

Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação - Mestrado em Ciências do Movimento Humano, Linha de pesquisa Biomecânica, da Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila

FLORIANÓPOLIS/ 2006/ 1

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DESPORTOS – CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

O COMITÊ DE AVALIAÇÃO, ABAIXO ASSINADO, APROVA A DISSERTAÇÃO

“Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto”

Elaborada por ANDRESA MARA DE CASTRO SANTOS

COMO REQUISITO PARCIAL DO TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO-BIOMECÂNICA.

Comissão Examinadora:

Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila (Orientador)-UDESC

Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio-USP

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro-UFSC

Profa. Dra. Susana Cristina Domenech-UDESC

Florianópolis-2006/1

DEDICO ESTE TRABALHO A

AGRADECIMENTOS

***“O futuro do homem não está nas estrelas, mas
sim na sua vontade.”***
(William Shakespeare)

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE GRÁFICOS	11
LISTA DE FIGURAS	12
LISTA DE ABREVIATURAS	13
RESUMO	15
ABSTRACT	16
1 INTRODUÇÃO	17
1.1 PROBLEMA	17
1.2 JUSTIFICATIVA	18
1.3 OBJETIVOS	19
1.3.1 Objetivo Geral	19
1.3.2 Objetivos Específicos	19
1.4 DEFINIÇÃO DE TERMOS	20
1.5 IDENTIFICAÇÃO E DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS	22
1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	25
2 REVISÃO DE LITERATURA	26
2.1 A MARCHA HUMANA	26
2.2 CINÉTICA DA MARCHA	29
2.2.1 Normalização dos dados de FRS	31
2.2.2 Componentes da FRS	32
2.2.2.1 Componente vertical da força de reação do solo	32
2.2.2.2 Componente antero-posterior da força de reação do solo	34
2.2.2.3 Componente médio-lateral da força de reação do solo	34
2.3 A EVOLUÇÃO DOS CALÇADOS E DOS ESTUDOS EM BIOMECÂNICA DO CALÇADO	35
2.3.1 Estudos em biomecânica do calçado	37
3 MATERIAIS E MÉTODOS	44
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	44
3.2 LOCAL	44
3.3 INDIVÍDUOS DO ESTUDO	44
3.4 DESCRIÇÃO DO MOVIMENTO ESTUDADO	45
3.5 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS	46
3.5.1 Medidas antropométricas	46
3.5.2 Variáveis Cinéticas	48
3.6 PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS	50
3.6.1 Escolha dos indivíduos do estudo	51
3.6.2 Preparação do sujeito	51
3.6.3 Coleta da FRS	51
3.7 PROCESSAMENTO E ARQUIVAMENTO DOS DADOS	52
3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	53
3.9 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	53
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
4.1 RESULTADOS DAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS	55
4.2 ANÁLISE COMPONENTE VERTICAL DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO – CVFRS56	

4.3 ANÁLISE DA COMPONENTE ÂNTERO-POSTERIOR DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO.....	66
4.4 ANÁLISE DA COMPONENTE MÉDIO-LATERAL DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO.....	70
APÊNDICE A - IDENTIFICAÇÃO DA AMOSTRA.....	83
APÊNDICE B – RESULTADOS DA ANALISE DE VARIÂNCIA (ANOVA ONE-WAY).....	84
APÊNDICE C – ESTUDO PILOTO.....	86
ANEXO A- DOCUMENTOS ENVIADOS AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP..	91
ANEXO B- APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Valores médios e desvio padrão das voluntárias participantes do estudo (n=32).....	55
Tabela 2 – Valores antropométricos dos pés das voluntárias em função da numeração de calce ($\bar{x} \pm s$).....	55
Tabela 3 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TAP2 nas três condições (n=32).....	58
Tabela 4 – Comparação de valores médios de PPF, SMF e SPF em função da condição (n=32).....	58
Tabela 5 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de PPF nas três condições (n=32).....	59
Tabela 6– Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de SMF nas três condições (n=32).....	60
Tabela 7 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de SPF nas três condições (n=32).....	61
Tabela 8 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TPPF nas três condições (n=32).....	62
Tabela 9 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TSMF nas três condições (n=32).....	63
Tabela 10 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TSPF nas três condições (n=32).....	63
Tabela 11 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFy_Fren nas três condições (n=32).....	65
Tabela 12 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFy_Prop nas três condições (n=32).....	65
Tabela 13 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fx_min nas três condições (n=32).....	68
Tabela 14 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fx_max nas três condições (n=32).....	68
Tabela 15 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFx_Prop nas três condições (n=32).....	69
Tabela 16 – Comparação de valores médios de TLim_Fx em função da condição (n=32).....	70

Tabela 17– Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TLim_Fx nas três condições (n=32).....	70
Tabela 18 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fz_Min nas três condições (n=32).....	72
Tabela 19 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fz_max nas três condições (n=32).....	72
Tabela 20 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFz_Lateral nas três condições (n=32).....	73
Tabela 21 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFz_Medial nas três condições (n=32).....	73

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Comparação de valores médios de TAP1 e TAP2 em função da condição (n=32)...	56
Gráfico 2– Comparação de valores médios de TPPF, TSMF e TSPF em função da condição (n=32).....	62
Gráfico 3 – Comparação de valores médios de IFy em função da condição (n=32).....	64
Gráfico 4– Comparação de valores médios de Fx_Min e Fx_max em função da condição (n=32).....	67
Gráfico 5– Comparação de valores médios de IFx_Fren e IFx_Prop em função da condição (n=32).....	69
Gráfico 6– Comparação de valores médios de Fz_Min e Fz_max em função da condição (n=32).....	71
Gráfico 7– Comparação de valores médios de IFz_Lateral e IFz_Medial em função da condição (n=32).....	72

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Mocassim.....	20
Figura 2- Sandália.....	21
Figura 3- Quadro da identificação das variáveis do estudo.....	23
Figura 4- Gráfico exemplo de uma CVFRS com as variáveis apontadas escolhidas para o estudo.	24
Figura 6- Gráfico exemplo de uma componente médio-lateral com as variáveis apontadas escolhidas para o estudo.....	25
Figura 7- Imagens dos calçados usados nas coletas de dados. (a) Calçado1(b); Calçado 2.....	46
Figura8- Paquímetro e fita métrica.....	47
Figura 9- Balança digital	47
Figura 10 - Medida da altura dos saltos.....	48
Figura 11- Plataforma de força de reação do solo. Fonte: AMTI INSTRUCTION MANUAL (1991).	49
Figura 121- Plataformas de força inseridas no solo em série, preparadas (com preto fosco) para as coletas de variáveis cinemáticas que seriam utilizadas no estudo.	49
Figura 13- Imagens da fotocélula receptora, desenvolvida para este estudo, no suporte para ajuste de altura	50
(a) (b).....	86
Figura 14- Imagens dos calçados utilizados no estudo piloto: Tênis (a) calçado de salto alto (b).	86
Figura 15- Imagem da câmera 1 (a), câmera 2 (b) e câmeras 3 (c), no instante de contato com o solo em condição de sapato de salto	87
Figura 16- Gráficos das Curvas de dados Brutos (antes da filtragem), extraídos do Sistema Peak Motus, sincronizados com a figura 1 (no instante de contato com o solo em condição de sapato de salto): (a)Gráfico de curva de variação angular do joelho e tornozelo; (b) Gráfico da CVFRS..	87
Figura 17- Gráfico das curvas de valores médios da CVFRS em cada condição.	88
Figura 18- Gráfico das curvas medias de variação angular em cada condição: (a) AT (b) AJ.....	88

Figura 19- Imagens da preparação do sujeito com os pontos reflexivos fixados diretamente na pele	54
Figura 20- Preparação do sujeito e localização dos pontos reflexivos.....	54
Figura 21- Curvas da CVFRS. (a) condição Descalça; (b) condição Calçado1; (c) condição Calçado2; (d) as três condições sobrepostas.....	66

LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

CB11 - Comitê Brasileiro do Couro e Calçados

CEFID - Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos

CVFRS – Componente Vertical da força de reação do solo

FRS - Força de reação do solo (N, Kgf ou %pc)

IBTeC – Instituto Brasileiro de Tecnologia em couro, calçados e artefatos

NBR - Normas Brasileiras (ABNT)

PPF - Primeiro Pico de Força (N, %pc)

SMF – Suporte Médio da Força (N, %pc)

SPF - Segundo Pico de Força (N, %pc)

TAP – Taxa de aceitação de peso corporal

UDESC – Universidade do Estado de Santa Catarina

UFRGS - Universidade Federal do Rio Grande do Sul

SANTOS, Andresa Mara de Castro. **Análise cinética da marcha de mulheres em três condições: descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto.** Dissertação - Mestrado em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina- UDESC. Florianópolis, 2006.

Orientador: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila

RESUMO

O presente trabalho objetivou analisar o comportamento da força de reação do solo da marcha de mulheres descalças, com calçado de salto baixo e calçado de salto alto. Participaram do estudo 32 voluntárias que não apresentavam histórico de lesões nos membros inferiores nos seis meses anteriores às coletas, com alinhamento dos membros inferiores considerado normal e com experiência na utilização de calçados com salto alto. Foram verificadas as três componentes da FRS da marcha com velocidade de $4\text{km/h} \pm 10\%$, em três condições: Descalça, Calçado1 (19,93mm de altura de salto), e Calçado2 (75,25mm de altura de salto). As variáveis cinéticas foram coletadas a partir plataformas de força extensiométricas, triaxiais, AMTI (frequência de amostragem 540Hz). Foram coletados 5 ciclos de marcha completos para cada condição, para cada voluntária. Os dados foram adquiridos e arquivados no Sistema *Peak Motus 32*, sendo processados no software MATLAB® 5.0. O tratamento estatístico foi composto de estatística descritiva exploratória e análise de variância ANOVA – *One way*, além do teste *post-hoc* de *Student-Newman-Keuls* ($\alpha \leq 0,05$). Os resultados indicaram que com um aumento no salto do calçado ocorrem modificações na componente vertical de força de reação do solo nas variáveis Primeiro Pico de Força (PPF), Suporte Médio de Força (SMF), Segundo Pico de Força (SPF), intervalos de tempo de SMF e SPF; Impulso de Frenagem, Impulso de propulsão e, principalmente na Taxa de Aceitação de Peso (TAP) na região entre 10% a 20% do PPF. Notou-se também um *spike* acentuado para a condição descalça, sendo bastante evidente quando utilizado calçado de salto alto e suavizado para o calçado de salto baixo. Na componente ântero-posterior da FRS, os valores máximos e mínimos observados sugerem maior aplicação de força para a ação de frenagem e de aceleração da marcha durante a utilização do calçado de salto alto. A componente médio-lateral da FRS observou-se maior valor de impulso lateral e o menor valor de impulso medial para o calçado de salto alto em comparação com as outras duas condições.

Palavras-chaves: *Biomecânica. Calçado feminino. Marcha. Força de reação do solo.*

SANTOS, Andresa Mara de Castro. **Kinetic analysis of women's gait in three conditions: barefoot and wearing low heel shoes and high heel shoes.** Dissertation - Master's Degree in Human Movement Sciences of the University of the State of Santa Catarina - UDESC. Florianópolis, 2006.

Adviser: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the ground reaction force (GRF) of women's gait, both barefoot and wearing different shoes with different heels. The attendees were 32 female volunteers who had not had histories of lesions in the lower limbs up to six months prior to the collections, with alignment of the lower limbs considered as normal and with experience in wearing high heel shoes. The three components of the gait GRF were verified with speed of 4km/h $\pm$ 10%, in three conditions: barefoot, shoe1 (19,93mm heel height), and shoe2 (75,25mm heel height). The kinetic variables were collected in two force plates, AMTI (*Massachusetts, EUA, 1991*) (frequency of 540Hz); and for speed controlling, photocells and chronometers were used. Five complete gait cycles were collected for each condition and for each volunteer. The data were acquired in the System Peak Motus 32, processed with MATLAB® 5.0 and SAD®32 softwares. The statistical treatment was composed of exploratory descriptive statistics and analysis of variance one-way ANOVA with the post-hoc test Student-Newman-Keuls ($p \leq 0,05$). Some statistically significant differences were found in the majority of the variables for the three conditions. The results indicate that with increased heel height, modifications occurred in the vertical component of GRF in the variables FPF, MPL, SPF, Time FPF, Time MPL, Time SPF, IFy_Impact, IFy_Prop and, mainly in RAW (Rate Acceptance Weight) among 10-20% of FPF. A more accentuated spike for the barefoot condition was also noticed, and this behavior was made evident when wearing high heel shoes and softened with low heel shoes. In the anterior-posterior component of GRF, the maximum and minimum values observed suggest larger application of force for the impact (slow down action) and of acceleration during gait with high heel shoes. In the medial-lateral component of GRF, even though considered inconsistent and of difficult interpretation, distinctions among the conditions were observed, with the biggest value of lateral impulse and the smallest value of medial impulse for the high heel shoes in comparison with the other two conditions.

Keywords: *Biomechanics. Female shoes. Gait. Ground reaction force.*

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

Algumas evidências apontam o surgimento do calçado a partir de 10.000 a. C., no final do período paleolítico, devido a existência de pinturas desta época em cavernas na Espanha e no sul da França. Entretanto, informações mais precisas sobre este fato foram perdidas. Supõe-se que os calçados foram criados a partir da constante busca do ser humano de atender suas necessidades básicas de sobrevivência, sendo um meio de proteger os pés da umidade, do frio, do calor e de superfícies desconfortáveis. Com o tempo os calçados transcenderam suas aplicações puramente práticas e se tornaram objetos de beleza própria, acessório de moda, objeto de desejo de consumo, chegando até a estudos que tentam caracterizar a personalidade e o comportamento de seus usuários (MANFIO, 1995).

Atualmente, o mercado disponibiliza inúmeras opções de calçados com grandes variedades de tipos e modelos, e que geralmente seguem aspectos estéticos e tendências da moda. Segundo Manfio & Ávila (2003), os calçados devem combinar vários atributos como desenho funcional, utilidade, eficiência e facilidade, além de aspectos relacionados com o conforto e segurança, entendidos como a prevenção de lesões. Para atingir tais atributos, os estudos realizados na biomecânica de locomoção e postura incluem o auxílio à determinação de parâmetros para a fabricação de calçados.

No Brasil, a preocupação com a qualidade do calçado resultou, em 2002, na criação das normas para avaliar o Conforto do Calçado (NBR14834 a NBR14840). Estas normas, cujo órgão responsável é a Associação Brasileira de Normas Técnicas - ABNT, consistem em ensaios e parâmetros associados à biomecânica que permitem diferenciar o calçado e quantificar seu conforto.

Além disso, vários têm sido os estudos realizados na busca de um melhor entendimento sobre as características dos calçados e as consequências de seu uso para o aparelho locomotor; bem como a busca de inovação tecnológica em todo processo desenvolvimento e produção.

Indubitavelmente, os maiores investimentos na área e, por consequência, os resultados mais palpáveis são encontrados nos calçados tipo esportivos.

Já, em relação aos calçados femininos, o enfoque das pesquisas tem sido principalmente a postura e a marcha utilizando calçados com diferentes alturas de salto, sendo apresentados temas como preocupações com o *design* do calçado e os parâmetros antropométricos dos pés; alterações na postura principalmente na curvatura lombar e nos membros inferiores; valores de pressão plantar e FRS; e também as ações musculares dos membros inferiores nessas situações (SNOW & WILLIAMS, 1994; MANFIO, 1995; EISENHARDT et al., 1996; GEFEN e colaboradores, 2002; BRINO, 2003; YUNG-HUI & WEI-HSIEN, 2005). Apesar disso, muitas são as lacunas a serem preenchidas e informações a serem confirmadas com relação aos calçados femininos.

Assim sendo, e levando em conta esta linha de investigação, este estudo se apresenta com o propósito de **analisar o comportamento da força de reação do solo, na interação pé, calçado-solo, da marcha de mulheres em três condições: descalças e utilizando calçados de salto baixo e salto alto.**

1.2 JUSTIFICATIVA

Este estudo, situado na linha da biomecânica do calçado, justifica-se primeiramente pois, nas últimas quatro décadas, o Brasil possui um relevante papel na história do calçado sendo um dos mais destacados fabricantes de manufaturados de couro, detendo o terceiro lugar no *ranking* dos maiores produtores mundiais, e tendo ainda importante participação no setor calçadista feminino aliando qualidade a preços acessíveis (ABICALÇADOS, 2005).

Dessa forma, com toda gama de fabricantes nacionais, observam-se também muitas variações nas tecnologias empregadas no processo de pesquisa e desenvolvimento, bem como nas variações de materiais, formatos, posições, entre outros. Estas variações objetivam um diferencial do produto no mercado, além de adequar e otimizar a utilização dos calçados na interação pé-calçado-solo.

Assim, as empresas calçadistas nacionais têm empregado conhecimentos advindos de pesquisas em biomecânica e *design* de calçado para a produção de calçados eficientes,

confortáveis e específicos à determinada finalidade, agregando qualidade e valorização do produto.

Alguns parâmetros importantes para o conforto do calçado já podem avaliados de acordo com normas brasileiras, como exemplo a força de reação do solo, a distribuição da pressão plantar, o ângulo de pronação do calcâneo, entre outros. Essas avaliações vêm sendo aplicadas a todos os tipos de calçados, desde calçado casual, passando por calçados de segurança, até calçados femininos de salto alto. Entretanto, há muito o que se estudar em função de modificações e melhoria das tais normas, que tendem a se especializar de acordo com o tipo de calçado, suas características e finalidades específicas.

Diante das colocações acima, fica evidente importância do conhecimento sobre as características biomecânicas para a melhoria no desenvolvimento, produção e avaliação de calçados. Sendo assim, vê-se a necessidade da realização deste estudo, que apresenta interesse primordial em analisar o comportamento da força de reação do solo da marcha de mulheres em três condições (descalças e utilizando calçados de salto baixo e salto alto), a fim de observar possíveis existências de comportamentos que possam auxiliar em análises biomecânicas de calçados femininos.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo Geral

Analisar o comportamento da força de reação do solo da marcha de mulheres em três condições: descalças e utilizando calçados de salto baixo e salto alto; a fim de observar possíveis existências de comportamentos que possam auxiliar em análises biomecânicas de calçados femininos.

1.3.2 Objetivos Específicos

➤ Descrever e comparar as características da componente vertical da força de reação do solo da marcha de mulheres;

- Verificar e descrever as características da componente ântero-posterior da força de reação do solo da marcha de mulheres;
- Verificar e descrever as características da componente médio-lateral da força de reação do solo da marcha de mulheres.

1.4 DEFINIÇÃO DE TERMOS

➤ *Mocassim*: é chamado de mocassim tubular e se caracteriza pela construção (forma de montagem). Apresenta uma costura na parte superior da gáspea (espelho) e seu cabedal envolve todo o pé. Pode possuir salto médio ou baixo (Figura 1) (CARTILHA DO CALÇADO, 2004). Esse tipo de calçado foi utilizado nesta pesquisa sendo identificado como Calçado1 (19,93mm de altura de salto).



Figura 1- Mocassim.

➤ *Sandália*: Modelo definido como uma sola fixada aos pés através de tiras, pulseiras, tornozeleiras ou outro tipo de cabedal pequeno. Mantém maior parte do pé exposta e pode ser encontrada em diferentes construções e alturas de saltos (Figura 2) (CARTILHA DO CALÇADO, 2004). Esse tipo de calçado foi utilizado nesta pesquisa sendo identificado como Calçado2 (75,25mm de altura de salto).



Figura 2- Sandália.

➤ *Força de reação do solo (FRS):* de acordo com a terceira lei de Newton, sempre que um corpo exerce uma força sobre outro, o segundo também exerce sobre o primeiro uma força de mesma linha de ação, de mesma intensidade e de sentido contrário. Portanto, a força de reação do solo é proporcionada pela superfície onde a pessoa está se movendo. Ela é um vetor que pode ser decomposto em 3 componentes que são ortogonais um com o outro ao longo de um sistema de coordenadas tridimensional. Os componentes são geralmente indicados como: F_z sendo o componente vertical, F_x como componente ântero-posterior e F_y como componente médio-lateral (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

➤ *Componente Vertical da Força de Reação do Solo (CVFRS):* consiste na curva gerada pela magnitude da força vertical versus tempo. Para a marcha em velocidade normal, a CVFRS tem uma característica bimodal, ou seja, a curva do contato do pé com o solo durante o apoio tem dois picos e um vale bastante discerníveis (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

➤ *Primeiro Pico de força (PPF):* Força máxima absoluta ocorrida durante o primeiro pico da força vertical de reação do solo. É medido através da ordenada de valor máximo da força vertical de reação do solo, durante a primeira metade do tempo de contato do pé com as plataformas, para cada passo. Operacionalmente definida como o momento em que o calcanhar toca o solo (ver figura 4).

➤ *Segundo Pico de força (SPF):* Força máxima absoluta ocorrida durante o segundo pico da força vertical de reação do solo. É medido através da ordenada de valor máximo da força vertical de reação do solo, durante a segunda metade do tempo de contato do pé com as plataformas, para cada passo. Operacionalmente definida como o momento em que o pé é retirado do solo pelos

dedos, sendo utilizando o valor máximo de força encontrado na segunda metade da curva(ver figura 4).

➤ *Taxa de aceitação de peso (TAP)*: definida conceitualmente e operacionalmente como sendo a inclinação da curva (força x tempo) durante a fase de contato do calcanhar. Pode ser obtida por vários intervalos, porém no estudo foram utilizados os intervalos de 20% a 80% do PPF e entre 10% a 20% do PPF. Considerando-se forças de igual magnitude, pode-se dizer que valores altos de TAP indicam que o aparelho locomotor sofreu a ação destas forças num curto intervalo de tempo, caracterizando uma situação de grande impacto, enquanto valores menores indicam que as forças foram distribuídas em um intervalo maior de tempo, reduzindo a expressão do impacto (AMADIO, 1996) (ver figura 4).

➤ *Suporte médio da força (SMF)*: definido como o menor valor de força encontrado entre o PPF e o SPF. Operacionalmente conhecido como a fase média de balanço do pé oposto. A unidade utilizada é a mesma que o PPF e SPF, ou seja, porcentagem do peso corporal do sujeito (ver figura 4).

1.5 IDENTIFICAÇÃO E DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

A seguir, o quadro apresenta as variáveis escolhidas para o estudo. Para melhor compreensão, as variáveis foram separadas por cada uma das três componentes da força de reação do solo.

Variável	Símbolo	Parâmetro que define a variável
Componente Vertical	Fy	
Taxa de aceitação de peso 1	TAP1	Derivada matemática da função força versus tempo da faixa de 20% a 80% do valor do PPF
Taxa de aceitação de peso 2	TAP2	Derivada matemática da função força versus tempo da faixa de 10% a 20% do valor do PPF
Primeiro Pico de Força	PPF	Valor máximo da Fy ocorrido no primeiro pico
Segundo Pico de Força	SPF	Valor máximo da Fy ocorrido no segundo pico
Suporte Médio da Força	SMF	Menor valor da força vertical ocorrido entre PPF e SPF
Tempo para PPF	TPPF	Tempo decorrido entre o início do apoio e o PPF (em porcentagem do tempo do contato-%tc)
Tempo para SPF	TSPF	Tempo decorrido entre o início do apoio e o SPF (em porcentagem do tempo do contato-%tc)
Tempo para SMF	TSMF	Tempo decorrido entre o início do apoio e SMF (em porcentagem do tempo do contato-%tc)
Impulso Vertical de Frenagem	IFy_Fren	Impulso vertical calculado a partir da integral da Fy, desde o início de apoio até a SMF (fase de frenagem)
Impulso Vertical de Propulsão	IFy_Prop	Impulso vertical calculado a partir da integral da Fy, desde o SMF até o fim do apoio (fase de Propulsão)
Componente Antero-Posterior	Fx	
Força horizontal mínima	Fx_Min	Menor valor alcançado no primeiro pico da Fx
Força horizontal máxima	Fx_Max	Maior valor alcançado no segundo pico da Fx
Impulso de frenagem.	IFx_Fren	Impulso calculado a partir da integral da fase de frenagem da Fx (área negativa da curva)
Impulso de propulsão	IFx_Prop	Impulso calculado a partir da integral da fase de propulsão da Fx (área positiva da curva)
Tempo limite de frenagem e propulsão de Fx	TLim_Fx	Tempo decorrido até o momento limite entre frenagem e propulsão (momento de inversão do sentido da Fx) (em porcentagem do tempo do contato-%tc)
Componente Médio-Lateral	Fz	
Força Médio-Lateral mínima	Fz_Min	Menor valor alcançado no primeiro pico da Fz
Força Médio-lateral máxima	Fz_Max	Maior valor alcançado no segundo pico da Fz
Impulso Lateral	IFz_Lateral	Impulso calculado a partir da integral da força lateral da Fz (área negativa da curva)
Impulso Medial	IFz_Medial	Impulso calculado a partir da integral da força medial da Fz (área positiva da curva)

Figura 3- Quadro da identificação das variáveis do estudo.

A seguir, as figuras 4, 5 e 6 apresentam as variáveis escolhidas para o estudo.

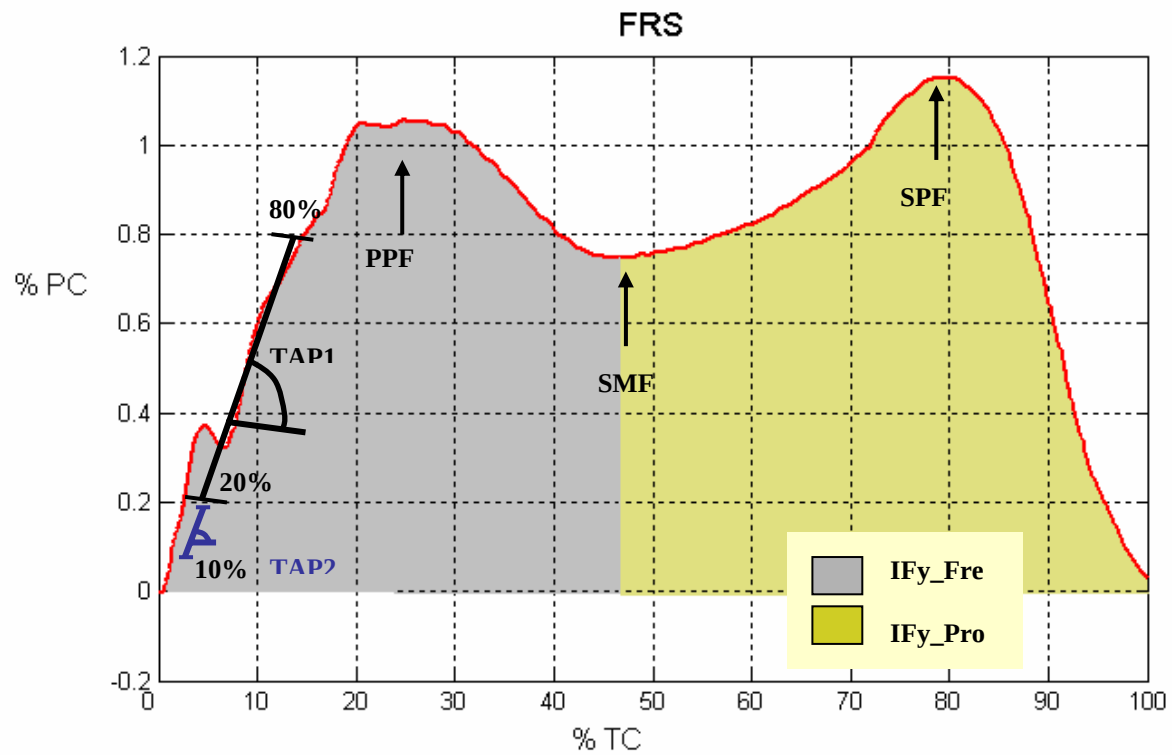


Figura 4- Gráfico exemplo de uma CVFRS com as variáveis apontadas escolhidas para o estudo.

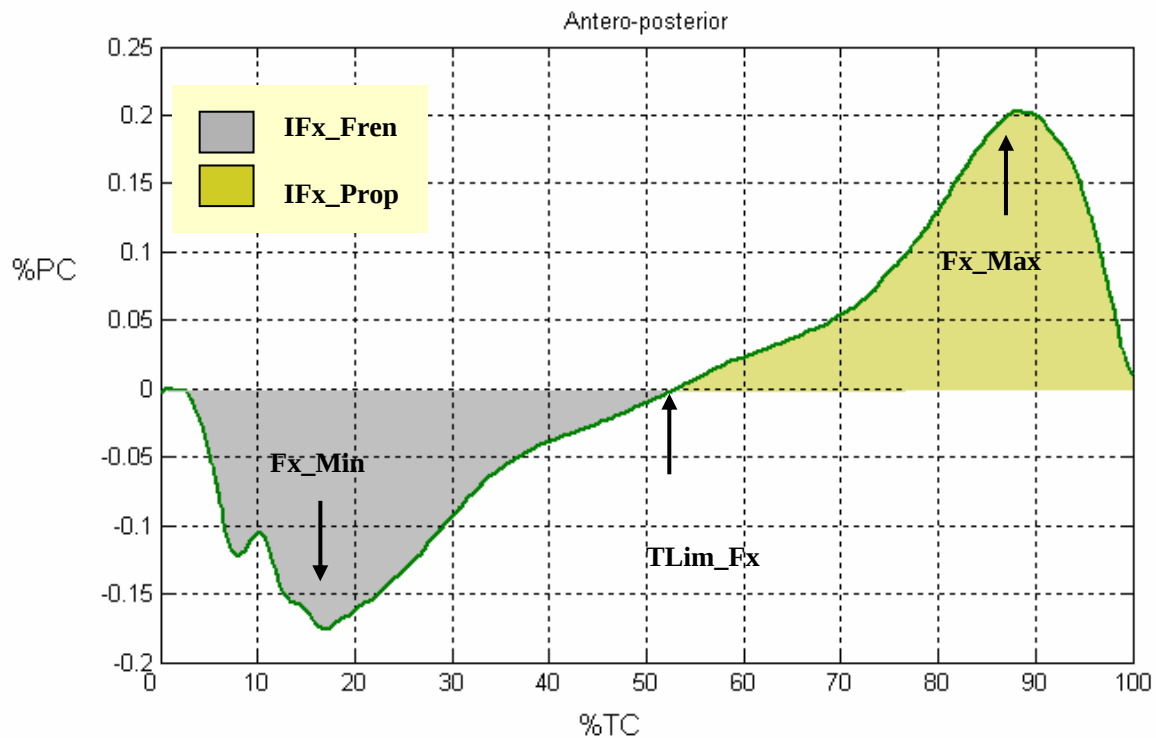


Figura 5- Gráfico exemplo de uma componente antero-posterior com as variáveis apontadas escolhidas para o estudo.

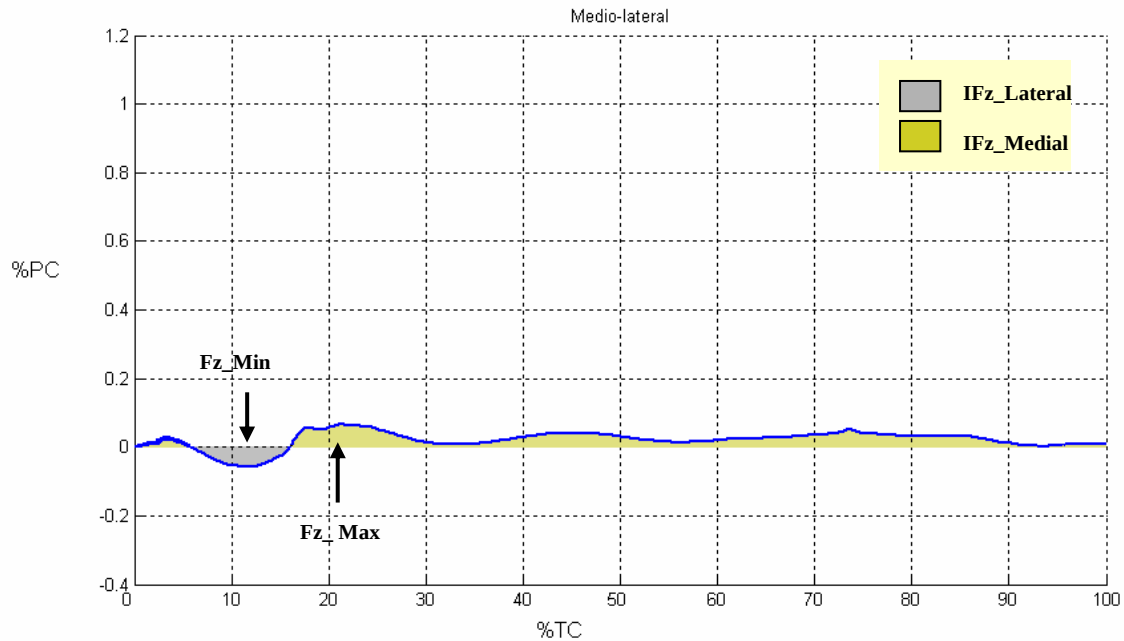


Figura 6- Gráfico exemplo de uma componente médio-lateral com as variáveis apontadas escolhidas para o estudo.

1.6 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

Este estudo se propôs a analisar o comportamento das três componentes da força de reação do solo da marcha de mulheres com diferentes calçados, coletadas a partir de plataformas de força, e tendo como variáveis: TAP1, TAP2, PPF, SPF, SMF, TPPF, TSPF, TSMF, IFy_Fren, IFy_Prop, Fx_min, Fx_max, TLim_Fx, IFx_Fren, IFx_Prop, Fz_min, Fz_max, IFz_Lateral e IFz_Medial. Foi realizado no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, da Universidade do Estado de Santa Catarina, na cidade de Florianópolis-SC. Participaram do estudo 32 mulheres voluntárias que realizaram a marcha a 4km/h $\pm$ 10% em três condições: descalça, com uso de calçado de salto baixo e com uso de calçado com salto alto.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo são apresentados assuntos com a finalidade de embasamento teórico do problema e sustentar a discussão dos resultados. Primeiramente serão abordados alguns aspectos da marcha humana, seguindo pela cinética da marcha, juntamente com as três componentes da força de reação do solo. O capítulo é finalizado com uma síntese sobre a evolução dos calçados e dos estudos realizados sobre o tema.

2.1 A MARCHA HUMANA

A marcha humana, mesmo sendo considerada um dos movimentos mais comuns realizados, entretanto apresenta-se como um dos movimentos mais complexos a ser aprendido e automatizado.

Cada pessoa executa tal movimento com um determinado padrão ou estilo, e este padrão individual tende a ser repetitivo e contínuo, sendo possível reconhecer a pessoa pela maneira de caminhar ou ainda imaginar a personalidade de uma pessoa pela maneira e ritmo de sua marcha (WINTER, 1990).

Devido a essa complexidade, os movimentos naturais utilizados pelo homem e essenciais para a locomoção humana - como o andar, o correr e o saltar - vem sendo objeto de estudos por vários anos, tendo enfoque nas variações e padrões diferenciados. São muitas as caracterizações da marcha humana feitas pelos autores que estudam o assunto.

Para Enoka (1998), a marcha humana é uma forma de progressão bípede que envolve seqüências alternadas nas quais o corpo é apoiado por um membro, que está em contato com o solo e depois outro. Ela compreende dois aspectos, a caminhada e a corrida, sendo diferenciados pela percentagem, em cada ciclo, em que o corpo é apoiado pelo contato do pé com o solo.

Rose & Gamble (1994) e Sutherland et al. (1998), descrevem a marcha como um processo de locomoção no qual o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra. Conforme o corpo em movimento passa para a perna de apoio, a outra balança

para frente, preparando-se para a próxima fase de apoio. Um dos pés está sempre no chão e, durante o período em que o apoio é transferido da perna de apoio para a perna que avança, e há um momento em que os dois pés ficam no chão (duplo apoio). Conforme a pessoa aumenta a velocidade, esses períodos de duplo apoio transformam-se em frações cada vez menores do ciclo da marcha, até que, finalmente, quando a pessoa começa a correr, desaparecem no conjunto e são substituídos por breve períodos em que nenhum dos pés está no solo (duplo balanço).

A seqüência de eventos que ocorrem no corpo humano para que uma pessoa consiga andar foi descrito por Vanghan, Davis e O' Connor (1992), sendo: 1) registro de ação do movimento produzido através de comandos do sistema nervoso central; 2) transmissão destes comandos para o sistema periférico; 3) contração dos músculos envolvidos; 4) produção de forças e momentos articulares; 5) regulação de forças e momentos nas articulações; 6) deslocamentos dos segmentos; 7) geração de forças de reação do solo.

Essas ações e os movimentos são cíclicos, de padrão bastante semelhante, movimentos ritmados e alterados, e que se repete indefinidamente a cada passo (ROSE & GAMBLE, 1994; ROSSI (1998) apud SCHLEE, 2004).

Consequentemente, supondo-se que os ciclos sucessivos são todos iguais, as descrições da marcha geralmente tratam do que acontece durante apenas um ciclo.

Embora essa suposição não seja uma regra, ela parece ser uma aproximação bastante razoável. Uma vez que existem certos eventos observáveis que são partilhados por todos, mesmo podendo ter múltiplas variações que ocorrem entre diferentes indivíduos ou no mesmo indivíduo, como o resultado de mudanças na velocidade da marcha ou fatores como tipo de calçado (ROSE & GAMBLE, 1994).

Perry (1984), afirma que apesar das grandes variações possíveis na marcha, existem certas características na locomoção que permitem uma padronização do movimento e conseqüentemente uma avaliação.

Por convenção internacional, os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito. Este membro divide o ciclo de marcha em duas fases: uma fase de apoio, durante a qual os músculos responsáveis pelo equilíbrio dinâmico são solicitados; e uma fase de oscilação, durante a qual o membro inferior, flexionado no joelho, avança para atingir o solo diante do indivíduo (ENOKA; 1998; VIEL, 2001).

O apoio é subdividido em três intervalos, de acordo com a sequência de contato entre o pé e o solo. Tanto o início como o fim do apoio envolvem um período de contato bilateral do pé com o solo (duplo apoio), enquanto a porção média de apoio apresenta um pé em contato (PERRY, 2005; VIEL, 2001).

A fase de apoio corresponde à tomada de equilíbrio sobre um único pé, com o peso do corpo na vertical do pé de apoio. Os esforços musculares são concentrados durante essa fase, que é ao mesmo tempo de sustentação e de equilíbrio. A fase de oscilação (do membro inferior que estava apoiado) corresponde à atividade de procurar o solo à sua frente a fim de avançar, na qual a atividade muscular é mínima, sobretudo por uma recuperação de energia cinética (AMADIO, 1996; VIEL, 2001).

Perry (2005), afirma que a distribuição normal dos períodos de contato com o solo é 60% para o apoio e 40% para o balanço. A duração das fases de apoio é de 10% para cada intervalo de duplo apoio e 40% para o apoio simples. O apoio simples de um membro é equivalente ao balanço do outro, já que eles ocorrem ao mesmo tempo. Porém, a duração precisa desses intervalos do ciclo da marcha varia com a velocidade de marcha do indivíduo.

A mesma autora afirma que existem três momentos importantes no contato do pé com o solo: aceitação de peso (AP), apoio simples (AS) e avanço do membro (AVM). A aceitação do peso inicia o período de apoio e utiliza as duas primeiras fases da marcha (contato inicial e resposta à carga). O apoio simples de membro, dá continuidade ao apoio com as próximas duas fases da marcha (apoio médio e apoio terminal). O avanço do membro começa na fase final de apoio (pré-balanço) e então continua através das três fases do balanço (balanço inicial, balanço médio e balanço terminal).

Assim, a aceitação do peso é a tarefa de maior exigência no ciclo de marcha, tendo três padrões funcionais são necessários: absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. O desafio é a transferência abrupta do peso do corpo para um membro que acabou de terminar o balanço para frente e tem um alinhamento instável. Desse modo, ocorre o contato inicial entre 0% a 2% do Ciclo da marcha a resposta a carga entre 0% a 10% do ciclo da marcha, que tem como objetivo a absorção do choque, estabilidade para recepção do peso, preservação da progressão (PERRY, 2005).

Viel (2001), afirma que o período de duplo contato é considerado como um período de reestabilização entre dois equilíbrios sobre um único pé. Todo o corpo de indivíduo é animado

por oscilações laterais sucessivas, cuja amplitude deve ser freada e posteriormente interrompida pelo pé de apoio, antes de partir no sentido inverso.

Segundo Perry (2005), para suprir as altas exigências do avanço do membro, uma postura preparatória inicia-se no apoio. Então o membro oscila através de três posturas, conforme ele eleva-se, avança e prepara-se para o próximo intervalo de apoio. Assim, são apontadas quatro fases: pré-balanço (entre 50% a 60% do CM), balanço inicial (entre 60% 73% do CM), balanço médio (73% a 87% do CM) balanço terminal (87% a 100% do CM). Desta forma, ocorre o posicionamento do membro para o balanço, em seguida a liberação do pé do solo, depois o avanço do membro, e no fim da fase de balanço, o preparo para o apoio.

Desta forma, a marcha pode ser descrita como uma série de desequilíbrios e equilíbrios, onde o corpo precisa desacelerar e, a seguir, acelerar novamente a cada passo, pois o apoio proporcionado pelos membros inferiores não permanece diretamente sob o tronco o tempo todo.

O pé de apoio começa à frente do corpo, quando tende a desacelerá-lo e, a seguir, passa por baixo deste e vai para trás, tendendo a acelerá-lo novamente. Ao passar sobre a perna de apoio, o troco eleva-se até o momento em que o pé fica diretamente abaixo dele, para então, descender novamente, quando o pé volta novamente para trás. A maior elevação ocorre na velocidade mais baixa e a menor, quando a velocidade é maior (ROSE & GAMBLE, 1994).

A eficiência nestes movimentos depende da mobilidade articular livre e da atividade muscular que é seletiva na duração e intensidade. A conservação de energia é ótima no padrão normal da ação do membro (PERRY, 2005; ENOKA; 1998).

A identificação das características como automatização, regularidade, adaptabilidade e grau de sinergismo, fazem com que os estudos da locomoção humana forneçam informações importantes acerca de como o movimento é gerado e regulado através das interações dinâmicas entre o sistema motor e as forças externas. Assim, a natureza complexa do fenômeno da locomoção humana revela a importância de se desenvolver em esforços científicos nesta área.

2.2 CINÉTICA DA MARCHA

Cinética é o estudo da relação que existe entre as forças que agem em um corpo, a massa do corpo, e o movimento do corpo. Cinética é usada para prever o movimento causado por

determinadas forças ou determinar as forças exigidas para produzir um determinado movimento (HARRIS & SMITH, 1996).

Uma compreensão da cinética de movimento humano é fundamental à compreensão do sistema de músculo-esquelético. O movimento do sistema músculo-esquelético é o resultado de um equilíbrio entre forças externas e internas que agem no corpo.

As forças internas que atuam dentro de um corpo são aquelas geradas pelos músculos e transmitidas pelos tecidos corporais, as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contato articular (CAPOZZO, 1984; LEVEAU, 1992).

As forças externas, chamadas cargas, atuam fora do corpo, sendo: forças de gravidade, resistência de ar, resistência de água, inércia, ação de músculo, e reação do solo (LEVEAU, 1992). Essas forças representam a interação entre o corpo e o ambiente e são as forças que causam o movimento do corpo pelo espaço.

Aplicada à biomecânica e mais especificamente a análise da marcha humana, a cinética trata principalmente de análise da força de reação do solo e de variáveis relacionadas à distribuição de pressão plantar (WINTER, 1990).

Em quase todo o movimento de locomoção terrestre, o indivíduo sofre a força de reação do solo em algum momento. A força de reação do solo é uma aplicação da terceira lei do movimento de Newton, que diz respeito à ação e reação, ou seja, toda força aplicada em um corpo gera uma reação de mesma intensidade em sentido contrário (VANGHAN, C. L.; DAVIS; B. L.; O' CONNOR, J C., 1992).

Rose & Gamble (1994), referem-se às primeiras pesquisas relacionadas à marcha e citam o enfoque da necessidade de conhecimento do acesso às forças atuantes no corpo humano, servindo de base para entender a ocorrência do andar. Segundo esses autores, há dois requisitos básicos no ato da marcha: a existência de forças contínuas de reação do solo que suportam o peso corporal e o movimento periódico de cada pé de uma posição de suporte, para o outro, na direção da progressão de movimento.

No corpo humano, especificamente durante a marcha, as forças atuantes são: a força gravitacional, as forças de reação do solo e as forças exercidas pelos músculos e ligamentos. Sendo a atuação da força gravitacional conhecida através do produto da massa pela aceleração da gravidade (WINTER, 1990).

As forças de reação do solo, que representam a resposta às forças musculares e gravitacionais, podem ser medidas diretamente através de plataformas de força. Estas podem fornecer as três componentes da força de reação do solo (uma vertical e duas horizontais), ponto de aplicação desta força e o momento livre ou torque (WINTER, 1990).

As plataformas de força são compostas por duas superfícies rígidas, uma superior e uma inferior, que são interligadas por sensores de força (BARELA & DUARTE, 2006). Geralmente elas são colocadas no solo de tal forma que a sua superfície superior esteja nivelada com o chão para que seja possível andar naturalmente sobre ela.

Na construção das tais plataformas de força, são utilizadas duas tecnologias: células de carga (*strain gauges*) (*Mechanical Technology; Inc AMTI, Newton, Massachusetts; e Bertec Corp., Worthington, Ohio*) e cristais artificiais (*Kistler Instrument Corp., Amhest, New York*). A plataforma de células de carga utiliza transdutores do tipo *strain gauge*, que é um dispositivo elétrico que tem sua resistência elétrica variada em função da deformação mecânica do mesmo. Já a plataforma de cristais artificiais utiliza transdutores de força de quartzo que apresenta a propriedade de gerar um sinal elétrico quando submetida a uma carga mecânica (BARELA & DUARTE, 2006).

2.2.1 Normalização dos dados de FRS

Os dados adquiridos nas plataformas de força geralmente são utilizados para entender melhor as interações mecânicas solo-sujeito. Porém, na análise da marcha tem-se algumas dificuldades em fazer inferências devido a variabilidade excessiva existente no movimento, além das diferenças de altura, peso, distribuição da massa corporal, idade, sexo, cadência, usando diferentes tipos de calçados, entre outros. Dessa forma, a utilização de modelos de normalização tem sido de grande valia para a utilização dos dados em padrões universais (WINTER, 1990; HARRIS & SMITH, 1996).

A normalização pode ser feita por meio do valor do peso corporal do indivíduo, em que o resultado obtido de um determinado indivíduo na plataforma de força é dividido pelo seu peso corporal. Outra forma de normalização deve-se à normalização da duração temporal da FRS, em que se estabelece que o início dos dados de FRS corresponda a 0% e o final a 100%, sendo chamado de ciclo o período entre 0% e 100% (BARELA & DUARTE, 2006).

Tais normalizações permitem acessar os grandes bancos de dados e estreitar a variabilidade humana ou ainda a variabilidade individual.

2.2.2 Componentes da FRS

Na força de reação do solo da marcha existem duas forças básicas: a força peso e a força de atrito. A força peso é mais relacionada com a componente vertical de FRS e o atrito está mais ligado às outras componentes, médio-lateral e antero-posterior.

Os componentes da força de reação do solo são ortogonais um com o outro ao longo de um sistema de coordenadas tridimensional. Os componentes são geralmente indicados como: F_z sendo o componente vertical, F_x como componente antero-posterior e F_y como componente médio-lateral. Os componentes antero-posterior e médio-lateral são denominados componentes de atrito, pois agem paralelamente à superfície do solo (HAMILL & KNUTZEN, 1999).

2.2.2.1 Componente vertical da força de reação do solo

Segundo Hamill & Knutzen (1999), o componente vertical da força de reação do solo é maior em magnitude do que os outros componentes e tem recebido maior atenção por parte dos pesquisadores e biomecânicos. Em geral, o componente vertical da força de reação do solo domina a relação de impacto (tempo-força) em comparação com os outros dois componentes, e dessa maneira, é o mais fácil de ser quantificado. O componente vertical de força de reação do solo tem uma característica bimodal, ou seja, como dois valores máximos. A curva do contato do pé com o solo durante o apoio tem dois picos e um vale bastante discerníveis.

Na marcha, a aceleração e a desaceleração do corpo estão ligadas a esta componente, sendo responsável mostrar como ocorre a contraposição da ação da gravidade, sendo que quando a componente se apresenta menor que o peso corporal, é um indicativo de que o centro de massa do corpo está acelerando para baixo, enquanto que essa força maior que o peso corporal indica que o centro de massa do corpo está acelerando para cima (BARELA & DUARTE, 2006).

A componente vertical, que reflete a ação do corpo contra a gravidade, possui dois picos que excedem em aproximadamente 20% o peso do corpo (SUTHERLAND et al., 1988), o primeiro ocorre por volta de 1/3 da fase de apoio e o segundo aos 2/3 (BECK et al., 1981 apud VANGHAN, C. L.; DAVIS; B. L.; O' CONNOR, J C., 1992.). O primeiro pico acontece na fase de impacto, com o contato do calcanhar no solo.

Segundo Winter apud Amadio et al. (1996), existe um tempo de latência, entre 60-100 ms antes que o estímulo dado pela força produzida no início do contato do calcanhar e a conseqüente resposta do sistema nervoso ocorram, de forma que neste intervalo a força incide somente sobre as estruturas passivas do aparelho locomotor, em especial ossos e articulações. O Segundo Pico ocorre durante a fase ativa do movimento, quando acontecerá, por ação da musculatura extensora, a propulsão do corpo à frente (AMADIO et al., 1996).

Entre os dois valores máximos há uma deflexão da força vertical (valores abaixo do peso corporal) que estaria relacionada à flexão do joelho do membro de apoio quando o centro de massa está em sua posição mais alta e posicionada verticalmente sobre o pé de suporte (SUTHERLAND et al., 1988). Esta flexão seria uma tentativa de reduzir os deslocamentos verticais do centro de massa aumentando a eficiência do movimento. Serrão et al. (1993), atribui a deflexão da força vertical à flexão da perna de balanço, o que diminuiria o raio de giro deste segmento, e conseqüentemente sua inércia, facilitando o movimento.

Porém, além dos dois picos e do vale, sabe-se que a curva da componente vertical da força de reação do solo apresenta um pico inicial, anterior aos dois picos convencionalmente descritos. Esse tal pico inicial, comumente chamado de *spike*, ainda é uma lacuna, não possuindo uma explicação esclarecedora sobre sua causa.

Cavanagh, Williams e Clarke, desde o início da década de 80, tem percebido esse pico inicial antes dos dois picos normalmente descritos. Em um estudo comparativo entre a situação descalça e com diferentes calçados foi observado durante a marcha descalça os tais picos bem definidos entre 0.38-0.85 de peso de corpo, acontecendo durante o primeiro 11ms do contato. Foi concluído que provavelmente o *spike* mais ressaltado em marcha Descalça tenha uma relação com a integridade das articulações dos membros inferiores.

Barela & Duarte (2006), afirmam que o pico inicial tem relação com a força de impacto, que resulta da colisão entre dois corpos (o pé e o solo), e que atingem magnitude antes de 50ms

após o contato inicial dos dois corpos. Dessa forma, esse pico também pode sofrer influências de vários outros fatores como a velocidade da locomoção humana e o tipo de calçado.

2.2.2.2 Componente antero-posterior da força de reação do solo

A componente horizontal antero-posterior da FRS apresenta uma fase de desaceleração ou frenagem (negativa) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase de aceleração (positiva) durante a outra metade desse período (BARELA & DUARTE, 2006). Isso acontece porque inicialmente o pé entra em contato com o solo e empurra-o para frente, conseqüentemente, a FRS é direcionada para trás. Já na segunda metade, o pé empurra o solo para trás e, conseqüentemente a FRS é direcionada para frente.

Sendo assim, a fase negativa significa uma diminuição da velocidade do corpo todo e a fase positiva representa uma aceleração do corpo à frente (WINTER, 1990).

A componente ântero-posterior possui magnitude bem inferior à componente vertical, sendo assim, bem inferior ao peso corporal. Os valores dos picos da força ficam em torno de 15 ou 25% do peso corporal e são proporcionais à velocidade de deslocamento do executante, mas também não distanciam esse padrão (CARPENTER, 2005; BARELA & DUARTE, 2006).

De acordo com Barela & Duarte (2006), os picos de força encontrados nesta componente quase coincidem temporalmente com os dois picos de força das componentes vertical da FRS.

2.2.2.3 Componente médio-lateral da força de reação do solo

A curva de força médio-lateral é a de menor magnitude, mas não menos importante durante a fase de apoio. Inicialmente, a força tem um breve instante com sentido lateral, sendo logo mudada para o medial. Isto porque a tendência do corpo é abduzir a articulação coxo-femoral, o que provocará uma resposta no sentido contrário, que é medial. Esta força chega a 0,1 do peso corporal, podendo ser mudada com a mudança de velocidade da marcha e também em casos patológicos (CARPENTER, 2005).

A força adquirida nesta componente apresenta inconsistência, tanto intra quanto inter-indivíduos, sendo de difícil interpretação (HAMILL & KNUTZEN, 1999; NIGG & HERZOG, 2002).

Hamill & Knutzen (1999), afirmam que a variabilidade observada nesta componente pode ser explicada pela diversidade da posição em que o pé toca a plataforma, podendo estar em abdução e adução.

2.3 A EVOLUÇÃO DOS CALÇADOS E DOS ESTUDOS EM BIOMECÂNICA DO CALÇADO

O estudo de locomoção humana interessou o homem desde antiguidade, porém ele passou a ser mais detalhado após 1836 com o trabalho dos irmãos W. Weber e E. Weber que introduziram a investigação científica da mecânica de locomoção humana. Em 1881, V. Vierordt contribuiu para o desenvolvimento da cinemática estudando padrões de pegada com projeções de fluidos coloridos, que permitiu uma análise do movimento ou de uma parte do corpo no espaço durante a locomoção. Em 1880s E. Marey introduziu o uso de técnicas fotográficas usando faixas claras presas à partes do corpo. Ao mesmo tempo, E. Muybridge começou a usar máquinas fotográficas ativadas em série para registrar movimento durante marcha. Em 1895 W. Braune e O. Fischer usaram técnicas matemáticas para permitir os cálculos de velocidades, acelerações, e forças durante a marcha (HARRIS & SMITH, 1996; LEVEAU, 1992).

Dessa forma, o interesse pelas descobertas e informações globais sobre a marcha foram motivos de estímulo para a utilização dos métodos de cinemetria, cinética, eletromiografia, sendo muitas vezes os sistemas simultâneos; objetivando análises da marcha com diferentes idades, sexos, patologias, cadências, além de marcha com o uso de diferentes tipos de calçados.

Foram usados vários métodos para estimar as forças plantares. Bela fez a impressão do pé com gesso em 1898 e Momburg usou argila em 1908. A utilização destes métodos possibilitou a obtenção da forma da impressão plantar, mas não da distribuição da força e pressão, que era o objetivo almejado (NASSER, 1999).

Mais tarde, alguns pesquisadores que buscaram analisar o caminhar por meio da cinética (usando plataforma de força), foram: Elftman (1939); Morton and Fuller (1952); Saunders et al.

(1953); Elftman (1954); Contini et al. (1965); Et de Jacobs al (1972). Eles coletaram dados relativos à reações de solo para achar forças, acelerações e torques. Elftman (1939) também considerou o momento e impulso do corpo (LEVEAU,1992).

Desde as décadas de 80 e 90 o avanço da tecnologia resultou em um grande salto nas pesquisas, tanto devido à evolução dos equipamentos, quanto pela troca rápida de informações e acesso a bancos de dados internacionais. Por exemplo, o acesso a transdutores de força e a outros métodos de aquisição de dados, possibilitando a construção de vários sistemas modernos de aquisição de dados tem possibilitado a construção de vários sistemas de medição da distribuição de força e pressão. Entre estes sistemas podem ser citadas as palmilhas, com sensores resistivos ou capacitivos, e as plataformas de força, com sensores piezoelétricos ou resistivos. Assim a qualidade das medidas também foi significativamente melhorada.

Já, as pesquisas voltadas para a preocupação da construção de calçados data do século XVI, quando determinadas atividades passaram a exigirem calçados específicos para sua realização. Desta maneira os calçados passaram a ser desenvolvidos com características particulares. Cavanagh (1981), cita que já no século XIX foi desenvolvida a sapatilha especialmente para os ciclistas, em que os fabricantes começaram a promover solados com ranhuras de forma que não deslizassem no pedal.

Entretanto, a história da evolução do calçado mostra como outros fatores como beleza, moda, *status*, *design*, entre outros, fizeram parte do desenvolvimento do mesmo. Isso porque na época primitiva, o homem utilizou diversos meios para proteger os pés, tais como: couro cru, madeira e tecidos; e com o passar do tempo os modelos foram sendo aprimorados, ganhando solas de madeira, fibras vegetais trançadas ou mesmo couro. Assim, surgiram as sandálias, depois a Cabatina e as Caligas, e ainda os mocassins, tamancos de madeira e botas. No século XV o calçado passou a ter variação de modelos e materiais. No final do Século XIX e início do Século XX o calçado passou a ser fabricado a partir de formas bases de distintos tamanho, tomando-se como medidas de referência o ponto francês, resultante da divisão em 40 vezes o tamanho do pé de Carlos Magno, rei da França (TECNICOURO, 2001).

O desenvolvimento de novos processos, materiais e estilos de calçados, foram pontos relevantes para que se fosse deixando de lado a função de proteção do pé, incluindo outros valores e motivos para a aquisição de um calçado. Assim, na busca de estar em dia com os padrões ditados pela moda, o consumidor muitas vezes utiliza sapatos inadequados, que

desprezam as regras básicas de fisiologia. As dores podem se originar em função de calçados defeituosos, cuja falha pode ser na concepção ou na fabricação do modelo, ou ainda na inadequação do pé ou após o uso a que se destina, decorrente, neste caso, da má escolha do consumidor (TECNICOURO, 2000).

Möbus (1987) apud Manfio (1995), expressa que, ao contrário do consumidor europeu e norte-americano, o brasileiro nunca foi um consumidor exigente consigo mesmo dadas as condições climáticas, situação financeira, desenvolvimento, desinformação, dentre outras razões que incrementam este fato.

Além disso, a competitividade do mercado nacional e internacional tem feito com que haja uma preocupação com a criação de produtos onde a relação custo-benefício seja ótima, e nem sempre isso significa cuidado e qualidade do produto. Entretanto, nos últimos tempos a divulgação em massa dos conhecimentos sobre calçados foi fator estimulador para que o consumidor passasse a exigir mais qualidade dos fabricantes de calçados.

Dessa forma, os estudos da biomecânica da locomoção e do calçado tem sido essenciais, não só para entender-se melhor sobre marcha e locomoção, como também para dar suporte para as empresas do setor calçadista que vem buscando melhoria e otimização de seus produtos. E mesmo com a diversidade dos calçados que pode se encontrar no mercado, ainda a ênfase maior é dada ao estudo de calçados esportivos, podendo-se considerar poucos estudos voltados para o calçado feminino.

2.3.1 Estudos em biomecânica do calçado

Atualmente, são muitos os estudos direcionados para a biomecânica do calçado e a influência da utilização deste acessório para o aparelho locomotor de seu usuário, sendo na posição estática ou durante a locomoção. Porém, devido a fatores como a diversidade de modelos e materiais que compõem o calçado, ainda são muitas as dúvidas, ficando, por exemplo, impossível uma generalização das informações para um tipo de calçado. Essa incerteza também paira pois, ao se desenvolver um calçado, qualquer modificação mínima feita nos desenhos ou qualquer modificação dos materiais utilizados, podem gerar dados biomecânicos completamente diferentes.

Na tentativa de destacar a importância do calçado como proteção das estruturas músculo-esquelético dos pés em relação à força de reação do solo, quando comparado à situação descalça; Cavanagh, Williams e Clarke (1981) utilizaram 10 sujeitos homens com 3 tipos de calçados e descalça. Observaram que a amplitude e tempo para o pico inicial, na condição descalça, foram significativamente maiores e ocorreram mais cedo em relação às condições utilizando calçados. A amplitude do pico inicial era significativamente mais alta quando usando botas de exército que com qualquer outro calçado.

Em relação à construção de calçados e sua influência sobre o desempenho humano, alguns estudos merecem destaque.

Em um realizado por Manfio (1995), é descrita a organização de banco de dados das medidas antropométricas e biomecânicas do pé humano para a fabricação de calçados que atendessem as condições de conforto e saúde do usuário. Deste estudo foi gerada a norma brasileira de perfis do calçado, que estipula que cada numeração deve ter três perfis diferentes, sendo a diferença nas larguras do calçado.

Serrão, Amadio e de Sá (1999), compararam a variabilidade do movimento àquela induzida pelo calçado como forma de delimitar a influência do calçado no desempenho do movimento humano.

Azevedo e colaboradores (2005) realizaram uma análise dinâmica da marcha com o uso de calçado esportivo falsificado, utilizando a força de reação do solo e a pressão plantar. Eles observaram que em algumas das variáveis da FRS relacionadas ao controle de impacto e nos valores de pressão plantar, houve diferenças significativas entre o calçado original e o falsificado, apontando assim, uma possível influência negativa do calçado esportivo falsificado na proteção do aparelho locomotor durante a realização da marcha e no controle de sobrecarga mecânica.

Santos, Ávila, Zaro, Nabinger e Faquin (2006), realizaram uma análise do ângulo de pronação do calcâneo durante a marcha utilizando 160 pares de calçados (78 masculinos e 82 femininos) de diversos modelos. Os grupos de tênis antipronação masculino, tênis de futsal, sapato casual masculino, sandália feminina e calçado de segurança apresentaram valores de pronação relativamente melhores que o grupo de sapato casual feminino e o tênis casual feminino. Observou-se também que os calçados que menos induziram o movimento de pronação do calcâneo foram os grupos de calçados masculinos, sendo motivo de preocupação o desenvolvimento dos calçados femininos.

Com relação à comparação da marcha de meninas descalças e calçadas, Stolt (2005) e colaboradores observaram as características dinâmicas e espaço temporais. Foram observadas 35 meninas de 10 e 12 anos de idades, caminhando na esteira Kistler® Gaitway. Verificou-se a existência de diferença significativa apenas para o suporte médio da força, trazendo a diminuição de valores para a utilização de calçado. Nas características espaço-temporais o uso de calçados ocasionou diminuição da cadência e um aumento do comprimento do passo e do tempo de apoio duplo, sem interferir no tempo de apoio simples.

No entanto, em um estudo mais antigo de Grieve e Gear (1966), que compararam as características da marcha com e sem calçado de adultos e crianças, constataram que o uso do calçado acarretou um aumento da cadência e uma diminuição da passada, tendo por consequência uma diminuição do comprimento do passo. Uma diferença importante entre esses estudos foi o fato que o estudo de Grieve e Gear (1966), foi realizado em piso fixo, possibilitando uma menor variação dos passos, enquanto que o estudo de Stolt (2005) e colaboradores foi realizado em piso móvel sob velocidade controlada, apresentando portanto, ritmo da caminhada induzido.

Oeffinger e colaboradores (1999) também analisaram a marcha de crianças utilizando e não calçados. A preocupação dos autores foi gerada pela dificuldade de reproduzir condições de avaliação pré e pós operatório de crianças com paralisia cerebral, visto que em grande parte das pesquisas é testada a marcha descalça na fase pré-operatória e pós-operatória é feito predominantemente com calçados e órteses. Dessa forma, pretendiam verificar se existiam diferenças cinemáticas, cinéticas e espaço-temporais. Foi notada diferenças entre condições com um aumento em comprimento de passo na utilização de calçados. Foram vistas mudanças mínimas em cinemática e cinética com a adição de calçados. Os autores consideraram que, mesmo sendo estatisticamente diferentes, as mudanças não parecem ser clinicamente significantes, podendo assim, realizar a avaliação sem calçado.

Tratando-se especificamente de estudos realizados com calçados femininos, a grande preocupação se concentra na questão da utilização de salto alto e as alterações que o aumento do salto venha a trazer na postura, na força de reação do solo e na pressão plantar. A preocupação é voltada sempre para o conhecimento do controle do conforto, da segurança, da saúde e também da qualidade do produto ao usuário.

Snow & Williams (1994), realizaram um estudo bastante completo sobre a utilização de calçado de salto alto mostrando os efeitos com relação ao centro de massa, postura, cinemática

tri-dimensional, movimento de calcâneo e forças de reação do solo. Foram utilizados calçados com alturas de salto de 1,91 cm, 3,81 cm e 7,62 cm. Foi encontrado, na posição estática, um aumento sistemático da carga no antepé com um aumento em altura de salto do calçado, foi verificado que o ângulo de tronco estático aumentou em direção à frente nos calçados de salto alto. Na cinemetria foi notada maior flexão máxima de joelho durante balanço nos calçados de saltos baixos e o seguido dos calçados de saltos médios e depois os de salto alto. A extensão de joelho também foi mais rápida nos calçados de salto baixo, comparados com os de salto médio e alto. O valor máximo de pronação do calcâneo foi maior na condição de salto baixo que na condição médio e salto alto. Os picos de força vertical foram menores nos calçados baixos e médios em relação ao calçado de salto alto. Os valores de picos de força ântero-posterior foram maiores para as os calçados com salto alto.

Eisenhardt et al. (1996), realizaram estudo como objetivo identificar as mudanças temporais da marcha e a pressão plantar devido à variação da altura dos saltos. O estudo foi realizado com 30 mulheres com 4 tipos de calçados (alturas de salto de 1,75cm, 3,12cm, 5,72cm, 8,74cm). O interessante foi que eles encontraram uma relação inversa entre pressão da cabeça do quinto metatarso e altura de salto do calçado, ou seja, na condição descalça os pés sustentam maior pressão na cabeça do quinto metatarso do que os pés em calçados de qualquer altura de salto. Um importante diferencial do estudo se refere à comparação entre calçados iguais, controlados da mesma marca e com o mesmo material e estilo, aumentando somente o tamanho do salto.

Gefen e colaboradores (2002) analisaram a fadiga muscular e estabilidade do pé durante a marcha de usuárias de calçado com salto alto. Foram integradas EMG e pressão plantar, sendo usado como parâmetro de análise de estabilidade do pé a área médio-lateral da pressão plantar. As medidas obtidas de EMG apresentaram um desequilíbrio dos vastos lateral e medial do gastrocnêmio e a pressão plantar da marcha após condições de fadiga relataram áreas de contato laterais anormais.

Brino et al. (2003), realizaram um estudo verificando que há uma influência do uso dos calçados com salto positivo maior que 5 cm nas variáveis cinéticas da base de sustentação. Foram analisadas nesse trabalho, as influências de seis modelos de calçado sobre os percentuais da força peso aplicadas na base de sustentação, considerando a componente vertical da força de reação do solo através de duas plataformas de força. Segundo Brino (2003), a descrição da declividade da

curva dos solados dos calçados nas regiões de apoio do calcâneo, do arco plantar e dos arcos, sugere que exista uma relação entre a aplicação de um maior percentual da força peso no antepé para os calçados que apresentaram os maiores valores da declividade. A autora concluiu em seu estudo que a manutenção da postura em pé durante o uso de diferentes calçados não diferiu da condição com os pés descalços, salientando ainda que a estes resultados possam estar relacionados a uma adaptação do pé ao calçado associado ao ajuste da articulação do tornozelo, ou mesmo a aplicação de um maior percentual de força peso no antepé, especialmente com saltos de 5,6cm e 9cm utilizados no estudo.

Estudo realizado por Yung-Hui & Wei-Hsien (2005), teve com objetivo de determinar se o aumento do salto e o uso de vários tipos de palmilhas de calçados resultariam em mudanças em pé distribuição de pressão, força de impacto, e percepção de conforto durante a marcha. As voluntárias utilizaram três tipos de calçados (alturas de salto de 1,0cm, 5,1cm e 7,6cm) nas condições: somente com o calçado, palmilha no calcanhar, suporte no arco plantar, região dos metatarsos e contato total. Os resultados demonstraram um aumento da força de impacto, pressão medial na área média do antepé e aumento de percepção de desconforto. Com a colocação de palmilhas percebeu uma redução da pressão no calcanhar, na força de impacto e, no arco de suporte uma redução da pressão medial do antepé além da melhora na sensação de conforto. Em particular, uma palmilha de aumento de contato total, poderia reduzir pressão com calçado de salto por 25,0% e na região média do antepé em 24,0%, se atenua a força de impacto em 33,2%, e oferece melhor sensação de conforto melhor quando comparou a não usar palmilha.

Como exemplos de estudos enfatizando o comportamento da coluna vertebral em função da utilização de calçados com diversas alturas de saltos, podem ser citados o estudo de Cíntia Pegoretti e colaboradores (2003), sobre o comportamento das curvas da coluna vertebral na marcha em função da altura do salto do calçado. O estudo realizado com uma única voluntária, em esteira ergométrica, utilizando calçados com saltos de 83mm e 49 mm. Por meio da cinemetria, percebeu-se que a frequência da passada manteve a mesma para o andar Descalça e com calçados de salto, e houve um aumento no tempo de duplo apoio com calçado de salto em relação ao Descalça. Além disso, em função da altura do calçado a região lombar apresentou uma acentuação da curvatura geométrica 2D no plano sagital e uma diminuição das curvaturas no plano frontal.

Manfio (2003) realizou um estudo com objetivo de verificar as alterações das características cinemáticas e força vertical durante a marcha descalça e com sapatos de diferentes alturas de saltos (calçados com alturas de salto de 5mm, 25mm, 55mm e 85mm). Os resultados indicaram uma diminuição da inclinação pélvica em função do aumento do salto, além de uma diminuição da flexão máxima do joelho na fase de balanço e do ângulo de dorsiflexão do tornozelo no apoio simples.

Pinho (2005), investigou a aplicação da força peso relativo ao peso corporal em retropé através da componente vertical da força de reação do solo (F_z) e a distribuição de pressão plantar nas regiões do retropé e antepé, na posição estática, em apoio bipodal, através do uso de calçados de salto e simuladores de altura e de ângulo de apoio do calcâneo. Ele verificou para F_z diferenças significativas tanto em relação às alturas ($p < 0,001$), como entre os ângulos ($p < 0,001$), obtendo-se similarmente nas situações real e simulada, além de um padrão não linear de diminuição da força vertical em retropé e da pressão plantar nesta mesma região à medida que a altura do apoio no calcâneo aumenta.

Rosa e colaboradores (2005) realizaram um estudo para observar a influência do calçado com salto alto na coluna lombar e cintura pélvica na postura ortostática. Foram realizadas mensurações, por meio da análise de instrumentação clínica, da curvatura lombar e inclinação pélvica nas condições descalça, e com calçados com saltos de 5,0 cm de altura e 7,5 cm de altura. O estudo não encontrou alterações no ângulo de inclinação pélvica e curvatura lombar com o uso de calçado de salto alto.

Reali e colaboradores (2005) analisaram alterações posturais com elevação do calcanhar, através da observação curvaturas da coluna lombar e torácica de 47 pessoas e regiões plantares de 94 pés. Para as curvaturas da coluna lombar não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as variáveis. Isto, segundo Reali e colaboradores (2005) entra em desacordo com Bendix et al. (1983), que observaram que com o aumento do salto ocorreu uma diminuição da lordose lombar e inclinação pélvica, os músculos abdominais e posteriores do tronco não alteraram suas atividades.

Com relação às áreas de contato, foi observado que quanto maior a elevação do calcanhar, menores foram os parâmetros área, largura e comprimento de uma forma estatisticamente significativa em todos os casos analisados. De acordo com Reali e colaboradores (2005), os resultados encontrados foram de acordo com Merrifiel (1971), Soames e Clark (1985), Snow et

al. (1992), Mandato e Nester (1999) e Snow & Williams (1994), que acharam em seus estudos um aumento de pressão no antepé e metatarsos, demonstrando que o peso é deslocado anteriormente à medida que se aumenta a elevação do calcanhar.

Speksnijder et al. (2005) também observaram as pressões plantares em sete regiões do pé de 10 mulheres enquanto utilizavam calçados de salto alto (alturas de 5.91 ± 1.03 cm) e calçados de salto baixo (alturas de 1.95 ± 1.06 cm). Foi observado que a caminhada com calçados de salto alto causaram um aumento no pico de pressão em 30% no centro do antepé (nos metatarsos 2-4) comparado com saltos baixos, e na região medial do antepé houve um aumento de 34%.

Além dos trabalhos citados acima, são inúmeros os estudos sobre a biomecânica do calçado, e especialmente, sobre a marcha ou postura feminina com a utilização de calçados com alturas de salto variadas. Entretanto, cabe ressaltar que as pesquisas neste tema apresentam uma problemática que se revela na dificuldade de se obter dados em condições de comparação, pois haveria a necessidade de se confeccionar um único modelo de calçado com diferentes alturas e ângulos em diversos tamanhos para que houvesse um controle destas variáveis. Afinal, a construção do cabedal do calçado, bem como o material utilizado nos solados e palmilhas podem influenciar significativamente os resultados, e conseqüentemente, as generalizações sobre a resposta ao aparelho locomotor fica difícil com calçados de construções e modelos diferentes.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo apresenta a metodologia adotada para a realização da pesquisa. Está dividido nos seguintes tópicos: Caracterização da pesquisa; local; população e amostra; descrição do movimento estudado; instrumentos de coleta de dados; procedimentos de coleta de dados; processamento e arquivamento dos dados; tratamento estatístico; teste piloto; e limitações do estudo.

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

De acordo com Cervo & Bervian (1999), este estudo pode ser caracterizado por descritivo do tipo exploratório, por buscar levantar características e informações sobre os fenômenos estudados.

3.2 LOCAL

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física Fisioterapia e Desportos-CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina-UDESC, na cidade de Florianópolis-SC.

3.3 INDIVÍDUOS DO ESTUDO

O estudo incluiu a participação de indivíduos do sexo feminino de idade entre 20 e 30 anos, que utilizassem frequentemente calçados de diferentes alturas de salto, incluindo calçados com salto alto. As voluntárias não deveriam apresentar histórico de lesões nos membros inferiores nos seis meses anteriores às coletas, deveriam apresentar alinhamento dos membros inferiores considerados normal e que não poderiam estar ingerindo qualquer medicamento que

atrapalhasse o equilíbrio corporal. Dessa forma, escolha das voluntárias ocorreu de forma não-probabilística intencional, sendo selecionadas por trinta e duas (32) voluntárias, com residência fixa em Florianópolis-SC ou região, levando em consideração os critérios de inclusão descritos acima.

3.4 DESCRIÇÃO DO MOVIMENTO ESTUDADO

O movimento estudado compreendeu uma marcha com velocidade controlada $4\text{km/h} \pm 10\%$, em linha reta, passando sobre uma plataforma de força fixada no solo. O movimento foi o mesmo para três condições: Descalça, com uso de calçado com salto baixo (Calçado1) e de uso de calçado com salto alto (Calçado2), respectivamente nesta sequência. O salto do Calçado1 com 19,93mm de altura (figura 7a), e o salto do Calçado2 com 75,25mm de altura (figura 7b). Foram adquiridos 5 (cinco) ciclos completos de marcha de cada sujeito, em cada condição, sendo somente consideradas tentativas dentro dos limites determinados de velocidade e que a voluntária acertasse o passo colocando um dos pés em cada plataforma de força, sendo sempre o pé direito na primeira plataforma.



(a)



(b)

Figura 7- Imagens dos calçados usados nas coletas de dados. (a) Calçado1(b); Calçado 2.

3.5 INSTRUMENTOS DE COLETA DE DADOS

Para a realização deste estudo, foi necessária a utilização dos seguintes instrumentos:

3.5.1 Medidas antropométricas

➤ *Paquímetro digital*

Para a medida das variáveis antropométricas comprimento e largura do pé foi utilizado um paquímetro digital da marca Mitutoyo® com amplitude de medida de 450mm, resolução 0,01mm, repetibilidade 0,01mm, conversão real de mm/pol (figura 8).



Figura8- Paquímetro.

➤ *Fita métrica*

Para as medidas de perímetro do pé foi utilizada uma fita métrica *TBW*, com amplitude de medida até 2m e escala de 1mm.

➤ *Balança digital*

Para medida da variável antropométrica massa corporal, foi utilizada uma balança digital da marca Toledo®, modelo 2096 PP (Brasil, 2001), com resolução de 50g (figura 9).



Figura 9- Balança digital

➤ *Estadiômetro*

Para a medida de estatura, utilizou-se um estadiômetro da marca *SECA*, com amplitude de medida até 2m e escala de 1mm.

➤ *Traçador de alturas digital*

Para as medidas das alturas dos saltos dos calçado foi utilizado um traçador de alturas digital da marca Mitutoyo® (EUA, 2002) modelo Absolute digimatic 570-245 (figura 10).



Figura 10 - Medida da altura dos saltos

3.5.2 Variáveis Cinéticas

➤ *Plataformas de força*

As voluntárias realizaram a marcha sobre uma plataforma de força inserida no solo em série, com dimensões 46,4x 50,8 cm, distanciadas uma da outra em 6,6 cm. Tais plataformas são extensométricas, triaxiais, AMTI (Advanced Mechanical Technology, Newton, MA, USA), modelo OR6-5-2000, com frequência máxima de aquisição de 900Hz. Essas plataformas medem três forças (F_x , F_y e F_z) e três momentos de força (M_x , M_y e M_z), além de permitir o cálculo da posição do ponto de aplicação (A_x e A_y) da força resultante e o torque (T_z) ou momento livre aplicado em torno do eixo Z. As forças e os momentos são medidos por transdutores do tipo *strain gages* fixados apropriadamente em células de carga, localizadas nos quatro cantos da plataforma. Os transdutores estão dispostos em circuitos do tipo pontes de Wheatstone. Os sinais de saída são proporcionais à deformação mecânica sofrida pelo sinal devido às forças. Os transdutores suportam forças de 10000N na direção vertical e 4000N nas direções horizontais. Os sinais de saída foram amplificados por um fator de 4000 e transformados em sinais digitais por

um conversor analógico-digital de 12 bits. O sistema de coordenadas cartesianas das plataformas consiste no eixo Z para baixo, com eixos X e Y sendo ortogonais a ele, obedecendo a regra da mão direita. A origem encontra-se no centro geométrico da superfície da mesma. A verdadeira origem, entretanto, localiza-se a uma distancia (Z_0) da superfície da plataforma próximo ao seu centro geométrico e possui as seguintes coordenadas em relação ao centro da superfície: $X_0=0\text{mm}$; $Y_0=0\text{mm}$; e $Z_0=38\text{mm}$ (figura 11) (INSTRUCTION MANUAL, AMTI Inc, 1991).

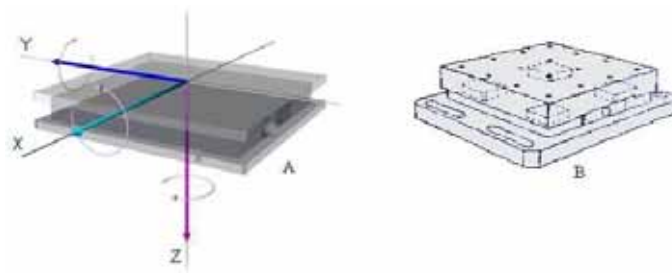


Figura 11- Plataforma de força de reação do solo. Fonte: AMTI INSTRUCTION MANUAL (1991).

As coletas foram realizadas com frequência de amostragem de 540Hz e foram utilizados somente as três componentes de força de reação do solo, ou seja, F_y , F_z e F_x . Para a coleta de dados foi utilizado o software do Sistema *Peak Motus 32* (figura 12).

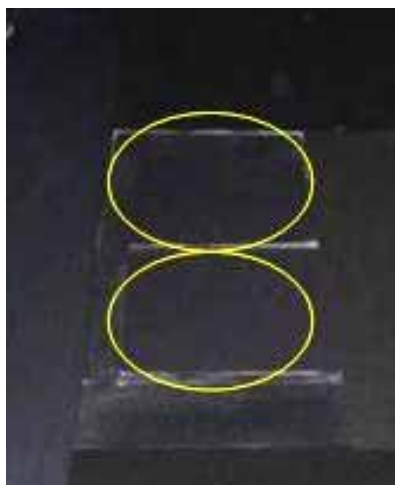


Figura 12- Plataformas de força, inseridas no solo em série, utilizadas no estudo.

➤ *Sistema de controle de velocidade*

A velocidade da marcha exerce grande influência sobre as magnitudes da força de reação do solo. Dessa forma, para controle de velocidade da marcha das voluntárias, foi utilizado um sistema composto por dois pares de fotocélulas ligadas a um cronômetro. Estas fotocélulas ficaram dispostas de tal forma que, com a passagem da voluntária através do primeiro par, é ativado o cronômetro, que pára após a passagem da voluntária através do segundo par (figura 13). Assim, sendo conhecida a distância entre as fotocélulas e o tempo marcado pelo cronômetro, calcula-se a velocidade média da pessoa. No caso deste estudo, a velocidade deverá ser de $4 \text{ km/h} \pm 10\%$, velocidade conforme proposto nas Normas Brasileiras de conforto do calçado (NBR 14834) para os ensaios biomecânicos de calçados.

Para fazer a medida de distância entre as fotocélulas foi utilizada uma trena metálica da marca Lufkin, com trava da fita, amplitude de medida de até 3m e escala de 1mm.

O par de fotocélulas foi construído especialmente para estudo e, acoplado ao sistema, foi utilizado o cronômetro digital da marca CASIO modelo HS-3 com unidade de medida: 1/100 de segundo.



Figura 13- Imagens da fotocélula receptora, desenvolvida para este estudo, no suporte para ajuste de altura

3.6 PROCEDIMENTO DE COLETA DE DADOS

3.6.1 Escolha dos indivíduos do estudo

Inicialmente foram realizadas anamneses fim de obter o grupo com mulheres de 25 ± 5 anos, que não apresentassem histórico de lesões nos seis meses anteriores às coletas; que não estivessem ingerindo qualquer medicamento que interferisse no equilíbrio corporal; que apresentassem certa experiência na utilização de saltos altos e ainda que apresentassem alinhamento dos membros inferiores considerado normal. O alinhamento dos membros inferiores foi observado a partir de avaliação postural realizada em sequência à anamnese.

Em seguida foram agendados dias e horários das coletas de dados, sendo estimando um período de 60 minutos por pessoa.

3.6.2 Preparação do sujeito

Primeiramente, as voluntárias foram esclarecidas de todas as etapas da coleta de dados, bem como adquiridas as assinaturas das voluntárias no termo consentimento (Anexo A). Em seguida, cada voluntária deveria vestir a roupa necessária para o estudo eram realizadas as medidas antropométricas e preenchida a ficha de avaliação para caracterização e identificação da amostra (Apêndice A).

3.6.3 Coleta da FRS

As variáveis cinéticas foram coletadas a partir de duas plataformas de força inseridas no solo em série, classificadas como plataforma 1 e plataforma 2; sendo a plataforma 1 definida como a mais próxima do ponto de partida das voluntárias. A caminhada ocorreu em linha reta imaginária passando sobre as plataformas colocando um pé em cada plataforma, sendo que a voluntária, deveria atingir a plataforma 1 com o membro inferior direito e, conseqüentemente, a plataforma 2 com o membro inferior esquerdo.

As plataformas foram devidamente taradas, zerando os canais das três componentes, antes das coletas de dados.

Após as medidas antropométricas, cada voluntária passou por um período de adaptação ou treinamento da marcha realizando um acesso à plataforma de forma livre, ou seja, as voluntárias escolhiam um ponto de partida. Elas treinavam para conseguir acertar o passo na primeira plataforma com o membro direito e ainda se adequar à velocidade estipulada.

Para cada calçado foi repetido o processo de adaptação, que durou em torno de 10 minutos. A coleta de dados acontecia em seguida, onde a voluntária caminhava sempre dentro do intervalo de velocidade estipulado, sendo coletados sempre 5 ciclos de marcha completos para cada condição (Descalça, Calçado1 e Calçado2; respectivamente nesta ordem, porém, sem informar anteriormente a ordem).

Antes de cada condição também foi realizada uma aquisição de 10 segundos com a voluntária em posição semi-estática sobre cada plataforma para que fosse possível a normalização dos dados em função do peso corporal de cada voluntária.

Como a visualização das curvas era possível imediatamente após as aquisições, somente foram aceitas as passagens corretas sobre as plataformas.

3.7 PROCESSAMENTO E ARQUIVAMENTO DOS DADOS

Os dados antropométricos das voluntárias do estudo foram organizados e tabulados utilizando planilhas do Microsoft® Office Excel 2003, seguido da construção de tabelas.

Os dados de cinética foram coletados e arquivados no Software *Peak Motus* 32. Os dados brutos foram exportados e tratados utilizando o programa Matlab 5.0® e no SAD 32 (Sistema de Aquisição de Dados), gentilmente cedidos pela Universidade Federal do Rio Grande do Sul-UFRGS.

Dessa forma, foram desenvolvidas rotinas no programa Matlab® 5.0 em que foi possível a filtragem dos dados por um filtro butterworth de ordem 5, filtro este, escolhido após testes realizados no SAD 32.

Em seguida, foram localizados os dados de força passaram por normalização com base no peso corporal de cada voluntária e por normalização de tempo considerando a percentagem do tempo de contato do pé (%tc). Dessa forma, foram localizadas as variáveis em cada componente de força e foram arquivados os dados para utilização em pacote estatístico.

As curvas de força também foram sobrepostas, para todas cada voluntária, em todas as condições, a fim de observar a forma das curvas para as diferentes condições.

Todos os dados foram arquivados e processados de maneira sigilosa, sendo protegidos por senha, e a identidade das voluntárias foi preservada, pois cada uma foi identificada por um número.

3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Os dados do estudo passaram por um tratamento estatístico que foi composto por vários métodos e foi utilizado o pacote estatístico *SPSS 12.0 for Windows*.

Inicialmente foi feita a estatística descritiva exploratória obtendo-se a distribuição de frequências; as medidas de tendência central (média aritmética) e as medidas de variabilidade (desvio padrão).

Para comparar os valores médios das variáveis de força de reação do solo, entre as condições, foi aplicada a análise de variância ANOVA – *One way*. Após encontradas diferenças estatisticamente significativas entre as médias das condições, para um nível de significância de $\alpha \leq 0,05$, aplicou-se o teste *post-hoc* de *Student-Newman-Keuls* para identificação em quais condições apresentavam diferenças.

3.9 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O objeto inicial de estudo seria a análise dinâmica da marcha de mulheres utilizando diferentes calçados. Dessa forma, foram coletados de forma sincronizada os dados de cinemetria e cinética no Sistema *Peak Motus 32*.

As variáveis cinemáticas haviam sido coletadas a partir de 3 câmeras, voltadas para as duas plataformas de força, sendo utilizados marcadores reflexivos no membro inferior direito. Assim as voluntárias utilizaram uma roupa padronizada, fornecida pela pesquisadora, composta por um colant preto e uma meia calça preta (fio 40 “sem pé”). E, para que os marcadores reflexivos fossem fixados diretamente na pele da voluntária, foram realizados pequenos furos na meia calça nos pontos anatômicos demarcados anteriormente (figuras 19 e 20).



Figura 19- Imagens da preparação do sujeito com os pontos reflexivos fixados diretamente na pele



Figura 20- Preparação do sujeito e localização dos pontos reflexivos

Entretanto, durante o processamento dos dados (processo de digitalização das imagens), o sistema apresentou uma falha e foram perdidos todos os dados e arquivos coletados. Assim, conseguiu-se utilizar somente os dados de cinética -FRS- que já haviam sido exportados do sistema em formato de texto e puderam ser abertos e tratados em outro programa.

Outra limitação gerada pelo Sistema *Peak Motus 32* foi a impossibilidade de utilização dos dados da força de reação do solo adquiridas pela plataforma 2. Restando assim, as três componentes da FRS adquiridas na plataforma 1.

Com relação aos calçados utilizados, pode-se apontar como limitação diferença de modelos dos calçados sendo desconhecidos as especificações dos materiais que compõe os tais calçados (especificações de solado, entressola, palmilha, cabedal, etc).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados e discutidos os resultados do estudo, seguindo a ordem dos objetivos específicos propostos. Assim, verificou-se a força de reação do solo da marcha de mulheres nas condições Descalça, Calçado1 (calçado de salto baixo) e Calçado2 (calçado de salto alto), utilizando as três componentes: vertical, antero-posterior e médio-lateral. Além disso, foram realizadas medidas antropométricas para a caracterização das voluntárias que participaram.

4.1 RESULTADOS DAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

O estudo foi realizado com 32 voluntárias, selecionadas de acordo com os critérios propostos, cujos valores médios de idade, estatura e massa corporal estão apresentados abaixo na tabela 1.

Tabela 1 – Valores médios e desvio padrão das voluntárias participantes do estudo (n=32).

Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)
22,06±2,36	55,91±5,64	162,08±4,53

As medidas antropométricas dos pés das voluntárias foram obtidas de acordo com os procedimentos sugeridos por Manfio (1995). Assim, a tabela 2 apresenta os valores médios de comprimento, largura e perímetro dos pés das voluntárias; sendo calculados a partir do valor médio dos pés direito e esquerdo, e separados pela numeração do calce.

Tabela 2 – Valores antropométricos dos pés das voluntárias em função da numeração de calce ($\bar{x} \pm s$) (n=32).

Numeração	N	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Perímetro (mm)
35	7	230,92 ±5,19	89,71 ±4,62	22,82±0,75
36	13	235,44 ±7,68	89,05±4,41	22,85±1,01
37	12	243,02 ±6,32	91,43±2,75	23,42±0,61

4.2 ANÁLISE COMPONENTE VERTICAL DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO – CVFRS

Para a componente vertical da FRS foram observados os seguintes eventos: TAP1, TAP2, PPF, SPF, SMF, IFy_Fren, IFy_Prop, TPPF, TSPF e TSMF.

➤ TAP

A Taxa de aceitação de peso – TAP, que representa a inclinação da curva da CVFRS no momento de contato do calcanhar, foi calculada em duas faixas diferentes.

A de TAP1 que correspondente à faixa de 20% a 80% do valor do PPF (de acordo com a norma vigente NBR 14838 Calçados - Determinação do comportamento da componente vertical da força de reação do solo). A TAP2 correspondente à faixa de 10% a 20% do valor do PPF, intervalo que tem sido pesquisado e proposto pelo CB11 (Comitê Brasileiro do Couro e Calçados) para a alteração da norma NBR 14838.

No estudo, para os valores de TAP1, foram encontrados valores médios para a condição Descalça de $9,49 \pm 13,00$, para a condição Calçado1 de $8,01 \pm 3,93$; e para a condição Calçado2 de $7,99 \pm 3,50$. Já os valores de TAP2 foram de $72,68 \pm 31,09$ para a condição Descalça, $18,71 \pm 7,55$ para a condição Calçado1; e para a condição Calçado2 de $32,05 \pm 23,80$ (gráfico 1).

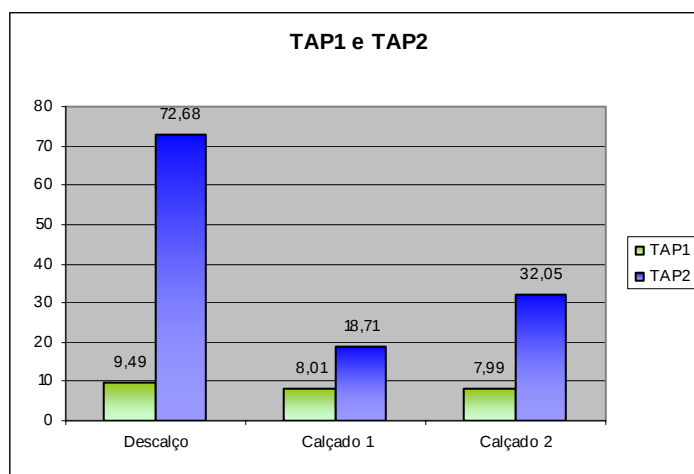


Gráfico 1 – Comparação de valores médios de TAP1 e TAP2 em função da condição (n=32).

A taxa de aceitação de peso - TAP é uma variável utilizada na análise da marcha para indicar o quanto de força é aplicado em um intervalo de tempo, ou seja, o impacto sofrido pelo aparelho locomotor durante o toque ou contato do calcanhar. Ela é calculada a partir da derivada matemática da função força versus tempo. No caso deste estudo, a TAP foi calculada levando em consideração dois intervalos de tempo diferentes (vide figura 4). A maioria dos estudos da marcha realizados em esteiras com plataformas (como exemplo a Kistler® Gaitway) apresenta essa variável na faixa padrão do equipamento, que é entre 10% e 90% do PPF.

A TAP1 foi calculada conforme a atual norma NBR14838, que prevê o cálculo tirando-se um ponto a 20%PPF e um ponto a 80%PPF. Porém, nas curvas da marcha (força x tempo) existem alguns eventos que ainda não são bem explicados, e aparecem em forma de um pico antes do primeiro pico de força. Estes picos, também chamados de *spikes*, podem aparecer justamente na região de 80%PPF, o que dificulta a repetibilidade e o cálculo de tal variável. Além disso, existe também algum indicativo que o impacto da região de 80%PPF já tenha sido amenizado por ações de defesa ao aparelho locomotor.

Assim, esta variável tem sido estudada e o que o CB-11, responsável pela elaboração das normas de calçados, tem se proposto a observar é a TAP em uma região mais baixa da curva, ou seja, em um intervalo de força inicial. Por isso, a TAP2 foi calculada tirando-se um ponto a 10%PPF e um ponto a 20%PPF.

Para os valores de TAP1, a ANOVA-Oneway não apresentou valores com diferenças significativas entre as três condições de marcha. Já para a TAP2, foram observadas diferenças significativas entre as três condições.

Abaixo a tabela 3 com os resultados do teste *Post-hoc Student-Newman-Keuls* mostra que a condição Descalça apresentou uma média que se distancia das outras condições Calçado1 e Calçado2; sendo que a marcha Descalça apresenta maior magnitude de força aplicada em um mesmo período de tempo em relação ao calçado com salto alto (Calçado2) e calçado com salto baixo (Calçado1).

Esses resultados demonstram maior consistência no uso dos valores da TAP2 para classificar ou caracterizar a marcha com uso de diferentes tipos de calçados e Descalça.

Tabela 3 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TAP2 nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado1	18,71		
Calçado2		32,05	
Descalça			72,68
Sig.	1,000	1,000	1,000

➤ PPF, SMF e SPF

A seguir a tabela 4 apresenta os valores, para as três condições, de PPF (primeiro pico de força), SMF (suporte médio da força) e SPF (segundo pico de força).

O maior valor médio de PPF foi encontrado no Calçado2, seguido pelo Calçado1 e Descalça com. Para SMF, o menor valor foi encontrado no Calçado2 sendo, depois segue a condição Descalça e com Calçado1 .

E para SPF o Calçado2 apresentou novamente o maior pico o Calçado2 em relação ao Descalça e Calçado1.

Tabela 4 – Comparação de valores médios de PPF, SMF e SPF em função da condição (n=32).

Condição	PPF (% PC)		SMF (% PC)		SPF (% PC)	
	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
Descalça	1,04	±0,05	0,77	±0,04	1,13	±0,05
Calçado1	1,04	±0,05	0,78	±0,04	1,11	±0,04
Calçado2	1,10	±0,06	0,74	±0,03	1,15	±0,05

Para os valores de PPF, ocorreram diferenças significativas entre as condições Descalça e Calçado1 em comparação com a condição Calçado2. Assim, tem-se um valor significativamente maior na condição de calçado de salto alto, em comparação com as demais condições, o que apresenta maior força incidindo no aparelho locomotor, em especial ossos e articulações, durante a fase passiva de contato do calcanhar no solo.

Tabela 5 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de PPF nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Descalça	1,04	
Calçado1	1,04	
Calçado2		1,10
Sig.	,674	1,000

Esses dados estão de acordo com o estudo realizado por Manfio (2003), onde foi observado um aumento no PPF de acordo com o aumento da altura do salto. Porém a autora coloca que foi uma diferença significativa somente entre a situação com sapato sem salto e salto alto (85 mm).

Snow & Williams (1994), também observaram um aumento do PPF, porém encontraram diferenças significativas, onde o valor para o calçado de salto baixo foi 1.17%PC, para o de salto médio foi de 1,18%PC e o de salto alto foi 1.23%PC.

Stolt e colaboradores (2005), que observaram as características dinâmicas e espaço temporais da marcha e meninas descalças e calçadas (tênis casual), na esteira Kistler-gaitway, não encontraram diferenças significativas entre PPF da condição Descalça ($1,08 \pm 0,04$) para a condição calçado ($1,08 \pm 0,05$).

Cabe ressaltar que a variável PPF, juntamente com a TAP, representam os parâmetros para a NBR14838 de conforto do calçado (Determinação do comportamento da componente vertical da força de reação do solo), passaram por processo de avaliação e o parametro PPF está sendo retirada da norma devido à dificuldade de classificar e apontar diferenças significativas entre os diferentes tipos de calçados.

Com relação à SMF, variável que representa a fase média de balanço do pé oposto, as três condições se diferenciaram significativamente, podendo ser classificadas em três subgrupos, de acordo com o teste *Post Hoc Student-Newman-Keuls* (tabela 6). Com o calçado de salto o SMF é menor em relação à condição Descalça e à condição Calçado1.

Tabela 6– Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de SMF nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado2	,74		
Descalça		,77	
Calçado1			,78
Sig.	1,000	1,000	1,000

O menor valor de suporte médio da força encontrado no Calçado2 (calçado de salto alto), também foi encontrado por Snow & Williams (1994). Eles encontraram o mesmo valor para os calçados de salto baixo e médio 0.67%PC, sendo 0.63%PC para o calçado de salto alto.

Já Stolt (2005) e colaboradores observaram o que o SMF na condição descalça foi maior ($0,83 \pm 0,03\%PC$) em relação ao uso do tênis ($0,82 \pm 0,04\%PC$).

É apontado pela literatura que o suporte médio da força está diretamente ligado à aceleração e desaceleração do corpo, onde o menor valor de força indica que o centro de massa do corpo estaria acelerando para baixo; e também, que estaria relacionada à flexão do joelho do membro de apoio (SUTHERLAND et al. 1988; BARELA & DUARTE, 2006). Já Serrão *et al.* (1993), atribuem a deflexão da força vertical à flexão da perna de balanço, o que diminuiria o raio de giro deste segmento e conseqüentemente sua inércia facilitando o movimento.

Assim, o menor valor encontrado no suporte médio da força na marcha enquanto se utilizava um calçado de salto alto, pode ter sido provocado por um aumento da velocidade angular da perna de balanço, ou ainda pela interação de ambas as pernas com aumento de flexão, já que a utilização de diferentes tipos de calçados podem acarretar em algumas alterações posturais. Além disso, com a utilização de calçado de salto alto, a marcha tem uma cadência maior e um comprimento menor do passo, o que sugere uma alteração da velocidade de movimentação dos membros.

Essa declividade da curva também sugere um maior esforço para a realização da marcha, o que pode justificar a sensação de cansaço relatada pelas mulheres após o andar com calçado de salto alto.

Na fase de retirada no pé do solo, a variável que representa a força de propulsão do pé para a CVFRS poder ser o segundo pico de força - SPF. No caso, o SPF para as três condições

apresentou diferenças estatisticamente significantes, sendo encontrado maior valor médio para o Calçado2, seguido do Descalça e depois do Calçado1.

Tabela 7 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de SPF nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado1	1,11		
Descalça		1,13	
Calçado2			1,15
Sig.	1,000	1,000	1,000

Com relação ao maior valor médio de SMF apontado para o calçado de salto alto, entra em desacordo com o trabalho de Manfio (2003), que mesmo sem diferenças significativas, observou diminuição da força no segundo pico durante a marcha com salto alto (85 mm) comparada com salto baixo e médio, sendo mais alta do que na situação descalça.

Entretanto, Snow & Williams (1994) encontraram maior valor para o calçado de salto alto (1.27%PC) seguido de calçado com salto médio (1.23%PC) e por ultimo o de salto baixo (1.15%PC).

Stolt e colaboradores (2005) também encontraram menor valor de SPF para a condição Descalça ($1,10 \pm 0,05\%PC$) em relação a calçado ($1,11 \pm 0,04\%PC$).

Dessa forma, como o segundo pico de força ocorre durante a fase ativa do movimento, quando acontece a propulsão do corpo à frente pela ação da musculatura extensora, supõe-se que a ação muscular possa ser maior nas condições em que se utiliza calçado com maiores alturas de salto.

Dentre as variáveis da CVFRS foram verificados também os valores percentuais do tempo de contato para o primeiro pico de força (TPPF), o tempo do suporte médio da força (TSMF) e o tempo do segundo pico de força (TSPF).

O gráfico 2 apresenta os valores médios encontrados de TPPF, TSMF e TSPF para cada condição. Observou-se que o primeiro pico de força (TPPF) ocorreu mais cedo para a condição Descalça ($24,29 \pm 3,27\%tc$), seguido da condição Calçado2 ($24,96 \pm 3,58\%tc$) e depois a condição Calçado1 ($26,75 \pm 3,26\%tc$).

Para os tempos de suporte médio da força (TSMF), e do segundo pico de força (TSPF) observou-se que a condição Descalça ocorreu mais cedo que as Calçado1 e também que a Calçado2. Sendo respectivamente para TSMF $46,93 \pm 4,05\%$ tc, $47,20 \pm 4,70\%$ tc e $51,56 \pm 5,72\%$ tc; e para TSPF $76,87 \pm 1,84\%$ tc, $77,71 \pm 1,71\%$ tc e $79,81 \pm 1,56\%$ tc.

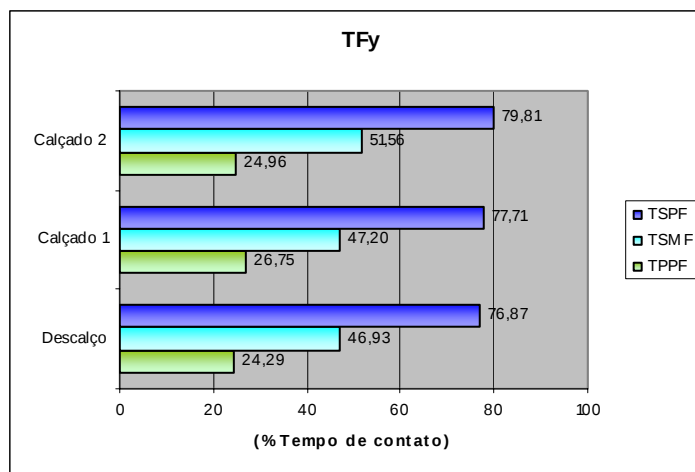


Gráfico 2 – Comparação de valores médios de TPPF, TSMF e TSPF em função da condição (n=32).

Esses parâmetros temporais apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Para o instante que ocorre o ocorre a PPF, a condição Calçado1 aconteceu tardiamente em relação às outras condições (tabela 8).

Tabela 8 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TPPF nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Descalça	24,29	
Calçado2	24,96	
Calçado1		26,75
Sig.	,078	1,000

Abaixo, as tabelas 9 e 10 apresentam os valores de comparação de médias para o tempo de SMF e SPF. Percebeu-se que com o uso do Calçado2, o SMF ocorreu mais tarde em relação

ao Calçado1 e Descalça. O mesmo ocorre para o tempo de ocorrência de SPF, porém houve diferenças entre as três condições diferenciando também o Calçado1 e Descalça.

Tabela 9 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TSMF nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Descalça	46,95	
Calçado1	47,06	
Calçado2		51,52
Sig.	,839	1,000

Tabela 10 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TSPF nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Descalça	76,87		
Calçado1		77,70	
Calçado2			79,82
Sig.	1,000	1,000	1,000

Assim como este estudo, Snow & Williams (1994) observaram que com o calçado de salto alto o PPF aconteceu mais cedo (20,5%tc). Eles também observaram que para o calçado de salto baixo o tempo foi de 21,2%tc e para o calçado médio 21,6%tc.

Para o instante de ocorrência do SMF, também foi observada concordância com Snow & Williams (1994), que observaram um maior atraso para o uso do calçado de salto alto (50,4%tc) em relação ao salto médio (48,3%tc) e salto baixo (46,7%tc).

O mesmo ocorreu para os tempos de segundo pico de força, em que o calçado de salto alto apresentou um TSPF maior que o calçado de salto médio e baixo (respectivamente, 76,6%tc, 76,0%tc; 75,1%tc) (SNOW & WILLIAMS, 1994).

Dessa forma, pode-se perceber que o Calçado1 e Descalça apresentaram o mesmo comportamento com relação ao instante de ocorrência do suporte médio da força, ficando entre 46 e 47%tc. Já para o calçado com salto alto, do ponto inicial de contado até o suporte médio da força ocorreu em 51%tc, mostrando uma tendência para os valores de SMF e SPF de

deslocamento para o fim do contato, período relacionado com o movimento de rolamento do pé e propulsão.

➤ IFy_Fren e IFy_Prop

O gráfico 3 apresenta os valores de impulso calculados através das curvas de força x tempo da componente Fy. No presente estudo, escolheu-se dividir o impulso total em dois tendo como ponto de limitação o suporte médio da força: impulso de frenagem e impulso de propulsão (figura 4).

O IFy_Fren foi maior para a condição Descalça ($700,13 \pm 37,54$) em relação às condições Calçado1 ($694,46 \pm 48,07$) e Calçado2 ($639,95 \pm 59,85$).

Já para o IFy_Prop, o maior valor encontrado foi na condição Calçado2 ($406,50 \pm 50,24$) seguido de Descalça ($383,83 \pm 37,95$) e Calçado1 ($374,07 \pm 38,87$).

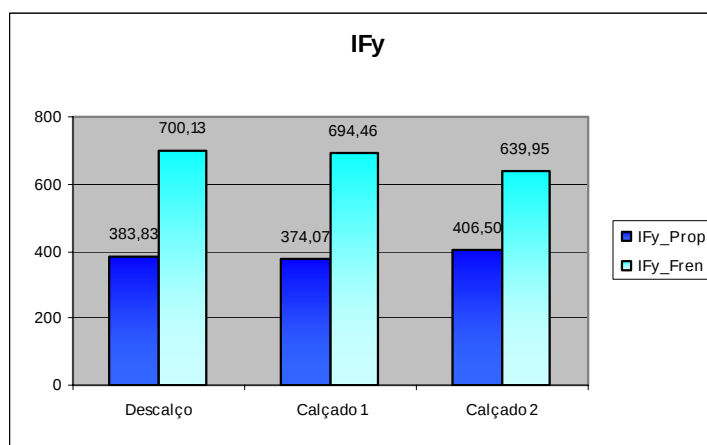


Gráfico 3 – Comparação de valores médios de IFy em função da condição (n=32).

Tanto o IFy_Fren quanto o IFy_Prop apresentaram diferenças significativas de acordo com a condição de marcha. Sendo que o IFy_Fren foi bem menor para o calçado de salto alto em relação às demais condições. Já o IFy_Prop o calçado de salto alto apresentou o maior valor seguido do Descalça e Calçado1 (tabelas 11 e 12).

Tabela 11 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFy_Fren nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Calçado2	640,84	
Calçado1		694,46
Descalça		699,67
Sig.	1,000	,349

Tabela 12 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFy_Prop nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado1	374,07		
Descalça		383,83	
Calçado2			406,16
Sig.	1,000	1,000	1,000

➤ Considerações sobre a inclinação da curva de CVFRS

Além dos parâmetros escolhidos para a análise deste estudo, cabe ressaltar que foram observados também as formas das curvas de todos dados da componente vertical da força de reação do solo. Assim, foi observado em todas as curvas de Fy um pico que acontece antes do primeiro pico de força normalmente descrito.

Esse pico inicial, também chamado de Spike, apresenta características interessantes e aparentemente repetitivas para cada condição e para cada voluntária.

Notou-se que esse pico ocorre mais acentuado para a condição Descalça, sendo também bastante evidente para a condição Calçado2 e ainda um pouco suavizada para a condição Calçado1. Notou-se também que mesmo a condição Descalça e Calçado2 sendo mais semelhantes, a utilização do Calçado2 produziu um evidente formato de vale, ou depressão, logo após o spike (figura 21).

Em um estudo realizado em 1981 por Cavanagh, Williams e Clarke, T.E., também apresenta esses chamados spikes, ao comparar a força de reação do solo da marcha descalça e com diversos calçados. Eles apontam que ficou claramente evidente durante andar Descalça,

sendo significativamente maiores e em menor intervalo de tempo que qualquer condição de calçado. A amplitude do pico inicial era significativamente mais alta quando usando botas de exercício em relação a qualquer outro (sapatos de couro masculino e sapatos casuais masculinos).

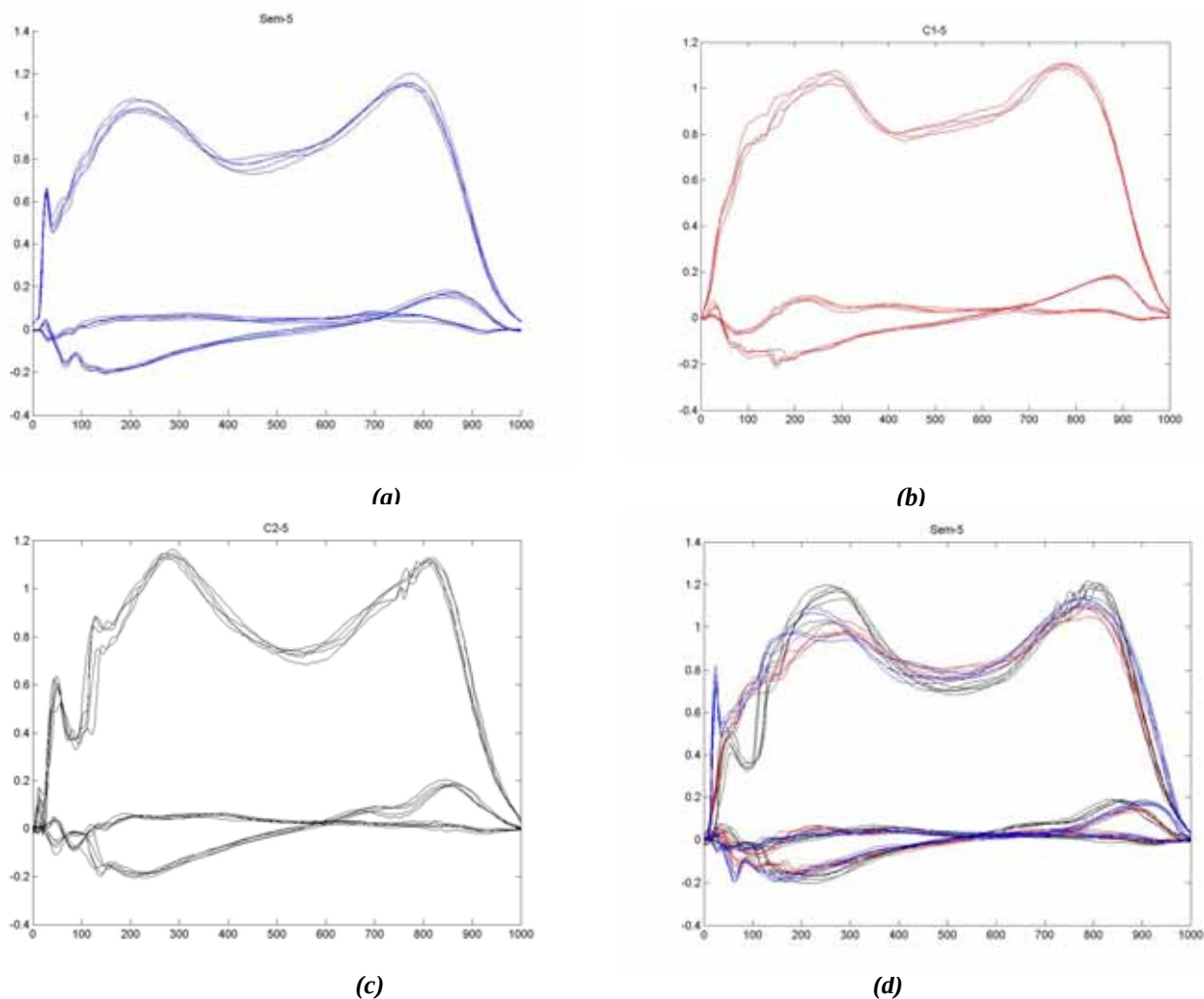


Figura 21- Curvas da CVFRS. (a) condição Descalça; (b) condição Calçado1; (c) condição Calçado2; (d) as três condições sobrepostas.

4.3 ANÁLISE DA COMPONENTE ÂNTERO-POSTERIOR DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO

Com relação ao comportamento da componente ântero-porterior da força de reação do solo (F_x), foram observados os valores de F_{x_min} (menor valor de F_x na frenagem); F_{x_max}

(maior valor de Fx na propulsão), Impulsos de frenagem (IFx_Fren) e propulsão (IFx_Prop); e TLim_Fx (tempo limite da fase de frenagem para a fase de propulsão).

O gráfico abaixo apresenta os valores de Fx_min e Fx_max encontrados nas três diferentes condições de marcha. Para o Calçado2, foram encontrados o maior valor de Fx_max ($0,19 \pm 0,02\%PC$) e o menor valor de Fx_min ($-0,22 \pm 0,04\%PC$); a condição descalça apresentou o segundo maior de Fx ($0,18 \pm 0,02\%PC$) sendo o menor valor de F_max encontrado da condição Calçado1 ($0,16 \pm 0,02\%PC$). Os valores médios de Fx_min das 32 voluntárias para Descalça e Calçado1 foram iguais ($-0,19 \pm 0,02\%PC$) (gráfico 4).

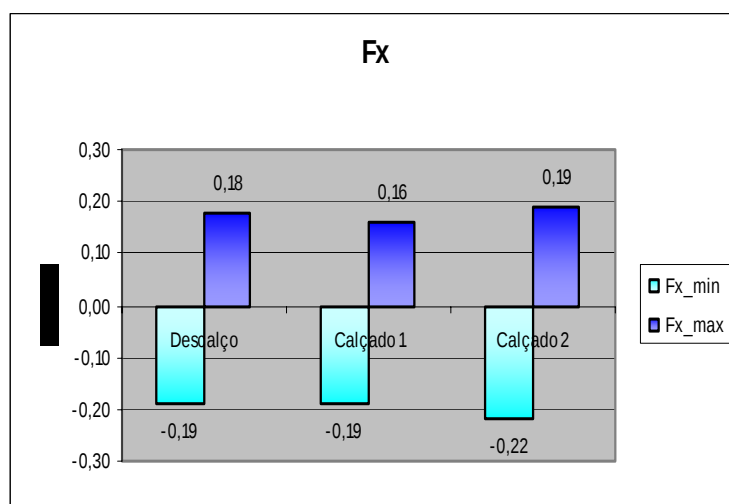


Gráfico 4– Comparação de valores médios de Fx_Min e Fx_max em função da condição (n=32).

Após a aplicação da ANOVA- *one-way* e teste *Post-hoc Student-Newman-Keuls*, encontrou-se diferenças significativas entre os valores de Fx_min e Fx_max para as três condições. O Calçado2 apresentou menor valor em Fx, seguindo pelo Calçado1 e Descalça. Já a Fx máxima foi encontrada no Calçado1, seguido pelo Descalça e depois o Calçado2.

Dessa forma, supõe-se que com a utilização do calçado de salto alto, tenha-se maior força tanto para a ação de frenagem do movimento (período de apoio do pé), quanto na fase de aceleração do movimento (em que o pé empurra o solo para trás).

Tabela 13 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fx_min nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado2	-,21		
Calçado1		-,19	
Descalça			-,18
Sig.	1,000	1,000	1,000

Tabela 14 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fx_max nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado1	,16		
Descalça		,18	
Calçado2			,19
Sig.	1,000	1,000	1,000

Com relação aos impulsos de Fx (gráfico 5), foram encontrados valores médios de impulso de frenagem (IFx_Fren), 25,34±6,57 para o Calçado2; 25,16±5,97 para o Calçado1 e 23,60±6,50 para o Descalça.

Já para no impulso de propulsão (IFx_Prop), o Calçado1 apresentou menor valor médio (12,33±2,05), seguido do Descalça com 12,55±2,13 e depois o Calçado2 com maior valor médio (13,74±2,41).

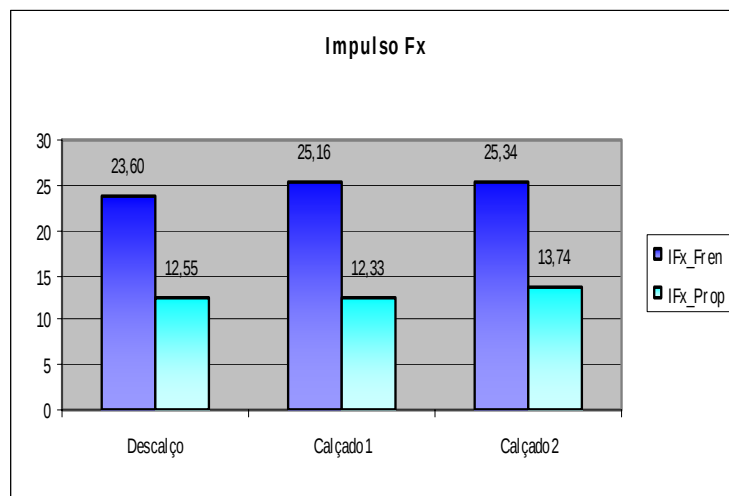


Gráfico 5– Comparação de valores médios de IFx_Fren e IFx_Prop em função da condição (n=32).

Mesmo com valores diferentes de força para a primeira fase do movimento -nas três condições- o impulso de frenagem da componente ântero-posterior (IFx_Fren) não apresentou diferença significativa quando comparadas as condições. Entretanto, o impulso de Propulsão se mostrou maior com o uso do Calçado2, ficando com pequena diferença entre o uso do Calçado1 e a marcha Descalça (tabela 15).

Tabela 15 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFx_Prop nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Calçado1	12,41	
Descalça	12,51	
Calçado2		13,90
Sig.	,710	1,000

Na tabela 4, são apresentados os tempos de ocorrência da mudança de Fx da fase de frenagem para a fase de propulsão. No estudo, a condição Descalça ocorreu mais tarde a passagem de frenagem para a propulsão, sendo o Calçado2 mais cedo e o Calçado1 intermediário (tabela 16).

Tabela 16 – Comparação de valores médios de TLim_Fx em função da condição (n=32).

Condição	TLim_Fx (%tc)	
	$\bar{x}$	s
Descalça	60,02	5,78
Calçado1	57,24	4,44
Calçado2	55,77	3,80

Após os testes de comparação de médias do tempo limite de impulso de frenagem para impulso de propulsão, foi possível observar diferença estatisticamente significativa para as três condições, sendo o maior valor na condição Descalça, seguido do Calçado1 e depois Descalça (tabela 17).

Cabe ressaltar que essa variável foi escolhida a fim de separar o impulso de frenagem e propulsão, porém, ainda não está claro o momento exato da mudança da fase de frenagem para a fase de propulsão, visto que a magnitude de força começa a aumentar após o Fx_min, chegando até o valor zero, e em seguida ficando positiva.

Tabela 17– Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de TLim_Fx nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado2	55,74		
Calçado1		57,24	
Descalça			59,99
Sig.	1,000	1,000	1,000

4.4 ANÁLISE DA COMPONENTE MÉDIO-LATERAL DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO

A componente médio-lateral da força de reação do solo foi explorada através dos valores mínimos (Fz_Min) e máximos (Fz_Max) encontrados, além dos valores de impulso de Frenagem (IFz_Lateral) e Impulso de Propulsão (IFz_Medial).

Os valores médios da Fz máxima, ficaram em $0,07 \pm 0,01\%PC$ para o Calçado1, e $0,06 \pm 0,01\%PC$ para o Descalça e Calçado2. Os valores mínimos de Fz apresentaram uma média de $-0,06 \pm 0,02\%PC$ para o Calçado1 e $-0,05 \pm 0,02\%PC$ para o Descalça e Calçado2. Sendo assim, observou-se valores semelhantes para a condição Descalça e para o uso do Calçado2 nos valores mínimos e máximos da componente médio-lateral (gráfico 6).

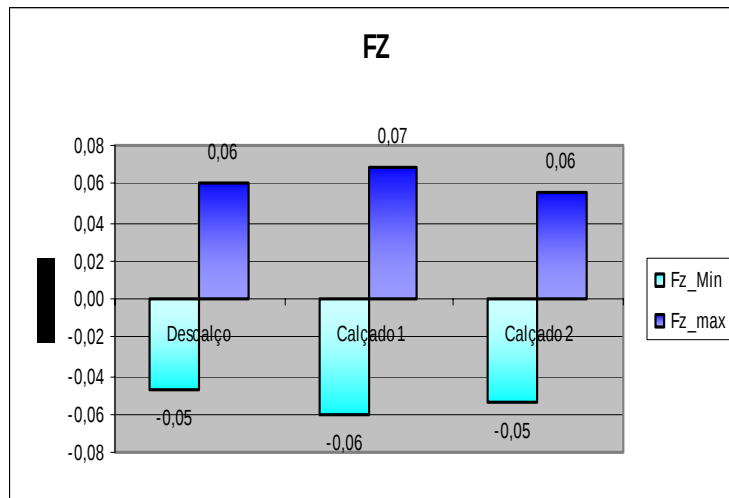


Gráfico 6– Comparação de valores médios de Fz_Min e Fz_max em função da condição (n=32).

Para o valor mínimo da componente médio-lateral da força de reação do solo, encontrou-se a condição Descalça diferenciando significativamente das demais condições. E para o valor máximo de Fz, pôde-se perceber que a condição Calçado1 apresentou maior valor comparado ao Descalça e a Condição2 (tabela 18).

É importante ressaltar que esses valores de força da componente médio lateral são apontados como variáveis de grande inconsistência, tanto intra quanto inter-indivíduos, sendo de difícil interpretação, pois existe uma variabilidade que pode ser explicada pela diversidade da posição em que o pé toca a plataforma, podendo estar em abdução e adução (HAMILL & KNUTZEN, 1999; NIGG & HERZOG, 2002).

Tabela 18 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fz_Min nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Calçado1	-,06	
Calçado2	-,05	
Descalça		-,05
Sig.	,127	1,000

Tabela 19 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de Fz_max nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Calçado2	,06		
Descalça		,06	
Calçado1			,07
Sig.	1,000	1,000	1,000

Os valores de impulso de frenagem IFz_Lateral da componente Fz foram mais altos para a condição Descalça ($12,36 \pm 3,78$), seguindo pela condição Calçado1 ($12,29 \pm 3,88$) e depois Calçado2 ($9,29 \pm 3,62$). Para o impulso medial, o Calçado2 ($2,18 \pm 0,92$) apresentou maior valor em relação ao Calçado1 e Descalça, respectivamente $1,83 \pm 0,75$ e $1,24 \pm 0,51$ (gráfico 7).

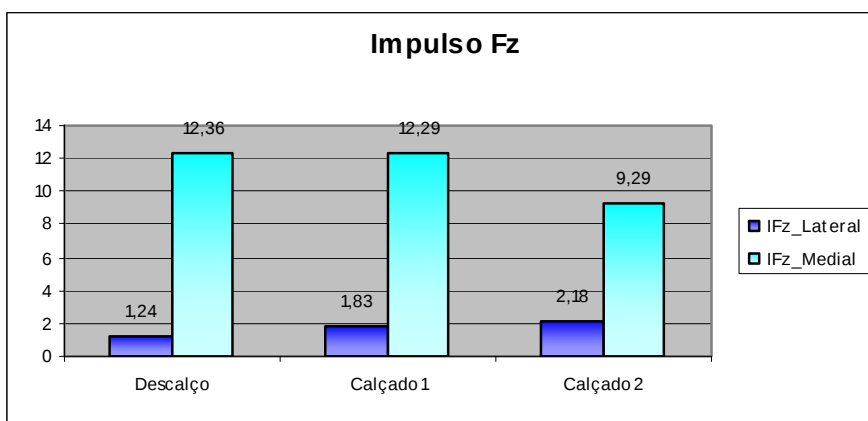


Gráfico 7– Comparação de valores médios de IFz_Lateral e IFz_Medial em função da condição (n=32).

Para os impulsos mediais e laterais da componente médio lateral da força de reação do solo, também foram encontradas diferenças significativas entre as condições de marcha. Para IFz_Lateral a média mais alta foi encontrada no Calçado2, seguido do Calçado1 e depois Descalça. Já para o IFz_Medial, o Calçado2 apresentou a menor média em comparação com as outras duas condições (tabelas 20 e 21).

Tabela 20 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFz_Lateral nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05		
	1	2	3
Descalça	1,12		
Calçado1		1,70	
Calçado2			2,14
Sig.	1,000	1,000	1,000

Tabela 21 – Valores de teste Post Hoc Student-Newman-Keuls para valores médios de IFz_Medial nas três condições (n=32).

Condição	Subconjunto para alfa = .05	
	1	2
Calçado2	9,44	
Calçado1		12,53
Descalça		12,58
Sig.	1,000	,911

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos permitem apontar que a marcha descalça e com calçados de diferentes alturas de saltos promovem importantes alterações nos parâmetros da força de reação do solo.

Os resultados indicaram que com um aumento no salto do calçado ocorrem modificações na componente vertical de força de reação do solo nas variáveis PPF, SMF, SPF, TSMF, TSPF, IFy_Fren e IFy_Prop.

Observou-se também que, dentre as TAPs estudadas, somente a TAP na região entre 10-20%PPF conseguiu-se distinguir as condições, apontando favorecimento à alteração da NBR 14838. E ainda nesta região da curva da CVFRS, em análise qualitativa, notou-se também um *spike* mais acentuado para a condição descalça, sendo bastante evidente quando utilizado calçado de salto alto e um pouco suavizada para o calçado de salto baixo.

Para características da componente ântero-posterior da FRS, os valores máximos e mínimos observados sugerem maior aplicação de força tanto para a ação de frenagem quanto na ação de aceleração do movimento durante a utilização do calçado de salto alto.

A componente médio-lateral da FRS, mesmo sendo considerada como variável de grande inconsistência e de difícil interpretação, pôde-se observar distinção entre as condições, sendo o impulso lateral mais alto e o impulso medial menor para o calçado de salto alto em comparação com as outras duas condições.

Dessa forma, recomenda-se novos estudos para avaliar a influência das alturas de saltos de calçados sobre a locomoção, a fim de que se consiga confirmar alguns comportamentos sobre as cargas mecânicas, e assim, sugerir alterações no desenvolvimento e produção para que os possíveis comprometimentos causados pelo aumento do salto sejam minimizados. Visando assim, agregar nesses tipos de calçados atributos como conforto e segurança, entendidos como a prevenção de lesões.

Sugerem-se também mais estudos sobre o tema, enfocando a questão da componente antero-posterior, médio-lateral e principalmente os picos iniciais chamados de *spike*.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABICALÇADOS. **Resenha Estatística 2005**. Disponível em: <<http://www.abicalcados.com.br>>. Acesso em 03-01-2005.

ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J. P. **Three dimensional analysis of human movement**. Champaign: Human Kinetics, 1995.

AMADIO, Carlos Alberto; DUARTE, Marcos. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica - EEFUSP, 1996.

AMADIO, Carlos Alberto; BARBANTE, V.J. (organizadores) **A biodinâmica do movimento humano e suas relações multidisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.

AMTI Instruction Manual. Biomechanics platform set. Advanced mechanical technology, Inc, 1991.

ANDRADE, Mario César de. Análise biomecânica da marcha atlética. 2000. **Dissertação** (Mestrado em ciências do movimento humano) - Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

ASSOCIACAO BRASILEIRA DE NORMAS TECNICAS. NBR 14834-14840: Normas para avaliação de calçados, 2002.

AZEVEDO, Ana Paula da Silva. et al. Análise dinâmica da marcha com o uso de calçado esportivo falsificado. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa. **Anais...**João Pessoa: UFMG, 2005.

BARELA, Ana Maria Forti; DUARTE, Marcos. **Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana**. São Paulo: Laboratório de Biofísica-USP, 2006. Disponível em <<http://lob.iv.fapesp.br>>. Acesso em 21-04-2006.

BARROS, R. M. L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. **Rev. Bras. Eng. Biom.**, v.15, n.1/2, p. 79-86, 1999.

BEVINGTON, P. R. **Data reduction and error analysis for the physical sciences**. New York: McGraw-Hill, 1969.

BRENZIKOFER, R. et al. Alterações no dorso e coluna vertebral durante a marcha. **Rev. Bras. Biomec.**, p. 21-26.

BRENZIKOFER, R. et al. Quantificação das curvaturas da coluna vertebral durante a marcha. In: IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2001, Gramado. **Anais ...**, Porto Alegre: Escola de Educação Física da UFRGS, 2001. p. 230-235.

BRINO, C.; AVILA, A. O. V.; SOUZA, J. L. Influência da altura do salto sobre os percentuais do peso corporal aplicados na base de sustentação durante a postura ereta. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 49-54, 2003.

CAILLIET, R. **Pé e tornozelo: síndromes dolorosas**. São Paulo: Manole, 1989.

CAPOZZO, A. Gait Analysis methodology. **Human movement science**. v3. p.27-50, 1984.

CARPENTER, Carlos Sandro. **Biomecânica**. Rio de Janeiro: Sprint, 2005.

CARR, Gerry. **Biomecânica dos esportes: um guia prático**. São Paulo: Manole, 1998.

CARTILHA DO CALÇADO. Centro tecnológico do couro calçados e afins - CTCCA Novo Hamburgo: CTCCA, 2004.

CAVANAGH, P. R.; LAFORTUNE, M. A. Ground Reaction Forces in Distance Running, **Journal of Biomechanics**, Oxford, Reino Unido. V15,p307-406, 1980.

CAVANAGH, P.R.; WILLIAMS, K.R.; CLARKE, T.E.. A comparison of Ground Reaction Forces During Walking Barefoot and in Shoes. **Biomechanics VII-B**. Baltimore: University Park, 3b; 1981. p. 151-156.

CERVO, Amado Luiz; BERVIAN, Pedro Alcino. **Metodologia científica para uso dos estudantes universitários**. 3. ed. São Paulo: MacGraw-Hill do Brasil, 1983.

DAVID, A.C. et al. Análise do andar de crianças em esteira instrumentalizada. In: VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1999. Florianópolis. **Anais...** Florianópolis: UDESC, 1999. p. 590

DE LATEUR, B. J. et al. Footwear and posture: compensatory strategies for heel height. **Am. J. Phys. Med. Rehab.**, v.70, p. 246 – 254, 1991.

ENOKA, Roger M. **Neuromechanical basis of kinesiology**. 2. ed. Champaign: Human Kinetics Publishers, 1988. 466 p.

EISENHARDT, Joanne R; COOK, Deneen; PREGLER; Ingrid; FOEHL, Henry C. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. **Gait & Posture**. Outubro, 1996. v 4. p 280-286.

FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine** v. 72, p. 155-165, 2003.

FRANKLIN, M. E. A et al. Effect of positive heel inclination on posture. **Jounal Orthopaedic Sports Physical Therapy.**, v. 21, n. 2, p.94-99, 1995.

FRACCAROLI, Jose Luiz. **Biomecânica: análise dos movimentos**. 2. ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 1981.

GEFEN, Amit; MEGIDO-RAVID, M.; ITZCHAK, Y.; ARCAN, M. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. **Gait & Posture**. v.15 p. 56-63, 2002.

GRIEVE, D. W.; GEAR, R. J. The relationships between length of stride, step frequency, time of swing and speed of walking for children and adults. **Ergonomics**. v.9, n.5, p. 379-399, 1966.

HAINAUT, Karl. **Introducción a la biomecánica**. Barcelona: Jims, 1976.

HALL, Susan J. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.

_____. _____. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMILL, Joseph; KNUTZEN, Kathleen. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HARRIS, Gerald F; SMITH, Peter A. **Human Motion Analysis: Current Applications and Future Directions**. New York: IEEE Press, 1996.

HAY, James G.. **Biomecânica das técnicas desportivas**. 2. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.

HENNIG, E. M. The evolution and biomechanics of the human foot – applied research for footwear. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 7-13, 2003.

KNACKFUSS, IG; ROSENBAUM, S; GOMES, ES. (1993). Análise biomecânica do pé. Comportamento das pressões na região plantar. In: V Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1993. Santa Maria. **Anais...** Santa Maria: UFSM; 1993. p.29-34

LEE, C. M.; JEONG, E. H.; FREIVALDS, A. Biomechanical effects wearing high heeled shoes. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v.28, p. 321 - 326, 2001.

LEVEAU, B.F. **Williams and Lissner's: Biomechanics of Human Motion**. 3 ed. Philadelphia: Saunders, 1992.

MACCONAILL, M. A; BASMAJIAN, J. V. **Muscles and movements: a basis for human kinesiology**. 2nd ed., rev. New York: R. E. Krieger, 1977. 400 p.

MACHADO, D. B. Estudo de características dinâmicas do caminhar humano em função do calçado. 1994. **Dissertação** (Mestrado)- Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 1994.

MACHADO, D. B; HENNIG, E. M. The influence of daily activities movement patterns on the in-shoe plantar pressure distribution of children. In: Symposium of Footwear Biomechanics, 4. Cammore, Canada, 1999. **Proceeding...** University of Calgary, Canadá, 1999, p 28-29.

MANFIO, E. F. Estudo de parâmetros antropométricos e biomecânicos do pé humano para a fabricação de calçados segundo critérios de conforto, saúde e segurança. 1995. **Dissertação** (Mestrado) - Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 1995.

MANFIO, E. F. AVILA, A O V. A influência de perfis diferenciados, dentro de uma mesma numeração, na qualidade do calçado. In VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1997. Campinas. **Anais.....** Campinas: SBB/DEM-FEF-UNICAMP/LIB-FEF, 1997.

MANFIO, E. F. AVILA, A O V. Um estudo de Parâmetros Antropométricos do pé feminino brasileiro. **Revista Brasileira de Biomecânica**, ano 4 supl. 1, p 39-48, abril, 2003.

MANFIO, E. F. et al. Alterações na marcha descalça e com sapatos de salto. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2003, Ouro Preto. **Anais ...** Belo Horizonte: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2003. p. 87-90.

MILANI, T. L. Biomechanics research in footwear development. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 15-19, 2003.

MONTEIRO,C.; ÁVILA, A. O. V. Um estudo de parâmetros antropométricos do pé feminino brasileiro. **Braz. J. Biomec.**, supl. 1, p. 39 – 48, 2003.

NASSER, John Peter. **Estudo do arco plantar longitudinal com apoio do calcâneo em diferentes alturas**. Tese de doutorado. Universidade Federal de Santa Maria, Rio Grande do Sul, 1999.

NASSER, J. P.; MELLO, S. I. L.; AVILA, A. O. V. Análise do impulso em calçados femininos em diferentes alturas de salto. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1997, Campinas. **Anais...** Campinas: Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1997. p. 491-494.

NIGG, Benno Maurus; HERZOG, Walter. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. Chichester: J. Wiley, 1994.

_____._____. Chichester: J. Wiley & Sons, 2002.

OEFFINGER, Donna. et al. Comparison of gait with and without shoes in children. **Gait & Posture** v. 9 p. 95–100, 1999.

OPILA, K. A. *et al.* Postural alignment in barefoot and high heeled stance. **Spine**, v.13, p. 452 – 457, 1988.

OPILA, K. A. Kinematics of high – heeled gait. **Arch. Phys. Med. Rehab.**, v.7, p. 304-309, 1990.

PEGORETTI, C. . Comportamento das curvaturas da coluna vertebral na marcha em função da altura do salto do calçado. In: X Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2003, Ouro Preto. **Anais...** Belo Horizonte : Sociedade Brasileira de Biomecânica, 2003. v. 1. p. 70-73.

PERRY, Jacquelin. **Análise de marcha**. v1 Marcha normal. (trad. Alethéa Gomes N Araújo, Cíntia Domingues de Freitas) Barueri: Ed Manole, 2005.

PINHO, Alexandre Severo do. Estudo da distribuição do peso corporal entre retropé e antepé em blocos simuladores e calçados de salto. 2005. **Dissertação** (mestrado em ciências do movimento humano) Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

RASCH, Philip J; BURKE, Roger K. **Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano**. 5. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara, 1987.

REALI, Paula P. et al.. Obtenção e análise das alterações posturais com elevação do calcanhar. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa. **Anais..**João Pessoa: UFMG, 2005.

ROSA, Luciano M; CANETTIERI, Laila M.; FERREIRA, Marina A.; SANTOS, Rodrigo Silva. Influência do calçado com salto alto na coluna lombar e cintura pélvica na postura ortostática: um estudo preliminar com instrumentação clínica. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, João Pessoa, 2005. **Anais..**João Pessoa: UFMG, 2005. Artigo 456.

ROSE, J; GAMBLE, James G. **Human Walking** 2. ed. New York: Williams & Wilkins, 1994.

SANTOS, Andresa M C; ÁVILA, Aluisio O V; ZARO, Antonio M.; NABINGER, Eduardo; FAQUIN, Aline. Análise do ângulo de pronação do calcâneo durante a marcha utilizando diferentes tipos de calçados. **Tecnicouro**. Novo Hamburgo: IBTec, abril de 2006. v 27 n3 p.86-91.

SCHLEE, Günther. Características da DPP durante a caminhada sobre o solo e em esteira ergométrica em diferentes velocidades. 2004 **Dissertação** (mestrado em ciências do movimento humano) Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis.

SERRÃO, J C. Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e geração de movimento. In: VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 9, Gramado, 2001. **Anais....**Porto Alegre: Escola de Educação Física da UFRGS, 2001. 2v p. 15-19.

SERRÃO, J. C.; AMADIO, A. C.; de SÁ, M. R. Análise da influência do calçado esportivo no desempenho do movimento humano. In: VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 9, Florianópolis, 1999. **Anais....**Florianópolis: UDESC, 1999. p. 83-88.

SETTINERI, Luiz Irineu Cibils. **Biomecânica: noções gerais** . Rio de Janeiro: Atheneu, 1988.

SNOW, R. E.; WILLIAMS, K. R. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three dimensional kinematics rearfoot motion and ground reaction forces. **Arch. Phys. Med. Rehab.**, v.75, p. 568 – 576, 1994.

SPEKSNIJDER, Caroline et al. The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. **The Foot**. v. 15, p 17-21, 2005.

STOLT, Ligia R. O. G.; ESTEVES, Audrey C.; LEITE, Rogério M.; MELO, Sebastião I. L. Características dinâmicas e espaço temporais da marcha e meninas descalças e calçadas. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa. **Anais..**João Pessoa: UFMG, 2005.

STURESSON, B.; SELVIK, G.; UDEN, A. Movements of the sacroiliac joints: A roentgen stereophotogrammetric analysis. **Spine**, v.14, n.2, p. 162-165, 1989.

SUTHERLAND, D. H. et al. Cinemática da marcha humana normal. In ROSE, J; GAMBLE, James G. **Marcha Humana** 2. ed São Pauemier, 1998.

SUTHERLAND, David H.; OLSHEN, Richard; COOPER, Les. The development of mature gait. **Journal of Bone and Joint Surgery**, San Diego, v. 62-A, n. 3, p. 336-353, abril 1980.

SYCZEWSKA, M.; ÖBERG, T.; KARLSSON, D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. **Clinic. Biomec.**, v.14, p. 384-388, 1999.

A moda calçadista. **Tecnicouro**. Novo Hamburgo: CTCCA, Jul 2001. p 47-50.

Ergonomia do pé: conceito preventivo contra o calçado inadequado. **Tecnicouro**. Novo Hamburgo: CTCCA, Fev-mar 2000. p 38-39.

UTAKE, T. *et al.* The vertebral curvature of sportmen. **J. Sports Sci.**, v.16, p.621-628.

VACHERON, J. J. *et al.* Changes of contour of the spine caused by load carrying. **Surg. Radiol. Anat.**, v.21, p. 109-113, 1999.

VANGHAN, C. L.; DAVIS; B. L.; O' CONNOR, J C. **Dynamics of Human Gait. Champing**, Illinois, EUA: Human Kinetic Publishers, 1992.

VIEL, Éric. **A Marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções**. São Paulo: Manole, 2001.

VUOLO, J. H. **Fundamentos da teoria de erros**. São Paulo: Edgard Blücher, 1992.

WALKER, J. M. The sacroiliac joint: A critical review. **Phys. Ther.**, v.72, n.12, p. 903

WHITTLE, M. W. **Gait analysis: an introduction**. Oxford: Butterworth Heinemann, 1996.

WHITTLE, M. W.; LEVINE, D. Three-dimensional relationships between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. **Hum. Mov. Sci.**, v.18

WINTER, David A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 2 ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1990.

YUNG-HUI, Lee; WEI-HSIEN, Hong 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.

ZARO, Milton Antonio. et al. A biomecânica e as normas brasileiras para certificação do conforto do calçado. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2005, João Pessoa. **Anais..**João Pessoa: UFMG, 2005.

APÊNDICES

APÊNDICE A - IDENTIFICAÇÃO DA AMOSTRA

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA-UDESC
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS -CEFID

IDENTIFICAÇÃO DA AMOSTRA (caracterização)

1. IDENTIFICAÇÃO

Numero da amostra

NOME: _____

IDADE: _____ anos completos

Calce () 35 () 36 () 37

2. DADOS ANTROPOMÉTRICOS

MASSA: _____ Kg

ALTURA _____ cm

PE DOMINANTE () Direito () Esquerdo

	COMPRIMENTO (cm)	LARGURA (cm)	PERÍMETRO (cm)
PÉ DIREITO			
PÉ ESQUERDO			

3. INFORMAÇÕES ADICIONAIS

3.1 Qual a frequência de atividade física semanal?

3.2 Já sentiu algum desconforto quando utilizava calçado de salto alto? Qual tipo?

3.3 Você já teve alguma lesão ou dores nos pés ou tornozelos? Qual?

3.4 Qual a frequência semanal de utilização de calçado de salto alto?

APÊNDICE B – RESULTADOS DA ANALISE DE VARIÂNCIA (ANOVA ONE-WAY)

		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
TAP1	Between Groups	233,912	2	116,956	1,775	,171
	Within Groups	30831,283	468	65,879		
	Total	31065,195	470			
TAP2	Between Groups	245567,218	2	122783,609	232,063	,000
	Within Groups	245500,832	464	529,097		
	Total	491068,050	466			
PPF	Between Groups	,381	2	,191	63,347	,000
	Within Groups	1,378	458	,003		
	Total	1,760	460			
SMF	Between Groups	,121	2	,060	41,355	,000
	Within Groups	,677	464	,001		
	Total	,797	466			
SPF	Between Groups	,117	2	,059	25,861	,000
	Within Groups	1,048	462	,002		
	Total	1,165	464			
TPPF	Between Groups	497,036	2	248,518	21,941	,000
	Within Groups	5244,255	463	11,327		
	Total	5741,291	465			
TSMF	Between Groups	2131,063	2	1065,532	43,930	,000
	Within Groups	11351,376	468	24,255		
	Total	13482,440	470			
TSPF	Between Groups	725,185	2	362,593	125,749	,000
	Within Groups	1343,690	466	2,883		
	Total	2068,875	468			
Fx_min	Between Groups	,065	2	,032	34,598	,000
	Within Groups	,426	455	,001		
	Total	,491	457			
Fx_max	Between Groups	,055	2	,027	61,240	,000

IFx_Fren	Within Groups	,201	451	,000		
	Total	,255	453			
	Between Groups	98,482	2	49,241	1,039	,355
	Within Groups	22235,197	469	47,410		
IFx_Prop	Total	22333,679	471			
	Between Groups	215,249	2	107,624	18,456	,000
	Within Groups	2711,556	465	5,831		
	Total	2926,805	467			
TFx_FrenProp	Between Groups	1457,138	2	728,569	32,438	,000
	Within Groups	10511,292	468	22,460		
	Total	11968,429	470			
Fz_Min	Between Groups	,012	2	,006	15,401	,000
	Within Groups	,181	464	,000		
	Total	,193	466			
Fz_max	Between Groups	,015	2	,008	32,223	,000
	Within Groups	,108	458	,000		
	Total	,124	460			
	Total	6630,927	464			
IFz_Fren	Between Groups	79,646	2	39,823	63,595	,000
	Within Groups	283,038	452	,626		
	Total	362,684	454			
IFz_Prop	Between Groups	1011,963	2	505,982	26,649	,000
	Within Groups	8828,781	465	18,987		
	Total	9840,744	467			

APÊNDICE C – ESTUDO PILOTO

Antes do início do teste piloto, o projeto de pesquisa foi encaminhado para o Comitê de Ética do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos-CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina-UDESC, onde obteve autorização para ser efetuado (Anexo B).

O teste piloto foi realizado seguindo todos os procedimentos de coleta de dados apresentados no projeto, porém a amostra foi composta por 1 (um) sujeito, sexo feminino com 23 anos de idade, com 1,57cm e massa de 56,5N.

Foi realizado a marcha, sendo coletados os dados de cinemática e cinética simultaneamente, até que fosse conseguido 5 (cinco) aquisições de boa qualidade com cada uma das 3 (três) condições: descalça, com tênis e com um sapato de salto alto tipo chanel (salto de 7,5 cm de altura) (calçados pertencentes à voluntária);



(a)



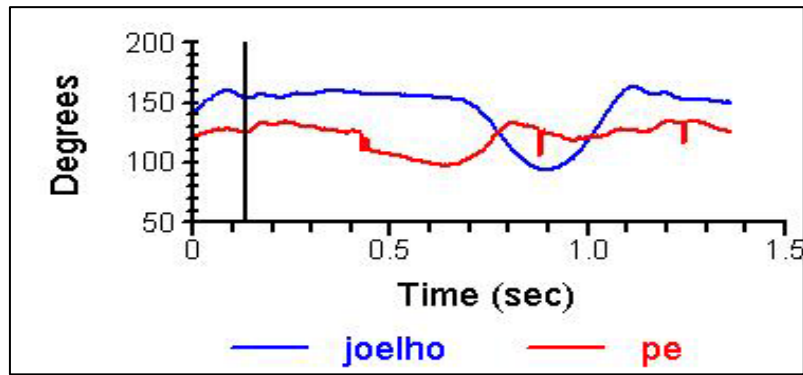
(b)

Figura 14- Imagens dos calçados utilizados no estudo piloto: Tênis (a) calçado de salto alto (b).

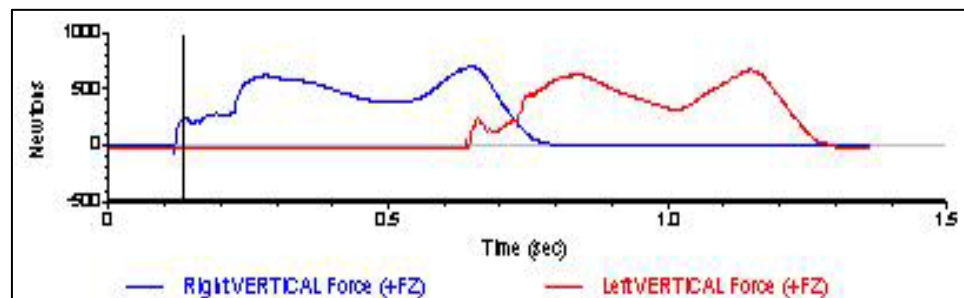


(c)

Figura 15- Imagem da câmera 1 (a), câmera 2 (b) e câmeras 3 (c), no instante de contato com o solo em condição de sapato de salto .



(a)



(b)

Figura 16- Gráficos das Curvas de dados Brutos (antes da filtragem), extraídos do Sistema Peak Motus, sincronizados com a figura 1 (no instante de contato com o solo em condição de sapato de salto): (a)Gráfico de curva de variação angular do joelho e tornozelo; (b) Gráfico da CVFRS.

Mesmo com a amostra reduzida, os dados coletados no estudo piloto permitiu a distinção das três condições, observando diferenças principalmente com relação ao *Spike* e também ao Primeiro Pico de Força. Já, nos valores médios de Segundo Pico de Força não percebe-se grandes diferenças variações de acordo com a condição de marcha, sendo os maiores valores de força em todas as condições.

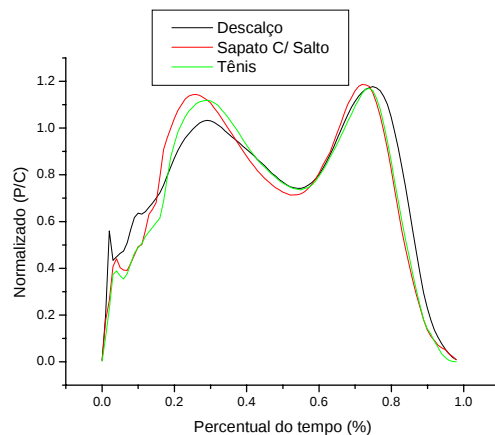


Figura 17- Gráfico das curvas de valores médios da CVFRS em cada condição.

➤ *Dados de cinemetria*

Abaixo os gráficos de valores médios de AJ e AT sobrepostas as três condições.

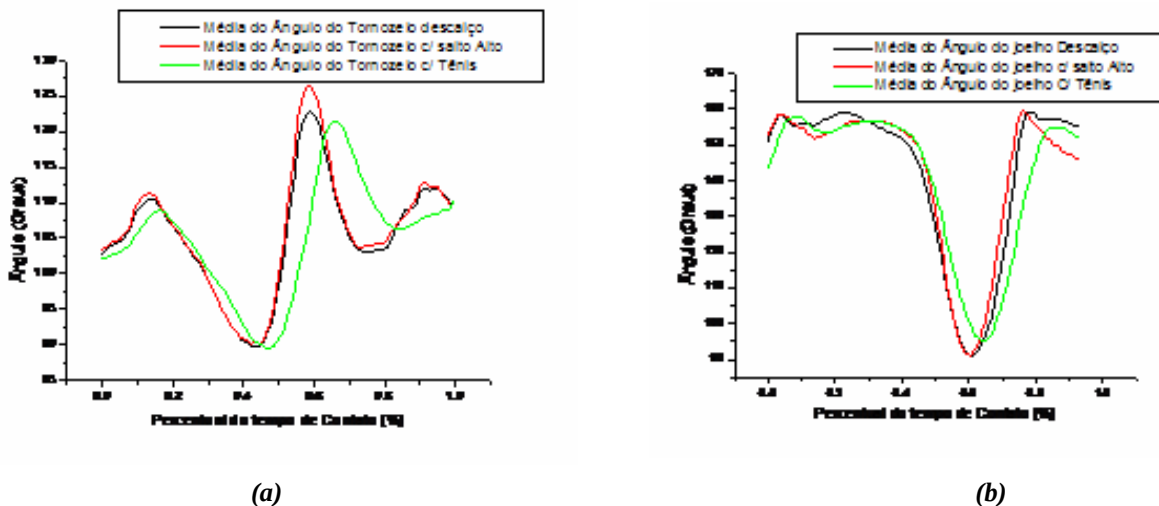


Figura 18- Gráfico das curvas medias de variação angular em cada condição: (a) AT (b) AJ.

Analisando os resultados contidos na pela cinemetria do membro inferior direito, verificou-se que a variável Ângulo de Joelho (AJ) mostrou-se com pouca variação comparando as três condições. Mesmo assim, a variável apresentou-se adequada para ser analisada no estudo, visto que apresenta pequena variabilidade dentro de cada condição.

Entretanto, quando se tratou da Variável Ângulo de Tornozelo (AT), foi observado elevados valores de coeficiente de variação para todas as condições, ficando difícil identificar repetibilidade em cada condição.

ANEXOS

ANEXO A- DOCUMENTOS ENVIADOS AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto “*Alterações dinâmicas da marcha de mulheres utilizando diferentes tipos de calçados*”.

A Sra. / Srta. está sendo convidada a participar de um estudo que avaliará a sua marcha. As coletas de dados serão realizadas no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC, sendo previamente marcados a data e horário. Estas serão iniciadas por medições de massa corporal e altura, utilizando uma balança digital e um estadiômetro convencional. Em seguida deverão ser localizados alguns pontos anatômicos (no quadril, joelho e pé) e colocados marcadores reflexivos, fixados com uma fita adesiva, para que possa ser feita a filmagem (cinemetria) durante a caminhada.

A caminhada será realizada a 4Km/h em linha reta passando sobre duas plataformas de força, em três condições: descalça, com tênis e com um calçado de salto alto. Os calçados serão fornecidos pela pesquisadora e a voluntária deverá vestir um colant preto, também fornecido pela pesquisadora.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas. Mesmo assim, ao sinal de qualquer desconforto a coleta será interrompida.

Durante a coleta de dados estará presente no ambiente somente a pesquisadora e dois bolsistas ajudantes.

O tempo de coleta por pessoa está estimado em 90 minutos.

Os dados serão arquivados e processados de maneira sigilosa e sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

Os benefícios e/ou vantagens em participar deste estudo serão o conhecimento sobre a própria marcha e auxílio na distinção dos tipos de Alterações que as mulheres realizam quando utilizam diferentes tipos de salto.

A Sra./Srta. terá o direito de se retirar do estudo a qualquer momento, se desejar.

Solicitamos vossa autorização para o uso de seus dados na produção de artigos técnicos e científicos, lembrando que sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO: Prof Dr Aluisio Otavio Vargas Ávila e Andresa M. C. Santos

NÚMERO DO TELEFONE - (51) 587-1477

ENDEREÇO Rua Araxá, 750 Bairro Ideal, Novo Hamburgo RS

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso _____ .

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____ .

ANEXO B- APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP