundial, foi o primeiro a desenvolver uma plataforma de força com registro dos três componentes ( $F_x$ ,  $F_y$ ,  $F_z$ ), e a utilizou na reabilitação de indivíduos que participaram da guerra (figura 1.10).

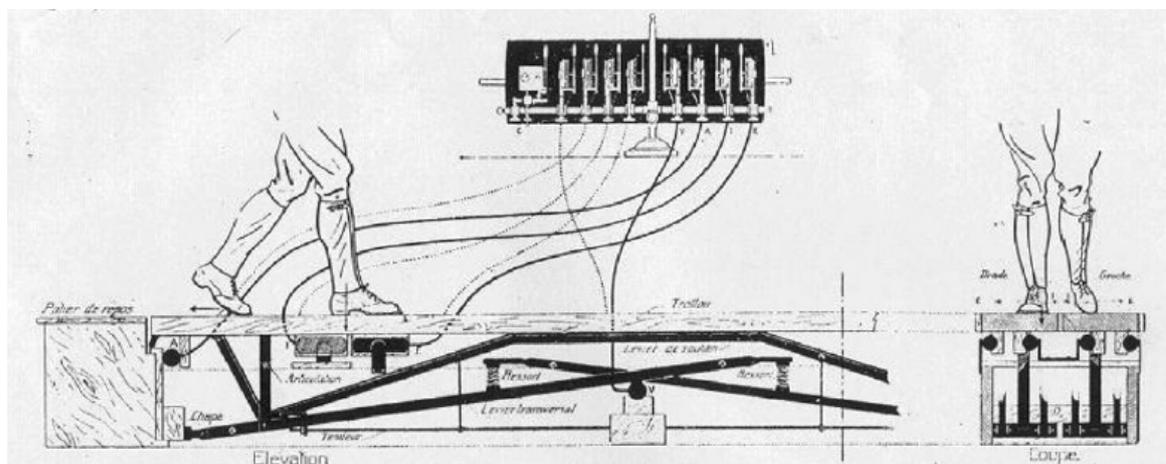


Figura 1.10 – Plataforma de força desenvolvida por Jules Amar (BAKER, 2007).

Inman, em estudos mais recentes, analisou qualitativa e quantitativamente parâmetros cinemáticos, cinéticos da marcha, além de utilizar-se de eletromiografia dinâmica (BAKER, 2007; LEMOS, BARROS, SOARES, 2003; SAAD, BATTISTELLA, MASIERO, 1996).

Braune e Fisher introduziram, em 1987, a técnica da estereometria no estudo do movimento humano, o que permitiu reestruturar uma visão tridimensional da posição instantânea do ponto móvel. O método utilizado por esses dois pesquisadores requer a utilização de quatro câmeras fotográficas, duas de cada lado, com a finalidade de registrar o movimento em diferentes perspectivas (BAKER, 2007; LEMOS, BARROS, SOARES, 2003).

#### 1.5.2 Definições atuais

Atualmente, define-se a marcha por comportamentos motores compostos por movimentos integrados do corpo humano. São comportamentos cíclicos que permitem estabelecer critérios objetivos para a distinção entre estrutura de movimentos normais e anormais, assim como a discriminação de mudanças causadas pelo desenvolvimento do indivíduo. Todo ato locomotor depende de interações dinâmicas entre o sistema motor e as forças externas, entendidas como causas do movimento nesta interação do corpo com o meio ambiente (WHITTLE, 2000; PERRY, 2005).

A locomoção deve atender a várias exigências simultâneas, dentre as quais destacam-se: a propulsão do corpo para frente ou para trás; manutenção do equilíbrio em condição estática e dinâmica, em situação variável de apoio; coordenação entre postura, equilíbrio e locomoção com adaptação. Apesar de dois indivíduos não se locomoverem de forma idêntica, algumas características da marcha são universais, e servem como base para a descrição cinemática, eletromiográfica e dinâmica da marcha (VIEL, 2001; PERRY, 2005).

A marcha normal é caracterizada por um ciclo que se inicia com o contato do calcanhar com o solo (fase de apoio) e termina quando o pé deixa o solo (fase de

oscilação). Em situações normais, a fase de apoio constitui aproximadamente 60% do ciclo e a fase de oscilação, 40% (figura 1.11) (WHITTLE, 2000; PERRY, 2005).

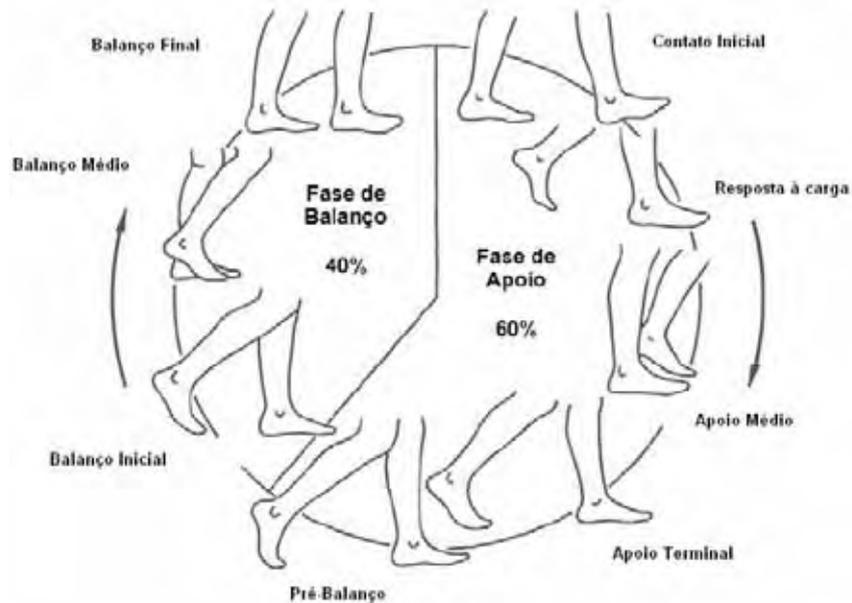


Figura 1.11 – Fases da marcha (Adaptado de VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR, 1992).

Um ciclo de marcha (ou passada) é delimitado pelo período entre o toque de um calcanhar até o próximo toque do mesmo pé. Um passo é definido pelo intervalo entre o toque do calcâneo de um pé até o contato do calcâneo do outro pé no solo. Portanto, cada passada contém dois passos (figura 1.12) (PERRY, 2005; SAAD, BATTISTELLA, MASIERO, 1996).

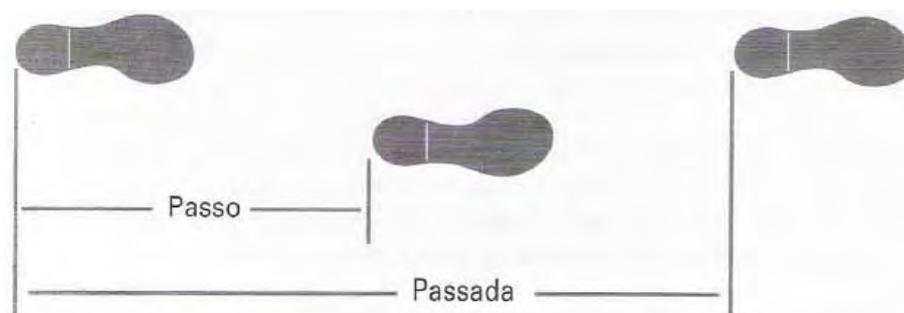


Figura 1.12 – Definição de passo e passada (PERRY, 2005).

### 1.5.3 Fases da marcha

Os oito intervalos funcionais da marcha são denominados fases. Cada uma das fases é caracterizada por padrões de movimento realizados principalmente pelo quadril, joelho e tornozelo. Analisar o padrão de marcha de um indivíduo através das fases permite a identificação dos diferentes movimentos que ocorrem nas articulações individuais, assim como associar essas ações ao contexto da função total do membro. Pode-se identificar em cada uma das oito fases da marcha um objetivo funcional e um padrão de movimento seletivo sinérgico para realizar essa meta. Dessa forma, os membros inferiores estão aptos à realização das tarefas básicas, que são a aceitação de peso, o apoio simples e o avanço do membro (figura 1.13) (PERRY, 2005).

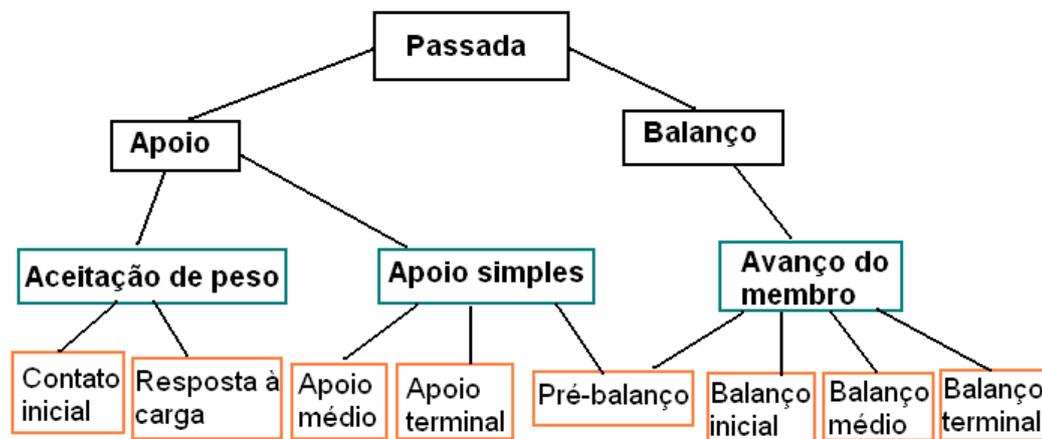


Figura 1.13 – Divisões do ciclo da marcha (adaptado de PERRY, 2005)

Durante a tarefa de aceitação de peso, três eventos principais são identificados: absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. O corpo transfere abruptamente o seu peso para um membro que terminou recentemente o balanço para frente e apresenta alinhamento irregular. Duas fases da marcha estão incluídas nessa tarefa: contato inicial e resposta à carga. O contato inicial (figura 1.14-A) caracteriza-se pelo toque do pé no solo, enquanto todo o membro inferior é

posicionado para a realização do rolamento do calcanhar (ADAMCZYK, COLLINS, KUO, 2006; PERRY, 2005).

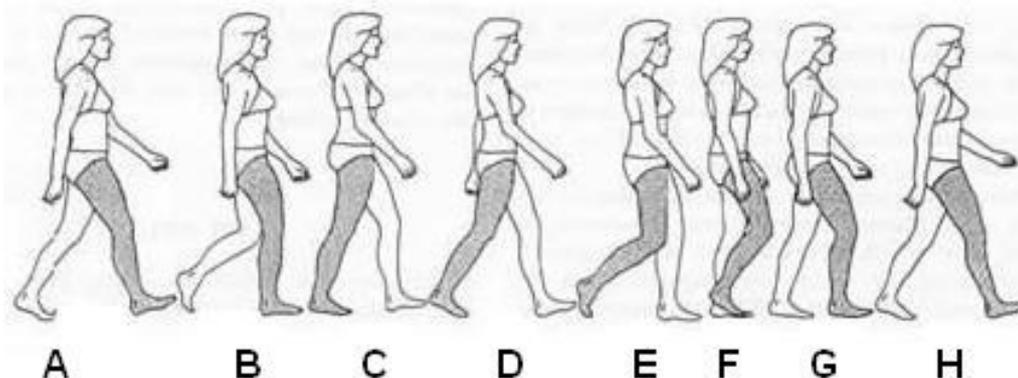


Figura 1.14 – Fases da marcha: A) contato inicial; B) resposta à carga; C) apoio médio; D) apoio terminal; E) pré-balanço; F) balanço inicial; G) balanço médio; H) balanço terminal (adaptado de *Queen's University, Canadá* – Departamento de Mecânica e Engenharia dos Materiais - <http://me.queensu.ca/people/deluzio/GaitAnalysis.php>)

Na resposta à carga (figura 1.14-B), também chamada duplo apoio inicial, o corpo necessita de estabilidade suficiente para a recepção do peso; inicia com o toque do pé no solo e continua até que o pé do membro oposto se eleve para a fase de balanço (PERRY, 2005).

A tarefa de apoio simples é marcada pela sustentação de todo o peso corporal que um membro inferior realiza, associada à progressão do corpo. Estão incluídas nessa tarefa as fases de apoio médio e apoio terminal. A primeira metade do apoio simples é denominada apoio médio (figura 1.14-C), quando há grande exigência de estabilidade do tronco e do membro. O apoio terminal (figura 1.14-D) inicia com a elevação do calcanhar e continua até que o outro pé encoste-se ao solo, proporcionando dessa forma a progressão do corpo (PERRY, 2005).

O avanço do membro é a terceira tarefa do ciclo da marcha, marcado pela oscilação postural preparatória para o próximo período de apoio. As fases envolvidas nesse processo são o pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. No pré-balanço (figura 1.14-E), fase final do apoio, ocorre liberação e transferência do peso corporal, e o objetivo é atingir o posicionamento adequado do membro para o balanço.

O balanço inicial (figura 1.14-F) dura em média 30% do tempo total do balanço e inicia com a elevação do pé do solo. Nessa fase ocorre o avanço do membro inferior.

A segunda fase do período de balanço é o balanço médio (figura 1.14-G), que começa quando o membro que realiza o balanço encontra-se oposto ao membro de apoio e termina no momento em que as flexões de quadril e joelho no plano sagital são semelhantes. O balanço terminal (figura 1.14-H) é delimitado até o instante em que o pé atinge o solo. Nessa fase o avanço do membro inferior está completando-se e já ocorre um preparo para o próximo período de apoio, reiniciando o ciclo (PERRY, 2005).

#### 1.5.4 Principais eventos biomecânicos durante a marcha

##### 1.5.4.1 Alteração do centro de gravidade (CG)

São descritas diversas alterações biomecânicas no corpo humano durante a marcha. Uma das mais destacadas é o deslocamento do CG predominantemente no eixo horizontal durante a marcha, apesar do caráter senoidal desta trajetória evidenciar também um movimento no eixo vertical. O deslocamento da linha de gravidade constantemente à frente do tornozelo promove desequilíbrio do corpo para frente, o que gera estratégias de restabelecimento do equilíbrio, ativadas pelo sistema neuromuscular, e que garante um equilíbrio dinâmico durante todo o ciclo. Deve-se ressaltar também que as solicitações são bilaterais, o que confere uma relativa simetria ao corpo (PERRY, 2005; WINTER, 2005; WHITTLE, 2000).

##### 1.5.4.2 Alteração da força de reação do solo (FRS)

Outra significativa alteração biomecânica na marcha refere-se à FRS, conceituada como o “total líquido de todas as forças musculares e gravitacionais atuando em cada instante durante a fase de apoio”. A FRS vertical é considerada a grandeza que melhor representa os efeitos do ambiente, calçado, velocidades e patologias na marcha humana (SACCO et al., 2007; VIANA, GREVE, 2006; MASANI, KOUZAKI, FUKUNAGA, 2002; WINTER, 1990).

Segundo Santos (2006), no estudo das forças que agem perpendicularmente à superfície, deve-se destacar as seguintes variáveis, que podem ser visualizadas na figura 1.15 e são descritas abaixo:

- Primeiro Pico de Força (PPF): valor máximo da força de reação na direção vertical ( $F_y$ ) ocorrido no primeiro pico. Ocorre aproximadamente durante 1/3 da fase de apoio e se manifesta em função do contato do calcanhar com o solo (contato inicial).
- Segundo Pico de Força (SPF): valor máximo da  $F_y$  ocorrido no segundo pico. Ocorre durante 2/3 da fase de apoio. O PPF e o SPF podem apresentar valores que excedem em até 20% o peso corporal de um indivíduo;
- Suporte Médio da Força (SMF): menor valor da força vertical ocorrido entre o PPF e o SPF. Caracterizada por valores abaixo do peso corporal e pela flexão do joelho, com o centro de massa em sua posição mais alta. Até o SMF as forças de frenagem agem passivamente sobre as articulações;
- Impulso Vertical de Frenagem (IFy\_Fre): Impulso vertical calculado a partir da integral da  $F_y$ , desde o início do apoio até a SMF (fase de frenagem);
- Impulso Vertical de Propulsão (IFy\_Pro): Impulso vertical calculado a partir da integral da  $F_y$ , desde o SMF até o fim do apoio (fase de propulsão).

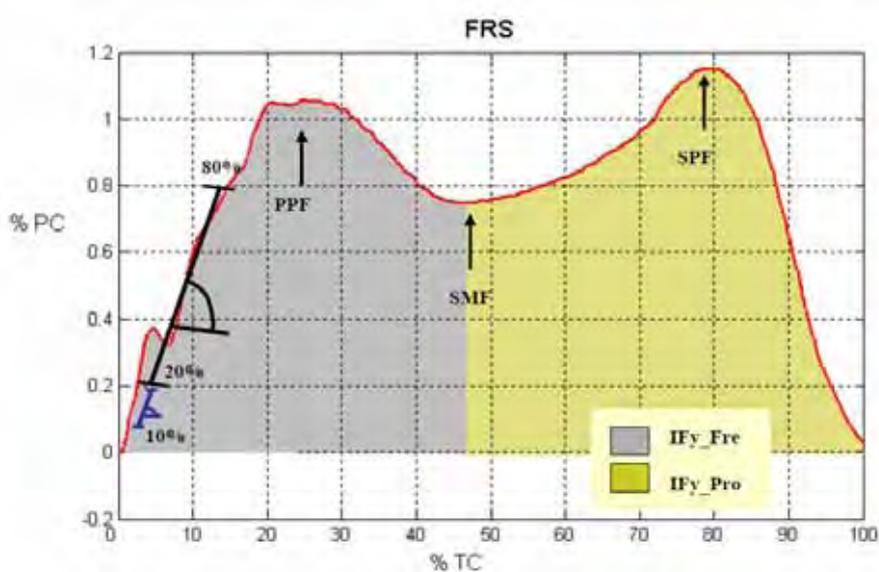


Figura 1.15 – Principais variáveis estudadas na análise cinética da marcha (adaptado de SANTOS, 2006)

Antes da manifestação do PPF, por volta de 7% do ciclo de marcha, é notado um pequeno pico inicial, denominado *spike*, ainda não bem esclarecido, porém acredita-se que esteja relacionado à integridade da articulação dos membros inferiores, sendo mais acentuado na marcha descalça. É importante distinguir o aparecimento do *spike* do surgimento de ruídos eventuais durante a coleta de dados (SANTOS, 2006).

#### 1.5.4.2.1 FRS vertical e o uso de calçados

Segundo Sacco et al. (2007), são considerados fatores que alteram significativamente a FRS vertical:

- a) Velocidade da marcha: a alta velocidade da marcha promove aumento do primeiro pico de força vertical em relação ao segundo;
- b) Uso de calçados: Quando descalço, o aparelho locomotor pode ser capaz de otimizar as respostas dinâmicas. Na literatura há controvérsia entre o papel do calçado para uma melhor absorção de forças verticais e em uma possível diminuição da capacidade do aparelho locomotor em absorver melhor estas forças com o uso crônico deste acessório; Em relação ao solado, acredita-se que a estabilidade e força vertical estejam diretamente relacionadas, o que dá suporte à idéia de que o aumento do impacto em superfícies macias seria uma tentativa de promover estabilidade. Calçados com saltos finos e duros parecem proporcionar maior consciência proprioceptiva, o que levaria a maior estabilidade. Existe vantagem do solado mais duro na tarefa de reduzir as forças externas, gerando uma compensação com o aumento na força interna da articulação do tornozelo. A mesma autora afirma que um solado mais duro tende a aumentar o braço de alavanca (distância entre o centro de pressão plantar e o centro da articulação do tornozelo) resistente nessa articulação, o que aumenta a tensão no sistema muscular e ligamentos responsáveis pelo controle da estabilidade articular. Sandálias com salto tipo plataforma (figura 1.16) possuem solado grosso e rígido, que interfere diretamente na biomecânica da locomoção.



Figura 1.16 – Tipos de calçados: sandália plataforma (à esquerda) e salto fino (à direita) (Fonte: <http://www.arezzo.com.br>)

O solado grosso, presente no calçado da figura 1.16 (à esquerda), diminui a propriocepção e conseqüentemente a estabilidade, o que provocaria maior sobrecarga do sistema ósteo-mio-articular, a fim de gerar aumento de estabilidade. O solado rígido produz maiores 1º. e 2º. picos de força vertical devido a um aumento do braço de alavanca resistente no tornozelo que desestabiliza a articulação e provoca maior tensão muscular e ligamentar. Em relação às forças verticais, conforme o aumento do salto, os 1º. e 2º. picos de força vertical apresentam aumento em relação à condição descalça (SACCO et al., 2007).

#### 1.5.4.3 Alteração no padrão vetorial

É possível observar que, durante a marcha, as forças resultantes apresentam padrões vetoriais distintos em cada fase (figura 1.17). No contato inicial, o vetor localiza-se anterior ao joelho, o que gera um torque extensor no início da marcha. Na fase de resposta à carga, o vetor se encontra próximo ao centro articular do joelho, gradualmente tornando-se posterior, o que ocasiona um momento flexor. No apoio médio, há um declínio do torque flexor do joelho até chegar a zero, quando os membros estão alinhados. Posteriormente, a massa corpórea avança sobre o pé de apoio, movendo o vetor anterior ao joelho, ocasionando torque extensor. Com o alinhamento relativo dos centros articulares do tornozelo, joelho e quadril, o membro de apoio encontra-se estabilizado, e a resultante vetorial encontra-se na direção vertical. Na fase de pré-balanço o vetor se encontra posteriormente ao joelho, com a geração de outro torque flexor (PERRY, 2005).

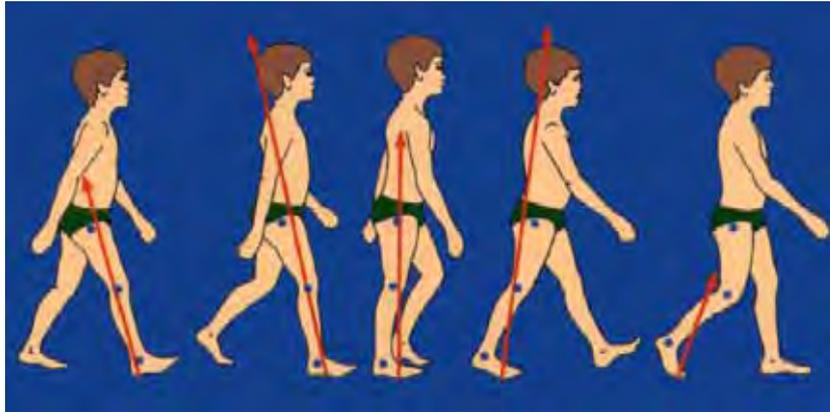


Figura 1.17 – Padrão vetorial da marcha (Fonte: VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR, 1992)

#### 1.5.4.4 Influência neuro-musculo-esquelética na biomecânica da marcha

Durante a marcha, os músculos realizam três funções essenciais: a) participam da frenagem dos segmentos tracionados pela energia cinética; b) amortecem choques e vibrações; e c) aceleram os segmentos corporais (VIEL, 2001).

Na fase de balanço, quando o indivíduo apóia-se sobre um só pé, nota-se o comportamento de um pêndulo invertido no corpo humano, preso pelo pé e móvel ao redor do tornozelo. É possível manter-se em equilíbrio nesta condição, graças à atividade dos músculos laterais do tornozelo, adutores e abdutores do quadril. Dessa forma, um indivíduo em condições saudáveis é capaz de manter um valor constante de oscilações cíclicas e simétricas da pelve e dos membros inferiores (PERRY, 2005; VIEL, 2001).

Na fase de apoio, constrói-se um modelo interno da marcha que, somado à marcação visual do solo diante do indivíduo, resulta na colocação do pé no solo. As aferências visuais assumem grande importância nesta fase, e permite a colocação precisa do pé. Do ponto de vista mecânico, o pé age como uma mola ao receber cargas em compressão, e posteriormente como um amortecedor hidráulico, dissipando parte das forças envolvidas. A flexibilidade é um requisito essencial para que o pé exerça adequadamente essas funções sendo, portanto, a rigidez um fator predisponente a lesões (PERRY, 2005; VIEL, 2001).

Os tendões e aponeuroses do pé são capazes de armazenar parte da energia produzida pela compressão e a restituem no fim da fase de apoio, pelo fato de serem estruturas com potencial elástico, o que reduz em grande parte o trabalho muscular. Os músculos, por sua vez, apresentam viscoelasticidade, que lhes dá a capacidade de frear a marcha (VIEL, 2001).

Abaixo do calcanhar encontra-se uma quantidade de gordura que caracteriza-se pela anisotropia. Atualmente há uma preocupação por parte dos fabricantes de calçados em produzirem solados que reproduzam as propriedades absorventes do calcanhar humano (PERRY, 2005; VIEL, 2001).

Pode ser comparado ao efeito de pistão hidráulico o momento em que o pé entra em contato com o solo, mas ainda sem o peso corporal, pois nessa fase a cabeça do tálus se afunda e se alinha com a borda superior do navicular, fato que contribui para a resiliência do pé. No momento seguinte, quando o pé finalmente recebe o peso corporal, nota-se um leve valgismo do calcâneo; a superfície de contato apresenta deslocamento lateral e há uma tendência do peso corporal se localizar numa posição medial. A segurança do complexo é também garantida pela tensão constante existente nos tendões que cruzam o tornozelo, com destaque para o músculo fibular longo, com importante função de amortecimento, e o fibular curto, essencial na estabilização (PERRY, 2005; VIEL, 2001).

#### 1.5.5 Métodos de avaliação da marcha

A marcha pode ser analisada qualitativamente, através de observação clínica, e a partir do conhecimento do padrão do movimento humano. Uma análise simplesmente visual da marcha humana pode apresentar grande número de falhas, em função da complexidade e da rapidez dos movimentos ocorridos em cada evento. O método qualitativo é largamente utilizado em clínicas de reabilitação, hospitais, consultórios em geral, e baseia-se simplesmente na observação do profissional, com a utilização de referências de pouca confiabilidade, ou simplesmente visual. Trata-se de um método

com resultados de difícil comparação, devido à falta de registros precisos, e não é recomendado para uso em estudos científicos (BAKER, 2006; PERRY, 2005).

Em estudos científicos, faz-se necessária a utilização de técnicas para uma análise de marcha minuciosa. Essa avaliação será capaz de detectar um provável mecanismo fisiopatológico inicial, direcionar para o tratamento mais apropriado, servir como instrumento para comparação pré e pós-tratamento de qualquer intervenção, avaliar a necessidade do uso de prótese, órtese ou dispositivo de auxílio à marcha, e até para orientação quanto ao desempenho de atletas de elite (SAAD, BATTISTELLA, MASIERO, 1996).

Dentre os métodos de avaliação de marcha quantitativa, pode-se citar a cinemetria, a eletromiografia, a dinamometria, a antropometria e a termografia. Na complexa análise do movimento humano, estes métodos, dependendo do tema estudado, podem ser utilizados isoladamente ou em conjunto, mediante sistemas computadorizados que possibilitam aquisição de dados de forma sincronizada (AMADIO, SERRÃO, 2007; ARAÚJO et al., 2004).

#### 1.5.5.1 Cinemetria

A cinemetria é um método de captação de imagem de um movimento ou de uma atividade em específico, possibilitando a obtenção de informações de medidas e a execução de cálculos sobre parâmetros cinemáticos do movimento. Na análise da marcha, a cinemática é usada para conhecer deslocamentos, velocidades, acelerações e ângulos do corpo dos segmentos corporais. Outros dispositivos da determinação de variáveis cinemáticas são goniômetros, velocímetros e acelerômetros. As câmeras de vídeo, geralmente com alta frequência de aquisição (de 60 a 955 Hz, em média), registram a imagem do movimento ou as coordenadas de pontos de interesse que, por meio de análise com *software* específico (figura 1.18), obtém-se variáveis cinemáticas de interesse (AMADIO, SERRÃO, 2007; ARAÚJO, ANDRADE, BARROS, 2005; SACCO et al., 2003).

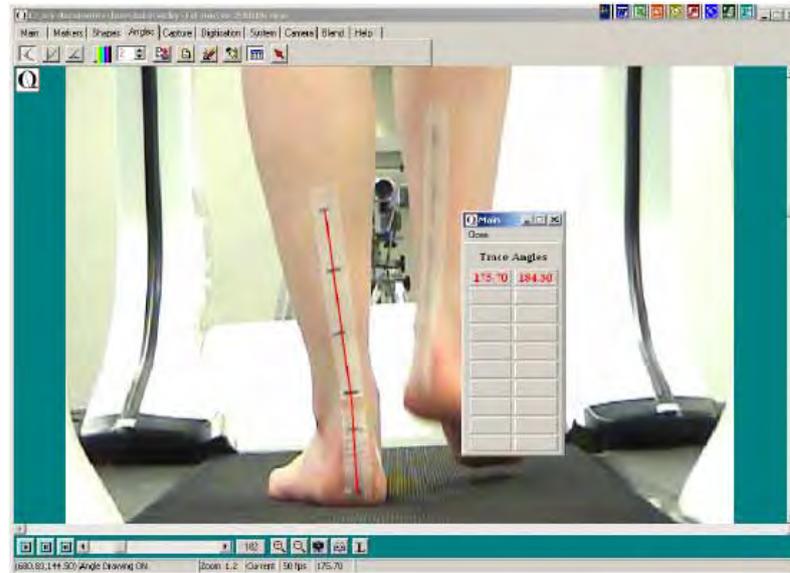


Figura 1.18 - Imagem analisada no *software* Quintic Player ® (Fonte: <http://www.quintic.com>)

O instrumento básico para medidas cinemáticas é baseado em câmeras de vídeo que registram a imagem do movimento e então, através de *software* específico, determinam as variáveis cinemáticas de interesse. Assim, pode-se classificar os sistemas de medidas cinemáticas em: (a) *Dispositivos convencionais com avaliação manual* - câmeras cinematográficas e fotográficas, que capturam a imagem estática; (b) *Dispositivos eletrônicos com avaliação manual* - vídeo de média e alta frequência que captura a imagem seqüencial; (c) *Dispositivos eletrônicos com avaliação automática* - sistema óptico-eletrônico, onde as coordenadas das imagens são identificadas e digitalizadas automaticamente e conseqüente imediata obtenção das coordenadas desejadas (AMADIO, SERRÃO, 2007).

Os marcadores fixos em regiões determinadas do corpo podem ser divididos basicamente em dois grupos: ativos e passivos. Os marcadores ativos são conhecidos como LEDs (*Light Emitting Diodes*) e emitem luz infravermelha ao sensor; os passivos são refletores e podem refletir a luz ambiente ou a luz projetada de volta ao sensor. Tipicamente, para a determinação de parâmetros cinemáticos, é necessário adquirir a trajetória dos marcadores colocados no corpo do sujeito, geralmente sobre a sua pele, usando três ou mais câmaras de vídeo digitais. Normalmente, são recolhidas imagens do sujeito em posição estática e durante o movimento. Posteriormente, estas imagens

são processadas pelo sistema computacional e a informação cinemática é apresentada ao utilizador (AMADIO et al., 2002; SUTHERLAND, 2002).

Destaca-se ainda que os sistemas para a análise cinemática tridimensional de movimentos humanos têm sido utilizados como instrumentos de avaliação e diagnóstico em processos terapêuticos de pessoas com doenças, deficiências, anomalias e limitações do aparelho locomotor. Os parâmetros cinemáticos da marcha normal são referências para detecção das disfunções (PERRY, 2005; VIEL, 2001; AMADIO et al., 2002).

#### 1.5.5.2 Dinamometria

A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de forças e momentos, de forma a poder interpretar as respostas de comportamentos dinâmicos do movimento. Através desse método, é possível avaliar diferentes tipos de força (SUTHERLAND, 2005; ARAÚJO et al., 2004; SCHNEIDER, BENETTI, MEYER, 2004).

As forças mensuráveis são as forças externas, transmitidas entre o corpo e o ambiente. Os instrumentos comumente utilizados em dinamometria, para análise de marcha, são a plataforma de força, a baropodometria (ou podobarometria) e a estabilometria computadorizada. Assim, através da dinamometria mede-se a ação deformadora da força sobre os corpos através de um método direto onde se determinam as forças externas, as quais são pré-requisitos necessários para estimar as forças internas (força muscular, ligamentar e articular) e momentos articulares (AMADIO et al., 2002).

##### 1.5.5.2.1 Plataforma de força

As plataformas de força são utilizadas para medir as forças de reação do solo durante a marcha (nos três eixos) durante a locomoção humana, saltos e outros movimentos ou posições, assim como o momento de força em relação a um ponto. Geralmente, as plataformas de força são montadas para o piso fixo ou esteiras

ergométricas (figura 1.19), podendo ser uniaxiais (para a força vertical) ou triaxiais (para a força vertical e as forças horizontais). Para a análise da marcha humana, a utilização desses equipamentos é de extrema importância na determinação dos padrões da marcha normal e na avaliação da marcha patológica. Assim, as plataformas podem fornecer descrições tridimensionais da força, ou seja, 3 componentes de força (vertical, z, e horizontal, x e y), além de duas coordenadas horizontais do centro de pressão, e os momentos (VIEL, 2001; PERRY, 2005; SANTOS, ZARO, 2006).

Assim, o uso da plataforma pode quantificar a variação dinâmica da força de reação do solo durante a fase de contato entre corpos, fase esta onde ocorre a transferência destas forças externas para o corpo, podendo determinar alterações que ocorrem durante o movimento (AMADIO, SERRÃO, 2007).



Figura 1.19 - Esteira instrumentada com plataforma de força: aplicação em análise de marcha (EMG System do Brasil ®).

Atualmente, encontra-se uma grande variedade de plataformas de forças no mercado, em função do tipo de sensores usados. Estes podem ser à base de quartzo, como também de extensômetros (VIEL, 2001).

#### 1.5.5.2.2 Baropodometria

A baropodometria consiste na análise e mensuração da distribuição da pressão plantar em situações estáticas e dinâmicas. Os sensores conectam-se a diodos luminosos de forma que a intensidade da luz emitida por eles é proporcional à força aplicada. Os três principais sensores utilizados atualmente são de quartzo piezoelétrico, de variações de resistência e de variação de capacidade. Trata-se de um

instrumento bastante utilizado na prática clínica e em pesquisas, e que apresenta grande confiabilidade (KAERCHER, 2008).

O exame baropodométrico apresenta o dado de pressão plantar associado a outros, como o centro de gravidade do corpo e dos pés, com cores que indicam as regiões de maior pressão. É também possível diagnosticar o tipo de pé que o indivíduo apresenta (normal, plano ou cavo), além da superfície de apoio plantar (figura 1.20) (KAERCHER, 2008).

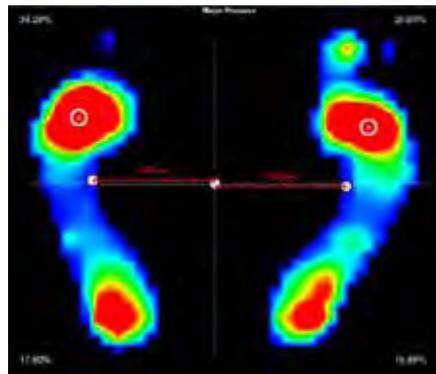


Figura 1.20 – Exame baropodométrico (KAERCHER, 2008)

Também se associa a essa técnica a utilização de palmilhas (figura 1.21), peças de pequena espessura colocadas no interior de calçados, dotada de sensores, que conectadas a um sistema de telemetria envia sinais para um computador, que realiza a leitura e o processamento dos dados (CHIAPPIN et al., 2008).



Figura 1.21 – Palmilhas utilizadas em sapatos com saltos (Fonte: <http://www.novel.de/productinfo/systems-pedar-high.htm>)

### 1.5.5.2.3 Estabilometria

A estabilometria avalia o comportamento do sistema sensorial de controle da postura, por meio da quantificação das oscilações posturais na posição ortostática com o uso de uma plataforma de força, na qual é possível analisar o deslocamento do centro de pressão no próprio plano ou nas direções ântero-posterior e lateral. Esse instrumento fornece importantes informações sobre o controle postural dinâmico em situações normais e patológicas, com extensa aplicação em reabilitação, otorrinolaringologia, ortopedia, gerontologia, esportes e outras áreas. É possível registrar automaticamente os dados estabilométricos de um indivíduo com alta quantificação dos parâmetros envolvidos na amostragem de dados (KAERCHER, 2008; BASTOS, LIMA, OLIVEIRA, 2005).

### 1.5.5.3 Antropometria

A antropometria procura determinar características e propriedades do aparelho locomotor como as dimensões das formas geométricas de segmentos corporais, distribuição de massa, posições articulares, densidade, propriedades inerciais, centro de massa segmentar, momento de inércia, etc., definindo um modelo antropométrico a partir das medidas (figura 1.22) (MELO, SANTOS, 2000).

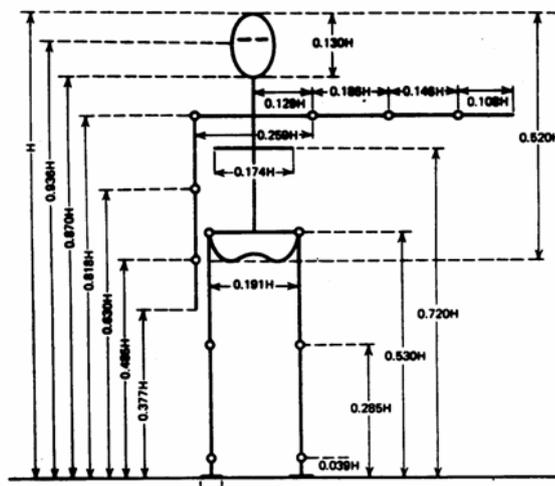


Figura 1.22 – Medidas Antropométricas: proporções do corpo humano (WINTER, 1990)

Na antropometria são obtidas as medidas inerciais do corpo, onde são usados desde a fita métrica, balanças, paquímetros digitais e até medidas com raio laser no registro dos parâmetros antropométricos. Essas medidas são necessárias para a normalização dos dados, para a personalização dos modelos físico-matemáticos e para os métodos de simulação (AMADIO et al., 2002).

A partir das considerações anteriores, torna-se evidente que a antropometria, além de sua importância na mensuração das medidas corpóreas, é útil na determinação de modelos antropométricos que facilitem os cálculos relativos às análises cinemáticas e dinâmicas, personalizando-se matematicamente assim um modelo físico-geométrico que melhor se adeque à tarefa a ser analisada (MELO, SANTOS, 2000).

#### 1.5.5.4 Eletromiografia

A eletromiografia (EMG) é um método que permite a investigação dos processos fisiológicos musculares, através da observação da ativação do músculo, tanto em relação à realização do movimento e à produção de força, quanto às disfunções e seus processos fisiopatológicos. Dessa forma, ela é feita com a detecção, a amplificação e a apresentação das alterações elétricas que ocorrem quando o músculo se contrai. Na análise da marcha, este método de medição tem sido utilizado como identificador dos músculos em atividade, durante fases da marcha normal e patológica (ARAÚJO et al., 2004; PERRY, 2005; GAO et al., 2008).

Esse método apresenta inúmeras aplicações, notadamente na clínica médica para diagnóstico de doenças neuromusculares; na reabilitação, na reeducação da ação muscular (“*biofeedback*” eletromiográfico); na anatomia, com o intuito de revelar a ação muscular em determinados movimentos; e na biomecânica no sentido de servir como ferramenta indicadora de alguns fenômenos. Consiste no registro da atividade elétrica dos grupos musculares durante a realização do movimento (AMADIO, SERRÃO, 2007; SUTHERLAND, 2001).

A técnica da eletromiografia está baseada no fenômeno do acoplamento eletromecânico do músculo. Para a captação e aquisição de sinais eletromiográficos,

um determinado aparato deve ser conectado ao indivíduo, consistindo de eletrodos, pré-amplificadores, amplificadores, filtros e conversores analógico-digitais; desde a fase de captação, até a aquisição e armazenamento dos dados no computador. Os sinais eletromiográficos estão sujeitos a serem corrompidos por ruídos e interferências (AMADIO, SERRÃO, 2007; AMADIO et al., 2002).

### 1.6 Alterações posturais e biomecânicas associadas ao uso de sapatos com saltos

A postura ereta pode ser influenciada pelo uso do calçado com salto, que diminui a estabilidade do apoio, promovendo alteração do equilíbrio postural. O controle postural está envolvido com o controle da posição do corpo no espaço, com o objetivo de garantir orientação e estabilidade ao indivíduo (BRINO, ÁVILA, SOUZA, 2003; HORODYSKI et al., 2006).

Durante o uso do sapato com salto, comparado com a condição descalça, ocorrem alterações nas demandas da tarefa e do ambiente. Para isso, é necessário que haja um controle postural adaptativo, que solicita alterações nos sistemas sensorial e motor, pois ocorrem adaptações posturais, que causam fadiga muscular e prováveis mudanças no alinhamento postural (BRINO, ÁVILA, SOUZA, 2003).

O uso de sapatos com saltos pode promover alterações na biomecânica do pé, além de instabilidade, contato do calcanhar diminuído, e causar acomodação nas articulações e mudança na cinemática dos membros inferiores, pelve e coluna vertebral durante a marcha. Esse fato, por sua vez, gera movimentos compensatórios e alterações nos tecidos adjacentes, que aumenta consideravelmente a possibilidade do surgimento de sintomas na coluna lombar associado ao uso desse tipo de calçado (OPILA-CORREIA, 1990). Menant et al. (2009) notaram maior tempo de apoio duplo com uso de sapatos com saltos, comparados com calçados sem salto.

Durante a marcha, a área de apoio dos pés de um indivíduo com sapato de salto é menor que quando os pés se apóiam totalmente no solo, o que causa menor estabilidade do corpo (figura 1.23). Essa distribuição ganha desproporção significativa com saltos maiores que 3 cm (HAUSDORFF, 2005; OPILA-CORREIA, 1990).

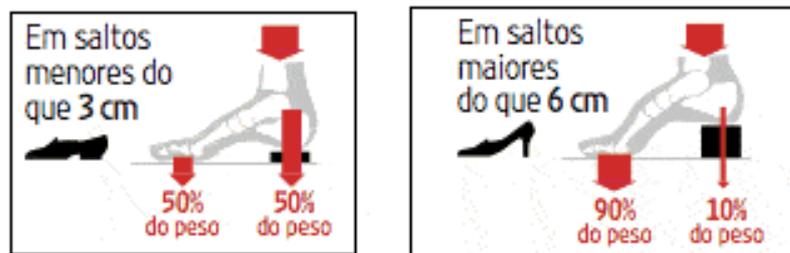


Figura 1.23 – Distribuição do peso corporal com o uso de sapatos com saltos (adaptado de RESSIO, 2003)

Foi observado por Opila-Correia (1990) que o uso de sapatos com salto alto (entre 5 e 7 cm de altura), comparado com o salto baixo, promove diminuição da velocidade da marcha, diminuição do comprimento do passo, além de aumento da fase de apoio. Com relação a alterações posturais, essa mesma autora relatou aumento da flexão do joelho na fase de apoio e diminuição da flexão do quadril na fase de balanço, associado à diminuição da amplitude de movimento da pelve no plano sagital. Lee, Jeong, Freivalds (2001) observaram diminuição do ângulo de flexão do tronco, maior atividade eletromiográfica do músculo tibial anterior e aumento significativo do movimento vertical do centro de massa durante a marcha com salto alto, e sugeriram que o uso desse tipo de sapato seja evitado.

Eisenhardt et al.<sup>1</sup> (1996 apud VIEL, 2001, p. 68) estabeleceu uma relação entre a altura dos saltos do sapato com a pressão registrada nos pés, em um estudo no qual foram analisadas 30 mulheres, com idade entre 18 e 30 anos (Quadro 1).

<sup>1</sup> EISENHARDT, et al. Change in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. *Gait Posture* v.4, n.4, p. 280-286 apud VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**. São Paulo: Manole, 2001.

Quadro 1: Diferenças de pressão registradas segundo a altura dos saltos do calçado (adaptado de VIEL, 2001)

| <b>Altura do Salto (cm)</b> | <b>Efeito constatado</b>                                                                     |
|-----------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|
| Pés descalços               | Mínimo de pressão sob os I e V metatarsianos; fase de apoio mais longa                       |
| 1,75                        | Pressão do pé elevada sob o V metatarsiano                                                   |
| 3,12                        | Tempo de apoio reduzido sobre o calcâneo                                                     |
| 5,72                        | Compressão marcada do calcâneo, duração curta; pressão elevada sobre o III metatarsiano      |
| 8,74                        | Tempo de apoio muito reduzido sobre o V metatarsiano; pressão elevada sob o III metatarsiano |

Outros autores ainda associam o uso desses calçados ao desconforto do pé, maior consumo de oxigênio, encurtamento do tendão calcâneo, dor nos membros inferiores, alterações no padrão da marcha, maior probabilidade de entorse de tornozelo e osteoartrite nos joelhos. Acredita-se que, quanto maior a altura do salto do calçado, maiores as alterações posturais que ele promoverá. (SANTOS, NAZÁRIO, ÁVILA, 2007; PEZZAN, SACCO, JOÃO, 2007; GEFEN et al., 2002; YOE, 1994; EBBELING et al., 1994; MURRAY et al., 1970; ADRIAN AND KARPOVITCH, 1965; SCHOLL, 1931).

Yung-Hui e Wei-Hsien (2005) sugerem a utilização de pequenas palmilhas em regiões como o arco plantar longitudinal medial e transversal para a atenuação da força de impacto e aumento do conforto com o uso desses calçados.

### 1.7 Alterações posturais e biomecânicas associadas à marcha em plano inclinado

Oliveira (2008) ressalta a importância da análise biomecânica em plano inclinado, principalmente por ser uma exigência nas atividades de vida diária e prática. Em diversas situações das atividades de vida diária, o ser humano depara-se com locais de acesso em plano inclinado, como rampas, aclives e declives de diversos graus. O sistema músculo-esquelético é capaz de detectar e responder prontamente às alterações da superfície, por meio de mudanças no tempo de ativação e na magnitude da atividade muscular. Para manutenção do equilíbrio corporal, tronco, cintura pélvica

e membros inferiores se adaptam continuamente através de vários mecanismos, dentre os quais se pode citar a anteriorização do centro de gravidade durante o aclave. Por meio de estudos que avaliaram as adaptações locomotoras ocorridas na transição do plano horizontal para o inclinado, Prentice et al (2004) e Leroux, Fung e Barbeau (2002) mostraram que as principais alterações posturais são observadas na fase de balanço, como flexão aumentada das articulações do quadril, joelho e tornozelo.

Em plano inclinado é necessário diminuir o período de amortecimento e aumentar o de propulsão. Para isso, ocorre aumento do tempo de aplicação da força no apoio terminal, caracterizada pela atividade eletromiográfica aumentada dos músculos gastrocnêmio medial e tibial anterior nessa fase, que co-ativados promovem maior propulsão. As alterações eletromiográficas somadas às mudanças posturais seriam as responsáveis pela eficiência da marcha em aclave. A marcha em plano inclinado também gera melhorias na simetria entre o hemicorpo direito e esquerdo (OLIVEIRA, 2008; KLUZIK, HORAK, PETERKA, 2007).

## 2 METODOLOGIA

Para a obtenção dos objetivos propostos nesse estudo, foram utilizados três tipos de análises experimentais: antropométrica, cinemática e cinética.

### 2.1 Comitê de Ética

Previamente à realização dos testes experimentais, o presente trabalho foi submetido à avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté, o qual segundo o uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o trabalho aprovado, de acordo com o registro CEP/UNITAU nº 299/09 (em anexo).

### 2.2 Seleção das voluntárias

Para a realização dos procedimentos, foram selecionados 10 (dez) sujeitos do sexo feminino. Todas as participantes são estudantes de cursos de graduação ou pós-graduação da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – FEG, com peso 55,3 kg ( $\pm 6,65$ ), altura 1,59 m ( $\pm 0,05$ ), índice de massa corporal (IMC) 21,9 kg/m<sup>2</sup> ( $\pm 2,45$ ), idade 25,6 anos ( $\pm 5,15$ ). Foram considerados critérios de exclusão para a pesquisa: lesões músculo-esqueléticas nos últimos seis meses, período gestacional, cirurgia na região pélvica e membros inferiores e presença de dor na mesma região. Adotaram-se como critérios de inclusão a utilização de calçado número 36 ou 37 e a experiência prévia na utilização de sapatos com saltos.

As etapas da pesquisa foram totalmente explicadas para todas as voluntárias, verbalmente e na forma escrita, juntamente com a aplicação de um questionário e um termo de consentimento (presentes no apêndice do trabalho), para a seleção das voluntárias e fornecimento de informações utilizadas para a posterior análise dos dados.

O calçado utilizado na pesquisa apresenta altura de salto de 5,0 cm, da marca Vizzano, com solado antiderrapante, nos tamanhos 36 e 37 (figura 2.1).



Figura 2.1 – Calçado com salto

## 2.3 Análise antropométrica

### 2.3.1 Equipamentos utilizados

#### 2.3.1.1 Balança Mecânica

Para a medida da massa corporal dos sujeitos, foi utilizada uma balança mecânica anti-derrapante com capacidade máxima de 130 kg, da marca G-Tech.

#### 2.3.1.2 Estadiômetro

Para a medida da estatura dos sujeitos foi utilizado um estadiômetro da marca Welmy, com campo de uso até 2,00 m, resolução em milímetros (intervalos de 5 mm).

### 2.3.2 Procedimento experimental

Para a realização da análise antropométrica, as voluntárias foram submetidas à medida da massa corporal e da estatura na condição descalça, previamente ao início da análise de marcha em cinemetria e dinamometria.

## 2.4 Análise cinemática

### 2.4.1 Equipamentos utilizados

Para a realização da análise cinemática, foram utilizados os seguintes instrumentos:

#### 2.4.1.1 Câmera digital

Foi utilizada uma câmera digital da marca Samsung Digimax A502, com 5.0 mega *pixels* de resolução, no modo filmagem, com frequência de captura de 24 fps (*frames per second* ou “quadros por segundo”).

#### 2.4.1.2 Tripé

Foi utilizado um tripé da marca *Tiffen* (Estados Unidos), modelo F-10 para fixação e manutenção da câmera na mesma posição durante a coleta de dados.

#### 2.4.1.3 Marcadores anatômicos

Para demarcação dos pontos anatômicos (figura 2.2) nas voluntárias, foram utilizados marcadores cilíndricos de isopor com diâmetro de 13 mm, afixados ao corpo através de fita dupla face da marca 3M.



Figura 2.2 – Marcadores anatômicos utilizados na voluntária (nas setas brancas)

#### 2.4.1.4 Softwares

Para a análise em cinemetria, foram utilizados dois *softwares*, ambos de domínio público: *Quintic Player* (Inglaterra, *Quintic Consultancy Ltd*®), para fragmentação da filmagem (transformação da filmagem em fotos), e *ImageJ* (Estados Unidos, *National Institute of Mental Health*), que processa e analisa as imagens obtidas pelo *Quintic Player*. A figura 2.3 mostra a imagem fragmentada pelo *Quintic Player* sendo analisada através do *ImageJ*.



Figura 2.3 – Imagem dos softwares *ImageJ* e *Quintic Player*

### 2.4.2 Procedimentos experimentais

#### 2.4.2.1 Calibração da câmera

Como os parâmetros utilizados na análise cinemática foram os ângulos articulares do joelho, não houve necessidade de calibração, uma vez que a alteração da distância da câmera ao objeto não influi nos resultados do ângulo obtido.

#### 2.4.2.2 Coleta de dados

Para a aquisição das imagens, o tripé foi posicionado a uma distância de 2,25 m do centro da esteira, a uma altura de 0,93 m do solo. Essas medidas foram adotadas pelo fato de estarem na altura média do joelho das voluntárias, considerando a altura da esteira e da plataforma sob as mesmas. Devido ao posicionamento da esteira, analisou-se o membro inferior direito das voluntárias no plano sagital. As voluntárias foram orientadas a utilizar roupas de ginástica, apropriadas para a colocação dos marcadores nos membros inferiores, e em seguida estes foram afixados no trocânter maior do quadril, linha articular do joelho e maléolo lateral direito (figura 2.4), para a obtenção dos ângulos da articulação do joelho no plano sagital. Estes pontos anatômicos foram encontrados com base nas técnicas de anatomia palpatória de Serge Tixa (TIXA, 2000), e realizados pela própria pesquisadora em todas as voluntárias, para evitar eventuais alterações decorrentes da aplicação de diferentes indivíduos. As voluntárias tiveram permissão de apoiar seus membros superiores na esteira para que houvesse maior segurança durante a coleta de dados.

Como a coleta de dados teve duração de 10 segundos e a câmera utilizada apresenta capacidade de filmagem de 24 quadros por segundo, cada ensaio resultou em aproximadamente 240 quadros. Deste total, foram analisados cerca de 120, escolhidos alternadamente para a análise no programa *ImageJ*.

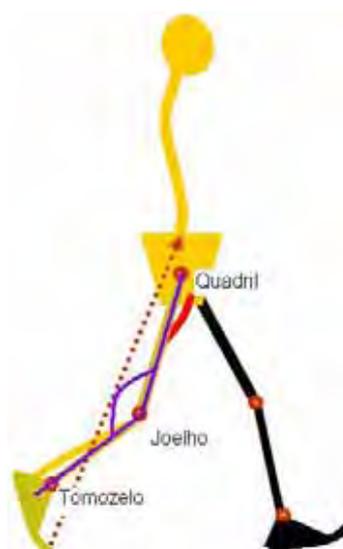


Figura 2.4 – Definição do ângulo articular do joelho

A coleta de dados teve duração de dez segundos para cada uma das seis condições estabelecidas (descalça e com saltos no plano horizontal; descalça e com saltos na primeira inclinação; descalça e com saltos na segunda inclinação), totalizando sessenta segundos de coleta de cada voluntária. Previamente a cada condição, as voluntárias andaram durante três minutos sobre a esteira, para que pudessem se adaptar à superfície da mesma. Foram analisados todos os ciclos de marcha completos que as voluntárias realizaram durante os dez segundos determinados. Descartando-se os ciclos incompletos, a duração da análise de dados foi definida pelo número de ciclos completos multiplicado pelo tempo médio dos ciclos.

## 2.5 Análise cinética

### 2.5.1 Equipamentos utilizados

#### 2.5.1.1 Esteira instrumentada

A figura 2.5 apresenta um esquema das conexões feitas entre a esteira, a plataforma de força, Spider 8 e o computador.

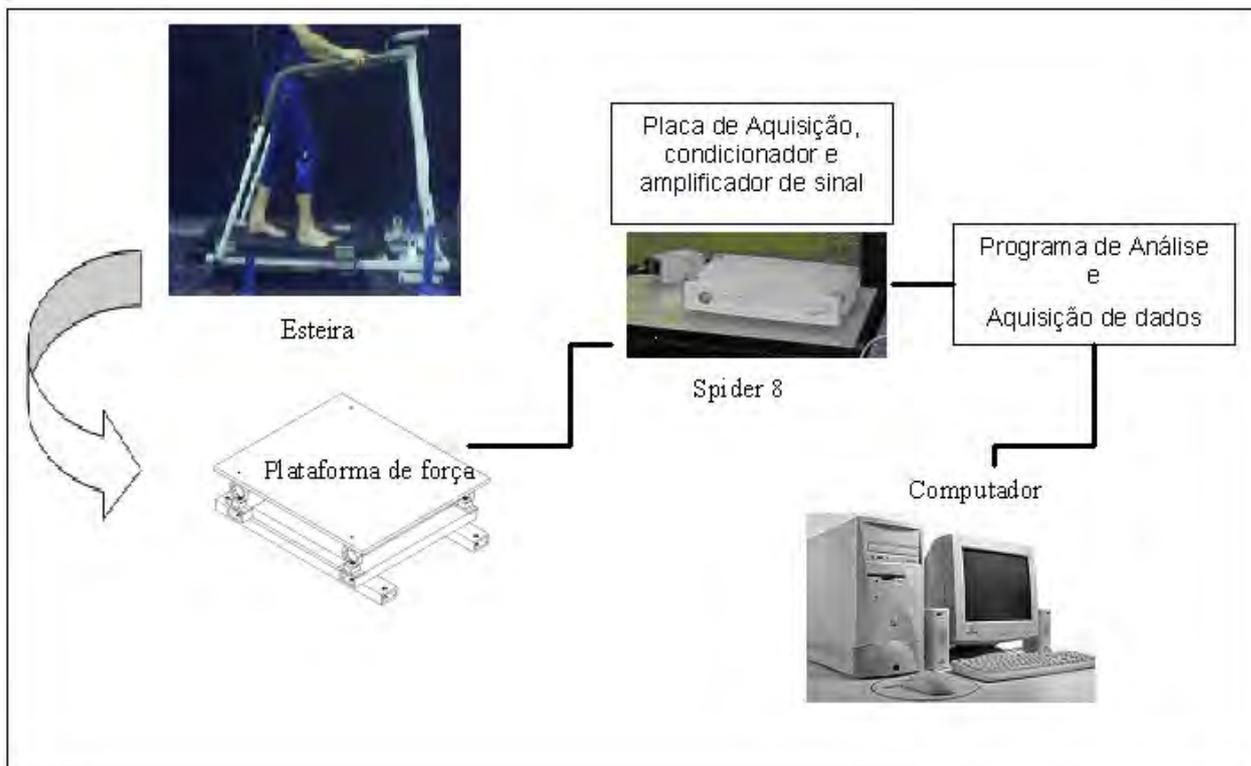


Figura 2.5 – Conexões entre a esteira, Spider 8 e computador

Os extensômetros montados nos anéis transmitiram as variações das forças ocorridas na plataforma de força. As conexões elétricas dos extensômetros resultaram em dois cabos, um correspondente ao pé esquerdo e outro ao pé direito (canal 0 e 1 respectivamente). Com a ativação de dois canais no Spider 8, foi possível realizar a aquisição, condicionamento e amplificação dos sinais, que posteriormente foram conduzidos ao computador, onde os dados foram finalmente analisados por meio do *software Catman®*.

#### 2.5.1.1.1 Suporte para inclinação

Para a realização das análises em planos inclinados, foram utilizados suportes laterais em cada lado da esteira, com uma ranhura longitudinal que permitiu a alteração da inclinação da base anterior da esteira (figura 2.6). O suporte contém sete orifícios igualmente espaçados, permitindo uma variação da altura da esteira. Nos ensaios realizados, foram utilizados apenas os três primeiros orifícios, sendo o

primeiro no plano horizontal (inclinação  $0^\circ$ ), o segundo na inclinação 1 ( $1,83^\circ$ ), e o terceiro na inclinação 2 ( $3,61^\circ$ ).



Figura 2.6 – Suporte para inclinação da esteira

#### 2.5.1.2 Plataforma de força

A plataforma de força construída para este estudo foi composta pelos elementos visualizados nas figuras 2.7 a 2.10.

##### 2.5.1.2.1 Suporte metálico da plataforma de força

A figura 2.7 apresenta o suporte metálico utilizado para a construção da plataforma de força.

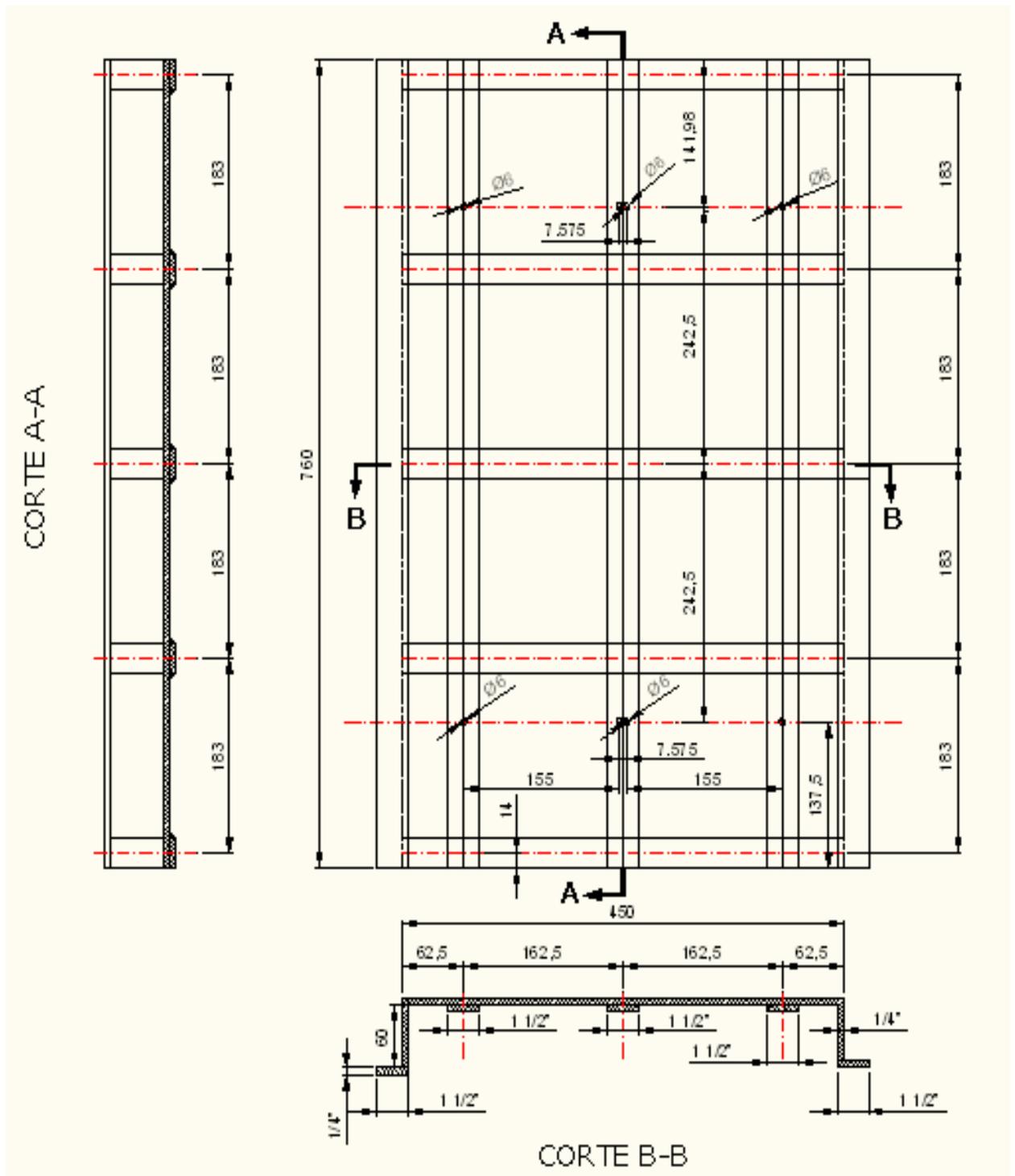


Figura 2.7 – Dimensões do suporte metálico da plataforma de força

### 2.5.1.2.2 Bases da plataforma

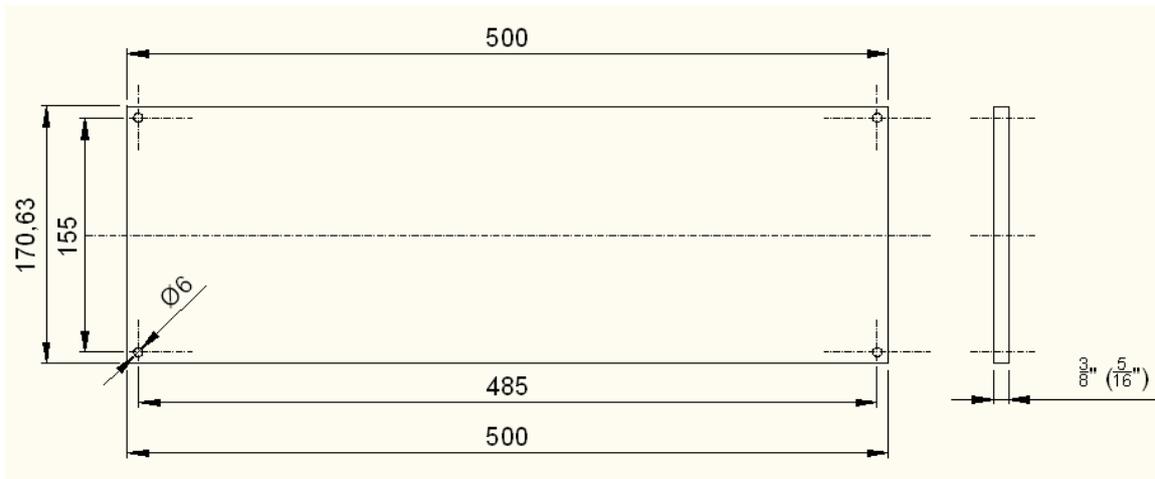


Figura 2.8 – Dimensões das bases da plataforma

### 2.5.1.2.3 Anéis

Foram utilizados quatro anéis de aço por plataforma, num total de oito anéis, cujas dimensões podem ser visualizadas na figura 2.9.

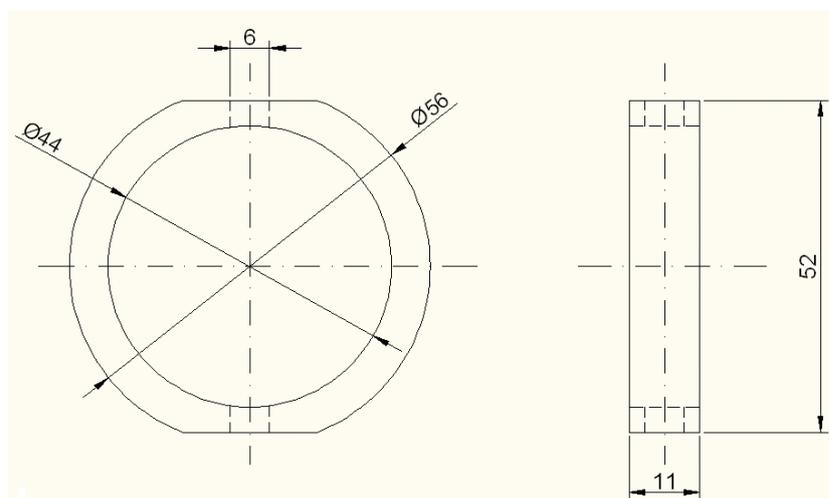


Figura 2.9 – Dimensões do anel

### 2.5.1.2.4 Extensômetros elétricos

Foram utilizados quatro extensômetros elétricos por anel (ponte completa) como sensores de força de contato, num total de trinta e dois extensômetros elétricos da

marca *Kyowa* (Japão), tipo KFG-2-120-C1-11, fator de ganho  $2,10 \pm 1,0\%$ , resistência  $119,8 \pm 0,2$  ohm, cujo esquema pode ser visto na figura 2.10. Os extensômetros foram posicionados nas regiões laterais dos anéis, sendo colocados dois na região interna e dois na parte externa de cada anel.

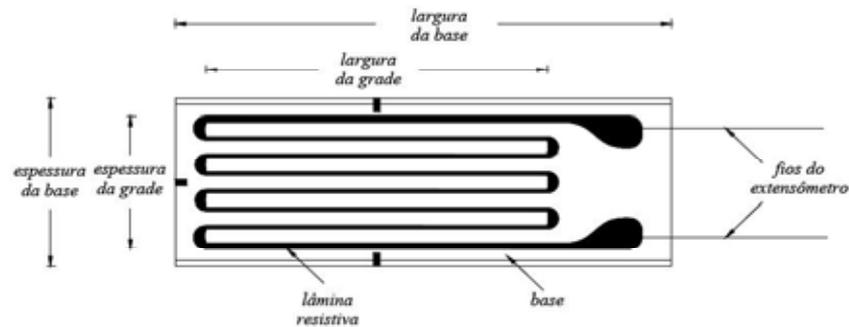


Figura 2.10 – Esquema de um extensômetro elétrico

### 2.5.1.3 Moto-redutor

Para ajustar a velocidade da esteira ao uso de sapatos com saltos, foi utilizado um moto-redutor (figura 2.11) trifásico, marca Weg, modelo 80887, com potência de 1 CV, velocidade máxima de 1730 rotações por minuto (rpm), possibilitando as variações contínuas de velocidade de 0 a 1730 rpm.



Figura 2.11 – Moto-redutor

#### 2.5.1.4 Tacômetro digital

Foi utilizado um tacômetro da marca Eberle (figura 2.12), do tipo ótico/contato, com faixa de medição de 0,5 a 100 000 rpm. Obtendo-se o número de rotações por minuto do eixo ( $w$ ) através do tacômetro, e multiplicando-se pelo raio ( $r$ ) do cilindro da esteira, foi possível determinar a velocidade da mesma, que foi controlada a 3,6 km/h (1,0 m/s) e aferida previamente a cada ensaio.



Figura 2.12 – Tacômetro

#### 2.5.1.5 Spider 8

O Spider 8 (figura 2.13) (*Hottinger Baldwin Messtechnik*- HBM, Alemanha) foi utilizado para aquisição e processamento (amplificação e filtro) dos sinais de extensômetros em forma de ponte completa de *Wheatstone*.



Figura 2.13 – Spider 8 (Fonte: <http://www.hbm.com>)

### 2.5.1.6 Software de aquisição de dados

Foi utilizado o *software Catman*® da marca HBM versão 3.1, através do qual foi possível realizar análises em tempo real das forças exercidas sobre a plataforma durante a marcha. A figura 2.14 mostra um gráfico produzido pelo *software*, com as variáveis “tempo” (em segundos) em função da “força” (em *Newtons*), que representa uma coleta de dados obtida com os canais 0 (pé esquerdo, cor vermelha) e 1 (pé direito, cor azul), em tempo real.

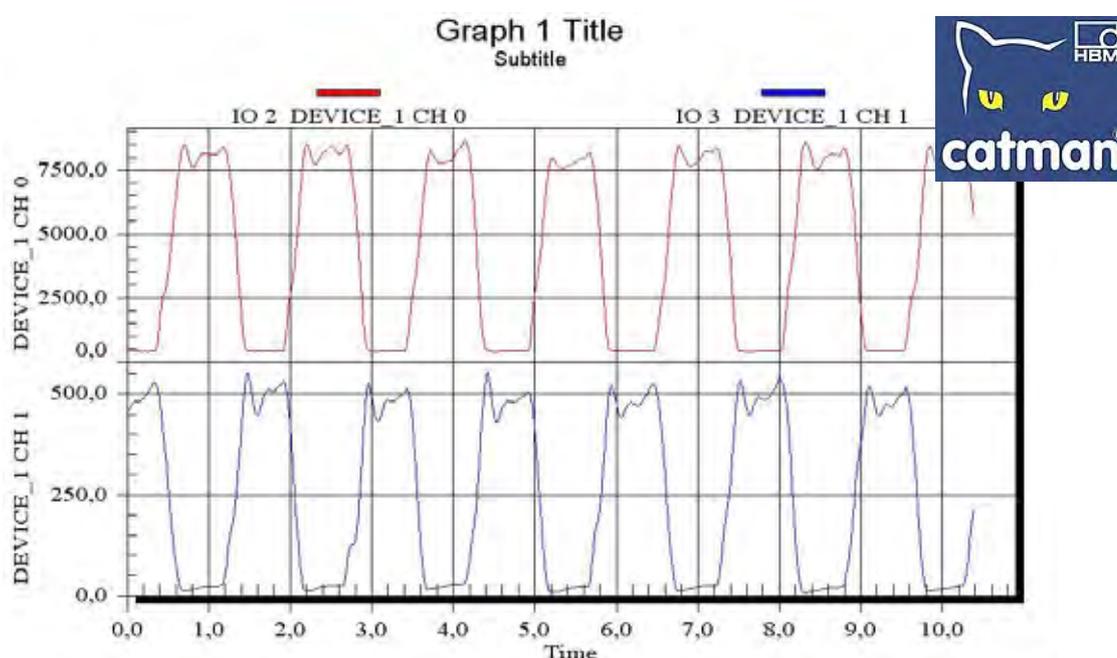


Figura 2.14 – Imagem do software *Catman* v.3.1

## 2.5.2 Procedimento experimental

### 2.5.2.1 Calibração da velocidade da esteira

Previamente ao início de cada ensaio, foi realizada a calibração da velocidade da esteira com a utilização do tacômetro do tipo ótico/contato. Para isso, o moto-redutor foi acionado na menor velocidade, enquanto o tacômetro foi posicionado no centro do

cilindro anterior da esteira. A velocidade foi aumentada gradualmente até o tacômetro indicar o número de rotações necessárias para se atingir a velocidade desejada de 3,6 km/h, correspondente a 1,0 m/s.

### 2.5.2.2 Calibração das plataformas de força

Foram realizadas calibrações independentes para as plataformas esquerda (canal 0) e direita (canal 1). As anilhas de 5, 7 e 10 kg foram colocadas sobre as plataformas de força de forma ascendente (com início da medição com a plataforma sem carga, acrescentando-se gradualmente as anilhas). Essas medidas foram registradas três vezes.

As figuras 2.15 e 2.16 mostram os gráficos com as médias encontradas nas três calibrações, acompanhadas das respectivas equações da reta e a correlação encontrada entre mV/V e N. Observa-se que em ambos os canais foram encontradas correlações ( $R^2$ ) próximas ou iguais de 1.

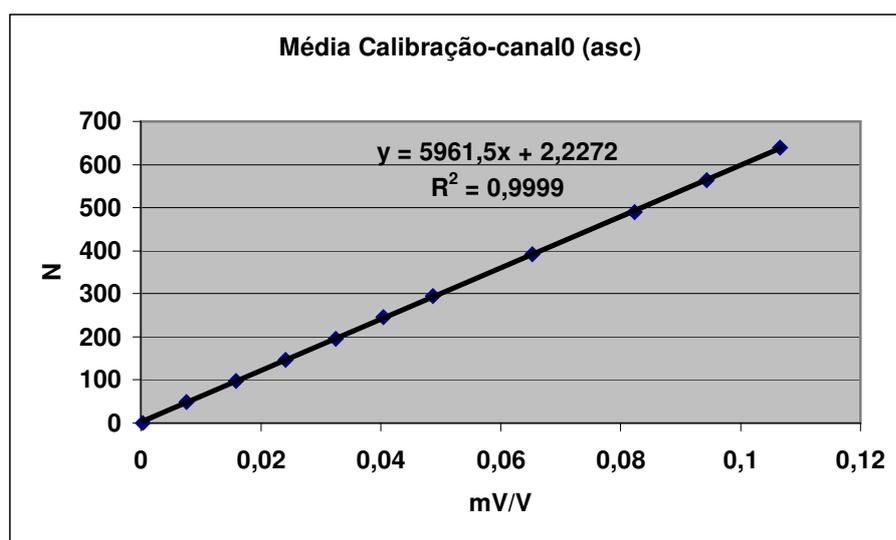


Figura 2.15 – Calibração ascendente na plataforma esquerda

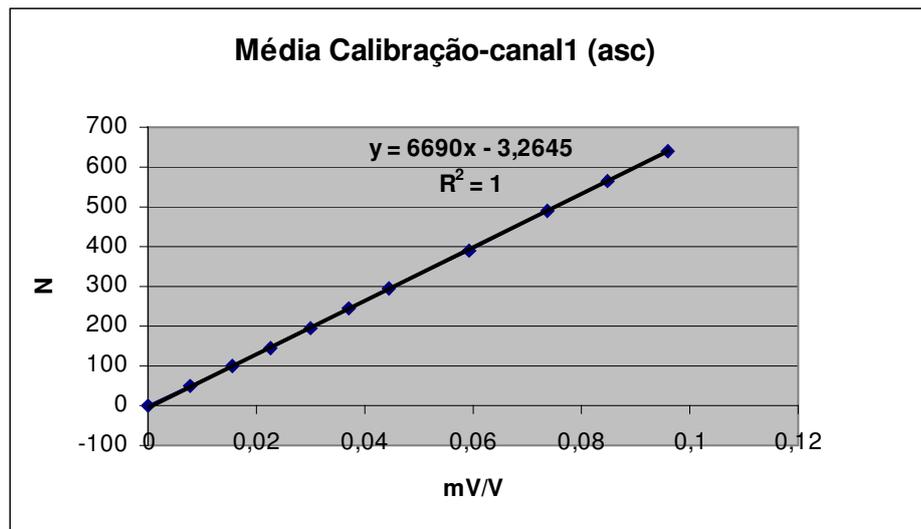


Figura 2.16 – Calibração ascendente na plataforma direita

### 2.5.2.3 Coleta de dados

As forças de contato dos pés com a base da esteira foram medidas por transdutores do tipo extensômetros (*strain gages*) fixados apropriadamente em células de carga, localizadas nos quatro cantos da plataforma. Os transdutores estão dispostos em circuitos do tipo ponte de *Wheatstone* (figura 2.17), que apresenta maior precisão para medidas de pequenas variações de resistência (FIALHO, 2005).

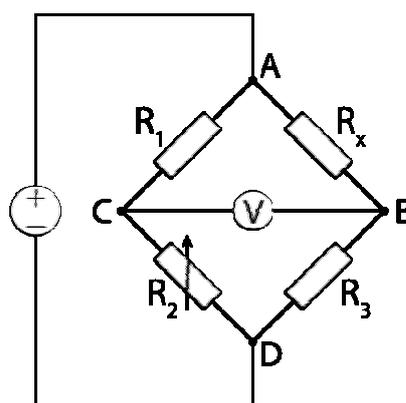


Figura 2.17 – Ponte de *Wheatstone* (FIALHO, 2005)

As coletas foram realizadas com frequência de amostragem de 50Hz, sendo utilizada a componente perpendicular ao plano da base da esteira. Foi utilizada a componente vertical da força de reação do solo, pois segundo Sacco et al. (2007) é a

grandeza que melhor representa os efeitos do ambiente, calçado, velocidades e patologias na marcha humana.

Sabe-se que a velocidade da marcha exerce influência considerável sobre as magnitudes da força de reação do solo. Por isso, com a aferição prévia do tacômetro em todos os ensaios, foi fixada a velocidade de 3,6 km/h, adequada para a utilização de calçados com saltos e de acordo com o proposto nas Normas Brasileiras de conforto do calçado (NBR 14834) para ensaios biomecânicos.

As voluntárias foram submetidas a seis condições de análise, obedecendo a seguinte ordem:

- 1) sem inclinação: descalça
- 2) sem inclinação: com salto
- 3) inclinação 1: descalça
- 4) inclinação 1: com salto
- 5) inclinação 2: descalça
- 6) inclinação 2: com salto

Somente depois que todas as voluntárias completaram a etapa no plano horizontal, a esteira foi ajustada para a primeira inclinação ( $1,83^\circ$ ), para garantir as mesmas condições em todas as análises. O mesmo procedimento foi adotado na transição da primeira para a segunda inclinação ( $3,61^\circ$ ), na qual todas também realizaram com êxito. Após a realização de um teste piloto, decidiu-se não incluir na pesquisa a terceira inclinação ( $5,45^\circ$ ), pois oferecia risco aumentado de lesões com o uso de sapatos com saltos.

Para sincronização dos dados obtidos com a dinamometria e cinemetria, foi utilizada uma lâmpada sinalizadora (figura 2.18) para o início da coleta, posicionada no mesmo plano de filmagem das voluntárias. Antes de iniciar o procedimento, a filmagem foi acionada. Após esse procedimento, simultaneamente foram acionados o botão da iluminação sinalizadora e o registro dos dados da plataforma de força, através da sincronização feita no Spider 8. A filmagem foi considerada válida para a coleta exatamente depois que essa luz se acendesse, e dessa forma iniciou-se o registro da filmagem e das forças no mesmo instante.



Figura 2.18 – Lâmpada sinalizadora (indicada na seta branca)

#### 2.5.2.4 Armazenamento dos dados

Os dados foram exportados para o *software Microsoft Excel®*, onde foram analisados e armazenados através de tabelas e gráficos, através dos quais foi possível observar as variações de forças de contato do pé esquerdo (linha vermelha) e do pé direito (linha azul), como mostrado na figura 2.19. Para a análise cinética, a força de contato registrada pelas voluntárias foi convertida em porcentagem do peso corporal (% PC), para normalização dos dados.

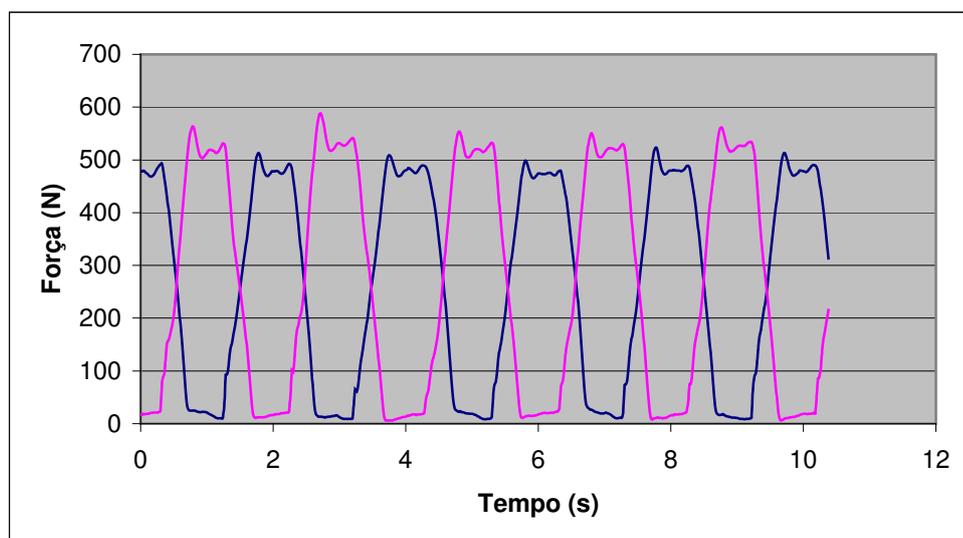


Figura 2.19 – Coleta de dados exportada para o Excel

## 2.6 Métodos para análise dos dados

### 2.6.1 Variáveis analisadas

Os dados cinemáticos foram comparados entre si, considerando a condição “descalça” com a condição “com saltos” no plano horizontal, inclinado 1 e 2, através de gráficos e tabelas, tendo como objeto de análise os seguintes parâmetros: ângulo mínimo, ângulo máximo, número de ciclos, período e frequência. A análise cinética foi composta pela análise do PPF, SPF e comportamento gráfico nas diversas condições. Finalmente foi realizada uma comparação gráfica entre os dados cinemáticos e cinéticos referentes ao pé direito das voluntárias, uma vez que os dados cinemáticos colheram informações limitadas a esse membro.

### 2.6.2 Análise estatística

Devido ao pequeno número da amostra ( $n=10$ ), não houve número suficiente de elementos para afirmar que a distribuição dos dados experimentais tenha sido normal, motivo pelo qual se explica a utilização da estatística não-paramétrica. Para a comparação dos dados nas condições descalça/salto, foi aplicado o teste de *Wilcoxon*, indicado para uso quando existem dois grupos relacionados, com consideração à magnitude da diferença para cada par. Os testes foram calculados com o auxílio do *software Minitab 15 Statistical Software®*, sendo adotado  $p < 0,10$ .

### 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

#### 3.1 Análise antropométrica

A tabela 3.1 fornece os dados antropométricos médios obtidos na avaliação das voluntárias:

Tabela 3.1 – Características antropométricas das voluntárias da pesquisa (média  $\pm$  desvio padrão) (n=10)

| <b>Idade<br/>(anos)</b> | <b>Massa<br/>(kg)</b> | <b>Estatura<br/>(m)</b> | <b>IMC<br/>(kg/m<sup>2</sup>)</b> |
|-------------------------|-----------------------|-------------------------|-----------------------------------|
| 25,60 $\pm$ 5,15        | 55,30 $\pm$ 6,65      | 1,59 $\pm$ 0,05         | 21,92 $\pm$ 2,45                  |

#### 3.2 Análise cinemática

O joelho realiza dois movimentos de flexão e extensão no plano sagital durante um ciclo completo da marcha, resultando num gráfico através do qual é possível extrair o valor máximo (tendendo a extensão completa) e mínimo (tendendo a flexão completa) de amplitude de movimento da articulação. Na figura 3.1 é possível visualizar o comportamento cinemático do joelho direito de uma voluntária na condição descalça, para exemplificar o padrão encontrado. Deve-se considerar que, no presente estudo, o joelho em extensão completa foi referenciado como  $\Theta = 180^\circ$ . Os quadros citados na figura 3.1 referem-se às fotos seqüenciais extraídas da filmagem, por meio do *software Quintic Player*®.

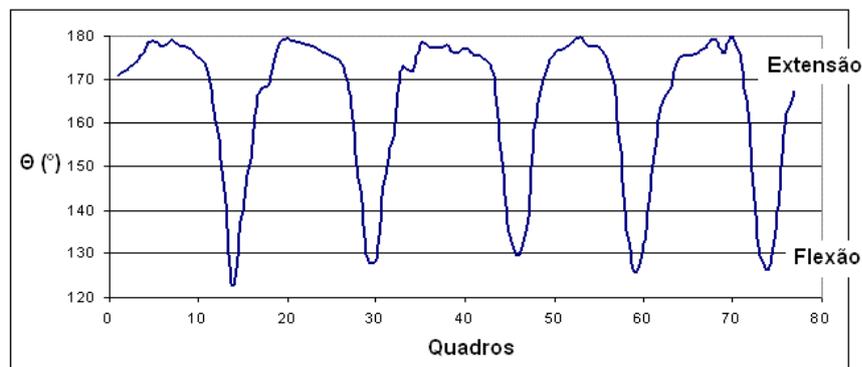


Figura 3.1 – Padrão cinemático do joelho direito no plano sagital durante a marcha

### 3.2.1 Comparação do comportamento cinemático nas condições descalça e com salto

As figuras 3.2 a 3.4 apresentam o comportamento cinemático médio de uma voluntária da pesquisa, analisada de acordo com a porcentagem do ciclo de marcha por meio de variações do ângulo de flexão do joelho.

#### 3.2.1.1 Esteira com inclinação de 0° (horizontal)

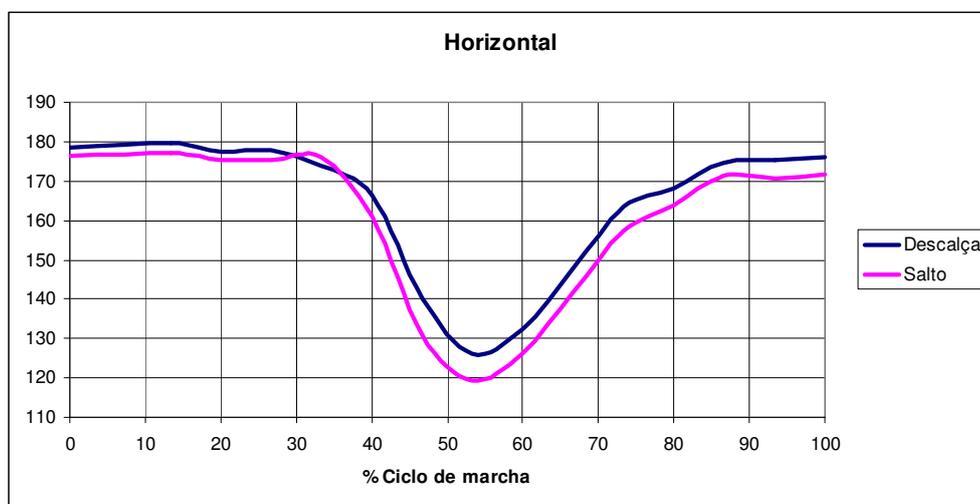


Figura 3.2 - Gráfico da variação angular (°) do joelho no plano horizontal

#### 3.2.1.2 Esteira com inclinação de 1,83° (inclinação 1)

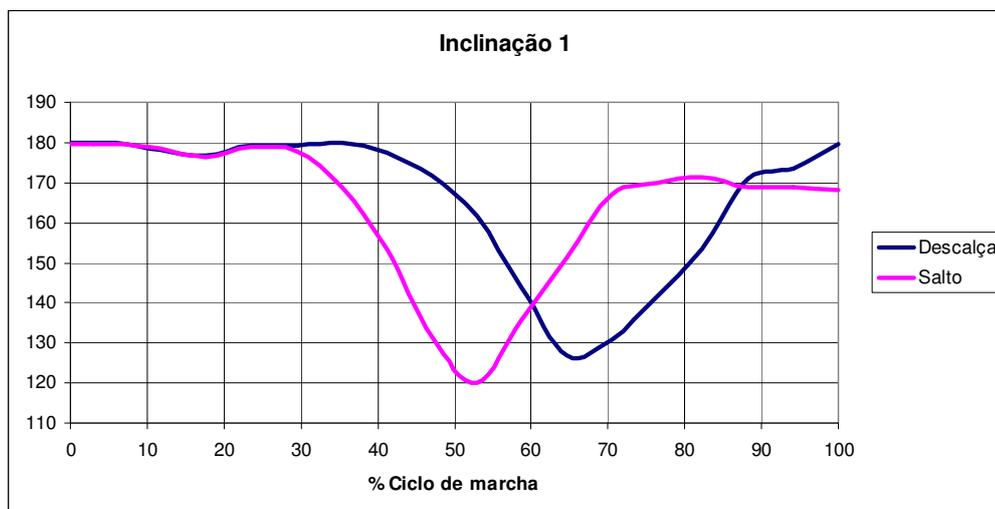


Figura 3.3 - Gráfico da variação angular (°) do joelho na inclinação 1

### 3.2.1.3 Esteira com inclinação de 3,61° (inclinação 2)

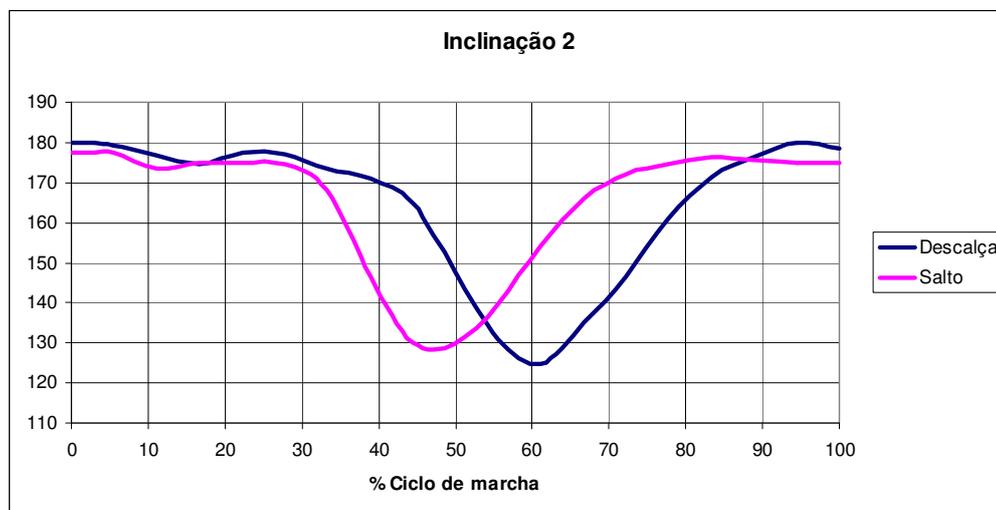


Figura 3.4 - Gráfico da variação angular (°) do joelho na inclinação 2

Nas figuras 3.2 a 3.4 foram ilustrados os ensaios biomecânicos de apenas uma voluntária em função da alta variabilidade inter-sujeito, motivo pelo qual foi adotada a estatística não paramétrica para análise dos resultados.

Perry (2005) analisou o ciclo da marcha (CM) normalizando-o em porcentagem, e dividiu-o de acordo com os eventos observados no plano sagital do joelho, como se observa na tabela 3.2. A autora ressalva, no entanto, que fatores como velocidade, individualidade e pontos anatômicos de referência adotados podem interferir nesses dados.

Tabela 3.2 - Variação angular do joelho no plano sagital (adaptado de PERRY, 2005)

| Movimento do joelho |                |
|---------------------|----------------|
| Movimento           | Tempo          |
| Flexão até 18°      | 0 a 15% do CM  |
| Extensão até 5°     | 15 a 40% do CM |
| Flexão até 65°      | 40 a 70% do CM |
| Extensão até 2°     | 70 a 97% do CM |

Perry (2005) afirma que em condições normais, sem influência de calçados e/ou superfície, a fase de contato inicial é caracterizada por leve flexão ou hiperextensão do joelho, seguida por uma flexão na fase de resposta à carga, que ocorre em grande velocidade. No apoio simples, o joelho completa a flexão e suporta todo o peso corporal. O apoio médio é marcado pela extensão gradual da articulação, seguido pelo

apoio terminal, no qual se observa a menor flexão da fase de apoio. O joelho volta a flexionar no final do apoio terminal, alcançando  $40^\circ$  no fim do pré-balanço e atingindo cerca de  $60^\circ$  a  $70^\circ$  de flexão máxima. A partir daí, é notada novamente a extensão do joelho, durante o balanço médio e balanço terminal. A extensão máxima ocorre instante antes do fim da fase de balanço, concluindo o ciclo em torno de  $5^\circ$  de flexão.

No presente estudo, observa-se que no plano horizontal, a marcha descalça e com salto apresentaram trajetórias semelhantes, apesar da flexão aumentada com o uso do calçado na fase de apoio terminal até o fim do ciclo. Hammil e Knutzem (1993) e Palastanga, Field e Soames (2000) ressaltam que a articulação do joelho é envolta por músculos que garantem uma adequada recepção e absorção dos esforços externos, como este imposto durante a marcha com calçados com saltos. Opila-Correia (1990), comparando as mesmas condições, encontrou aumento da flexão do joelho já na fase de apoio, além do aumento da duração dessa fase. Possivelmente a autora encontrou maiores discrepâncias em função da utilização de calçados de até 7 cm em seu estudo.

Na inclinação 1, observa-se a influência de dois fatores simultâneos na marcha: a utilização do calçado com salto e o plano inclinado. Houve antecipação da fase de balanço com o uso do calçado, além de flexão aumentada do joelho nessa condição. Prentice et al. (2004) e Leroux, Fung e Barbeau (2002) afirmam que a marcha em plano inclinado promove alterações posturais como aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo. Nessa situação, o controle de tronco, assim como de pelve, são imprescindíveis para o equilíbrio corporal, para que haja uma adequada recepção de força pelos membros inferiores. Quanto maior a inclinação, maior o comprimento do passo na marcha. As adaptações posturais são tarefa-dependentes e diferentes se comparadas na posição estática e durante a marcha. Apesar da pequena inclinação adotada no presente estudo ( $1,83^\circ$ ), foi possível notar a grande influência que o plano inclinado exerce no comportamento cinemático dessa articulação.

A inclinação 2 ( $3,61^\circ$ ) assume características diferenciadas, com uma trajetória alterada já nas primeiras fases da marcha, assim como a diminuição da flexão máxima do joelho com o uso do calçado. Essas mudanças possivelmente já refletem os achados de Prentice et al. (2004) e Leroux, Fung e Barbeau (2002), que afirmam que as alterações posturais são diretamente proporcionais às inclinações da superfície. Como

o sapato com salto promove diminuição do comprimento do passo e o plano inclinado gera o aumento do mesmo, é possível que esses dois fatores simultaneamente resultem em menor flexão do joelho com o uso do calçado.

### 3.2.2 Comparação cinemática do ângulo mínimo da articulação do joelho

As figuras 3.5 a 3.7 apresentam os valores médios de ângulo mínimo do joelho direito no plano sagital, realizados pelas voluntárias nos respectivos ensaios.

#### 3.2.2.1 Plano Horizontal

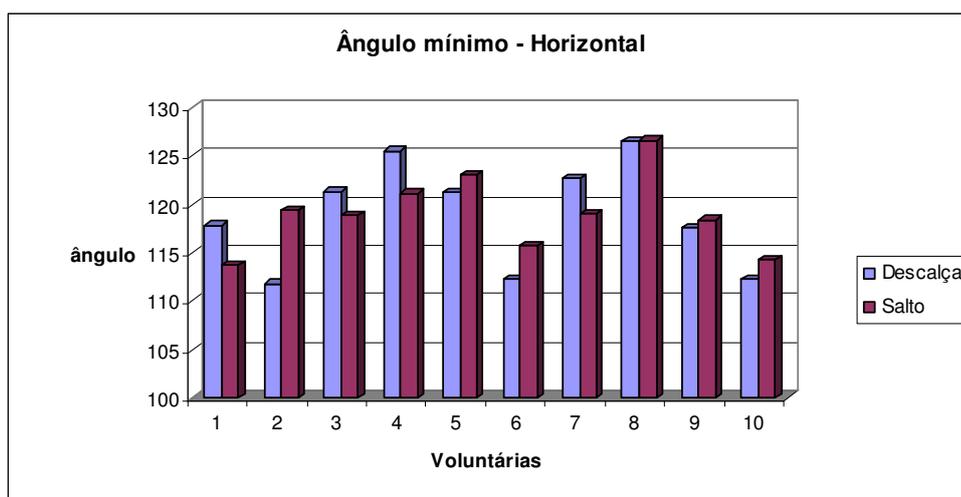


Figura 3.5 – Ângulo mínimo do joelho no plano horizontal

#### 3.2.2.2 Plano Inclinado 1

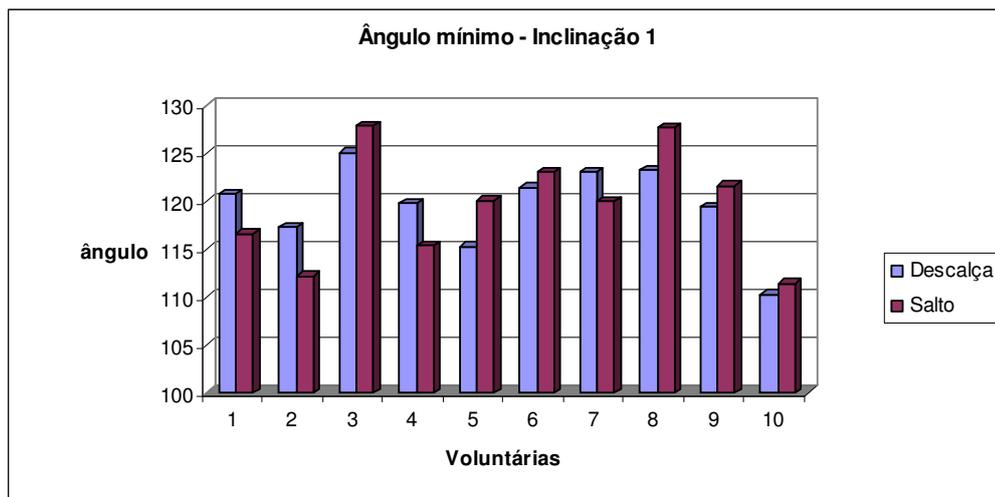


Figura 3.6 – Ângulo mínimo do joelho no plano inclinado 1

### 3.2.2.3 Plano Inclinado 2

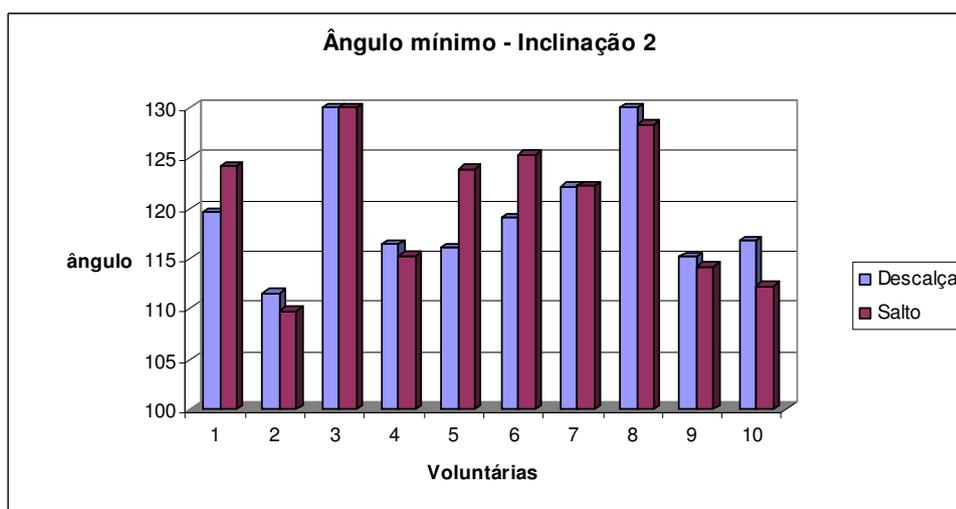


Figura 3.7 – Ângulo mínimo do joelho no plano inclinado 2

### 3.2.2.4 Análise Estatística

Tabela 3.3 – Valores encontrados no teste de *Wilcoxon* para ângulo mínimo (Descalça x Salto) (n=10)

| Condição     | <i>p</i> |
|--------------|----------|
| Horizontal   | 0,581    |
| Inclinação 1 | 0,541    |
| Inclinação 2 | 0,238    |

O ângulo mínimo reflete a situação de maior flexão de joelho em todo o ciclo de marcha. Foi realizada comparação nas condições descalça e salto nas três inclinações, com a hipótese alternativa de que a condição descalça ofereceria valor menor que a condição com salto. O teste não-paramétrico de *Wilcoxon* não apontou diferença estatisticamente significativa na comparação descalça e com salto, como pode ser visto na tabela 3.3, fato que contrasta com os achados de Sacco et al. (2007). Deve-se evidenciar que o ângulo mínimo manifesta-se durante a fase de balanço da marcha, período que não está diretamente sob os efeitos da utilização do calçado e da inclinação da superfície, o que sugere que esse parâmetro não seja um reflexo imediato das condições adversas impostas no presente estudo e que por esses motivos não tenham demonstrado valores com significância estatística.

### 3.2.3 Comparação cinemática do ângulo máximo da articulação do joelho

As figuras 3.8 a 3.10 apresentam os valores médios de ângulo máximo do joelho direito no plano sagital, realizados pelas voluntárias nos respectivos ensaios.

#### 3.2.3.1 Plano Horizontal

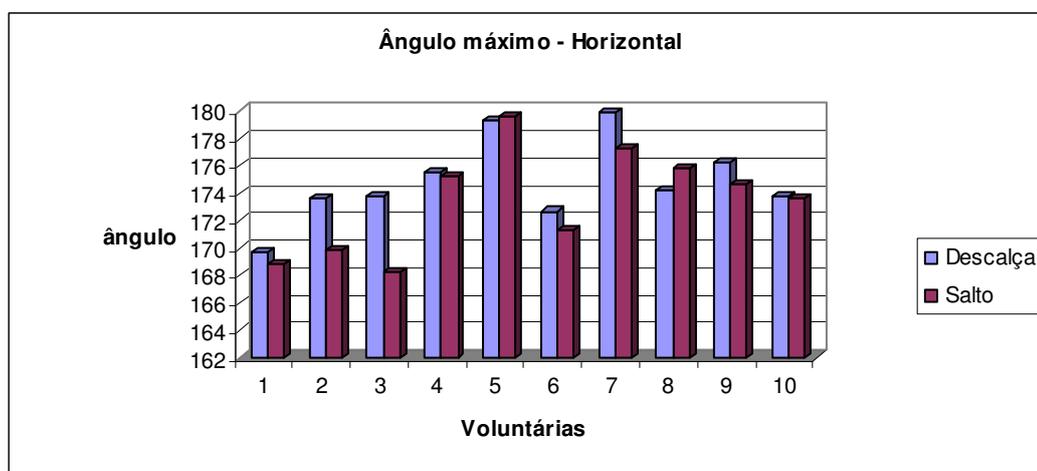


Figura 3.8 – Ângulo máximo do joelho no plano horizontal

### 3.2.3.2 Plano Inclinado 1

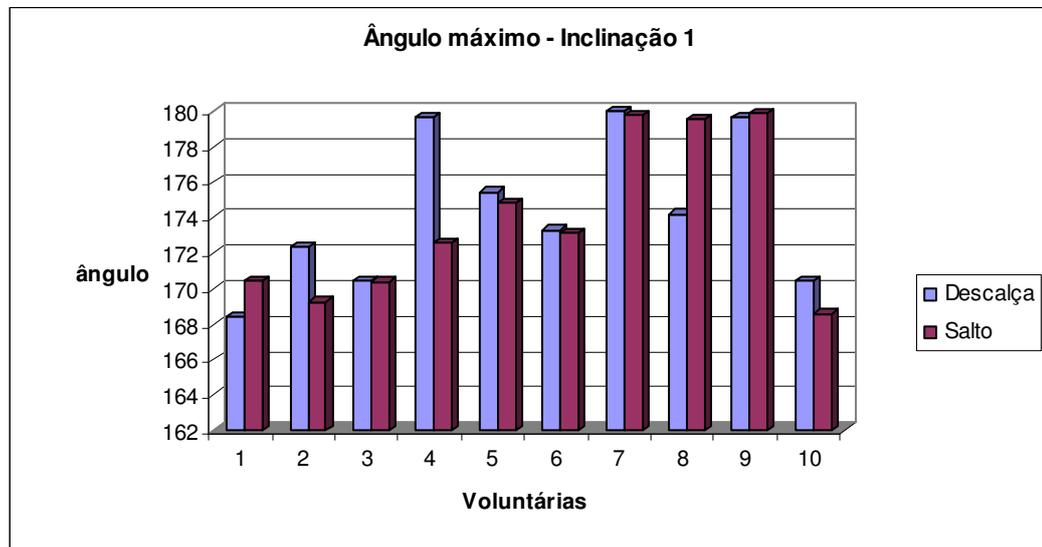


Figura 3.9 – Ângulo máximo do joelho no plano inclinado 1

### 3.2.3.3 Plano Inclinado 2

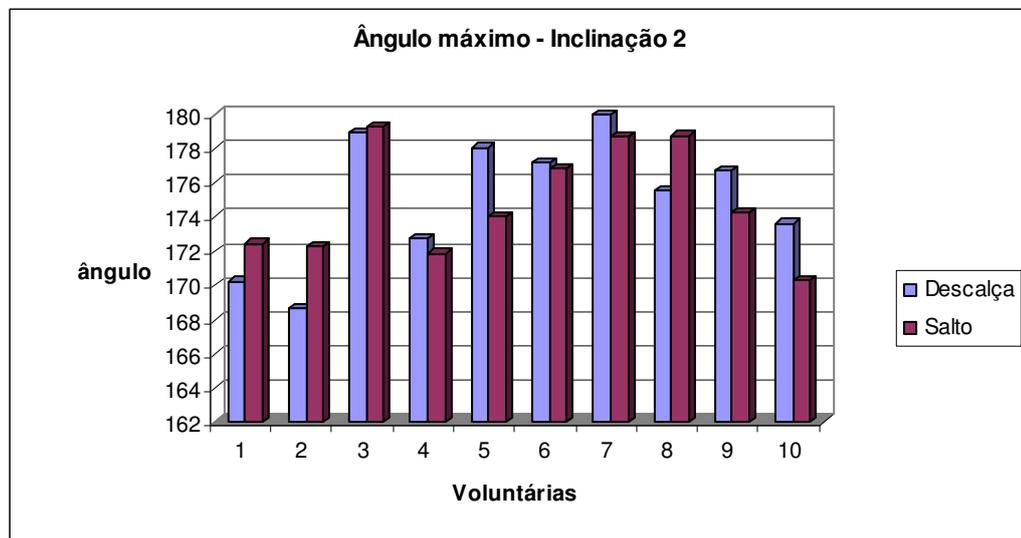


Figura 3.10 – Ângulo máximo do joelho no plano inclinado 2

### 3.2.3.4 Análise Estatística

Tabela 3.4 – Valores encontrados no teste de *Wilcoxon* para ângulo máximo (Descalça x Salto)(n=10)

| <b>Condição</b> | <b><i>p</i></b> |
|-----------------|-----------------|
| Horizontal      | 0,074*          |
| Inclinação 1    | 0,476           |
| Inclinação 2    | 0,610           |

\* diferença estatisticamente significativa

O ângulo máximo reflete a situação de menor flexão, ou com tendência a extensão do joelho, durante o ciclo de marcha. O teste não-paramétrico de *Wilcoxon* confirmou a hipótese alternativa para o plano horizontal, de que o ângulo máximo na condição descalça é maior que com o uso do calçado, como pode-se notar na tabela 3.4. Esse achado está de acordo com Opila-Correia (1990) e Ebbeling et al. (1994) que afirmam haver aumento da flexão do joelho com o uso do calçado com salto. Esses autores justificam o aumento da flexão do joelho e a diminuição da flexão do quadril em função de um mecanismo protetor do sistema músculo-esquelético. Ao associar os achados do presente estudo a respeito do ângulo máximo e mínimo do joelho, pode-se afirmar que existe diminuição considerável da amplitude de movimento do joelho com o uso do sapato com salto no plano horizontal, porém sem redução do ângulo mínimo dessa articulação. Possivelmente nas inclinações 1 e 2 essa alteração não foi significativa em função da existência de um segundo fator influente (plano inclinado).

#### 3.2.4 Comparação do número de ciclos

O gráfico 3.11 apresenta a média do grupo nas seis condições estudadas, com relação aos parâmetros descritos abaixo: O número de ciclos (*n*), observado no eixo vertical (*y*) do gráfico, é definido pela quantidade de ciclos completos de marcha realizados pelas voluntárias em dez segundos.

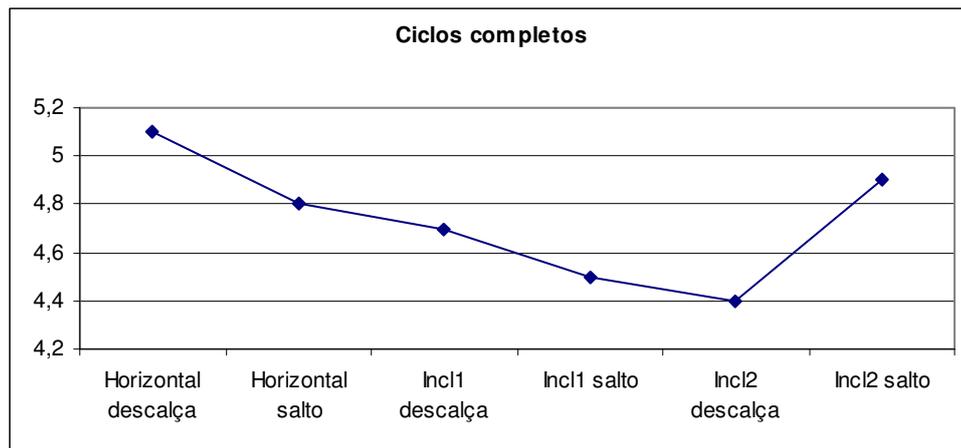


Figura 3.11 – Média de ciclos completos em cada condição estudada (n=10)

O número de ciclos completos mostrou-se em valores decrescentes da condição “horizontal descalça” até “inclinação 2 descalça”, e apresentaram novamente um crescimento na última condição estudada, “inclinação 2 salto”.

A diminuição do número de ciclos completos sugere diminuição da velocidade da marcha nas condições adversas estudadas (uso de calçados com saltos e inclinação da superfície). A condição “inclinação 2 descalça” foi a que apresentou menor número de ciclos, possivelmente pelo maior nível de dificuldade encontrado pelas participantes, achado que concorda com os estudos de McIntosh et al. (2006), que afirmam que a cadência (número de passos por minuto) é inversamente proporcional à inclinação da superfície. Sacco et al. (2007) atribui a diminuição da velocidade da marcha à rigidez do solado e à instabilidade gerada em função da elevação do centro de gravidade com o uso do salto. Opila-Correia (1990) também encontrou diminuição da velocidade e do comprimento do passo com o uso de calçados com até 7 cm de altura. A possível justificativa para o aumento do número de ciclos na última condição é a alteração do posicionamento dos pés com o uso do sapato com salto na inclinação 2. Como a marcha em plano inclinado coloca os pés em dorsiflexão e o calçado com salto posiciona-os em flexão plantar, é possível que as duas condições combinadas nessa intensidade tenha proporcionado condições biomecânicas mais favoráveis para a marcha.

### 3.3 Análise cinética

O gráfico obtido na análise cinética pode ser observado na figura 3.12, que apresenta o tempo (em segundos) no eixo  $x$ , e a porcentagem do peso corporal (% PC) da voluntária no eixo  $y$ , através do qual podem ser identificados as seguintes variáveis de estudo: 1) Primeiro Pico de Força (PPF); 2) Suporte Médio de Força (SMF); 3) Segundo Pico de Força (SPF); 4) fase de frenagem (área cinza); 5) fase de propulsão (área verde). A cor rosa indica o pé direito e a cor azul corresponde ao pé esquerdo. A linha vermelha horizontal apresenta a região de duplo apoio, quando os dois pés estão em contato com a superfície e que, em condições normais, apresenta distribuição do peso corporal próxima a 50% em cada membro inferior. A figura 3.12 apresenta a curva de uma voluntária na condição descalça, no plano horizontal, escolhida aleatoriamente para ilustração das variáveis.

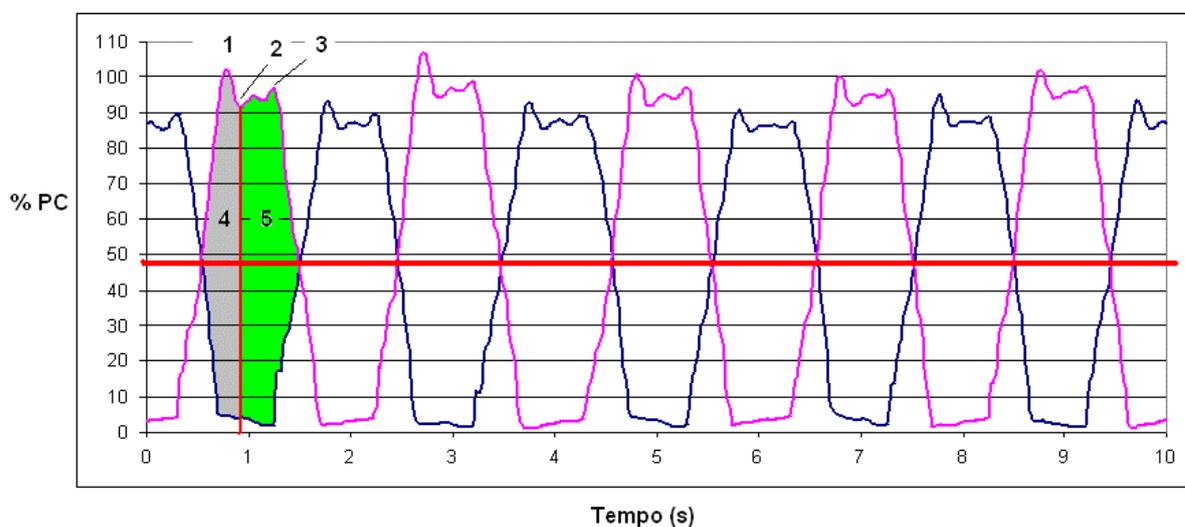


Figura 3.12 – Componentes de estudo da análise cinética da marcha

A figura 3.12 é bastante rica em relação ao número de informações que se pode extrair sobre o comportamento cinético da marcha. Através dela é possível realizar um estudo comparativo entre os pés direito e esquerdo, analisar a linearidade da marcha, além do tempo necessário para atingir o PPF, que dá a idéia do impacto sofrido nas articulações dos membros inferiores. O gráfico também permite a análise do período

de duplo apoio inicial e final, e relacioná-lo com o peso corporal total do indivíduo. Também pode-se estudar o primeiro e segundo picos de força e o SMF, além da incidência dos *spikes* e o tempo dos períodos de frenagem e propulsão. No presente estudo, foram escolhidos para análise os parâmetros mais relevantes para a análise biomecânica da marcha, de acordo com os objetivos do presente estudo.

### 3.3.1 Análise do PPF

#### 3.3.1.1 PPF - Plano horizontal

Os gráficos das figuras 3.13 a 3.15 apresentam o PPF médio realizado pelas voluntárias em proporção à porcentagem do peso corporal, analisado nas condições descalça e com salto.

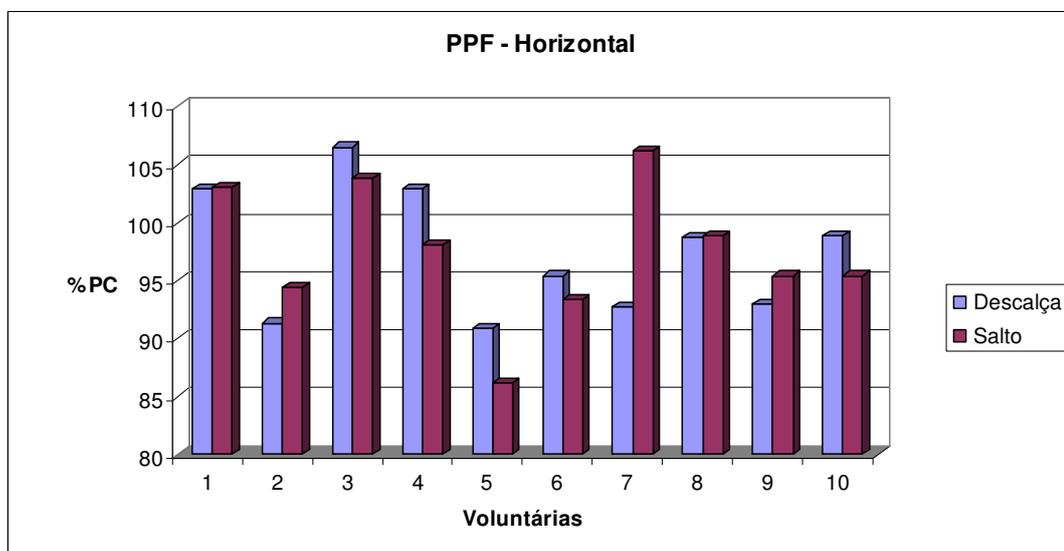


Figura 3.13 – Gráfico comparativo do PPF no plano horizontal

#### 3.3.1.2 PPF – Plano inclinado 1

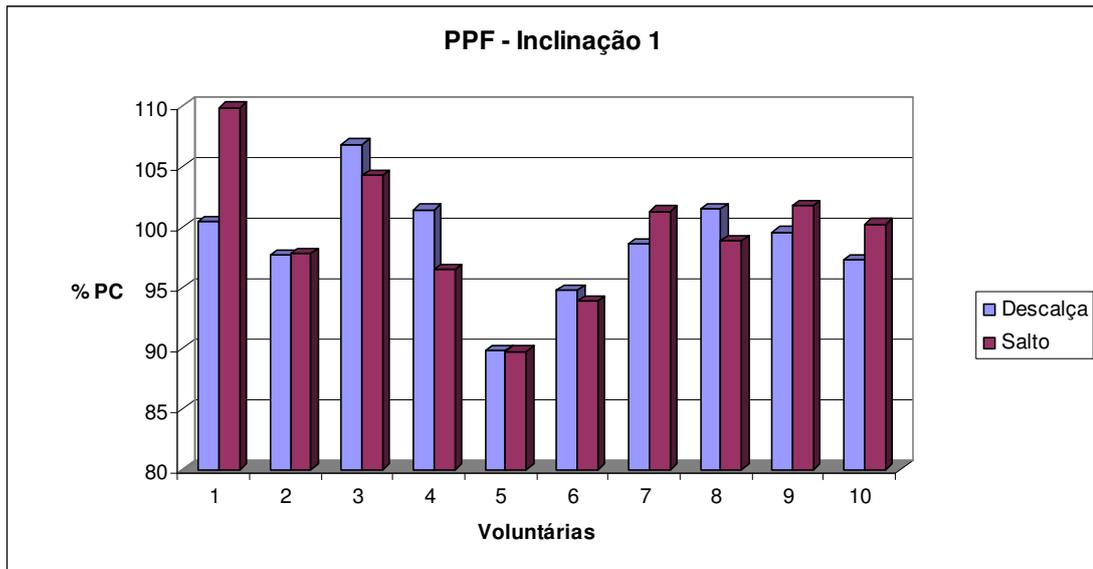


Figura 3.14 – Gráfico comparativo do PPF no plano inclinado 1

### 3.3.1.3 PPF – Plano inclinado 2

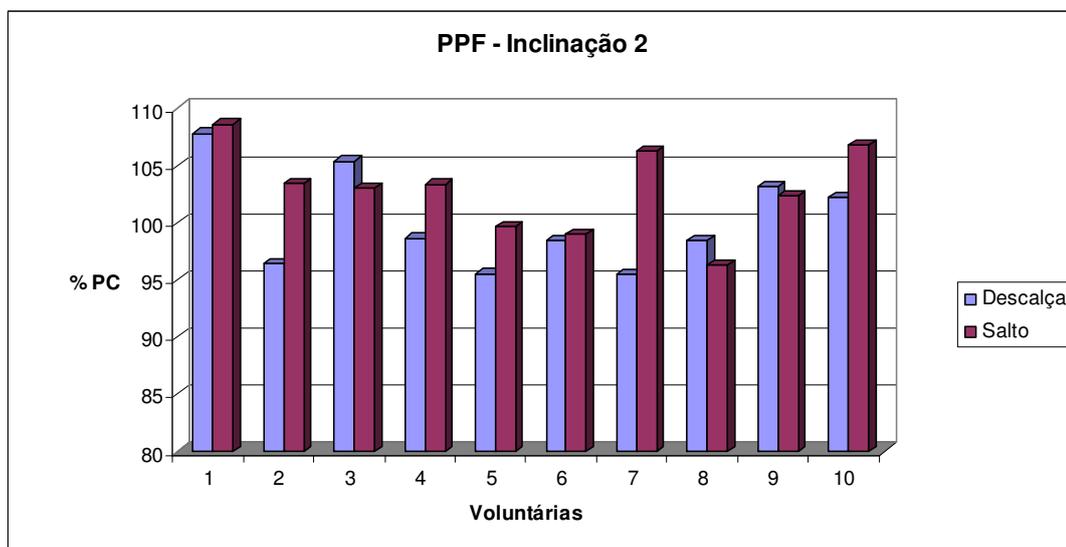


Figura 3.15 – Gráfico comparativo do PPF no plano inclinado 2

### 3.3.1.4 Análise Estatística

Tabela 3.5 – Valores encontrados no teste de *Wilcoxon* para PPF (Descalça x Salto) (n=10)

| Condição     | <i>p</i> |
|--------------|----------|
| Horizontal   | 0,695    |
| Inclinação 1 | 0,380    |
| Inclinação 2 | 0,051*   |

\* diferença estatisticamente significante

Os gráficos 3.13 a 3.15 apresentam os resultados para o PPF médio das voluntárias nas três condições de inclinação, combinadas às duas condições de calçado (descalça e com salto de 5 cm). Somente na inclinação 2 foi encontrada diferença com significância estatística através do teste de *Wilcoxon*, que apontou valores maiores de PPF com o uso do calçado, como pode-se observar na tabela 3.5.

Sacco et al. (2007), em um estudo da força de reação do solo com oito mulheres jovens usando tênis e sandália plataforma, afirmam a influência que o sapato com salto exerce sobre o PPF, aumentando-o de forma diretamente proporcional à altura do calçado, possivelmente por dificultar a realização do rolamento do calcanhar no contato inicial, devido ao posicionamento do pé em flexão plantar com o uso desse calçado. Curiosamente, Stefanyshyn et al. (2000) encontraram força vertical de impacto maior com o calçado com salto de 3,7 cm do que com o de 8,5 cm, e atribui esse achado a um possível mecanismo protetor do sistema músculo-esquelético, associado a diferenças na construção e/ou composição do calçado com maior salto.

McIntosh et al. (2006) relacionam a marcha em plano inclinado ao aumento das forças exercidas sobre as articulações dos membros inferiores, aumentando consideravelmente a força de reação do solo, o que justifica o aumento da PPF na inclinação 2. No plano inclinado há maior exigência de força muscular dos membros inferiores, e maior amplitude de movimento do tornozelo, informações relevantes para a reabilitação em idosos e deficientes com limitações nessas articulações. Esses autores também afirmam que, ao comparar o plano horizontal a inclinações de até 5°, há um aumento considerável na força de reação do solo; no entanto, essas diferenças tornam-se menores ao comparar inclinações entre 5°, 8° e 10°. Outro fato que deve ser mencionado é que, como as voluntárias foram permitidas a apoiarem as mãos nos suportes laterais da esteira por questões de segurança, este pode ter sido um dos motivos pelo qual o PPF não teve aumento significativo no plano horizontal e na inclinação 1. Possivelmente a marcha na inclinação 2 (3,61°) associada à utilização do sapato com salto de 5 cm foram os responsáveis pelo aumento considerável da PPF nessa condição.

### 3.3.2 Análise do SPF

#### 3.3.2.1 SPF – Plano horizontal

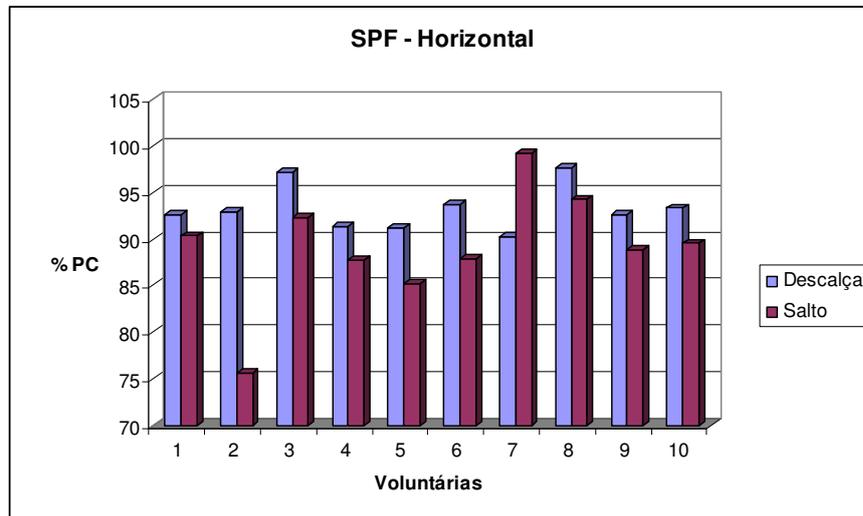


Figura 3.16 – Gráfico comparativo do SPF no plano horizontal

#### 3.3.2.2 Análise do SPF – Plano inclinado 1

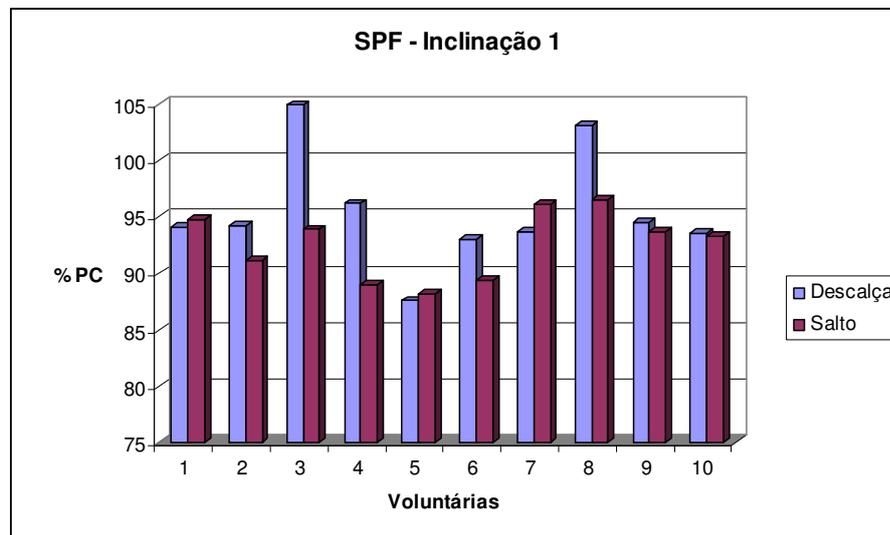


Figura 3.17 – Gráfico comparativo do SPF no plano inclinado 1

#### 3.3.2.3 SPF – Plano inclinado 2

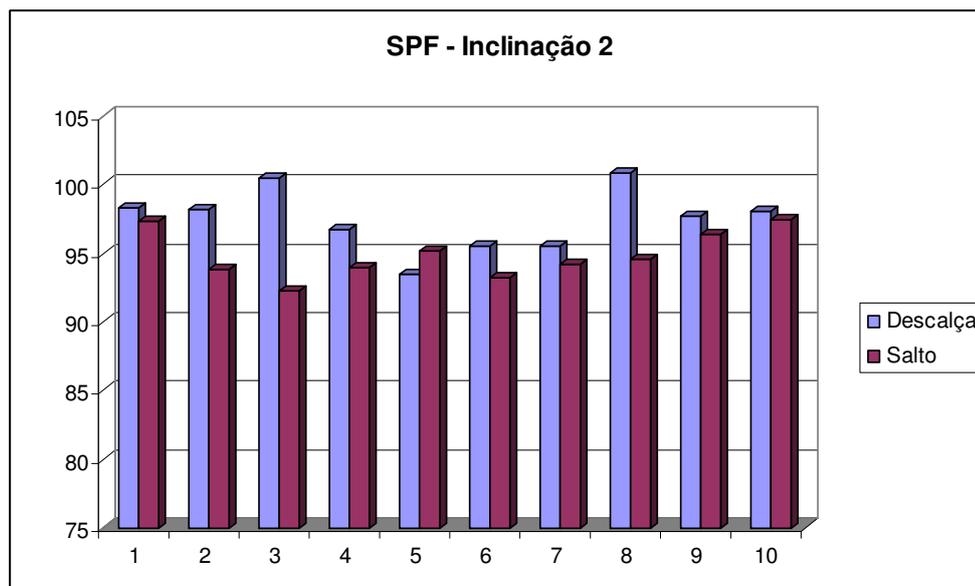


Figura 3.18 – Gráfico comparativo do SPF no plano inclinado 2

### 3.3.2.4 Análise Estatística

Tabela 3.6 – Valores encontrados no teste de *Wilcoxon* para SPF (Descalça x Salto) (n=10)

| Condição     | <i>p</i> |
|--------------|----------|
| Horizontal   | 0,033*   |
| Inclinação 1 | 0,042*   |
| Inclinação 2 | 0,012*   |

\* diferença estatisticamente significativa

Os gráficos 3.16 a 3.18 apresentam os resultados para o segundo pico de força médio das voluntárias nas três condições de inclinação combinadas às duas condições de calçado (descalça e com salto). O teste estatístico não-paramétrico de *Wilcoxon* apontou valores estatisticamente maiores de SPF na condição descalça comparada ao uso do calçado, nas três inclinações estudadas, como explanado na tabela 3.6. Não existe um consenso na literatura em relação ao efeito do uso de calçados com saltos e o comportamento do SPF durante a marcha. Sacco et al. (2007) utilizaram em sua pesquisa sandália do tipo plataforma, caracterizada por apresentar solado bastante rígido e de altura elevada, e possivelmente por esse motivo encontraram aumento do SPF com o uso desse tipo de calçado. Esses autores relacionam a rigidez do solado ao aumento do PPF e SPF em função do aumento do braço de alavanca no tornozelo, que seria responsável por desestabilizar a articulação, gerando maior tensão na mesma.

Eles também afirmam haver uma relação diretamente proporcional entre a altura do salto e o aumento do PPF e SPF. Viel (2001) e Hammil e Knutzem (1993) relacionam a utilização constante de calçados, fato comum na atualidade, à hipotrofia muscular da região intrínseca do pé, evento que proporciona fraqueza aos movimentos do pé durante a marcha e pode dificultar a realização do SPF. Além disso, o calçado utilizado no presente estudo caracteriza-se por apresentar conforto, solado antiderrapante e de alta flexibilidade, fatores que podem ter influenciado na redução do SPF com o uso do mesmo.

### 3.3.3 Comparações entre os resultados cinéticos

As figuras 3.19 a 3.21 apresentam o comportamento cinético de uma voluntária da pesquisa, analisada de acordo com a porcentagem do ciclo de marcha. Os gráficos referem-se a análises do membro inferior direito. O eixo y representa a força, dada em *Newtons* (N).

#### 3.3.3.1 Plano horizontal

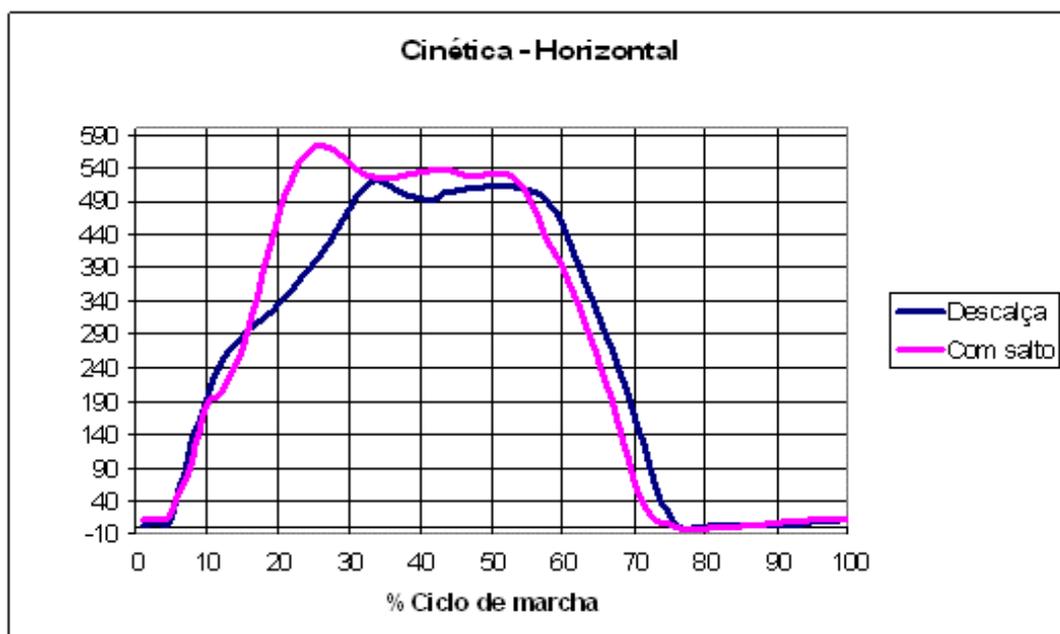


Figura 3.19 – Análise cinética comparativa no plano horizontal

## 3.3.3.2 Plano inclinado 1



Figura 3.20 – Análise cinemática do ângulo mínimo no plano inclinado 2

## 3.3.3.3 Plano inclinado 2

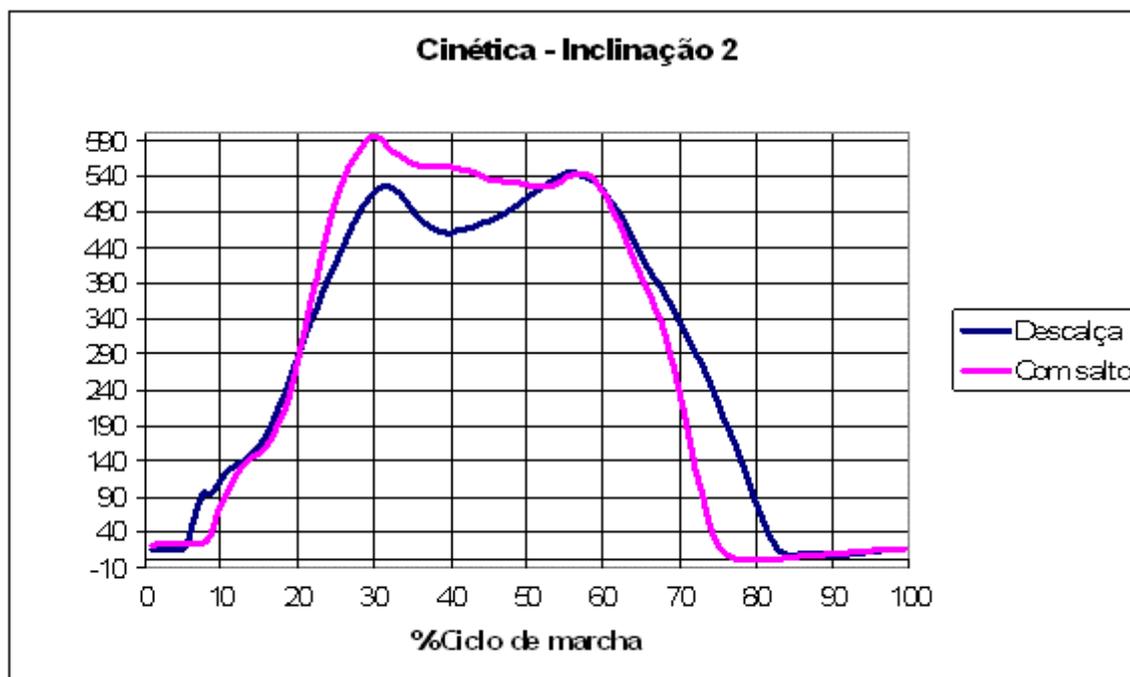


Figura 3.21 – Análise cinemática do ângulo mínimo no plano inclinado 2

Observa-se nas três figuras (3.19 a 3.21) que o PPF com o uso de sapato com salto foi maior do que na condição descalça, apesar da análise estatística evidenciar que essa diferença obteve significância somente na inclinação 2. O plano horizontal foi a única condição na qual se nota uma breve antecipação do PPF com o uso do salto, enquanto nas demais condições ele se manifestou no mesmo tempo da condição descalça. Quando uma força de elevada magnitude é aplicada a um corpo em curto período de tempo, caracteriza-se um evento de alto impacto, fato que pode gerar lesões nas articulações do pé e tornozelo com o uso constante desse tipo de calçado, principalmente se o indivíduo estiver acima do peso, visto que a massa corporal é outro fator que influencia sobre a força de impacto. O comportamento cinético da voluntária no plano horizontal e inclinação 1 mostrou-se bastante semelhante na comparação das condições descalça e salto, apenas com um leve aumento do SMF com o uso do calçado. Na inclinação 2, as principais diferenças gráficas estão relacionadas ao PPF e SMF aumentados e na área de propulsão diminuída com o uso do calçado.

#### 3.4 Comparação entre dados cinemáticos e cinéticos

As figuras 3.22 a 3.34 apresentam o comportamento cinemático e cinético de uma voluntária da pesquisa, nas seis condições estudadas. No eixo  $x$ , todos os gráficos estão representados pela porcentagem do ciclo de marcha. No eixo  $y$  da análise cinemática estão apresentados os ângulos do joelho direito no plano sagital (em graus), e no eixo  $y$  da análise cinética estão representadas as forças (em *Newtons*).

##### 3.4.1 Horizontal Descalça

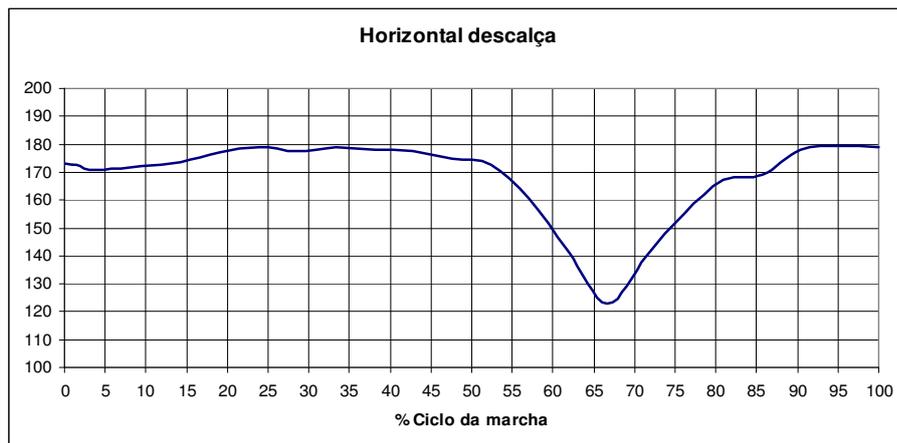


Figura 3.22 – Análise cinemática no plano horizontal, condição descalça

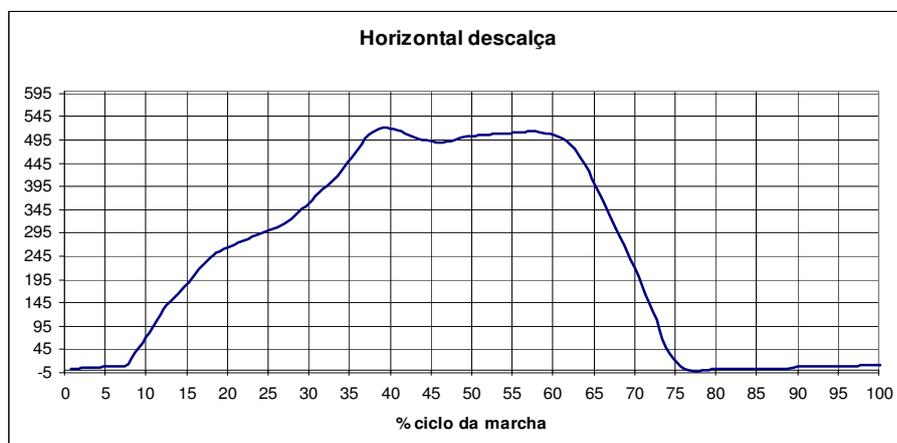


Figura 3.23 – Análise cinética no plano horizontal, condição descalça

### 3.4.2 Horizontal com Salto

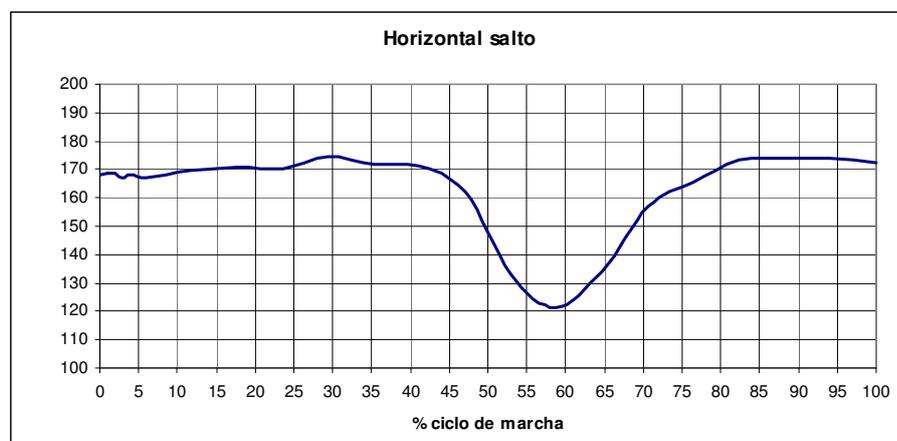


Figura 3.24 – Análise cinemática no plano horizontal, condição com salto

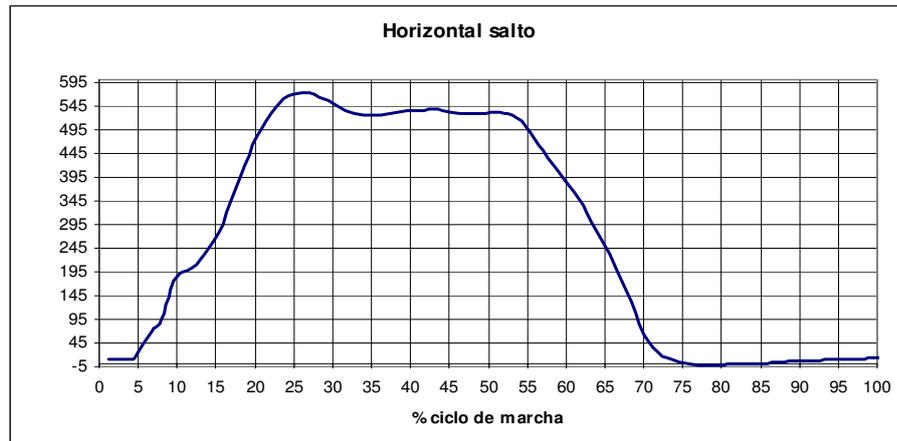


Figura 3.25 – Análise cinética no plano horizontal, condição com salto

### 3.4.3 Inclinação 1 Descalça

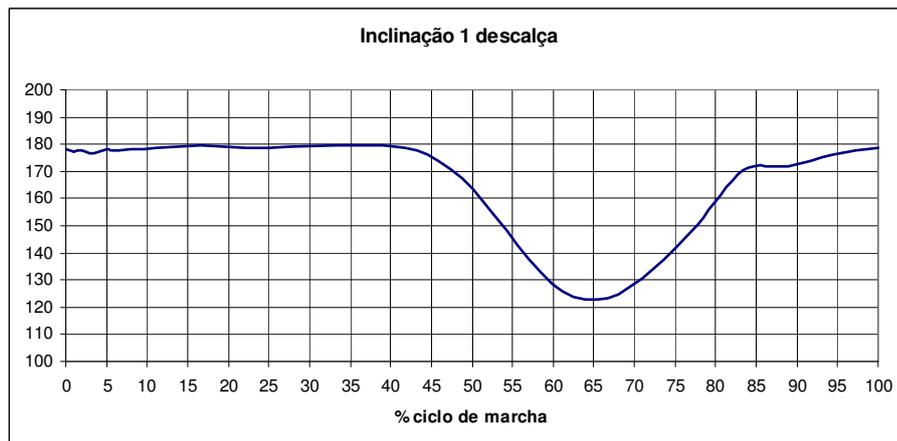


Figura 3.26 – Análise cinemática no plano inclinado 1, condição descalça



Figura 3.27 – Análise cinética no plano inclinado 1, condição descalça

### 3.4.4 Inclinação 1 com Salto

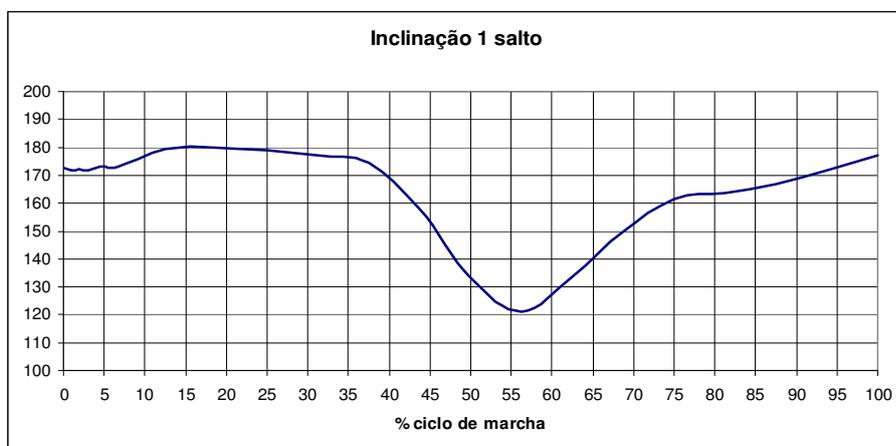


Figura 3.28 – Análise cinemática no plano inclinado 1, condição com salto



Figura 3.29 – Análise cinética no plano inclinado 1, condição com salto

### 3.4.5 Inclinação 2 Descalça

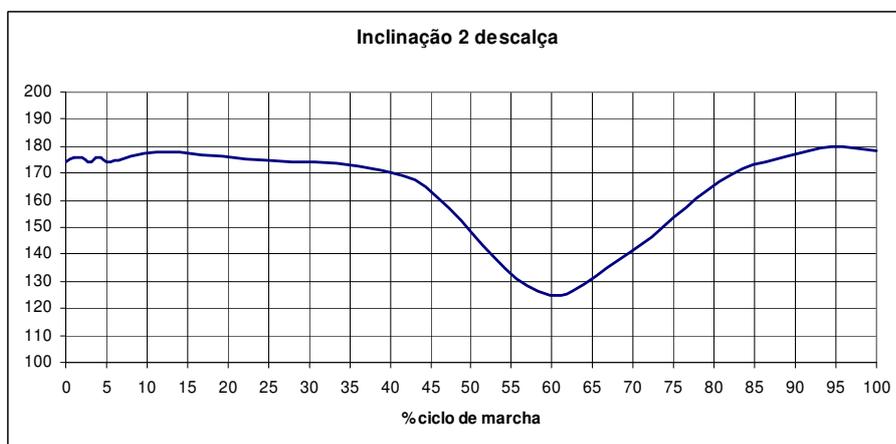


Figura 3.30 – Análise cinemática no plano inclinado 2, condição descalça

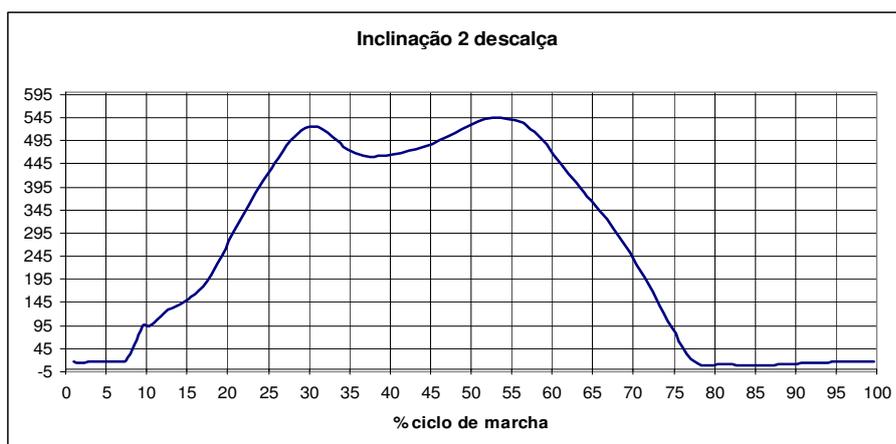


Figura 3.31 – Análise cinética no plano inclinado 2, condição descalça

### 3.4.6 Inclinação 2 com Salto

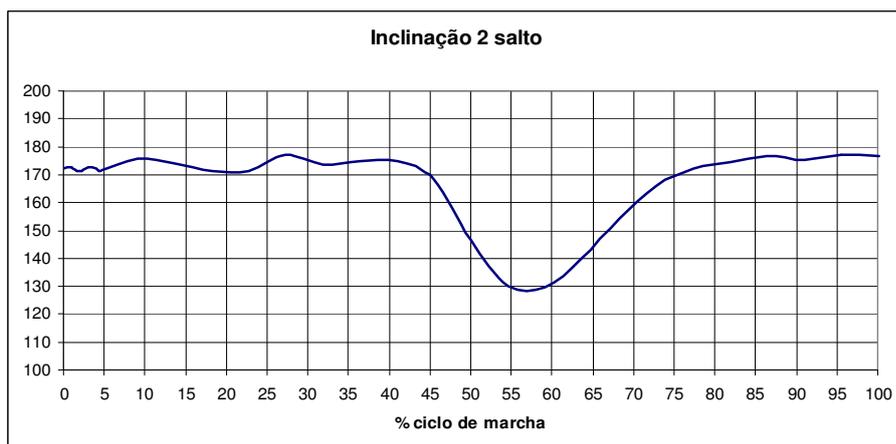


Figura 3.32 – Análise cinemática no plano inclinado 2, condição com salto

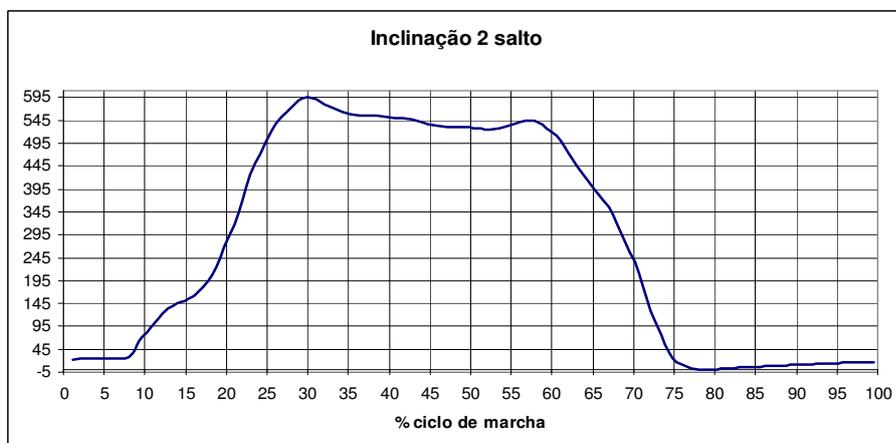


Figura 3.33 – Análise cinética no plano inclinado 2, condição com salto

A análise das figuras 3.22 a 3.33 teve como objetivo principal ilustrar graficamente as diferenças biomecânicas encontradas nas seis condições estudadas e procurar estabelecer uma relação entre o comportamento cinemático e cinético durante a marcha.

Na condição horizontal descalça, nota-se que a flexão máxima do joelho manifestou-se em momento bastante próximo ao SPF, com uma grande área de propulsão. Os gráficos 3.22 e 3.23 serviram como referência (condição base) para as análises seguintes, pelo fato de relatarem o comportamento normal da marcha humana sem a influência dos fatores estudados.

Com a influência do sapato com salto, nota-se nos gráficos 3.24 e 3.25 que a flexão máxima do joelho ocorre tardiamente em relação ao surgimento do SPF, fato possivelmente causado pelo aumento da flexão do joelho devido ao uso do calçado. Outra informação relevante a ser comentada é a nítida diminuição do SPF em relação ao PPF no gráfico 3.25, com diferença de significância estatística, como foi abordado anteriormente.

Os gráficos 3.26 e 3.27 apresentam o efeito da inclinação sobre o comportamento cinemático e cinético na marcha, e revelam que, nessa condição, o ângulo mínimo do joelho coincide com o período de pré-balanço da marcha, como pode ser visto na figura 3.27 (65% do CM). Há uma proporção adequada entre PPF e SPF, assim como de SMF. Nota-se que a curva do ângulo mínimo do joelho apresenta-se suavizada em comparação à condição horizontal descalça.

Na condição inclinação 1 salto (figuras 3.28 e 3.29), a flexão máxima do joelho e o SPF são coincidentes (55% do CM) e surgem precocemente em relação à condição base, fato influenciado possivelmente tanto pelo tipo de calçado como pela inclinação da superfície.

As figuras 3.30 e 3.31 evidenciam o comportamento gráfico suavizado, principalmente no ângulo mínimo do joelho e no SPF (não coincidentes), porém com manifestação próxima. Ao analisar o comportamento cinético em 3.31, destacam-se a presença de um *spike* pouco antes dos 10% do CM e a intensidade do SPF aumentada em relação ao PPF.

Deve-se ressaltar na inclinação 2 com salto (3.32 e 3.33) o aumento da irregularidade cinemática do joelho nas fases iniciais da marcha e, na análise cinética, a intensidade reduzida do SPF (quase igual ao SMF) e a manifestação coincidente do ângulo mínimo com o SPF.

De forma geral, pode-se afirmar que, apesar do comportamento cinético e cinemático assumir um padrão característico semelhante nessas doze condições, são identificáveis algumas peculiaridades em cada uma delas, o que nos permite avaliar indiretamente as condições pelas quais o sistema neuro-músculo-esquelético foi submetido.

## 4 CONCLUSÕES

A esteira elétrica adaptada para a análise biomecânica da marcha mostrou-se um instrumento eficaz, que permitiu a realização de todos os ensaios em plano horizontal e inclinações de  $1,83^\circ$  e  $3,61^\circ$  de forma segura e confiável.

O uso de sapatos com saltos com 5 cm de altura associado à marcha em plano horizontal e inclinado de  $1,83^\circ$  e  $3,61^\circ$  não altera o ângulo mínimo de flexão do joelho no plano sagital, porém exerce influência sobre o ângulo máximo do mesmo no plano horizontal, diminuindo-o com o uso do calçado.

Esse tipo de sapato também promove diminuição da velocidade da marcha, observada pela diminuição do número de ciclos completos em 10s. No entanto, o uso desse calçado em plano inclinado de  $3,61^\circ$  resulta em um número de ciclos próximo ao da condição descalça no plano horizontal, o que sugere ser esta uma condição na qual a eficácia biomecânica é restabelecida.

A marcha em plano inclinado de  $3,61^\circ$  com uso de calçado com salto de 5 cm gera aumento do PPF, o que possivelmente gera maior tensão sobre o sistema músculo-esquelético. O mesmo calçado gera, entretanto, diminuição do SPF tanto no plano horizontal como nas duas inclinações estudadas.

De acordo com os achados do presente estudo, conclui-se que o calçado estudado exerce influências em determinadas características cinemáticas e cinéticas da marcha, o que exige certa parcimônia em sua utilização freqüente. Devido à grande complexidade do tema e dos inúmeros fenômenos relacionados que ainda não são bem esclarecidos, sugere-se que mais pesquisas abordem a análise de marcha com o uso de diferentes calçados, associados a diversas inclinações de superfície, a fim de que haja uma maior compreensão desses mecanismos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADAMCZYK, P.G.; COLLINS, S.H.; KUO, A. The advantages of a rolling foot in human walking. **The Journal of Experimental Biology**, v.209, p. 3953-3963, 2006.

AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. **Rev. Bras. Educ. Fís. Esp.**, São Paulo, v.21, p.61-85, dez 2007.

AMADIO, A.C. et al. Métodos de medição em biomecânica do esporte: descrição de protocolos para aplicação nos centros de excelência esportiva. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v. 3, n. 4, p. 57-67, mai 2002.

ARAÚJO, A.G.; ANDRADE, L.M.; BARROS, R.M.L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, v.2, n.1, janeiro-abril 2005.

ARAÚJO, C.C. et al. Sistemas de avaliação da marcha humana. In: IX CONGRESSO BRASILEIRO DE INFORMÁTICA EM SAÚDE, 2004, Ribeirão Preto, SP. **Anais do CBIS'2004 - IX Congresso Brasileiro de Informática em Saúde**, Ribeirão Preto, 2004.

BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. **Gait and Posture**, v. 26, p. 331-342, 2007.

BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v.3, n.4, mar 2006. Disponível em: <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/4>. Acesso em 12 abril 2008.

BASTOS, A.G.D.; LIMA, M.A.M.T.; OLIVEIRA, L.F. Avaliação de pacientes com queixa de tontura e eletroneistagmografia normal por meio da estabilometria. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 71, n.3, p. 305-310, 2005.

BRINO, C.; ÁVILA, A. ; SOUZA, J. L. Influência da altura do salto sobre os percentuais do peso corporal aplicados na base de sustentação durante a postura ereta. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, ano 1, n. 1, p. 49-54, 2003.

CHIAPPIN, D. et al. Comparação de picos de pressão plantar entre indivíduos jovens e idosos durante marcha normal. **Revista Tecnicouro**, p. 56-59, Janeiro/Fevereiro, 2008.

FIALHO, A.B. **Instrumentação Industrial – Conceitos, aplicações e análises**. 3. ed. São Paulo : Érica, 2005. 276 p.

FRANKEL, V.H.; NORDIN, M. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3. ed. São Paulo : Guanabara Koogan, 2003. 428 p.

GAO, C. et al. Gait muscle activity during walking on an inclined icy surface. **Industrial Health**, v. 46, p. 15-22, 2008.

GEFEN, A. et al. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. **Gait and Posture**, v. 15, p. 56-63, 2002.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Biomecânica Básica**. 1a. edição, Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, 1993.

KAERCHER, C.W. **Baropodometria em mulheres com dor pélvica crônica**. 2008. 53 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.

KLUZIK, J.; HORAK, F.B.; PETERKA, R.J. Postural after-effects of stepping on an inclined surface. **Neuroscience Letters**, v. 413, p. 93–98, 2007.

LEE, C.; JEONG, E.; FREIVALDS, A. Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 28, may. 2001. Disponível em: <http://elsevier.com/locate/ergon> . Acesso em: 10 junho 2007.

LEMOS, S.S.; BARROS, J.F.; SOARES, M.P.S. Detecção de características específicas na articulação do joelho e do quadril que dificultam a marcha em indivíduos portadores de síndrome de Down. **Revista Alvorada**, v.1, n.2, p. 41-64, 2003.

LEROUX, A.; FUNG, J.; BARBEAU, H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. **Gait and Posture**, v. 15, p. 64-74, 2002.

MASANI, K.; KOUZAKI, M.; FUKUNAGA, T. Variability of ground reaction forces during treadmill walking. **J Appl Physiol**, v.92, p.1885–1890, 2002.

McINTOSH, A.S. et al. Gait dynamics on an inclined walkway. **Journal of Biomechanics**, v.39, p. 2491-2502, 2006.

MELO, S.I.L.; SANTOS, S.G. Antropometria em biomecânica: características, princípios e modelos antropométricos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desenvolvimento Humano**, v. 2, n. 1, p. 97-105, 2000.

MENANT, J.C. et al. Effects of walking surfaces and footwear on temporo-spatial gait parameters in young and older people. **Gait and Posture**, v.29, p.392-397, 2009.

NETTER, F.H. **Atlas de anatomia humana**. 2. ed. Porto Alegre : Artmed, 2000. 572 p.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2003. 401 p.

OLIVEIRA, G.B. **Análise biomecânica da marcha de indivíduos com neuropatia diabética periférica, em plano horizontal e plano inclinado**. 2008. 191 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Desporto) – Faculdade de Desporto, Universidade do Porto, Porto, 2008.

OPILA-CORREIA, K.A. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. **Arch Phys Med Rehabil.**, v. 71, n.11, p. 905-909, 1990.

PERRY, J. **Análise de Marcha: marcha normal vol. 1**. 1. ed. São Paulo : Manole, 2005. 200 p.

POTÉRIO-FILHO, J. et al. The effect of walking with high-heeled shoes on the leg venous pressure. **Angiology**, v. 57, n. 4, p. 424-430, 2006.

SACCO, I.C.N. et al. Força reação do solo durante a marcha com uso do tênis e sandália plataforma. **Fisioterapia em Movimento**, v.20, n.3, p. 55-62, 2007.

SANTOS, A.M.C. **Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e alto**. 2006. 93 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2006.

SANTOS, A.M.C.; ZARO, M. Análise da marcha humana. **Revista Tecnicouro**, p. 52-54, ago 2006.

SANTOS, J.O.L.; NAZÁRIO, P.F.; ÁVILA, A.O.V. O uso do calçado de salto alto e o desconforto nos pés de mulheres. **Revista Tecnicouro**, p. 50-53, ago 2007.

SANTOS, J.O.L. et al. Análise do movimento de eversão do calcanhar e comportamento do centro de pressão plantar (COP) durante a marcha em diferentes velocidades. **Revista Tecnicouro**, p. 42-46, nov/dez. 2007.

SOBOTTA, J. Atlas de anatomia humana: Sobotta vol. 2: tronco, vísceras e extremidade inferior. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 2000.

STEFANYSHYN, D.J. et al. The influence of high heeled shoes on kinematics, kinetics and muscle EMG of normal female gait. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, p. 309-319, 2000.

SUTHERLAND, D.H. The evolution of clinical gait analysis part 1: kinesiological EMG. **Gait and Posture**, v.14, p. 61-70, 2001.

SUTHERLAND, D.H. The evolution of clinical gait analysis part 2: kinematics. **Gait and Posture**, v.16, p. 159-179, 2002.

SUTHERLAND, D.H. The evolution of clinical gait analysis part 3: kinetics and energy assessment. **Gait and Posture**, v.21, p. 447-461, 2005.

TIXA, S. **Atlas de anatomia palpatória do membro inferior**. 1.ed. São Paulo : Manole, 2000. 192 p.

VAUGHAN, C.L.; DAVIS, B.L.; O'CONNOR, J.C. **Dynamics of Human Gait**. 2. ed. Cidade do Cabo : Kiboho, 1992. 141 p.

VIANA, D.L.; GREVE, J.M.D. Relação entre a mobilidade do tornozelo e pé e a magnitude da força vertical de reação do solo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, n.3, p. 339-345, jul./set., 2006.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**. 1.ed. São Paulo : Manole, 2001. 291 p.

YUNG-HUI, L.; WEI-HSIEN, H. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. **Applied Ergonomics**, v. 36, p. 355-362, 2005.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2<sup>a</sup>. ed. New York: John Wiley & Sons, 1990. 325 p.

WINTER, D.A. **A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking**. 1<sup>a</sup>. ed. Ontario: Waterloo Biomechanics, 1995. 56 p.

WHITTLE, M.W. **Gait Analysis**. 2<sup>a</sup>. ed. Oxford : Elsevier Health Sciences, 2000. 248 p.

**BIBLIOGRAFIA CONSULTADA**

AMADIO, A.C. **Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano.** In: \_\_\_\_\_. A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo, ed. Estação Liberdade, 2000, p. 45-70.

ARNADOTTIR, S.A.; MERCER, V.S. Effects of footwear on measurements of balance and gait in women between the ages of 65 and 93 years. **Physical Therapy**, v. 80, n.1, p. 17-27, jan.2000.

BISHOP, Mark et al. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. **Journal of Athletic Training**, cidade de publicação, v. 41, n. 4, dec.2006. Disponível em: < [www.journalofathletictraining.org](http://www.journalofathletictraining.org)>. Acesso em: 10 outubro 2007.

CHAM, R.; REDFERN, M.S. Heel contact dynamics during slip events on level and inclined surfaces. **Safety Science**, v. 40, p. 559–576, 2002.

DAWSON, J. et al. The prevalence of foot problems in older women: a cause for concern. **Journal of Public Health Medicine**, v.24, n.2, p.77-84, 2002.

EDWARDS, L. et al. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, cidade de publicação, v. 3, n.2, mês. 2008. Disponível em: < <http://www.josr-online.com/content/3/1/2>>. Acesso em: 12 novembro 2007.

HESSERT, M.J. et al. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. **BMC Geriatrics**, v. 5, n.8, may 2005. Disponível em: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2318/5/8>>. Acesso em: 07 abril 2008.

HWANG, S.J. et al. The evaluation of the lower extremity joint moments and muscle force during various high-heel walking. **Key Engineering Materials**, v.326, p. 755-758, 2006.

JOSEPH, J.; NIGHTINGALE, A. Electromyography of muscles of posture: leg and thigh muscles in women, including the effects of high heels. **J Physiol**, n. 132, p. 465-468, 1956.

KURZ, M. J.; STERGIOU, N. Do horizontal propulsive forces influence the nonlinear structure of locomotion? **Journal of NeuroEngineering Rehabilitation**, v. 4, n.30, aug. 2007. Disponível em: < <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/30> >.

LONG, J. et al. Biomechanics of the double rocker sole shoe: gait kinematics and kinetics. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n.13, p. 2882-2890, mar.2007.

MILLS, P.M. et al. Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 40, p. 1504–1511, 2007.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. A aplicação da análise dos componentes principais para o estudo do controle postural. **Rev bras Educ Fís**, v. 21, n.1, p.69-80, jan./mar. 2007.

MORRISON, K.E. et al. Foot characteristics in association with inversion ankle injury. **Journal of Athletic Training**, v. 42, n.1, p. 135-142, 2007.

MUNDERMANN, A. et al. Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 33, n.11, p. 1939-1945, 2001.

MYERS, K. A. et al. Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics. **Gait & Posture**, v. 24, p. 323-330, 2006.

NIGG, B. et al. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. **Clinical Biomechanics**. v.21, p. 82-88, 2006.

REGNAUX, J.P. et al. Human treadmill walking needs attention. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 3, n. 19, aug 2006. Disponível em: < <http://www.jneuroengrehab.com/content/3/1/19> >. Acesso em: 27 fevereiro 2008.

**APÊNDICE A – QUESTIONÁRIO APLICADO ÀS VOLUNTÁRIAS**

Nome completo: .....

Data de Nascimento: ..... Telefone.....

Curso: ..... Ano/Semestre: .....

Peso: .....kg      Altura: .....m      Número de calçado: .....

---

**SIM NÃO**

---

1) Você costuma usar sapatos de salto com frequência (mais de três vezes por semana)?

---

2) Você foi submetida a cirurgia nos pés, tornozelos, joelhos ou quadril nos últimos 6 meses?

---

3) Você está grávida?

---

4) Você sofreu lesão no(s) pé(s), tornozelo(s), joelho(s), quadril nos últimos 6 meses?

---

5) Você apresenta dor no(s) pé(s), tornozelo(s), joelho(s), quadril atualmente?

---

## **APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

### **INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:**

**Título do Projeto:** “Análise de marcha de mulheres com uso de sapatos com saltos, em solo inclinado e plano”

**Pesquisadores :** Glauce Gonzaga Silva / João Alberto de Oliveira

**Telefones para contato :** (12) 3123-2800 ; (12) 9111-8439

### **CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA:**

Esta pesquisa tem por objetivo analisar a marcha de mulheres numa esteira, para verificação da força de reação do solo nas seguintes condições: descalça, com uso de sapatos com saltos de 5 cm, em superfície plana e inclinada. Outro objetivo da pesquisa é analisar esse movimento também através de filmagem, numa vista lateral.

Inicialmente, a pesquisadora responsável fará um breve questionário, depois será pedido a cada voluntária que ande sobre uma esteira, com e sem calçados. Após uma pequena inclinação da esteira, esse procedimento será repetido, sendo que a voluntária terá total liberdade para interromper o experimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Os dados serão coletados em no máximo três dias, e não haverá nenhum tipo de risco de lesão ou desconforto às voluntárias, desde que os procedimentos sejam seguidos corretamente.

Espera-se que essa pesquisa sirva para a compreensão das alterações biomecânicas decorrentes do uso de sapatos com saltos.

Será garantido o sigilo total e absoluto de todas as informações coletadas sobre os sujeitos da pesquisa, assim como suas imagens e dados pessoais. As voluntárias têm o direito de pedir maiores detalhes sobre os procedimentos a qualquer momento da pesquisa.

---

**Glauce Gonzaga Silva**  
(Pesquisadora responsável)

---

**Prof. Dr. João Alberto de Oliveira**  
(Orientador)

## ANEXO A - CARTA DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



PRPPG-Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação  
Comitê de ética em Pesquisa  
Rua Visconde do Rio Branco, 210 Centro Taubaté-SP 12020-040  
Tel.: (12) 3625.4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947  
cep@unitau.br

### DECLARAÇÃO Nº 265/09

**Protocolo CEP/UNITAU nº 299/09** (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

**Projeto de Pesquisa:** *Análise biomecânica da marcha de mulheres com uso de sapatos com saltos, em solo inclinado e plano.*

**Pesquisador(a) Responsável:** Glauce Gonzaga Silva

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **03/07/2009**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**.

Taubaté, 14 de julho de 2009

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Robison Baroni', written over a horizontal line.

**Prof. Robison Baroni**

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté