

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CALÇADOS SOBRE OS PERCENTUAIS DA
FORÇA PESO APLICADOS NA BASE DE SUSTENTAÇÃO E A POSTURA
CORPORAL EM PÉ**

CÍNTIA DA SILVA BRINO

Porto Alegre, RS, Brasil

2003

CATALOGAÇÃO NA FONTE

B858i Brino, Cíntia da Silva.

Influência de diferentes calçados sobre os percentuais da força peso aplicados na base de sustentação e a postura corporal em pé. / Cíntia da Silva Brino. – Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003.

130 f., il.; tab..

Dissertação (Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano. Escola de Educação Física. Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

1. Postura corporal. 2. Calçado feminino: análise biomecânica.
I. Título. II. Souza, Jorge Luiz de, orientador. III. Ávila, Alúísio Otávio Vargas, co-orientador.

CDU: 796.012:685.3

Ficha catalográfica elaborada por Ivone Job, CRB-10 / 624

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CALÇADOS SOBRE OS PERCENTUAIS DA
FORÇA PESO APLICADOS NA BASE DE SUSTENTAÇÃO E A POSTURA
CORPORAL EM PÉ**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito para a obtenção do título de Mestre.

CÍNTIA DA SILVA BRINO

Orientador: Prof. Dr. Jorge Luiz de Souza
Co-orientador: Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

Porto Alegre, RS, Brasil

2003

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| SUMÁRIO | 2 |
| LISTA DE ABREVIATURAS..... | 6 |
| LISTA DE FIGURAS | 8 |
| LISTA DE TABELAS | 11 |
| RESUMO..... | 13 |
| ABSTRACT..... | 15 |
| 1 INTRODUÇÃO | 17 |
| 1.1 INTRODUÇÃO AO PROBLEMA..... | 17 |
| 1.2 PROBLEMA..... | 22 |
| 1.3 REVISÃO DE LITERATURA..... | 22 |
| 1.3.1 Aspectos biomecânicos da base de sustentação | 23 |
| 1.3.2 Análise biomecânica da postura corporal em pé | 27 |
| 1.4 JUSTIFICATIVA..... | 33 |
| 1.5 OBJETIVOS..... | 34 |
| 1.5.1 Objetivo Geral | 34 |
| 1.5.2 Objetivos Específicos..... | 34 |
| 1.6 APRESENTAÇÃO DAS QUESTÕES DA PESQUISA..... | 35 |
| 1.7 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS | 37 |
| 1.7.1 Variáveis independentes..... | 37 |
| 1.7.2 Variáveis dependentes | 37 |

| | | |
|--------------|---|-----------|
| 2 | MATERIAIS E MÉTODOS..... | 39 |
| 2.1 | DELINEAMENTO DO ESTUDO | 39 |
| 2.2 | SELEÇÃO DA AMOSTRA | 40 |
| 2.3 | A COLETA DE DADOS | 40 |
| 2.3.1 | Calibrador..... | 40 |
| 2.3.2 | Convenção das coordenadas adotadas no sistema <i>Peak Motus 32</i>..... | 42 |
| 2.3.3 | Calçados utilizados para o estudo..... | 43 |
| 2.3.4 | Rotina de coleta dos dados | 47 |
| 2.3.5 | Preparação do indivíduo para avaliação biomecânica..... | 49 |
| 2.3.6 | Medidas Biomecânicas | 50 |
| 2.3.6.1 | Avaliação dos percentuais da força peso aplicados na base de sustentação | 50 |
| 2.3.6.2 | Avaliação da postura corporal em pé | 54 |
| 2.3.7 | Convenções e descrição das variáveis cinemáticas:..... | 58 |
| 2.4 | DETERMINAÇÃO DA DECLIVIDADE DA CURVA DO SOLADO | 67 |
| 2.5 | PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS | 70 |
| 2.5.1 | Dados Cinéticos..... | 70 |
| 2.5.2 | Dados Cinemáticos | 71 |
| 3 | APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS | 73 |
| 3.1 | PERFIL DA AMOSTRA..... | 73 |
| 3.1.1 | Dados Antropométricos | 74 |
| 3.1.2 | Frequência do uso de salto alto, altura do salto, e tempo de uso | 75 |
| 3.1.3 | Características Posturais..... | 76 |
| 3.2 | DESCRIÇÃO DA DECLIVIDADE DA CURVA DO SOLADO DOS SEIS CALÇADOS..... | 76 |
| 3.3 | RESULTADOS DOS PERCENTUAIS DA FORÇA VERTICAL APLICADOS NA BASE DE SUSTENTAÇÃO: RETROPÉ E ANTEPÉ | 77 |
| 3.3.1 | Pé Direito | 77 |
| 3.3.2 | Pé Esquerdo..... | 81 |
| 3.4 | DISCUSSÃO DOS RESULTADOS RELACIONADOS À BASE DE SUSTENTAÇÃO..... | 85 |
| 3.5 | RESULTADOS DA ANÁLISE CINEMÁTICA DA POSTURA CORPORAL EM PÉ..... | 89 |

| | | |
|--------|--|-----|
| 3.5.1 | Ângulo Cervical (θ Cervical) | 91 |
| 3.5.2 | Ângulo Dorsal (θ Dorsal)..... | 92 |
| 3.5.3 | Ângulo Lombar (θ Lombar)..... | 92 |
| 3.5.4 | Ângulo de Inclinação da Pelve Direito (θ INPD) | 93 |
| 3.5.5 | Ângulo de Inclinação da Pelve Esquerdo (θ INPE) | 94 |
| 3.5.6 | Ângulo do Quadril Direito (θ Quadril D)..... | 94 |
| 3.5.7 | Ângulo do Quadril Esquerdo (θ Quadril E)..... | 95 |
| 3.5.8 | Ângulo do Joelho Direito e Esquerdo (θ Joelho D e θ Joelho E)..... | 95 |
| 3.5.9 | Ângulo do Tornozelo Direito (θ do Tornozelo D) | 96 |
| 3.5.10 | Ângulo do Tornozelo Esquerdo (θ do Tornozelo E) | 97 |
| 3.6 | DISCUSSÃO DOS RESULTADOS RELACIONADOS À POSTURA CORPORAL EM PÉ | 98 |
| | <i>Adaptação pé-calçados</i> | 98 |
| | <i>Distribuição dos percentuais do PC aplicados no antepé e no retopé</i> | 101 |
| | <i>Aspectos individuais da postura corporal em pé e das suas compensações durante o uso dos calçados</i> | 101 |
| 4 | RESPOSTAS ÀS QUESTÕES DA PESQUISA | 105 |
| 4.1 | QUESTÃO 1.6.1 | 105 |
| 4.2 | QUESTÃO 1.6.2 | 106 |
| 4.3 | QUESTÃO 1.6.3 | 106 |
| 4.4 | QUESTÃO 1.6.4 | 107 |
| 4.5 | QUESTÃO 1.6.5 | 107 |
| 4.6 | QUESTÃO 1.6.6 | 108 |
| 4.7 | QUESTÃO 1.6.7 | 108 |
| 4.8 | QUESTÃO 1.6.8 | 109 |
| 5 | CONCLUSÕES | 110 |
| 6 | LIMITAÇÕES DO ESTUDO | 113 |
| 7 | SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS | 115 |
| | REFERÊNCIAS | 116 |
| | GLOSSÁRIO | 120 |
| | APÊNDICES | 125 |

| | |
|-------------------------|------------|
| APÊNDICE A | 126 |
| APÊNDICE B | 127 |
| APÊNDICE C | 128 |
| APÊNDICE D | 131 |
| APÊNDICE E | 132 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|---------------------------|--|
| ADM | ▪ amplitude de movimento articular |
| CEFID | ▪ Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desporto |
| CG | ▪ centro de gravidade |
| CTCCA | ▪ Centro Tecnológico do Couro Calçados e Afins |
| C1 _{salto-0,9cm} | ▪ calçado número 1, com salto negativo de -0,9cm |
| C2 _{s/salto} | ▪ calçado número 2, não tem salto |
| C3 _{salto 5,0cm} | ▪ calçado número 3, com salto positivo de 5,0cm |
| C4 _{salto 5,6cm} | ▪ calçado número 4, com salto positivo de 5,6cm |
| C5 _{salto 7,5cm} | ▪ calçado número 5, com salto positivo de 7,5cm |
| C6 _{salto 9,0cm} | ▪ calçado número 6, com salto positivo de 9,0cm |
| C7 | ▪ sétima vértebra cervical |
| L5 | ▪ quinta vértebra lombar |
| DLT | ▪ <i>Direct Linear Transformation</i> |
| DP | ▪ desvio padrão |
| EIPS | ▪ espinha ilíaca póstero-superior |
| EIAS | ▪ espinha ilíaca ântero-superior |
| FRS | ▪ força de reação do solo |
| FZ | ▪ componente de força vertical da FRS |
| FZ _{antepé D} | ▪ percentual da força peso aplicado no antepé direito |
| FZ _{retopé D} | ▪ percentual da força peso aplicado no retopé direito |
| FZ _{antepé E} | ▪ percentual da força peso aplicado no antepé esquerdo |
| FZ _{retopé D} | ▪ percentual da força peso aplicado no retopé esquerdo |

| | |
|-------------------------------|---|
| INMETRO | ▪ Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial |
| INPD | ▪ inclinação da pelve, lado direito |
| INPE | ▪ inclinação da pelve, lado esquerdo |
| MI | ▪ membros inferiores |
| MID | ▪ membro inferior direito |
| MIE | ▪ membro inferior esquerdo |
| PC | ▪ peso corporal |
| UDESC | ▪ Universidade do Estado de Santa Catarina |
| UFRGS | ▪ Universidade Federal do Rio Grande do Sul |
| θ_{cervical} | ▪ ângulo cervical |
| θ_{dorsal} | ▪ ângulo dorsal |
| θ_{lombar} | ▪ ângulo lombar |
| $\theta_{\text{pélvico D}}$ | ▪ ângulo pélvico direito |
| $\theta_{\text{pélvico E}}$ | ▪ ângulo pélvico esquerdo |
| $\theta_{\text{quadril D}}$ | ▪ ângulo do quadril direito |
| $\theta_{\text{quadril E}}$ | ▪ ângulo do quadril esquerdo |
| $\theta_{\text{joelho D}}$ | ▪ ângulo do joelho direito |
| $\theta_{\text{joelho E}}$ | ▪ ângulo do joelho esquerdo |
| $\theta_{\text{tornozelo D}}$ | ▪ ângulo do tornozelo direito |
| $\theta_{\text{tornozelo E}}$ | ▪ ângulo do tornozelo esquerdo |
| | ▪ |
| | ▪ |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Imagens do simulador de alturas (2) e da plataforma de força (1)..... | 27 |
| Figura 2 - Imagem do calibrador a partir da câmera 1 | 41 |
| Figura 3 - Convenção das coordenadas X, Y e Z, adotadas no Sistema <i>Peak Motus</i> para a coleta de dados..... | 42 |
| Figura 4 - Características dos modelos de calçados utilizados para avaliação..... | 44 |
| Figura 5 - Modelo espacial – localização e descrição dos pontos anatômicos de referência. Vista posterior | 49 |
| Figura 6 - Posicionamento do pé direito do indivíduo sobre as plataformas de força 1 e 2 para a avaliação dos percentuais da Fz aplicadas no antepé e no retropé..... | 52 |
| Figura 7 - Posicionamento do pé esquerdo do indivíduo sobre as plataformas de força 1 e 2 para a avaliação dos percentuais da Fz aplicadas no antepé e no retropé..... | 52 |
| Figura 8 - Gráfico das curvas de força mostrado pelo Sistema no término de uma coleta de dados..... | 53 |

| | |
|--|----|
| Figura 9 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 1 | 56 |
| Figura 10 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 2 | 57 |
| Figura 11 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 3 | 57 |
| Figura 12 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 4 | 58 |
| Figura 13 - Convenção do θ_{Cervical} | 59 |
| Figura 14 - Convenção do θ_{Dorsal} | 59 |
| Figura 15 - Convenção do θ_{Lombar} | 60 |
| Figura 16 – Convenção do θ de inclinação da pelve, lado direito. | 61 |
| Figura 17 - Convenção do θ de inclinação da pelve, lado esquerdo | 62 |
| Figura 18 - Convenção do θ do quadril, lado direito..... | 63 |
| Figura 19 – Convenção do θ do quadril, lado esquerdo..... | 64 |
| Figura 20 - Convenção do θ do joelho direito..... | 64 |
| Figura 21 - Convenção do θ do joelho esquerdo..... | 65 |
| Figura 22 - Convenção do θ do tornozelo direito..... | 66 |
| Figura 23 - Convenção do θ do tornozelo esquerdo | 67 |
| Figura 24 - Determinação da declividade do solado a partir de sua curva na vista lateral (figura meramente ilustrativa)..... | 68 |
| Figura 25 - Determinação da declividade da curva do solado (α) na região de apoio do calcâneo (figura meramente ilustrativa). | 70 |
| Figura 26 - Resultados estatísticos da $Fz_{\text{Retro pé D}}$ na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços | 79 |

| | |
|--|----|
| Figura 27 - Resultados estatísticos da $Fz_{Antepé D}$ na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços | 80 |
| Figura 28 - Resultados estatísticos da $Fz_{Retropé E}$ na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços | 82 |
| Figura 29 - Resultados estatísticos da $Fz_{Antepé E}$ na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços | 84 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 Propriedades do calibrador do Sistema <i>Peak Motus</i> (medidas em cm) | 42 |
| Tabela 2 - Medidas dos membros inferiores direito (MID) e esquerdo (MIE) em centímetros, e ADM do tornozelo direito e esquerdo em graus | 74 |
| Tabela 3 - Valores da declividade do solado dos seis calçados usados no experimento. Calçados listados de acordo com altura do salto em ordem crescente..... | 76 |
| Tabela 4 - Média dos percentuais de força vertical (Fz) aplicados no pé direito (N=11)..... | 78 |
| Tabela 5 - Média dos percentuais de força vertical (Fz) aplicados no pé esquerdo (N=11)..... | 81 |
| Tabela 6 - Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas nos dois testes da postura (medida 1 e medida 2) corporal me pé (N=7)..... | 90 |

| | |
|--|----|
| Tabela 7 - Média, desvio padrão e resultados estatísticos das onze variáveis da postura corporal em pé, encontrados na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços | 91 |
|--|----|

RESUMO

Muitos estudos sobre a postura corporal têm sido feitos em diferentes faixas etárias, buscando verificar a influência de diferentes fatores sobre o posicionamento dos segmentos corporais na manutenção da postura em pé (Zatsiorsky e Duarte, 1999; Fialho e cols., 2001; Lima e cols., 2001; Mochizuki e cols., 2001; Wiczorek e cols., 2001). Nessas investigações os indivíduos são avaliados principalmente com pés descalços. Entretanto, sobre o uso do calçado, acessório indispensável ao ser humano na execução da maioria das atividades de vida diária, há poucas investigações. Diante disso, o objetivo deste estudo foi verificar se há influências de seis modelos de calçado com diferentes altura de salto (-0,9cm, 0,7cm, 5,0cm, 5,6cm, 7,5cm e 9,0cm) sobre os percentuais da força peso aplicados na base de sustentação e a postura corporal em pé de mulheres voluntárias que não apresentavam lesões músculo-esqueléticas. A amostra foi composta por 11 indivíduos, com idade, altura e massa médios, respectivamente, de 23 ($\pm 2,24$) anos, 159,67 ($\pm 3,14$) cm e 52,42 ($\pm 4,37$) Kg. Para analisar a influência dos seis modelos de calçado sobre os percentuais da força peso aplicados na base de sustentação, quantificou-se a componente vertical (Fz) da força de reação do solo (FRS) através de duas plataformas de força (AMTI); para a análise da postura em pé realizou-se um estudo cinemático (Sistema *Peak Motus 32*), com reconstrução tridimensional das variáveis espaciais. Os calçados usados no estudo apresentavam três categorias de salto definidas de acordo com a altura do salto de cada modelo (calçado com salto negativo, sem salto e com salto positivo). Utilizou-se o teste ANOVA *One Way* para a análise estatística dos dados ($p < 0,05$). Os resultados indicam diferenças estatisticamente significativas nos percentuais da Fz aplicados no retopé e no antepé dos avaliados durante a postura em pé com o uso de dois calçados com salto positivo de 5,6cm e de 9,0cm. Tais resultados demonstraram que houve uma diminuição do percentual da Fz aplicado no retopé e um aumento no antepé. No entanto, os percentuais aplicados sobre o antepé direito e esquerdo não foram maiores que 27% do peso corporal, em cada um dos pés, e não aumentaram proporcionalmente à altura do salto. Em relação à postura corporal em pé, o uso dos seis modelos de calçado não influenciou o posicionamento das curvaturas da coluna

vertebral, da pelve (lado esquerdo), do quadril (lado direito) e do joelho dos sujeitos avaliados em curto período de tempo (aproximadamente 60 segundos). Todavia, encontraram-se resultados estatísticos significativos para o posicionamento da pelve (lado direito) com o uso do calçado de salto negativo (-0,9cm), no quadril (lado esquerdo) com o calçado de salto positivo de 7,5cm, e no tornozelo com o uso de três calçados com salto positivo (5,6cm, 7,5cm, 9cm). Não se observou um aumento da lordose lombar, nem da inclinação pélvica com o uso dos calçados com salto positivo, contrariando, assim, as idéias disseminadas a partir de observações clínicas que associam o uso de calçado com salto alto ao aumento da lordose lombar e ao posicionamento da pelve em anteversão. Ressalta-se que esses resultados foram encontrados para uma amostra jovem que não apresentava limitações na amplitude de movimento (ADM) do tornozelo.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Autora: Cíntia da Silva Brino
Orientador: Jorge Luiz de Souza
Co-orientador: Aluisio Otávio Vargas Ávila

Título: INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CALÇADOS SOBRE OS PERCENTUAIS DA FORÇA PESO APLICADOS NA BASE DE SUSTENTAÇÃO E A POSTURA CORPORAL EM PÉ

Palavras-chave: postura corporal, calçado feminino, base de sustentação, calçado com salto alto, análise biomecânica

ABSTRACT

Many studies on body posture have been conducted in different age groups, in an attempt at verifying the influence of different factors over the position of the body segments in the maintenance of the standing posture (Zatsiorsky & Duarte, 1999; Fialho et al. , 2001; Lima et al., 2001; Mochizuki et al., 2001; Wiczorek et al., 2001). In these investigations, the individuals are evaluated barefoot, mainly. However, there are just a few studies on the use of shoes, an indispensable accessory for human beings to carry out most daily tasks. With this in mind, the objective of this study was to verify if there is any influence of six shoe models with different heel height (-0.9cm, 0.7cm, 5cm, 5.6cm, 7.5cm e 9cm) over the rates of weight applied on the support base and the standing posture in female volunteers not presenting muscle-skeletal lesions. The sample was made up by 11 individuals, at mean age, height and mass of 23(\pm 2.24) years, 159.67(\pm 3.14)cm and 52.42(\pm 4.37)kg, respectively. To analyze the influence of the six shoe models over the rates of weight applied on the support base, we measured the vertical component (Fz) of the ground reaction force (GRF) by means of two force plates (*AMTI*); for analysis of the standing posture, a kinematic study was carried out (Peak Motus 32 system), with 3-D reconstruction of the spatial variables. The shoes worn in the study presented three heel categories defined in accordance with the heel height of every model (shoe with negative heel, no heel, and with positive heel). A One-Way ANOVA test was used for the statistical analysis of the data ($p < 0.05$). The results indicate statistical differences in the use of two shoes with 5.6 cm and 9 cm positive heels, which influenced the Fz rates applied on the rearfoot and forefoot of the subjects evaluated at a standing position. By wearing these shoes, there was a significant decrease in the rate of the Fz applied on the rearfoot, and a significant increase on the forefoot. However, the rates applied on the right and left forefeet weren't higher than 27% of the body weight, on either foot, and didn't increase as the heel height increased. Concerning the standing posture, the use of the six shoe models didn't influence the positioning of the curvatures of the spine, pelvis (left side), hips (right side) and knees in the subjects evaluated in a short time period (approximately 60 seconds). Nevertheless, significant statistic results were found for the position of the

pelvis (right side) with the use of one shoe (-0.9cm negative heel height), the position of the hips (left side) with the use of one shoe (7,5cm positive heel height), and the position of the ankle with the use of three shoes with positive heel (5.6 cm, 7.5 cm and 9 cm). However, no increase in either lumbar lordosis or pelvic tilt were observed with the use of positive-heel shoes, opposing, therefore, ideas spread out from clinical observations associating the use of high-heel shoes to an increase in lumbar lordosis and an anterior pelvic tilt position. It must be stressed that these results were found for a young sample not presenting a restrained ankle range of motion.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

Author: Cíntia da Silva Brino
Adviser: Jorge Luiz de Souza
Co-adviser: Aluisio Otávio Vargas Ávila

Title: THE INFLUENCE OF DIFFERENT SHOES MODELS OVER PERCENT BODY WEIGHT OF BODY APPLIED ON THE SUPPORT BASE AND OVER STANDING POSTURE

Key-words: standing posture, woman footwear, base of support, high heeled shoes, biomechanical analyses

1 INTRODUÇÃO

1.1 INTRODUÇÃO AO PROBLEMA

Os fatores que estão diretamente relacionados à manutenção da postura do indivíduo podem ser divididos em dois conjuntos: 1) fatores intrínsecos, e 2) fatores extrínsecos. Os fatores intrínsecos são caracterizados pelos sistemas de controle da postura corporal¹ – principalmente o sistema visual, vestibular e perceptivo-motor – pelas forças geradas ou atenuadas pelos músculos, tendões e ligamentos, bem como pelas características individuais de cada sujeito, como as anatômicas, fisiológicas e cinesiológicas. A configuração da postura corporal é algo individual e o seu controle depende do sincronismo de todos esses aspectos ao responder aos estímulos oriundos do meio ambiente – fatores extrínsecos. A força da gravidade é a principal força externa, a qual o indivíduo é constantemente submetido ao ficar em pé. Para permanecer nessa posição ele deve manter o seu centro de gravidade (CG)

¹ Os termos definidos nesta dissertação estão sublinhados. Eles podem ser consultados no Glossário, anexado ao corpo deste trabalho.

dentro da base de sustentação. Esta habilidade é denominada de equilíbrio, e enquanto outros fatores são mantidos constantes, ele é influenciado pela variação da massa corporal, pelo atrito entre o corpo e a superfície de contato, pela posição horizontal do centro de gravidade, pelo posicionamento vertical do CG e pelo tamanho da base de sustentação (Hall, 1993).

Muitos estudos têm direcionado atenção à base de sustentação do indivíduo e à sua relação com a postura corporal (Betts e cols., 1980; Grieve e cols., 1984; Cavanagh e cols., 1987; Manfio e cols., 1995; Nasser e Ávila, 1999; Zatsiorsky, 1999; Fialho e cols., 2001, Duarte e cols., 2001; Fialho e cols., 2002). Com a finalidade de proteger os pés e de manter a funcionalidade corporal, o homem habituou-se ao uso de diferentes tipos de calçados, que por sua vez geram variações, tanto na geometria da base de sustentação quanto na altura do centro de gravidade do corpo em relação ao solo.

É por intermédio da adaptação dos pés à superfície de apoio que o homem pode sustentar-se e locomover-se. Nestas ações, os pés servem não só como base, mas como amortecedores e propulsores. Portanto, ao adotar um calçado, deve-se visar à proteção do indivíduo e à manutenção da sua funcionalidade ao executar suas tarefas cotidianas. Muitas vezes, no entanto, os calçados contribuem para os processos que provocam deformações nos pés, torções de tornozelo, dores nos membros inferiores e nas costas, além de serem facilitadores de quedas, especialmente, quando a sua arquitetura gerar instabilidade na manutenção da postura em pé. Por isso, muitos fabricantes de calçados procuram oferecer produtos que proporcionem aos indivíduos mais segurança, maior conforto e facilidade na execução das atividades diárias e esportivas.

No meio esportivo, por exemplo, há um grande interesse em promover maior proteção em relação às forças de impacto geradas nas diferentes modalidades esportivas ou exercícios físicos. Para atender essa necessidade tem-se adotado amortecedores e materiais visco-elásticos na entressola² dos tênis esportivos. Esse procedimento é normalmente acompanhado de um aumento na espessura do solado, o qual pode variar, em média, de dois a três centímetros de altura a partir do solo.

Para as demais atividades diárias, sejam de trabalho sejam de lazer, há o interesse em construir calçados com diferentes materiais, cores, formas e alturas de salto, a fim de oferecer, não só conforto e sofisticação, mas novos estilos e padrões de moda. O público feminino, em especial, tem por costume o uso de sapatos com salto alto que podem variar a altura do salto de 2 a 12 cm. Os estilistas preocupam-se em atender as tendências da moda, mas os princípios de proteção e conforto dos pés nem sempre são considerados. Por isso, os calçados criados podem não proporcionar uma boa adaptação dos pés sobre os mesmos durante o calce.

Diante deste contexto, deve-se ter uma atenção especial em relação aos aspectos biomecânicos do corpo humano na posição em pé. A utilização de calçados com diferentes espessuras de entressola e alturas de salto provoca alterações do centro de gravidade do corpo. À medida que a espessura do solado ou a altura do salto aumenta, o CG assume posições mais altas em relação ao solo, podendo provocar maior instabilidade durante a manutenção da postura em pé (Nike, INC., 1989; Sekizava e cols., 2001). Além disso, a área da base de

² Nesta dissertação, são usados muitos termos técnicos do setor calçadista. Eles também estão sublinhados e apresentados no Glossário.

sustentação é menor usando-se um calçado de salto alto comparativamente à condição com os pés descalços.

Ambos os fatores, elevação do CG e menor área na base de sustentação na manutenção da postura em pé, estariam associados a uma solicitação de maior esforço para o indivíduo equilibrar-se, que, se mantido por algum tempo, poderia favorecer a ocorrência de dores e desconforto tanto nos membros inferiores quanto nas costas.

Estudos relatam acerca das queixas de pessoas que trabalham por muito tempo na posição em pé em relação ao desconforto, à fadiga, às dores nos membros inferiores e nas costas (Snow e Williams, 1994; Hansen, Winkel e Jorgesen, 1998; Frey e cols., 2000; Menz, 2000; Duarte e cols., 2000; Messing e Kilbom, 2001; Cunha e cols., 2001; Lee, Chang-Min e cols., 2001). Os resultados mostram que, após um dia de trabalho na posição em pé restrita a pequenos deslocamentos (um ou dois passos), há aumento de dores nos pés e na região lombar. Os autores associam tais enfermidades ao tipo de calçado utilizado durante o trabalho e ao tipo de piso em que permanecem, entre outros fatores.

Deve-se salientar que, através da mensuração da força de reação do solo (FRS) e da distribuição de pressão plantar, tem-se avaliado o posicionamento do centro de gravidade do corpo na posição em pé (Snow e Williams, 1994), e o comportamento do pé, tanto na posição em pé parado como dinamicamente (Manfio, 1995; Nyska, 1996). A partir de estudos prévios, assumiu-se que o desconforto é causado por pressões elevadas embaixo dos pés e que uma distribuição uniforme seria mais satisfatória. No que se refere ao uso do calçado com salto alto³, há divergências de

³ Nome usual do calçado com salto positivo. Esta terminologia está definida no glossário.

opiniões em relação às compensações corporais, localização do CG e, consecutivamente, sobre a projeção da força peso do indivíduo na base de sustentação ao permanecer em pé. Alguns autores afirmam que o uso de salto alto causa um deslocamento do CG para frente, aplicando na região anterior dos pés (metatarsos e artelhos), uma carga equivalente a 90% ou 100% do peso corporal de um indivíduo (Valenti apud Henning, 1989; Mylius, 1993; Monteiro, 2001). No entanto, outros autores referem que devido às compensações dos segmentos corporais, é possível que não ocorra uma modificação significativa do posicionamento horizontal do CG na manutenção da postura em pé (Mathews e Wooten, 1963; Nasser e Ávila, 1999).

Outro aspecto controvertido a se considerar é a configuração da curvatura lombar dos indivíduos ao adotar calçado com salto alto. Segundo Linder e Saltzman (1998), há um *folclore clínico*⁴, onde muitos médicos afirmam que o uso do salto alto aumenta a lordose lombar. Todavia, Lateur e cols. (1991) ressaltam que não há documentação consistente em relação a essa afirmação. Esses autores avaliaram o efeito da altura do salto sobre o ângulo de flexão da curvatura lombar na posição em pé e encontraram diferenças significativas. Os resultados desse estudo contradizem a afirmação de médicos ortopedistas, mostrando uma retificação da lordose lombar na medida que aumenta a altura do salto. Resultados semelhantes foram encontrados nos estudos conduzidos por Opila e cols (1988), e por Lee e cols (2001).

As evidências apresentadas mostram que as investigações acerca das respostas biomecânicas do corpo devido ao uso de diferentes modelos de calçados, ainda são

⁴ Idéia divulgada no meio médico sem haver evidências científicas para sustentá-la.

divergentes e necessitam ser examinadas. Para o melhor entendimento e esclarecimento das diferentes concepções apontadas, esse estudo propõe-se a investigar a influência de diferentes modelos de calçado sobre a postura em pé, ereta, identificando as suas implicações sobre os percentuais da força peso aplicados no retropé e no antepé, e quais deles poderiam gerar modificações na postura corporal, e, conseqüentemente, sobrecargas na estrutura músculo-esquelética, acarretando em desconforto ou, até mesmo, em dores e lesões.

1.2 PROBLEMA

Há influências de seis modelos de calçado, utilizados por indivíduos do sexo feminino, sobre os percentuais da força peso aplicados na base de sustentação e a postura corporal na posição em pé comparativamente à condição com pés descalços?

1.3 REVISÃO DE LITERATURA

O uso de diferentes tipos de calçados pode gerar variações no posicionamento do corpo em pé, tanto da geometria da base de sustentação quanto da localização do CG em relação ao solo. Através de análises biomecânicas, têm-se investigado os efeitos do uso de calçados com diferentes concepções de *design* e materiais, a fim de controlar os aspectos de conforto que devem estar presentes em cada modelo criado.

A seguir, estão descritos estudos científicos da área de biomecânica, desenvolvidos nas últimas décadas. Primeiramente, apresentam-se questões

relacionadas ao uso do calçado e sua relação com as forças transmitidas na base de sustentação. Posteriormente, a sua relação com as variações biomecânicas na postura em pé, e as considerações acerca das características dos calçados usados nessas investigações.

1.3.1 Aspectos biomecânicos da base de sustentação

O pé é uma estrutura complexa que executa os movimentos através de todos os seus tecidos, incluindo os ossos, os ligamentos, os músculos e a pele. Ele reage de acordo com as forças absorvidas e geradas sobre essas estruturas. Deve ser suficientemente apto para vencer as cargas que nele incidem, com o fim de sustentar o peso do corpo na posição em pé, impulsionar o indivíduo para frente durante a marcha, e de superar a força da gravidade, tanto em solos planos como em irregulares.

Uma pessoa dá, em média, de 10.000 a 15.000 passos diários (Sammarco e Stephens, 1991). Não é surpreendente, por isso, que surjam problemas músculos - esqueléticos devido às forças de impacto e de fricção geradas sobre os pés. O contato pé – calçado – solo pode levar a um estresse⁵ nos ossos e ligamentos por solicitações repetitivas. Todavia, um processo lesivo pode ser acelerado com o uso de calçados inadequados às atividades diárias de um indivíduo. Por isso, o calçado deve respeitar a estrutura morfológica e anatômica da base de sustentação, atender às necessidades de sustentação e de locomoção específicas de cada um, ou seja, oferecer conforto, proteção, segurança e performance durante o calce.

⁵ Conjunto de reações do organismo a agressões de ordem física, psíquicas, infecciosa, e outras, capazes de perturbar-lhe a homeostase (FERREIRA, 1999). Especificamente, perturbação da homeostase que gera dano ao indivíduo.

Estudos biomecânicos têm sido realizados a fim de trazer mais subsídios a todos esses aspectos. Mylius (1993) e Monteiro (1999) afirmam que, quando um indivíduo está em pé parado, ou seja, na postura ereta, apoiado igualmente sobre os dois pés descalços, toda a carga do corpo recai sobre os pés. Nessa situação, há duas regiões onde o peso corporal (PC) é distribuído: o retropé, no qual é aplicado 57% do PC, e o antepé, que recebe 43% do PC. Essa relação muda na medida que variar a altura do salto. Os autores descrevem que, com o uso de um salto de 2 cm de altura, verifica-se que o peso corporal distribui-se igualmente nas duas extremidades dos pés (50% do PC para cada parte). Com o uso do salto com 4cm, a situação inverte-se, comparativamente à condição com pés descalços, ou seja, 43% do PC é aplicado sobre o retropé, e 57% do PC sobre o antepé. Já com uma altura de salto de 6cm, passa a existir uma sobrecarga na região anterior do pé, que recebe 75% do PC, contra 25% do PC no retropé. E a situação agrava-se ainda mais com o uso de um salto de 10cm, onde 100% do PC é aplicado sobre o antepé, causando problemas como falta de equilíbrio e danos a toda a estrutura óssea, sobretudo à pelve e à coluna vertebral. Nessa situação, os pés ficam tensos, pois, à medida que o salto é elevado, maiores percentuais da força peso são transferidas do retropé para o antepé.

Em um estudo realizado por Monteiro (1999), foram entrevistados médicos ortopedistas, reflexiologistas, podólogos e acupuntores⁶, a fim de coletar informações sobre a relação dos pés com os calçados. Salientaram-se as idéias

⁶ Reflexiologistas, podólogos e acupuntores: são profissionais especializados em reflexologia, podologia e acupuntura respectivamente. O primeiro trata sobre o estudo dos reflexos, neste caso, especificamente daqueles relacionados ao pé. O segundo trabalha com as alterações geradas nos pés, como unhas encravadas, calos, calosidades e verrugas entre outros problemas. E o terceiro é um método terapêutico, usado desde milênios pelos chineses e japoneses, que consiste na introdução de agulhas muito finas em pontos cutâneos precisos, para tratamento de certas perturbações funcionais, ou para aliviar dores (FERREIRA, 1999).

específicas sobre o efeito do uso de calçado com salto alto sobre a base de sustentação. Foi unânime que o uso de calçados de baixa qualidade de *design* e materiais⁷ prejudicam os pés. Estavam de acordo que, com o uso de salto alto, o peso do corpo é projetado para frente e direcionado para as articulações metatarsais. Além disso, foi ressaltada a ocorrência de encurtamentos na musculatura localizada na região posterior da perna, devido ao uso contínuo de salto alto. Segundo esse autor, alguns médicos ortopedistas não recomendam o uso de calçados sem salto, mas com alturas de salto de até 5cm, para não viabilizar futuros problemas sobre os pés. Muitos destes profissionais enfatizaram que o uso de calçados inadequados⁸ podiam ocasionar modificações estruturais no corpo, dores e lesões especialmente nos pés.

Já Snow e Williams (1994) buscaram uma associação específica entre a posição do quadril e o CG do corpo, relacionando-os à maior aplicação da força peso no antepé. Os resultados dessa análise da postura indicaram que houve um deslocamento anterior do quadril conforme aumentava-se a altura do salto do calçado. Essa compensação corporal levou o CG do corpo para frente, justificando o aumento do percentual da força vertical aplicada sobre o antepé, proporcional ao aumento da altura do salto durante a manutenção da postura em pé.

Se, por um lado, há autores enfatizando que o uso de calçado com salto alto causa um deslocamento do CG para frente, gerando uma transferência do percentual da força peso aplicada na região posterior dos pés para a anterior,

⁷ Não é esclarecido durante as entrevistas o que caracteriza baixa qualidade de *design* e materiais para esses profissionais. Entretanto, pode-se assumir que é um calçado construído com forma e componentes que não respeitam as necessidades do indivíduo, ou seja, que não ofereçam proteção, segurança, performance, e conforto durante o calce.

⁸ Da mesma forma, não é descrito o que representa um "calçado inadequado". Todavia, associa-se esse termo à definição supracitada.

equivalente a uma carga de 90% ou 100% do PC de um indivíduo (Valenti apud Henning, 1989; Mylius, 1993; Snow e Williams, 1994; Monteiro, 1999; Monteiro, 2001); por outro lado, há autores que referem não ocorrerem mudanças significativas do posicionamento horizontal do CG na manutenção da postura em pé, uma vez que existem compensações no posicionamento dos segmentos corporais (Mathews e Wooten, 1963; Grieve e Rashdi, 1984; Cavanagh e cols., 1987; Nasser e Ávila, 1999; Messing e Kilbem, 2001). Isso pode ocorrer em função de ajustes nas articulações localizadas nos pés, no tornozelo, no joelho e no quadril e em nível da coluna vertebral. A força peso do corpo é projetada através da articulação do tornozelo para o talus. A partir desse ponto, ela é dissipada para as demais estruturas do pé e estará dividida necessariamente sobre dois pontos: o calcâneo e a região onde se localizam as cabeças dos três primeiros metatarsos, isto é, nos pontos de maior apoio dos pés no contato com o solo.

Uma investigação realizada por Nasser e Ávila (1999) traz mais subsídios a essa questão. Eles avaliaram diferentes alturas do salto com quatro ângulos de inclinação em relação ao eixo horizontal (0° , 10° , 15° e 20°) para o apoio da parte posterior do pé, ou seja, variou-se o suporte onde apoiou-se o calcâneo (figura 1). Os resultados do estudo ressaltaram que mesmo na situação de maior desafio ao equilíbrio na posição em pé, salto 12cm com inclinação de 20° , a força projetada sobre o antepé atingiu no máximo 70% do PC. Nas demais condições, os valores oscilaram entre 54% e 71% do PC. Não obedeceram um comportamento linear e não atingiram a magnitude de 90% e 100% do PC afirmada por Valenti apud Henning (1989); Mylius (1993) e Monteiro (2001). É importante salientar, ainda, que nesse estudo, o posicionamento dos indivíduos durante a coleta de dados é passível de críticas, pois se avaliou o percentual de força peso aplicado no antepé, colocando o sujeito sobre

um instrumento (simulador de alturas) e uma plataforma de força que estavam aproximadamente a 1m do solo. Nessa posição, ele tinha a superfície de apoio da plataforma à sua frente e nenhum apoio atrás, apenas o suporte do simulador de alturas sob o calcanhar. Isso pode ter interferido no equilíbrio em pé, pois a tendência do sujeito nessa situação é deslocar o peso corporal para frente devido à insegurança de cair para trás. Os valores máximos encontrados em relação aos percentuais de força peso aplicados sobre o antepé, por isso, poderiam ser ainda menores se o posicionamento dos avaliados estivesse ao nível do chão.

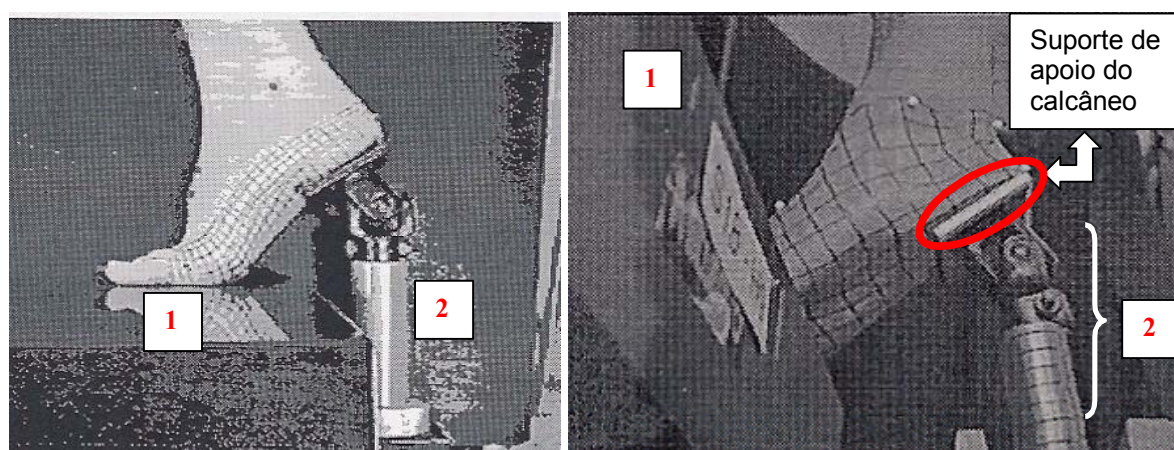


Figura 1 - Imagens do simulador de alturas (2) e da plataforma de força (1)

1.3.2 Análise biomecânica da postura corporal em pé

A partir dos estudos revisados, constatou-se que os pesquisadores utilizaram técnicas de medida e modelos de calçados variados. Todavia, no que se refere à identificação das variáveis biomecânicas passíveis de modificação, encontraram-se variações da postura corporal semelhantes e diferentes entre eles.

Murray e cols. (1970) encontraram resultados contraditórios ao avaliar a postura corporal de 30 sujeitos que utilizavam calçado com salto alto: 17 indivíduos mostraram uma maior inclinação pélvica anterior (anteversão), e 13 uma maior inclinação pélvica posterior (retroversão).

Opila e cols. (1988), ao realizarem a análise biomecânica da postura corporal de 19 sujeitos, verificaram que o uso de salto alto (7cm) causou uma retificação da lordose lombar, uma retroversão da pelve, uma redução da distância do joelho e do tornozelo em relação à linha da gravidade (reta perpendicular ao solo, projetada a partir do CG do sujeito, durante a postura ereta), e um deslocamento posterior da cabeça e da região dorsal da coluna vertebral, comparativamente à condição pés descalços. Os autores salientaram que as mudanças observadas na lordose lombar oriunda da postura em pé com salto alto estão em discordância com os diagnósticos clínicos, os quais preconizam que o uso habitual de calçado com salto alto gera hiperlordose lombar. Referiram, entretanto, a possibilidade de haver mudanças futuras na estrutura músculo - esquelética, especificamente nos músculos tônicos da postura devido à alteração da inclinação pélvica. Segundo os autores, isso, em longo prazo, poderia resultar em uma hiperlordose lombar.

Lateur e cols. (1991) conduziram um experimento com 16 adultos (7 mulheres e 9 homens), no qual avaliaram a postura em pé nas seguintes situações: pés descalços, salto negativo e salto positivo. Os resultados indicaram efeitos significativos sobre a lordose lombar, houve uma diminuição dessa curvatura, ao invés do aumento que era esperado. Referiram que a maior compensação ocorreu nas articulações do tornozelo e do joelho.

Snow e Williams (1994) investigaram as modificações da posição do centro de gravidade do corpo (CG), da carga no antepé, da curvatura lombar e da inclinação

da pelve durante a manutenção da postura em pé, em função do uso de calçados com três diferentes alturas de salto (1,91cm, 3,81cm e 7,62cm). Os resultados dessa análise mostraram um aumento percentual da força vertical aplicada sobre o antepé diretamente proporcional à altura do salto durante a manutenção da postura em pé. Houve uma diminuição do deslocamento anterior do CG relativo ao ponto de referência, localizado na região anterior do calçado em contato com o solo, com o uso dos calçados com salto de 1,91cm e de 3,81cm, comparativamente ao salto de 7,62cm. A coluna apresentou-se mais flexionada⁹ com o salto mais alto (7,62cm), do que com os saltos médio (3,81cm) e baixo (1,31cm). A posição do quadril, relativa ao CG, mostrou uma tendência de deslocar anteriormente usando os saltos médio e alto, comparado ao baixo. Não houve diferenças estatísticas notadas, entre as três condições avaliadas, em relação aos deslocamentos horizontais das articulações dos membros inferiores. Em média, o joelho esteve levemente hiperestendido em todas as condições. Os autores referiram que o aumento da força vertical aplicada sobre o antepé, com o aumento da altura do salto, foi causado primariamente pela alteração do tornozelo e do CG.

Franklin e cols. (1995) conduziram um estudo com 15 mulheres, em que buscaram verificar se a inclinação da superfície superior do salto positivo mudava o alinhamento da cabeça, coluna, pelve e joelhos. A análise da postura foi feita no plano sagital em duas condições: suporte de madeira com 5,1cm de altura e pés descalços. Os resultados indicaram que a inclinação da superfície superior do salto positivo de 5,1cm levou a uma menor anteversão da pelve, menor lordose lombar e menor ângulo da base sacral, quando comparados com a situação pés descalços.

⁹ O termo expressa literalmente um posicionamento da coluna lombar que corresponde à sua retificação.

Os autores enfatizaram que a redução da lordose lombar normal, causada pelo salto alto, pode levar a um estresse dos músculos, ligamentos e ossos dessa região; e que pacientes com dor na região lombar podem ser afetados pelo uso de calçado com salto alto, uma vez que ele altera aspectos biomecânicos da coluna vertebral, especificamente da região lombar.

Lee e cols. (2001) executaram um estudo com 5 mulheres saudáveis. Os autores examinaram os efeitos biomecânicos em três alturas de salto (0cm, 4,5cm e 8cm), enquanto os sujeitos permaneciam na posição em pé, estacionária, e enquanto caminhavam. Os resultados acerca da postura em pé indicaram diferenças estatísticas significativas, entre as alturas de 8cm e 0cm e entre as alturas de 4cm e 8cm em relação ao ângulo da lordose lombar. Conforme aumentou-se a altura do salto, o ângulo de flexão da região lombar diminuiu, ou seja, houve uma retificação da lordose lombar. Não ocorreram diferenças significativas entre as alturas de 0cm e 4cm.

Em síntese, de acordo com os estudos revisados neste capítulo, duas variáveis biomecânicas merecem ser destacadas: o ângulo da curvatura lombar e o ângulo de inclinação da pelve. Em relação ao primeiro, há uma predominância de resultados indicando que o ângulo da lordose lombar diminui (retifica) com o uso de calçado com salto alto. No que se refere à segunda variável, em alguns estudos, verificou-se o posicionamento da pelve em anteversão de forma predominante; em outro, encontraram-se ambos tipos de posicionamento pélvico, anteversão e retroversão. E, em outro, não foram encontradas alterações significativas em função do uso de calçado com salto alto.

É importante salientar que, a partir de observações clínicas (subjetivas), formou-se e divulgou-se a idéia de que o uso de calçado com salto alto levaria a um

aumento da lordose lombar e a um posicionamento da pelve em anteversão (Lateur e cols., 1991; Linder e Saltzman, 1998). Entretanto, na maioria dos estudos supracitados, encontrou-se resultados científicos divergentes a essa idéia.

Outras variações foram encontradas em relação ao deslocamento ântero-posterior da cabeça, do joelho e do tornozelo, onde o primeiro deslocou-se posteriormente, e os dois últimos estiveram mais alinhados com o uso de salto positivo médio e alto, comparativamente ao baixo.

Houve, portanto, algumas mudanças verificadas nas variáveis biomecânicas devido ao uso de diferentes modelos de calçados com salto alto. Por exemplo, variações do ângulo da coluna lombar e da pelve, dos deslocamentos da cabeça, quadril, joelho e tornozelo, e do percentual da força peso aplicado no antepé. Todavia, o salto alto foi considerado o fator determinante destas modificações na postura corporal. Pode-se identificar uma maior preocupação em descrever a altura do salto dos calçados usados em detrimento de suas outras características. Cabe ressaltar, portanto, algumas considerações acerca dos calçados experimentados em outros estudos. A seguir, estão apresentados alguns aspectos sobre os calçados utilizados em cinco estudos e as condições de calce comparadas em cada um dos artigos:

- Estudo 1: A postura de homens e mulheres foram comparadas em duas condições: salto alto e pés descalços. Para a avaliação dos homens foram utilizados calçados com salto de 7cm, fornecidos pelo laboratório. As mulheres, entretanto, utilizaram calçados próprios com altura de salto variada, tendo em média 6,4cm (Opila e cols., 1988).
- Estudo 2: A análise da postura corporal foi realizada comparando-se o uso de dois tipos de salto (salto negativo e salto alto) entre si e com a condição com

pés descalços. A postura de todos os indivíduos foi avaliada na condição com pés descalços e com salto negativo. Entretanto, para análise do uso do salto dos calçados, os homens usaram salto baixo, e as mulheres salto alto. A altura média de salto foi 3,4cm. A altura máxima avaliada foi de 6,0cm (Lateur e cols., 1991).

- Estudo 3: Foram comparadas as variações da postura em três condições: salto baixo (1,91cm), salto médio (3,81cm) e salto alto (7,6cm). Nesse estudo, todos os sujeitos eram mulheres habituadas ao uso de salto alto. Houve uma preocupação de adotar, para todas as alturas de calçado, modelos de calçados similares (Snow e Williams, 1994).
- Estudo 4: Avaliou-se a postura de mulheres em duas condições: pés descalços e simulação de salto alto (5,1cm) com prancha de madeira inclinada. Escolheu-se essa altura de salto porque foi identificada como a mais freqüentemente escolhida pelas usuárias a partir de observações empíricas (Franklin e cols., 1995).
- Estudo 5: Analisou-se o efeito do uso de calçados com duas alturas de salto entre si e em relação à condição com pés descalços. A essas três condições se atribuiu a seguinte classificação: pés descalços (0cm ou sem salto), salto médio (4,5cm), e salto alto (8cm). Não se encontrou nenhum detalhamento dos modelos de calçados usados na pesquisa (Lee e cols., 2001).

Nos artigos revisados, são encontrados poucos detalhes acerca dos modelos de calçados utilizados. Em média, avaliaram-se duas ou três condições de calce, ou seja, comparou-se a postura na condição de pés descalços com um modelo de salto alto, ou com dois modelos de salto alto. Foram comparados também os efeitos ocorridos somente entre os diferentes modelos de calçado, sem haver preocupação

com a postura de referência da pessoa dada na condição de pés descalços. A maioria dos artigos utilizou calçados para as avaliações, mas um utilizou plataforma de madeira com inclinação para simular a altura de salto. Atribuíram as variações ocorridas na postura corporal especificamente ao uso de calçado com salto alto, independentemente do modelo. Somente em um estudo justificou-se a altura de salto escolhida.

1.4 JUSTIFICATIVA

A realização deste estudo justifica-se pela divergência de idéias acerca do comportamento das variáveis biomecânicas na manutenção da postura em pé; pela alta incidência de queixas sobre desconforto e dor em diferentes regiões do corpo associadas ao uso específico de salto alto, ao tempo permanecido na posição em pé durante o dia e à utilização de calçados com salto pelo público feminino, ressaltando-se a moda em detrimento da saúde. Isso preocupa pesquisadores, tanto da área da saúde e reabilitação como da área de criação e modelagem de calçados. Ressalta-se que aqueles fatores podem agir como agentes facilitadores dos processos algícos e lesivos do corpo humano. Os problemas posturais estão relacionados à ocorrência de fadiga dos músculos do tronco e dos membros inferiores, à ocorrência de pontos de alta pressão no contato do pé com o calçado, e à aplicação de maiores percentuais da força peso sobre o antepé com o uso de salto alto na manutenção da postura ereta.

É pertinente, por isso, investigar se ocorrem modificações sobre a postura em pé adotada por mulheres devido ao calce de algum dos seis modelos de calçado usados nesse estudo. A partir dos resultados encontrados, pretende-se sugerir um

ou mais modelos de calçado que possam contribuir na preservação dos percentuais da força peso aplicados no retropé e no antepé, bem como da postura corporal. Busca-se, também, identificar quais das idéias disseminadas por profissionais da área da saúde são verificadas pelos dados biomecânicos.

1.5 OBJETIVOS

1.5.1 Objetivo Geral

Verificar se há influências de seis modelos de calçados, utilizados por indivíduos do sexo feminino, sobre os percentuais de força peso aplicados em duas regiões da base de sustentação, antepé e retropé, e sobre a postura corporal na posição em pé.

1.5.2 Objetivos Específicos

- Verificar se o uso de calçado com salto negativo, sem salto e com salto positivo tem influência sobre a aplicação da força peso em duas regiões da base de sustentação: antepé e retropé.
- Verificar se o uso de calçados com salto negativo, sem salto e com salto positivo tem influência na configuração das curvaturas da coluna vertebral nas regiões cervical, dorsal, lombar e no posicionamento da pelve.
- Verificar se o uso de calçados com salto negativo, sem salto e com salto positivo tem influência no posicionamento das articulações do tornozelo, do joelho e do quadril.

- Descrever, para cada um dos seis calçados, a declividade da superfície superior do solado em três regiões: região de apoio do calcâneo, região de apoio do arco plantar, e região de apoio dos arcos.

1.6 APRESENTAÇÃO DAS QUESTÕES DA PESQUISA

As questões que devem ser respondidas neste estudo, relativas ao uso dos seis modelos de calçado, estão apresentadas em três categorias, definidas pela classificação¹⁰ atribuída ao salto dos calçados usados durante as avaliações: 1) calçado com salto negativo (-0,9cm), 2) calçado sem salto (0,7cm), e 3) calçado com salto positivo (5,0cm, 5,6cm, 7,5cm e 9,0cm).

Calçado com salto negativo

1.6.1 - Há influência do uso do calçado com salto negativo nos valores percentuais da força peso aplicados sobre o antepé e o retropé dos indivíduos avaliados durante postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

1.6.2 - Há influência do uso do calçado com salto negativo sobre o posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral dos indivíduos durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

¹⁰ A classificação foi baseada na altura do salto dos calçados, que, juntamente com a declividade do solado, foram as únicas variáveis levantadas nos seis modelos utilizados. Não foi possível conseguir patrocínio para fabricação de protótipos com design e componentes semelhante; tratam-se, por isso, de calçados com *design* diferente.

Calçado sem salto

1.6.3 - Há influência do uso do calçado sem salto nos percentuais da força peso aplicados no retropé e no antepé dos indivíduos na postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

1.6.4 - Há influência do uso do calçado sem salto no posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral dos indivíduos durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Calçado com salto positivo

1.6.5 - Há influência do uso dos calçados com salto positivo, com altura do salto maior que 5cm, nos percentuais da força peso aplicados no retropé e no antepé dos indivíduos durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

1.6.6 - Há influência do uso dos calçados com salto positivo, com altura do salto maior que 5cm, no posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral dos indivíduos na postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

1.6.7 - Há influência do uso do calçado com salto positivo, com altura do salto de 5cm, nos percentuais da força peso aplicados sobre o retropé e o antepé dos indivíduos na postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

1.6.8 - Há influência do uso do calçado com salto positivo, com altura do salto de 5cm, no posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral durante a postura em pé, comparativamente à condição pés descalços?

Além das respostas dessas questões, busca-se descrever a declividade da curva do solado dos seis calçados nas regiões de apoio do calcâneo, do arco plantar e dos arcos transversais.

1.7 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

1.7.1 Variáveis independentes

São os seis modelos de calçado com diferentes alturas de salto¹¹ e a condição com pés descalços:

1. Pés descalços
2. Calçado 1 ($C1_{\text{salto } -0,9\text{cm}}$): calçado com salto negativo de - 0,9cm.
3. Calçado 2 ($C2_{\text{s/salto}}$): calçado sem salto, com espessura do solado de 0,7cm
4. Calçado 3 ($C3_{\text{salto } 5,0\text{cm}}$): calçado com salto positivo de 5,0cm.
5. Calçado 4 ($C4_{\text{salto } 5,6\text{cm}}$): calçado com salto positivo de 5,6cm
6. Calçado 5 ($C5_{\text{salto } 7,5\text{cm}}$): calçado com salto positivo de 7,5cm.
7. Calçado 6 ($C6_{\text{salto } 9,0\text{cm}}$): calçado com salto positivo de 9,0cm.

1.7.2 Variáveis dependentes

Relacionadas à aplicação da força peso na base de sustentação dos indivíduos avaliados:

¹¹ A altura do salto e/ou a espessura do solado de cada um dos calçados usados no estudo, está descrita para facilitar a identificação dos calçados. Saliencia-se, no entanto, que suas demais características também estão apresentadas no item 2.4.3. *Calçados utilizados para o estudo.*

1. Percentual da força peso aplicado no antepé direito ($Fz_{\text{antepé D}}$)
2. Percentual da força peso aplicado no retropé direito $Fz_{\text{retropé D}}$
3. Percentual da força peso aplicado no antepé esquerdo ($Fz_{\text{antepé E}}$)
4. Percentual da força peso aplicado no retropé esquerdo ($Fz_{\text{retropé E}}$)

Relacionadas à conformação da coluna vertebral e ao posicionamento dos segmentos corporais:

5. Ângulo da curvatura cervical (θ_{cervical})
6. Ângulo da curvatura dorsal (θ_{dorsal})
7. Ângulo da curvatura lombar (θ_{lombar})
8. Ângulo de inclinação da pelve direito ($\theta_{\text{pélvico D}}$)
9. Ângulo de inclinação da pelve esquerdo ($\theta_{\text{pélvico E}}$)
10. Ângulo do quadril direito ($\theta_{\text{quadril D}}$)
11. Ângulo do quadril esquerdo ($\theta_{\text{quadril E}}$)
12. Ângulo do joelho direito ($\theta_{\text{joelho D}}$)
13. Ângulo do joelho esquerdo ($\theta_{\text{joelho E}}$)
14. Ângulo do tornozelo direito ($\theta_{\text{tornozelo D}}$)
15. Ângulo do tornozelo esquerdo ($\theta_{\text{tornozelo E}}$)

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

O presente estudo tem um delineamento do tipo *expost facto* comparativo, no qual é analisado se existem influências de diferentes calçados sobre os percentuais da força peso aplicados em duas regiões da base de sustentação e a postura corporal em pé. Trata-se de uma comparação intra-sujeitos, em que a postura corporal assumida em cada condição de calce é comparada com àquela encontrada com os pés descalços, considerada como postura de referência adotada.

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), em Florianópolis, no mês de fevereiro de 2002. Teve o apoio do CEFID da UDESC, e do Centro Tecnológico do Couro Calçados e Afins (CTCCA).

2.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA

Os sujeitos da pesquisa foram voluntários do sexo feminino, que não apresentavam história de lesões nos membros inferiores nos últimos 6 meses, nem amplitude total de movimento no tornozelo inferior a 62°, e que não estivessem tomando qualquer medicamento que afetasse o equilíbrio corporal. A amostra, portanto, foi do tipo voluntária. Estava composta por 11 indivíduos do sexo feminino com tamanho dos pés correspondentes aos números 34/35 e 35/36 do sistema de numeração brasileiro. Os sujeitos somente participaram do estudo após darem o seu consentimento verbal e por escrito. Escolheu-se essa faixa de numeração, pois foi a de maior incidência entre as voluntárias que participaram do estudo.

2.3 A COLETA DE DADOS

O experimento realizou-se na sala de avaliações do laboratório de Biomecânica da UDESC. Inicialmente, foram realizados o sincronismo e a calibragem dos equipamentos do sistema *Peak Motus 32* usados na coleta de dados: duas plataformas de força *AMTI* e quatro câmeras de vídeo.

2.3.1 Calibrador

Utilizou-se um calibrador de cinco hastes com quatorze pontos de referência para fazer a calibragem da área, onde é realizada a avaliação biomecânica da postura corporal em relação as quatro câmeras de vídeo utilizadas pelo sistema *Peak Motus 32*.

Numeraram-se os pontos do calibrador (ilustrado na figura 2) por haste, seguindo uma seqüência de baixo para cima. Na haste 1 estão os pontos 1, 5 e 9; na haste 2 os pontos 2, 6 e 10; na haste 3 os pontos 3, 7 e 11; na haste 4 os pontos 4, 8 e 12; e na haste 5 os pontos 13 e 14. Para medir a altura de cada um dos pontos em relação ao solo utilizou-se uma calibragem com nível de água¹². A resolução das medidas horizontais e verticais foi milimétrica.

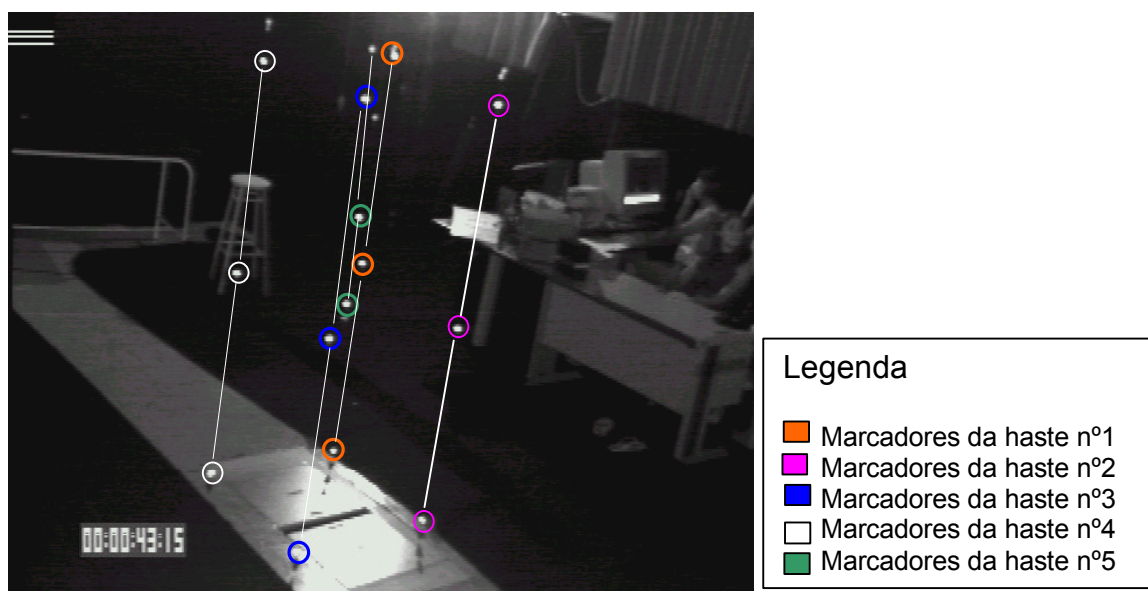


Figura 2 - Imagem do calibrador a partir da câmera 1

A partir desse procedimento, o sistema de cinemetria da Peak Motus estimou o erro de medida da análise em 0,18%. As propriedades do calibrador estão apresentadas na tabela 1.

¹² Utilizou-se uma mangueira transparente cheia de água para medir a altura dos pontos do calibrador em relação ao nível do solo, tendo como referência uma fita métrica fixada em uma parede. Para as medidas horizontais, utilizou-se um paquímetro digital.

Tabela 1 Propriedades do calibrador do Sistema *Peak Motus* (medidas em cm)

| Coordenadas | X | Y | Z |
|-------------|-------|-------|-------|
| Ponto 1 | 70,80 | 0,00 | 12,0 |
| Ponto 2 | 70,80 | 70,80 | 10,3 |
| Ponto 3 | 0,00 | 70,80 | 11,0 |
| Ponto 4 | 0,00 | 0,00 | 11,2 |
| Ponto 5 | 70,80 | 0,00 | 105,3 |
| Ponto 6 | 70,80 | 70,80 | 100,2 |
| Ponto 7 | 0,00 | 70,80 | 102,2 |
| Ponto 8 | 0,00 | 0,00 | 105,2 |
| Ponto 9 | 70,80 | 0,00 | 199,4 |
| Ponto 10 | 70,80 | 70,80 | 194,2 |
| Ponto 11 | 0,00 | 70,80 | 194,2 |
| Ponto 12 | 0,00 | 0,00 | 194,2 |
| Ponto 13 | 35,40 | 35,40 | 101,1 |
| Ponto 14 | 35,40 | 35,40 | 138,9 |

2.3.2 Convenção das coordenadas adotadas no sistema *Peak Motus* 32

A convenção das coordenadas, x, y e z, adotada no estudo está demonstrada na figura 3. Os eixos dessas coordenadas estão em paralelo para o sistema de dinamometria (plataformas de força) e para o sistema de cinemetria.

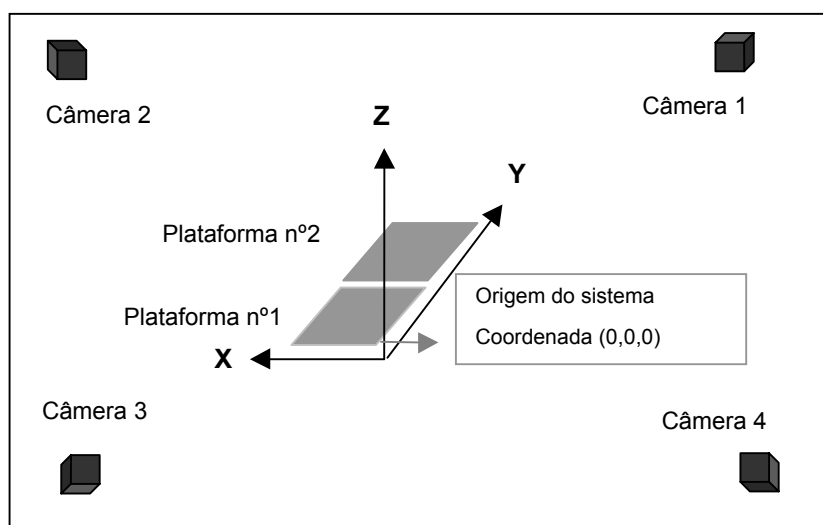


Figura 3 - Convenção das coordenadas X, Y e Z, adotadas no Sistema *Peak Motus* para a coleta de dados

2.3.3 Calçados utilizados para o estudo

As sete variáveis independentes do estudo foram os seis calçados avaliados e a condição com pés descalços. Os modelos de calçados utilizados neste estudo e suas respectivas alturas de salto ou solado podem ser visualizados na figura 4. Para cada calçado estabeleceu-se um código, ou seja, eles foram numerados de 1 a 6. A ordem de avaliação dos sujeitos do estudo com cada um dos seis modelos de calçado foi estabelecida de forma randômica. Os modelos 1, 2 e 5 eram calçados novos, fornecidos pelo laboratório de biomecânica da UDESC aos voluntários. Os modelos 3, 4, e 6 eram calçados usados, também fornecidos pelo laboratório. Eles foram previamente selecionados pelo pesquisador, que levou em consideração o desgaste dos calçados e a altura do salto de cada um deles. O calçado não poderia estar com solado ou salto desgastado, nem com deformações no cabedal.

**Calçado nº 1**

Altura do salto: - 0,9 cm

Altura total do salto: 1,8 cm (anterior)

**Calçado nº 2**

Espessura do solado: 0,7cm

Altura total do solado: 2,0cm

**Calçado nº 3**

Atura do salto: 5,0cm

Atura total do salto: 7,0cm

**Calçado nº 4**

Altura do salto: 5,6cm

Altura total do salto: 6,7cm

**Calçado nº 5**

Atura do salto: 7,5cm

Atura total do salto: 11,7cm

**Calçado nº 6**

Atura do salto: 9,0cm

Atura total do salto: 10,2cm

Figura 4 - Características dos modelos de calçados utilizados para avaliação

Os calçados utilizados nesta pesquisa foram classificados em três categorias de acordo com a altura do salto ou solado de cada um: 1) calçado com salto negativo, 2) calçado sem salto, e 3) calçado com salto positivo. É importante salientar que as variações dos percentuais da força peso aplicados sobre o antepé e retropé, bem como da postura corporal em pé, que ocorrerem com o uso de algum dos seis modelos, não devem ser atribuídas somente à altura do salto, mas ao conjunto de características que constituem cada um dos calçados e ao hábito de usar um ou outro tipo de calçado. Esta foi a variável controlada no calçado, pois se tem associado o uso de salto alto (maior que 5cm) aos problemas de dor no corpo (pés, pernas e costas) e às mudanças de posicionamento na coluna vertebral, principalmente na lordose lombar, ao permanecer em pé na postura ereta. A descrição dos seis calçados está apresentada a seguir:

O calçado número 1 (**C1**_{salto - 0,9cm}) é um modelo com cadarços, que tem um solado com salto negativo de -0,9cm. O seu cabedal é confeccionado em laminado sintético (muito semelhante ao couro), e o seu solado em TR (borracha termoplástica). Este modelo é encontrado no mercado e tem sido recomendado por médicos ortopedistas para a prática de caminhadas. Seus fabricantes afirmam que ele tem um efeito positivo sobre o alinhamento da postura corporal e que previne deformações nos pés.

O calçado número 2 (**C2**_{s/ salto}) é um chinelo, que representa o solado sem salto. Apresenta uma diferença de 0,7cm entre a espessura anterior e posterior do solado. Este calçado é confeccionado todo em borracha, e foi escolhido por proporcionar um tipo de calce próximo à condição com pés descalços. Além disso, é utilizado por usuários em todo o Brasil há algumas décadas.

O calçado número 3 (**C3**_{salto 5,0cm}) é um tamanco cujo solado tem um salto positivo de 5,0cm, plataforma. Seu cabedal é inteiriço e cobre o dorso do pé. É confeccionado em laminado sintético, usado no cotidiano, em ocasiões de lazer e de trabalho. Esse calçado tem a altura de salto máxima recomendada por alguns médicos (Monteiro, 1999).

O calçado número 4 (**C4**_{salto 5,6cm}) é uma sandália de dedos, cujo solado tem um salto positivo de 5,6cm feito em madeira. O seu cabedal é aberto, confeccionado em couro. Este modelo de calçado é usado no cotidiano, principalmente nas horas de lazer. A altura do seu salto é 0,6cm maior que a altura máxima recomendada por alguns médicos (Monteiro, 1999); e do que a altura média usada pelo público feminino conforme foi citado por Franklin e cols. (1995).

O calçado número 5 (**C5**_{salto 7,5cm}) é uma sandália, que tem um solado do tipo plataforma com salto positivo de 7,5cm. O seu cabedal é aberto, confeccionado em couro. É fixado ao pé por tiras. Este modelo de calçado pode ser usado pelas mulheres no cotidiano ou em encontros casuais. A sua altura total de solado gera um aumento na posição do CG em relação ao solo de 11,7cm.

O calçado número 6 (**C6**_{salto 9,0cm}) é uma sandália de tiras, cujo solado tem um salto positivo de 9,0cm. O seu cabedal é aberto, confeccionado em couro. Este modelo pode ser usado pelas mulheres em ocasiões sociais ou no trabalho. A sua altura total de solado gera um aumento na posição do CG em relação ao solo de 10,2cm. O uso deste tipo de calçado não é recomendado por médicos ortopedistas devido à sobrecarga que gera na região do antepé das usuárias e às compensações corporais que gera em nível de coluna lombar.

2.3.4 Rotina de coleta dos dados

A coleta de dados estava organizada em três procedimentos distintos: 1) entrevista estruturada sobre o tipo de calçado, a frequência e o tempo de uso diário que cada indivíduo está habituado (Apêndice A); 2) medidas antropométricas (Apêndice B) e registro de características posturais (Apêndice C); e 3) medidas biomecânicas – avaliação dos percentuais de força peso aplicados no retopé e no antepé dos sujeitos, e da postura corporal ereta. As avaliações foram feitas individualmente.

Através da entrevista estruturada, foram obtidos os dados pessoais do indivíduo, a numeração de seus pés, e o tipo ou modelo de calçado que ele costuma usar nas atividades diárias, especificando a frequência e o tempo de uso. Entre as opções estão tênis, sapato com salto baixo e sapato com salto alto. Investigou-se, ainda, qual a altura do salto ou espessura do solado que cada um dos participantes mais usava.

Após a entrevista, o sujeito vestia-se com roupas fornecidas pelo pesquisador (*shorts* preto cavado e *top* ou biquíni preto) e colocava uma toca de silicone preta na cabeça para evitar que os cabelos tapassem algum dos pontos anatômicos localizados na cabeça ou na região cervical.

Eram, então, aferidas a massa corporal, a estatura de cada um dos avaliados, a amplitude de movimento (ADM) dos tornozelos e o comprimento dos membros inferiores¹³ (MI). As duas últimas medidas foram tomadas de ambos os lados do

¹³ Distância em centímetros entre a espinha íliaca ântero-superior direita e o centro do maléolo medial direito para MI direito, e a distância em centímetros entre a espinha íliaca ântero-superior esquerda e o centro do maléolo medial esquerdo para o MI esquerdo.

corpo, com o indivíduo em decúbito dorsal. Os materiais utilizados foram, respectivamente, balança digital Toledo, verificada pelo INMETRO (nº8560732-8), fita métrica de 2 metros de comprimento (fixada em parede), goniômetro universal (Pró-fisiomed), e fita métrica de 1,5 metro de comprimento.

O registro das características posturais foi realizado em seguida. O indivíduo posicionou-se em pé de forma natural. Um professor de educação física e um fisioterapeuta realizaram, conjuntamente, a avaliação subjetiva da postura corporal. Era anotado, na ficha específica, qualquer desvio postural visualizado durante esse procedimento; especificamente, a acentuação ou a retificação de uma das três curvaturas móveis da coluna vertebral, o posicionamento pélvico e os desvios posturais dos membros inferiores, se existissem.

Após, os 21 pontos anatômicos de referência (figura 5) foram identificados. Eles foram palpados e sinalizados com lápis dermográfico. Fixaram-se os marcadores reflexivos (de 0,5cm de diâmetro cada um) sobre as marcações feitas com o lápis dermográfico. Essa fixação foi realizada com fita adesiva, dupla face, sobre a pele dos indivíduos. Estes marcadores foram reconhecidos pelo sistema *Peak Motus 32*, que fez a digitalização dos pontos a partir das imagens filmadas.

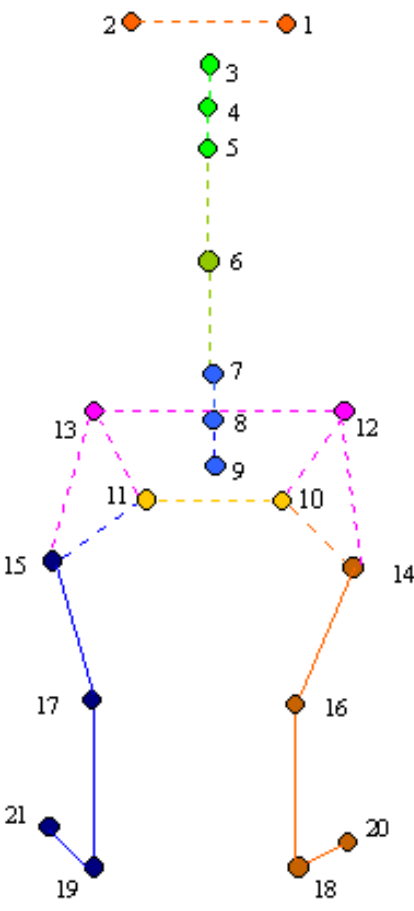
| Modelos Espacial | Pontos anatômicos de referência |
|--|--|
|  | <ol style="list-style-type: none"> 1. meato auditivo externo direito 2. meato auditivo externo esquerdo 3. base do osso occipital 4. região mais profunda da lordose cervical 5. processo espinhoso da 7ª vértebra cervical 6. processo espinhoso dorsal localizado ao nível dos ângulos inferiores das escápulas 7. processo espinhoso lombar localizado a 10cm das espinhas íliacas póstero-superiores 8. região mais profunda da lordose lombar 9. processo espinhoso lombar localizado imediatamente a cima das espinhas íliacas póstero-superiores 10. espinhas íliacas pósterio-superior direita (EIPS D) 11. espinhas íliacas pósterio-superior esquerda (EIPS E) 12. espinhas íliacas ântero-superior direita (EIAS D) 13. espinhas íliacas ântero-superior esquerda (EIAS E) 14. centro do trocânter maior do fêmur direito 15. centro do trocânter maior do fêmur esquerdo 16. epicôndilo femoral direito 17. epicôndilo femoral esquerdo 18. maléolo lateral direito 19. maléolo lateral esquerdo 20. cabeça do V metatarso direito 21. cabeça do V metatarso esquerdo |

Figura 5 - Modelo espacial – localização e descrição dos pontos anatômicos de referência. Vista posterior

2.3.5 Preparação do indivíduo para avaliação biomecânica

Cada sujeito foi preparado antes de iniciar a avaliação biomecânica dos percentuais da força peso aplicados na base de sustentação e da postura corporal em pé. As orientações para tais avaliações foram transmitidas e simuladas pelo pesquisador. Não houve um tempo prévio estabelecido para a familiarização com os calçados. Entretanto, o local onde o sujeito calçava cada um dos calçados estava, aproximadamente, a 2 metros das plataformas de força. Por isso, ele teve que andar

em todas as seis condições de calce até o local definido para a coleta dos dados antes da mesma iniciar.

Todos indivíduos foram orientados para permanecerem na posição em pé, parados, com o peso corporal igualmente divididos entre os dois pés e com os cotovelos flexionados. Deviam posicionar a mão direita em contato com o esterno e a mão esquerda sobre a direita nas sete situações do estudo: seis com calçados e uma com os pés descalços. Adotou-se essa posição para os braços a fim de garantir a visualização dos pontos anatômicos referentes ao tronco maior do fêmur, direito e esquerdo, durante a avaliação biomecânica.

2.3.6 Medidas Biomecânicas

A avaliação das medidas biomecânicas foi realizada sincronizando as informações coletadas nas duas plataformas de força com as imagens filmadas nas quatro câmeras de vídeo. Para estabelecer o início de cada avaliação, utilizou-se o sincronismo manual do sistema *Peak Motus 32*.

2.3.6.1 Avaliação dos percentuais da força peso aplicados na base de sustentação

Este procedimento constituiu-se na análise dos percentuais da força peso aplicados sobre o retopé e o antepé, direito e esquerdo, durante a postura em pé nas sete condições do estudo. A avaliação foi realizada no membro inferior direito e esquerdo separadamente. Para isso, foram utilizadas duas plataformas de força *AMTI* (50,8 x 46,4 cm), posicionadas em série, possibilitando a medição das forças aplicadas sobre o retopé (plataforma 1) e o antepé (plataforma 2). Entre elas havia um vão de 6,7cm. Os dados provenientes de cada plataforma foram os componentes da força de reação do solo (F_x , F_y e F_z), e dos momentos (M_x , M_y e

Mz) em três dimensões (x, y e z referem-se às direções médio-lateral, ântero-posterior e vertical, respectivamente). Nesse estudo, todavia, somente estão analisados os dados da componente Fz . No piso da área de avaliação, inclusive na superfície das duas plataformas de força, foi colocado um revestimento preto, a fim de contribuir com a posterior identificação dos marcadores reflexivos pelo sistema de cinematria. Sobre esse revestimento foi desenhada com giz a área das duas plataformas e o local destinado ao posicionamento dos pés direito e esquerdo dos avaliados.

Tanto para a análise das variáveis cinéticas quanto para as cinemáticas, o sujeito foi avaliado duas vezes em cada uma das seis condições com os pés calçados e na condição com os pés descalços. Primeiramente, ele posicionou apenas o retropé direito sobre a plataforma de força 1 e o antepé direito sobre a plataforma de força 2 (figura 6), para o registro dos dados de força no pé direito; e, ao sinal do avaliador, fez a troca de posicionamento dos pés, quando pôs apenas o retropé esquerdo na plataforma de força 1 e o antepé esquerdo na plataforma de força 2 (figura 7), para avaliação no pé esquerdo. Após colocar o calçado e assumir o posicionamento em pé, de forma equilibrada, permanecia parado por 30 segundos aproximadamente. O registro dos dados era feito por 1,5 segundos nos últimos 3 segundos de cada posicionamento. Todavia, o instante de tempo (1,5s) não era identificado para o avaliado. Assim que o gráfico dos dados cinéticos (mostrados pelo sistema *Peak Motus 32*) surgia na tela do computador, solicitava-se a troca de posicionamento (pé esquerdo sobre as plataformas), ou a troca de calçado.

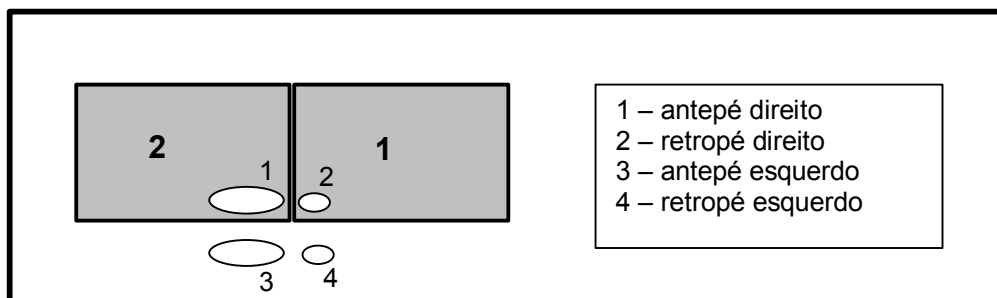


Figura 6 - Posicionamento do pé direito do indivíduo sobre as plataformas de força 1 e 2 para a avaliação dos percentuais da Fz aplicadas no antepé e no retopé

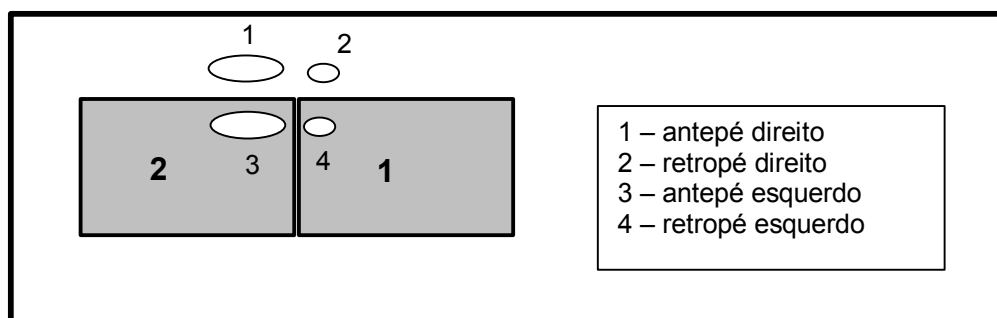


Figura 7 - Posicionamento do pé esquerdo do indivíduo sobre as plataformas de força 1 e 2 para a avaliação dos percentuais da Fz aplicadas no antepé e no retopé

Para assegurar que os indivíduos da amostra estavam na posição em pé, de forma estável, ao término da coleta dos dados de cada posicionamento em pé, as curvas das forças eram observadas. O operador do sistema realizava uma análise subjetiva desse gráfico e aceitava os dados toda vez que a curva da componente vertical (Fz) da FRS não sofria, ao longo do tempo, alterações no gráfico das duas plataformas¹⁴ de força (figura 8). Esperou-se, através desse procedimento, minimizar as chances das oscilações corporais interferirem nos percentuais da força aplicados na base de sustentação dos avaliados.

¹⁴ O erro de medida nas extremidades das duas plataformas estimado em estudos prévios foi menor que 5%.

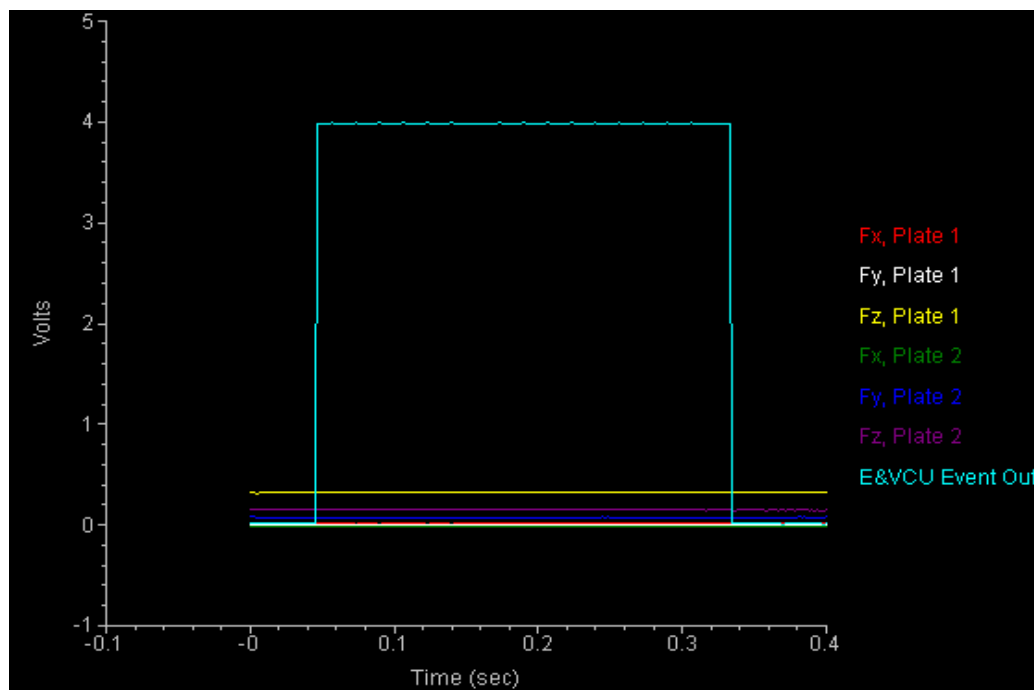


Figura 8 - Gráfico das curvas de força mostrado pelo Sistema no término de uma coleta de dados

O intervalo entre as duas coletas (1. pé direito, e 2. pé esquerdo) em uma mesma condição de calce foi de 15 a 20 segundos. Já o intervalo de tempo transcorrido entre as tomadas de diferentes calçados variou de acordo com o nível de dificuldade do ato de calçar cada um dos modelos. Por isso, o tempo despendido entre uma coleta e outra foi variado, levando aproximadamente 2 minutos.

Os sinais provenientes das duas plataformas de força foram coletados a uma frequência de amostragem de 600Hz. Utilizou-se um filtro passa-baixa Butterworth, com frequência de corte de 8Hz. Os valores da componente de força vertical foram normalizados em função do peso corporal de cada um dos avaliados.

A partir dessa avaliação, obteve-se dois valores percentuais da força vertical em cada pé: um para o antepé e outra para o retopé. A soma desses valores deveria ser equivalente a 50% do peso corporal ($\pm 5\%$) do indivíduo avaliado. No final da

avaliação de uma condição de calce, teve-se, portanto, quatro valores percentuais da F_z de um sujeito. A soma desses valores deveria ser 100% ($\pm 5\%$) do PC.

Os dados da força vertical, adquiridos em cada condição de calce, não poderiam ter um erro maior que 5% do PC de cada indivíduo avaliado, ou seja, a soma dos percentuais da força aplicados sobre o antepé e o retropé de cada pé, separadamente, não poderia ser superior a 52,5% do PC, ou inferior a 47,5% do PC. Nem mesmo a soma dos quatro percentuais da F_z ($F_{Z \text{ antepé D}} + F_{Z \text{ retropé D}} + F_{Z \text{ antepé E}} + F_{Z \text{ retropé E}}$), provenientes das duas coletas realizadas sobre as plataformas de força, poderia ser superior a 105% do PC, ou inferior a 95% do PC. Os valores que extrapolassem essa margem de aceitação seriam excluídos do estudo. Salienta-se que não foi necessário excluir nenhum dos valores encontrados.

2.3.6.2 Avaliação da postura corporal em pé

Este procedimento constituiu-se na análise cinemática da postura corporal na posição em pé, ereta, nas sete condições do estudo. Os ângulos formados nas curvaturas móveis da coluna vertebral (cervical, dorsal e lombar), os ângulos de inclinação pélvica e os ângulos articulares dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) foram avaliados nas seis condições de calce e comparados com os valores de ângulo obtidos a partir da situação com os pés descalços. A avaliação e a quantificação desses ângulos foi feita a partir de uma reconstrução tridimensional (3D) das coordenadas (pontos anatômicos), com o sistema de análise de movimento Peak Motus 32 através da técnica denominada Direct Linear Transformation (DLT). Para a representação da postura corporal dos avaliados na posição em pé assumiu-se um conjunto de segmentos rígidos, representado por um modelo espacial com 21 pontos referenciais localizados na cabeça, na coluna vertebral, na pelve e nos

membros inferiores conforme descrito previamente no Modelo Espacial (figura 5, p.45). Associou-se um modelo espacial de referência¹⁵ para os sujeitos, estabelecido a partir da localização desses pontos e da quantificação dos ângulos obtidos na avaliação com os pés descalços.

Essa avaliação foi realizado simultaneamente à avaliação dos percentuais da força peso aplicados nas quatro regiões da base de sustentação, enquanto o sujeito permanecia em pé, parado, por aproximadamente 60 segundos (30 segundos para cada pé). Para atingir o objetivo de fazer a reconstrução 3D da postura corporal e quantificar os percentuais da força peso aplicados no retopé e antepé dos sujeitos de forma simultânea, os canais das plataformas de força e as quatro câmeras do sistema *Peak Motus 32* estavam sincronizados no tempo. A câmera 1 foi a responsável por gerar um pulso de sincronismo. Seis imagens da postura corporal em pé, em cada condição de calce e na condição pés descalços, foram digitalizadas a partir do instante de tempo em que o pulso aparecia nas imagens filmadas. O sistema de cinematria foi preparado para fazer o registro das imagens a uma taxa de amostragem de 60 Hz. O valor do ângulo de cada variável cinemática foi determinado calculando-se a média dos valores obtidos nas seis imagens digitalizadas. Esse procedimento foi adotado para as onze variáveis cinemáticas do estudo nas sete condições analisadas.

A reconstrução das coordenadas que representaram a postura corporal em pé foi realizada tendo em vista o posicionamento assumido pelos avaliados em relação às quatro câmeras de vídeo:

¹⁵ As variações dos percentuais da força aplicada sobre a base de sustentação e da postura corporal foram analisadas a partir da postura de referência dos sujeitos.

- Câmeras 1 e 3: reconstrução 3D da vista lateral direita do sujeito;
- Câmeras 1 e 2: reconstrução 3D da vista anterior do sujeito;
- Câmeras 2 e 3: reconstrução 3D da vista lateral esquerda do sujeito;
- Câmeras 3 e 4: reconstrução 3D da vista posterior do sujeito.

Nas figuras 9, 10, 11 e 12, pode-se visualizar cada uma das quatro imagens que foram obtidas dos indivíduos durante o experimento.



Figura 9 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 1



Figura 10 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 2



Figura 11 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 3



Figura 12 - Imagem da postura do indivíduo proveniente da câmera 4

2.3.7 Convenções e descrição das variáveis cinemáticas:

As convenções das variáveis cinemáticas do estudo, ou seja, dos ângulos de medidas da coluna vertebral, de inclinação pélvica e das articulações dos membros inferiores (em graus), foram definidas a partir do plano YZ (figura 3, p. 38). A descrição das variáveis analisadas está de acordo com a ordenação dos pontos anatômicos de referência do modelo espacial.

1. Ângulo da curvatura cervical (figura 13)

Descrição - pontos anatômicos **3, 4 e 5**: 3) base do osso occipital (*fossa occipital*), 4) processo espinhoso da região mais profunda da curvatura cervical; e 5) processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7).

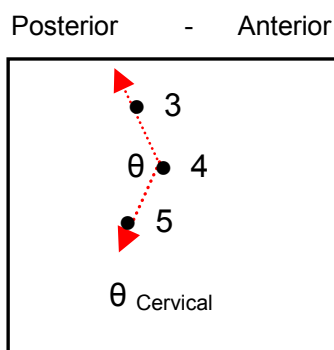


Figura 13 - Convenção do θ_{Cervical} .

Convenção - o movimento de extensão da coluna cervical é caracterizado pela diminuição do ângulo θ_{Cervical} (aumento da lordose cervical); e o movimento de flexão é caracterizado pelo aumento desse ângulo (retificação da lordose cervical).

2. Ângulo da curvatura dorsal (figura 14)

Descrição - pontos anatômicos **5, 6 e 7**: 5) processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7); 6) processo espinhoso dorsal situado entre os pontos que determinam o ápice dos ângulos inferiores das escápulas direita e esquerda; 7) processo espinhoso localizado 10 cm acima das espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS) direita e esquerda.

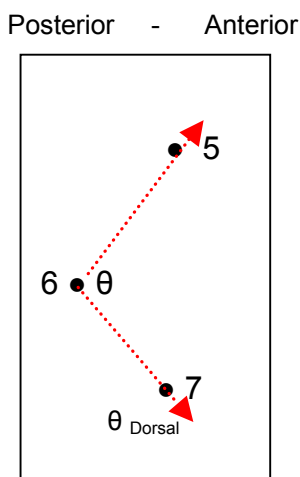


Figura 14 - Convenção do θ_{Dorsal} .

Convenção - o movimento de flexão da coluna dorsal é caracterizado pela diminuição do ângulo θ_{Dorsal} (aumenta da cifose dorsal); e o movimento de extensão pelo aumento desse ângulo (diminuição da cifose dorsal).

3. Ângulo da curvatura lombar (figura 15)

Descrição - pontos anatômicos **7, 8 e 9**: 7) processo espinhoso lombar localizado 10 cm acima das EIPS direita e esquerda; 8) processo espinhoso localizado na região mais profunda da curvatura lombar; e 9) processo espinhoso da quinta vértebra lombar (L5).

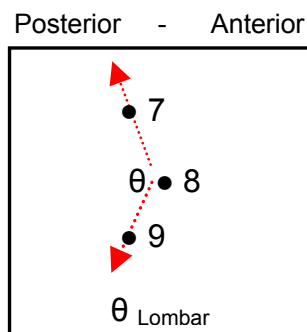


Figura 15 - Convenção do θ_{Lombar} .

Convenção - o movimento de extensão da coluna lombar é caracterizado pela diminuição do ângulo θ_{Lombar} (aumento da lordose lombar); e o movimento de flexão é caracterizado pelo aumento desse ângulo (diminuição ou retificação da lordose lombar).

4. Inclinação da pelve (lado direito) (figura 16)

Descrição - pontos anatômicos **12, 10** e um segmento de reta (**r**) paralelo ao eixo Z: 12) EIAS direita e 10) EIPS direita. A inclinação da pelve no lado direito é observada pelo ângulo formado na intersecção da reta que passa pela EIAS e EIPS, e

o segmento de reta, r , projetado sobre a EIAS direita. O ângulo foi medido no sentido horário a partir de r até o segmento de reta definido entre os pontos 10 e 12.

Convenção - o movimento de retroversão da pelve é caracterizado pela diminuição do ângulo $\theta_{\text{Pélvico D}}$; e o movimento de anteversão pelo aumento desse ângulo.

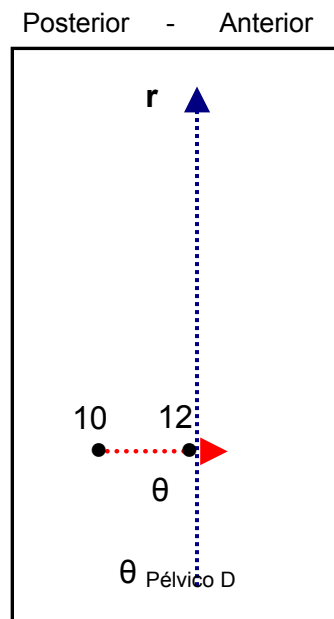


Figura 16 – Convenção do θ de inclinação da pelve, lado direito.

5. Inclinação da pelve (lado esquerdo) (figura 17)

Descrição - pontos anatômicos 13, 11 e um segmento de reta (r') paralelo ao eixo Z: 13) EIAS esquerda e 11) EIPS esquerda. A inclinação da pelve no lado esquerdo é observada pelo ângulo formado na intersecção da reta que passa pela EIAS e EIPS, e o segmento de reta, r' , projetado sobre a EIAS esquerda. O ângulo foi medido no sentido horário a partir de r' até o segmento de reta definido entre os pontos 11 e 13.

Convenção - o movimento de retroversão da pelve é caracterizado pela diminuição do ângulo $\theta_{\text{Pélvico E}}$, e o movimento de anteversão pelo aumento desse ângulo.

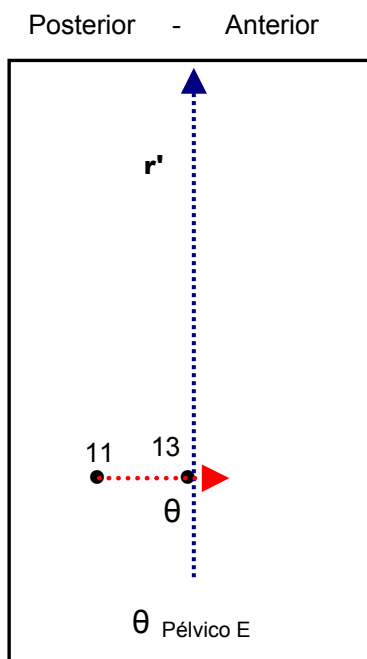


Figura 17 - Convenção do θ de inclinação da pelve, lado esquerdo

6. Ângulo da articulação do quadril direito (figura 18)

Descrição: pontos anatômicos **12**, **14** e **16**: 12) EIAS direita, e 14) centro do troncâter maior do fêmur direito, e 16) epicôndilo lateral direito do fêmur.

Convenção: o movimento de flexão é caracterizado pela diminuição do ângulo θ ; e o movimento de extensão pelo aumento do ângulo.

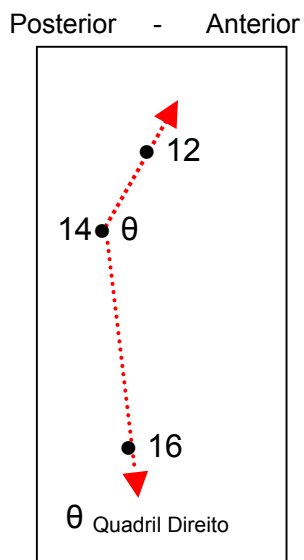


Figura 18 - Convenção do θ do quadril, lado direito

7. Ângulo da articulação do quadril esquerdo (figura 19)

Descrição - pontos anatômicos **13** , **15** e **17**: 13) EIAS esquerda, e 15) centro do troncâter maior do fêmur esquerdo, e 17) epicôndilo lateral esquerdo do fêmur.

Convenção: o movimento de flexão é caracterizado pela diminuição do ângulo θ ; e o movimento de extensão pelo aumento do ângulo.

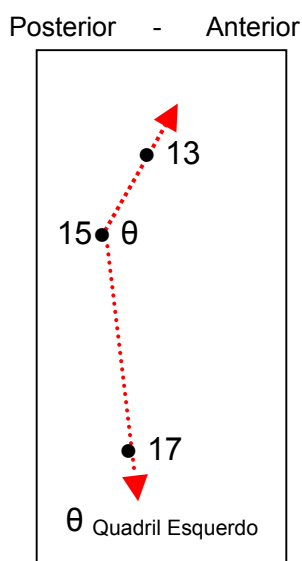


Figura 19 – Convenção do θ do quadril, lado esquerdo

8. Ângulo da articulação do joelho direito (figura 20)

Descrição - pontos anatômicos **14, 16 e 18**: 14) centro do trocanter maior do fêmur direito, 16) epicôndilo lateral do fêmur direito, e 18) maléolo lateral direito.

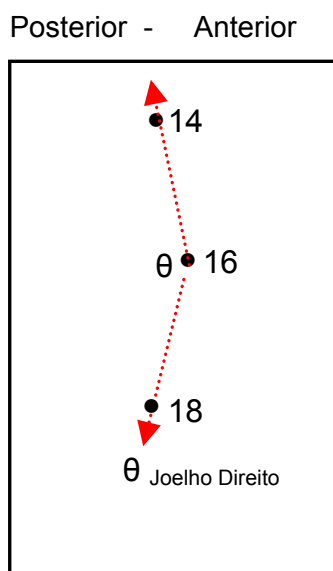


Figura 20 - Convenção do θ do joelho direito

Convenção: o movimento de flexão é caracterizado pela diminuição do ângulo θ ; e o movimento de extensão pelo aumento do ângulo.

9. Ângulo da articulação do joelho esquerdo - figura 21

Descrição - pontos anatômicos **15, 17 e 19**: 15) centro do trocanter maior do fêmur esquerdo, 17) epicôndilo lateral do fêmur esquerdo, e 19) maléolo lateral esquerdo.

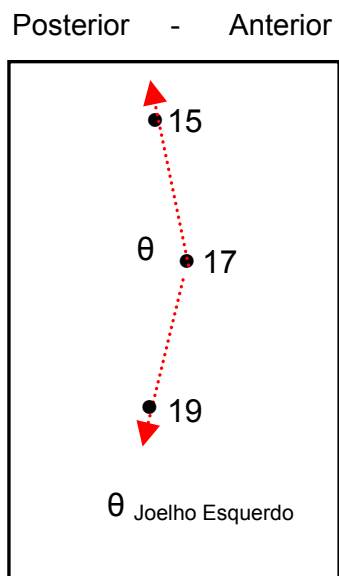


Figura 21 - Convenção do θ do joelho esquerdo

Convenção: o movimento de flexão é caracterizado pela diminuição do ângulo θ ; e o movimento de extensão pelo aumento do ângulo.

10. *Ângulo da articulação do tornozelo direito (figura 22)*

Descrição - pontos anatômicos **16, 18 e 20**: 16) epicôndilo lateral do fêmur direito, e 18) maléolo lateral direito, e 20) cabeça do metatarso V ou no cabedal do calçado no nível da cabeça do metatarso V, parte lateral direita.

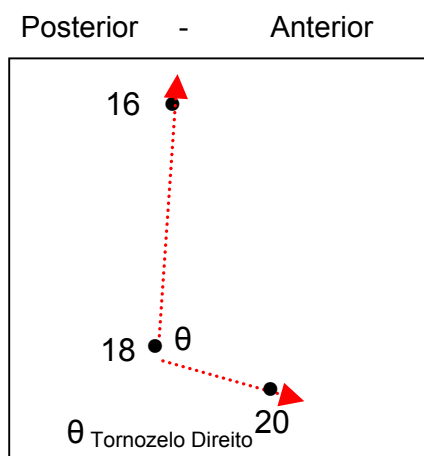


Figura 22 - Convenção do θ do tornozelo direito

Convenção: o movimento de flexão dorsal é caracterizado pela diminuição do ângulo θ ; e o movimento de flexão plantar pelo aumento do ângulo.

11. *Ângulo da articulação do tornozelo esquerdo (figura 23)*

Descrição - pontos anatômicos **17, 19 e 21**: 17) epicôndilo lateral do fêmur esquerdo, e 19) maléolo lateral esquerdo, e 21) cabeça do metatarso V ou o cabedal do calçado no nível da cabeça do metatarso V, parte lateral esquerda.

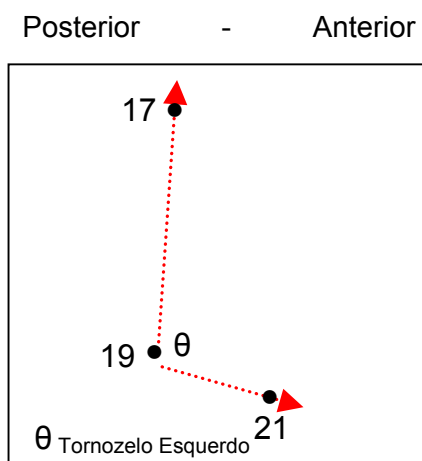


Figura 23 - Convenção do θ do tornozelo esquerdo

Convenção: o movimento de flexão dorsal é caracterizado pela diminuição do ângulo θ ; e o movimento de flexão plantar pelo aumento do ângulo.

2.4 DETERMINAÇÃO DA DECLIVIDADE DA CURVA DO SOLADO

Durante a manutenção da postura em pé, outro aspecto que deve ser considerado em relação aos calçados utilizados neste estudo é a declividade do solado. Para identificá-la, dividiu-se o solado de cada um dos modelos em três regiões distintas: 1) região de apoio do calcâneo, 2) região de apoio do arco plantar, e 3) região de apoio dos artemhos.

Ao se observar os calçados numa vista lateral, pode-se ver que o contorno superior do seu solado é uma curva (figura 24). Essa curva foi dividida nas três regiões.

1 - Região do calcâneo

2- Região do arco plantar

3- Região dos artelhos

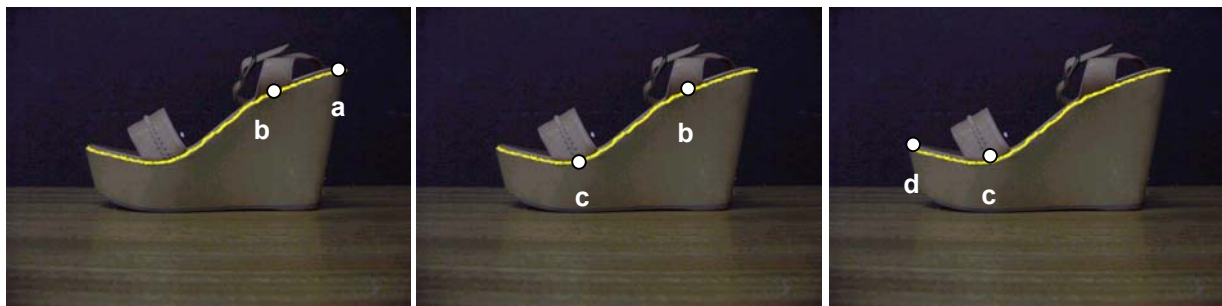


Figura 24 - Determinação da declividade do solado a partir de sua curva na vista lateral (figura meramente ilustrativa)

Essa divisão foi feita de forma subjetiva, a partir da observação do posicionamento das regiões do pé, em questão, sobre o calçado. O ponto de referência entre a região de apoio do calcâneo e a do arco plantar (**b**) corresponde ao ponto de intersecção entre a reta perpendicular ao solo, que parte da articulação calcâneo-cuboidea, e a curva do solado. E o ponto de referência entre a região de apoio do arco plantar e a dos artelhos (**c**) corresponde ao ponto de intersecção entre a reta perpendicular ao solo, que parte da cabeça do primeiro metatarso (extremidade distal do metatarso I), com a curva do solado.

Para calcular a declividade da curva do solado, realizou-se os seguintes procedimentos:

- 1) Os calçados foram fotografados no plano sagital, vista medial, com uma máquina fotográfica digital Sony (Mavica). A câmera estava fixada a um tripé (Manfrotto) localizado a 30cm do calçado.

- 2) As imagens foram armazenadas e processadas no software *Microsoft Photo Editor for Windows* (zoom de 50%). O tamanho da imagem adotada foi de 1024 x 768 pixels e a resolução das imagens foi de 118 pixels/cm.
- 3) Segmentos de retas foram interpolados entre os dois pontos (figura 24) que delimitam cada uma das três regiões. Na região de apoio do calcâneo os dois pontos de referência foram o primeiro ponto da curva, na região posterior do calçado, observado no plano sagital (**a**) e o ponto estabelecido em relação à articulação calcâneo-cuboidea (**b**); na região de apoio do arco plantar, foram o ponto **b** e o ponto referente à localização da cabeça do primeiro metatarso (**c**); na região de apoio dos artelhos, foram o ponto **c** e o último ponto da curva, na região anterior do calçado, observado no plano sagital (**d**).
- 4) Calculou-se a declividade (α) em função das coordenadas (pontos demarcados na curva do solado) de cada uma das três regiões localizadas no plano cartesiano de referência (figura 25). A fórmula utilizada foi a seguinte:

$$\alpha = \Delta Y / \Delta X$$

onde,

- α é a declividade do segmento de reta definida pelos dois pontos, medida a partir da horizontal,
- ΔY é a variação da altura do solado em uma das três regiões ($Y_2 - Y_1$), e
- ΔX é a variação do comprimento longitudinal do solado em uma das três partes estabelecidas ($X_2 - X_1$).

Plano cartesiano

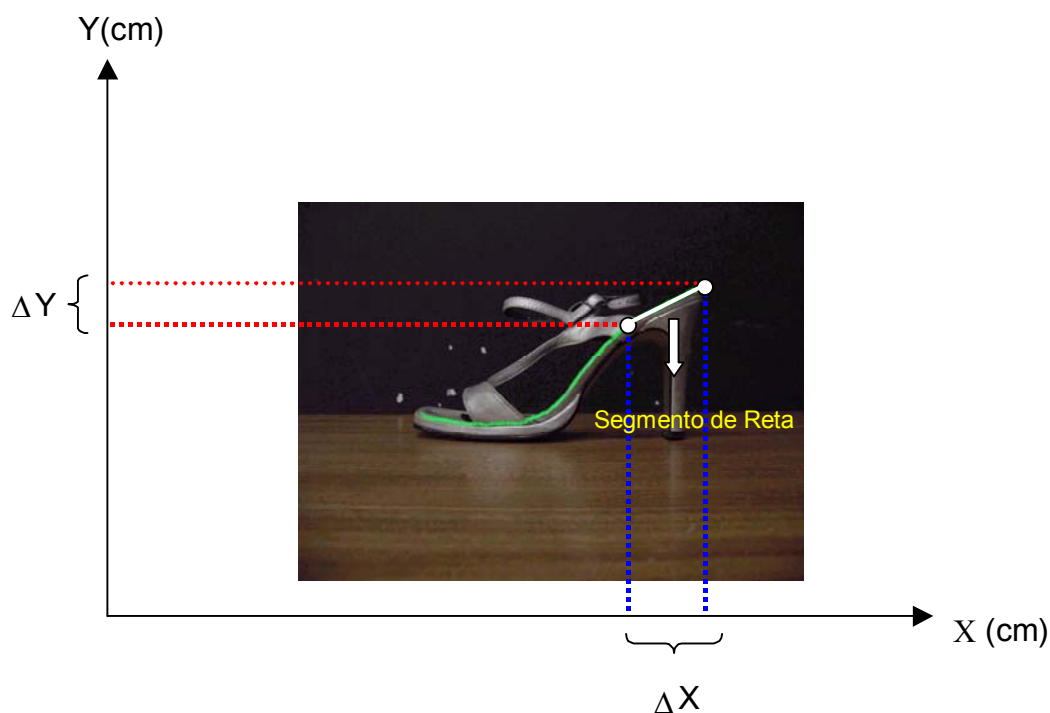


Figura 25 - Determinação da declividade da curva do solado (α) na região de apoio do calcâneo (figura meramente ilustrativa).

2.5 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

2.5.1 Dados Cinéticos

Para o tratamento estatístico dos dados referentes às quatro variáveis cinéticas, aplicou-se o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk*, o teste de *Levene* para verificar a homogeneidade dos dados, o teste para análise de variância, ANOVA *One Way*, de um fator para múltiplas variáveis dependentes, a fim de verificar se havia diferenças estatísticas significativas entre as médias dos valores percentuais da força peso aplicadas nas quatro regiões da base de sustentação obtidos nas seis condições de

calce e na condição com os pés descalços, e para o tratamento *post hoc*, adotou-se o teste de *Tukey*. Todos os procedimentos foram executados com o pacote estatístico SPSS versão 9.0.

2.5.2 Dados Cinemáticos

Para verificar se havia concordância entre as duas tomadas (filmagens) realizadas para a análise da postura corporal em pé¹⁶ - uma quando o indivíduo posicionou o pé direito sobre as plataformas de força (teste 1) e outra quando posicionou o esquerdo (teste 2) - adotou-se o teste t pareado. Utilizou-se o valor médio dos dois ângulos obtidos para cada uma das onze variáveis cinemáticas investigadas. Após o cálculo do ângulo médio das onze variáveis de cada sujeito avaliado, aplicou-se o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk*, e o teste de *Levene* para verificar a homogeneidade dos dados. Esses procedimentos foram realizados com o pacote estatístico SPSS, versão 9.0.

Para verificar se havia diferenças estatísticas da postura corporal nas seis condições de calce, comparativamente à condição pés descalços, adotou-se a análise de variância, ANOVA, utilizando delineamento em blocos casualizados. Nesse teste o indivíduo é considerado como causa de variações da postura corporal em pé (as diferenças individuais da postura em pé são consideradas na análise). E, para o tratamento *post hoc*, adotou-se o teste de comparações múltiplas de *Tukey*. Esses procedimentos foram realizados com o pacote estatístico SAS¹⁷ (*Satatistical Analysis System - for Windows*) versão 8.0.

¹⁶ Perdeu-se os dados cinemáticos de quatro sujeitos avaliados no estudo devido a problemas com o calibrador utilizado no sistema *Peak Motus 32*.

¹⁷ A adoção do SAS deve-se a possibilidade de adotar o delineamento por blocos casualizados.

Decidiu-se adotar, para todos os testes, um índice de significância onde p era menor que 0,05 uma vez que o experimento não submeteu os sujeitos da amostra a situações de risco. Apenas se propôs a identificar as influências de diferentes calçados sobre a força aplicada na base de sustentação e sobre a postura corporal em pé por indivíduos do sexo feminino.

3 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo estão apresentados o perfil da amostra, a descrição da declividade da curva do solado dos seis calçados adotados no experimento, os resultados dos percentuais da força vertical aplicados na base de sustentação (retropé e antepé), e da análise cinemática da postura corporal nas sete variáveis independentes do experimento: os seis modelos de calçado e a condição com os pés descalços.

3.1 PERFIL DA AMOSTRA

As participantes deste estudo são estudantes universitárias dos cursos de fisioterapia e de educação física da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), e da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS), residentes das cidades de Florianópolis (SC) e de Porto Alegre (RS).

O perfil do grupo amostral foi obtido através da análise dos dados antropométricos, das respostas da entrevista estruturada e das características da postura corporal de cada indivíduo, como segue:

3.1.1 Dados Antropométricos

A amostra foi constituída por onze indivíduos com massa média de $52,42 \pm 4,37$ kg, estatura média de $159,67 \pm 3,14$ cm e idade média de $23 \pm 2,24$ anos. O número do calçado usado pela amostra é 35 e 36. Além dessas medidas, verificou-se também o tamanho dos membros inferiores direito (MID) e esquerdo (MIE) e da amplitude de movimento (ADM) do tornozelo. Na tabela 2 estão apresentados os valores obtidos para cada um dos onze sujeitos do estudo.

Tabela 2 - Medidas dos membros inferiores direito (MID) e esquerdo (MIE) em centímetros, e ADM do tornozelo direito e esquerdo em graus

| Sujeitos | MID (cm) | MIE (cm) | ADM _{direito} * | ADM _{esquerdo} * |
|----------|----------|----------|--------------------------|---------------------------|
| 1 | 81 | 81 | 92 (70/22) | 90 (70/20) |
| 2 | 90 | 90 | 90 (69/21) | 87 (65/22) |
| 3 | 91 | 91,5 | 80 (60/20) | 75 (55/20) |
| 4 | 88 | 88 | 82 (60/22) | 82 (60/22) |
| 5 | 86 | 85,5 | 70 (50/20) | 69 (55/14) |
| 6 | 80 | 80 | 80 (60/20) | 85 (65/20) |
| 7 | 82 | 82 | 75 (60/15) | 80 (60/20) |
| 8 | 83 | 84,5 | 100 (72/28) | 100 (80/20) |
| 9 | 80 | 80 | 75 (60/15) | 70 (50/20) |
| 10 | 82 | 82 | 67 (52/15) | 70 (50/20) |
| 11 | 84 | 84 | 75 (60/15) | 70 (50/20) |

* Os valores de ADM do tornozelo direito e de ADM do tornozelo esquerdo, apresentados fora dos parênteses, correspondem às medidas de ADM total, e as apresentadas entre parênteses correspondem, respectivamente, às ADM de flexão plantar e flexão dorsal.

Os valores constantes na tabela 2 mostram que 8 indivíduos têm membros inferiores direito e esquerdo de mesmo tamanho; 2 apresentam uma diferença de 0,5cm entre um membro e outro; e 1 apresenta uma diferença de 1,5cm. Essa

diferença de comprimento será considerada na discussão dos resultados, caso este indivíduo apresente resultados cinéticos ou cinemáticos que destoem do restante do grupo. Já em relação a ADM do tornozelo, a amostra tem uma amplitude de flexão plantar e de flexão dorsal igual ou superior à média esperada para esta faixa etária¹⁸.

3.1.2 Freqüência do uso de salto alto, altura do salto, e tempo de uso

As informações referentes à freqüência do uso de calçado com salto alto mostram que 1 indivíduo nunca o utiliza, 3 usam somente em ocasiões especiais, 4 usam uma a duas vezes por semana, 2 usam de três a quatro vezes por semana e 1 indivíduo usa salto alto todos os dias. Nota-se que há uma heterogeneidade do grupo nesta característica.

No que se refere à altura do salto, 4 indivíduos não estão habituados ao uso do salto; 3 ao uso de calçado com 2cm de salto; 2 ao uso de calçado com salto entre 3 e 4cm; e 2 ao uso de salto entre 5 e 6cm. Nenhum deles tem o costume de usar calçados com salto maior que 6cm.

O tempo diário de uso do calçado é maior que 10 horas para oito dos onze avaliados. Dois indivíduos permanecem com os pés calçados de 6 a 8 horas por dia, e um indivíduo entre 8 e 10 horas por dia.

Diante disso, pode-se observar que tanto a freqüência do uso de calçado com salto alto quanto a altura do solado do calçado mais usado no cotidiano são variados neste grupo amostral. Somente na questão referente ao tempo diário do uso de calçado houve uma semelhança de respostas. Embora a amostra não

¹⁸ A média da ADM do movimento de flexão plantar é $(55,4 \pm 5,7)^\circ$; e a média da ADM do movimento de flexão dorsal é $(10,6 \pm 3,7)^\circ$; (NORKIN e WHITE, 1997).

apresente as mesmas características nas duas primeiras questões, ressalta-se o fato de todas elas permanecerem com os pés calçados muitas horas por dia.

3.1.3 Características Posturais

As descrições das características posturais da amostra podem ser visualizadas no apêndice C. A partir delas, pode-se buscar explicações acerca dos ajustes individuais da postura corporal durante o calce dos seis calçados.

3.2 DESCRIÇÃO DA DECLIVIDADE DA CURVA DO SOLADO DOS SEIS CALÇADOS

Na tabela 3 estão descritos os valores da declividade das três regiões do solado definidas nos seis modelos de calçado.

Tabela 3 - Valores da declividade do solado dos seis calçados usados no experimento. Calçados listados de acordo com altura do salto em ordem crescente

| Calçados | Região do calcâneo (α) | Região do arco plantar (α) | Região dos artelhos (α) |
|----------------------------|------------------------------------|--|-------------------------------------|
| C1 _{salto -0,9cm} | - 0,016 | 0,000 | -0,125 |
| C2 _{s/ salto} | 0,033 | 0,012 | -0,050 |
| C3 _{salto 5,0cm} | 0,240 | 0,638 | -0,068 |
| C4 _{salto 5,6cm} | 0,350 | 0,475 | -0,275 |
| C5 _{salto 7,5cm} | 0,283 | 0,533 | -0,260 |
| C6 _{salto 9,0cm} | 0,500 | 0,925 | -0,072 |

Os resultados da declividade do solado (α) nas regiões de apoio do calcâneo, arco plantar e artelhos foram obtidos a partir da razão entre a variação da altura do solado ($Y_2 - Y_1$) e a variação do comprimento longitudinal do solado ($X_2 - X_1$), em

cada uma das três regiões. Esses valores serão considerados na discussão dos resultados referentes à base de sustentação e à postura corporal em pé.

3.3 RESULTADOS DOS PERCENTUAIS DA FORÇA VERTICAL APLICADOS NA BASE DE SUSTENTAÇÃO: RETROPÉ E ANTEPÉ

Os resultados do tratamento estatístico, referentes às quatro variáveis cinéticas, indicaram que as médias dos percentuais da Fz dos grupos, determinados a partir de cada condição de calce, apresentaram uma distribuição normal (Apêndice D). Houve homogeneidade da variância em três das quatro variáveis cinéticas ($Fz_{\text{antepé D}}$, $Fz_{\text{retropé E}}$, $Fz_{\text{antepé E}}$), mas não houve para a variável $Fz_{\text{retropé D}}$ (Apêndice D). Todavia, decidiu-se adotar o teste para análise de variância, ANOVA *One Way*, de um fator para múltiplas variáveis dependentes, (*post hoc* de *Tukey*) a fim de verificar se havia diferenças estatísticas significativas entre as médias obtidas com as seis condições de calce e com os pés descalços.

Os resultados da ANOVA, *One Way*, e do teste de comparações múltiplas mostram diferenças estatísticas significativas sobre as quatro variáveis da base de sustentação: 1) $Fz_{\text{retropé D}}$ ($p=0,000$), 2) $Fz_{\text{antepé D}}$ ($p=0,000$), 3) $Fz_{\text{retropé E}}$ ($p=0,000$), e 4) $Fz_{\text{antepé E}}$ ($p=0,000$).

3.3.1 Pé Direito

As médias dos percentuais da força vertical aplicadas sobre o pé direito nas sete condições avaliadas são apresentadas na tabela 4. Os resultados estão normalizados pela força peso dos sujeitos avaliados.

Tabela 4 - Média dos percentuais de força vertical (Fz) aplicados no pé direito (N=11)

| Condição (N=11) | Fz Retropé D (%) | | Fz Antepé D (%) | | Total* (%) |
|--------------------|--------------------|-------|--------------------|-------|------------|
| | Média | DP | Média | DP | |
| Pés descalços | 32,2 ^{ab} | ± 3,4 | 18,1 ^{ab} | ± 2,6 | 50,3 |
| C1 salto – 0,9cm | 34,7 ^a | ± 7,0 | 15,0 ^a | ± 5,8 | 49,7 |
| C2 s/ salto | 30,8 ^{ab} | ± 3,3 | 18,2 ^{ab} | ± 3,7 | 49,1 |
| C3 salto 5,0cm | 30,2 ^{ac} | ± 4,8 | 20,1 ^{ab} | ± 4,2 | 50,3 |
| C4 salto 5,6cm | 24,4 ^c | ± 4,2 | 26,4 ^c | ± 3,9 | 50,9 |
| C5 salto 7,5cm | 26,6 ^{bc} | ± 5,0 | 23,6 ^{bc} | ± 3,9 | 50,3 |
| C6 salto 9,0cm | 24,1 ^c | ± 4,5 | 26,4 ^c | ± 4,3 | 50,5 |

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância, complementado pelo teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

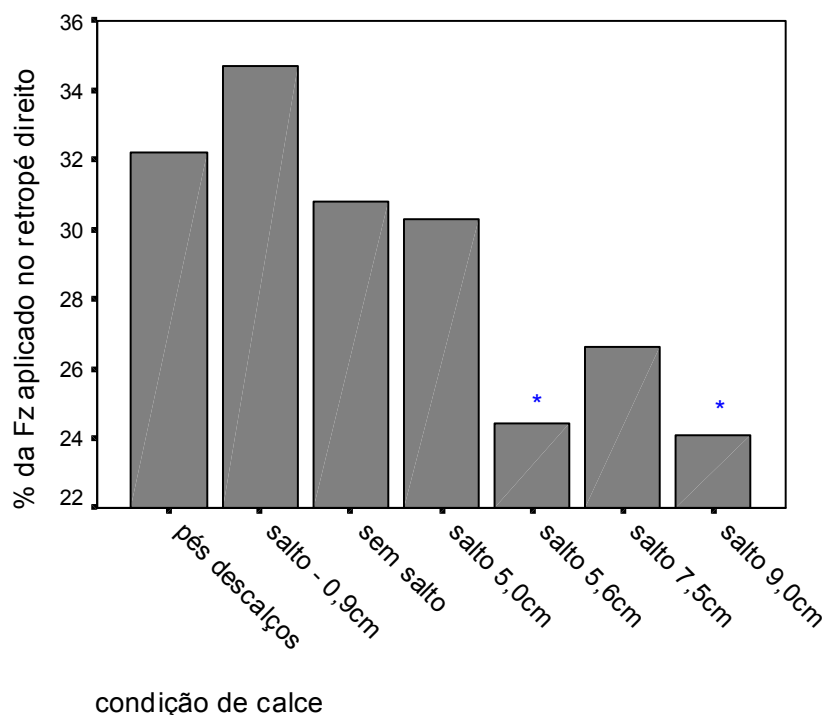
* Total: Soma dos valores percentuais médios aplicados no retropé e no antepé do pé direito.

Somando-se os valores percentuais medidos no retropé e antepé direito da base de sustentação do grupo avaliado, obtiveram-se valores percentuais entre 49,1% do PC e 50,9% do PC. Tais percentuais permitem a análise de todos os valores encontrados para a força vertical aplicada sobre o pé direito.

Os resultados das diferenças estatísticas (tabela 4) encontradas na análise de variância para o retropé e o antepé direito estão apresentados em dois blocos: 1) comparação entre a condição com os pés descalços e as seis condições de calce propostas no estudo, e 2) comparação das seis condições de calce entre si.

Retropé Direito (Fz Retropé D)

Na figura 26, pode-se observar os resultados estatísticos da comparação da Fz_{Retropé D} entre as seis condições de calce e a condição com os pés descalços.



* Calçados C4 salto 5,6cm e C6 salto 9,0cm diferem estatisticamente dos resultados encontrados para a condição com os pés descalços.

Figura 26 - Resultados estatísticos da Fz_{Retropé D} na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços

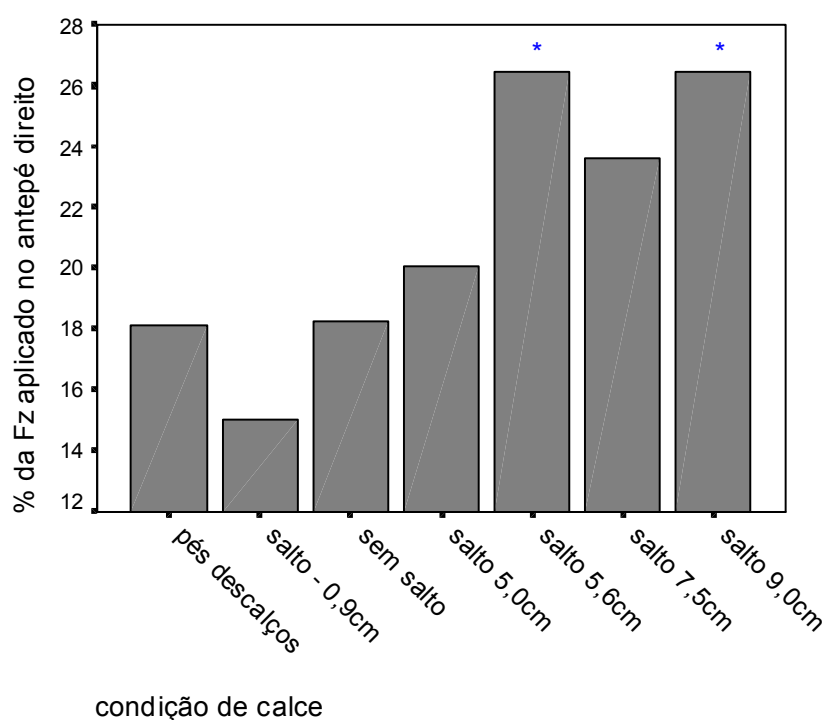
Na comparação do uso dos seis modelos de calçado com a condição pés descalços, apenas dois calçados apresentaram diferenças estatísticas significativas: os modelos **C4** salto 5,6cm ($p=0,008$) e **C6** salto 9,0cm ($p=0,004$). A média da Fz_{retropé D} aplicada com esses calçados é, respectivamente, 24,4% do PC, e 24,1% do PC, enquanto que, na condição com os pés descalços é de 32,2% do PC. As demais médias variam entre 26,2% do PC (**C5** salto 7,5cm) e 34,7% do PC (**C1** salto - 0,9cm).

Na comparação dos seis calçados entre si (tabela 4), os resultados mostram que a média da Fz_{Retropé D} do **C2_{s/ salto}** de 30,8% do PC difere estatisticamente da média do **C4** salto 5,6cm de 24,4% do PC ($p=0,041$) e do **C6** salto 9,0cm de 24,1% do PC ($p=0,025$). Mostram, também, que a média de Fz_{Retropé D} do **C1** salto - 0,9cm de 34,7% do PC difere estatisticamente das médias dos calçados **C4** salto 5,6cm de 24,4% do PC

($p=0,000$), do **C5**_{salto7,5cm} de 26,6% do PC ($p=0,003$), e do **C6**_{salto 9,0cm} de 24,1% do PC ($p=0,000$). As demais comparações não apresentam diferenças estatísticas significativas.

Antepé Direito (variável $Fz_{Antepé D}$)

Na figura 27 pode-se observar os resultados estatísticos da comparação da $Fz_{Antepé D}$ entre cada uma das seis condições de calce e a condição com os pés descalços.



* Calçados **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm} são estatisticamente diferentes da condição com os pés descalços.

Figura 27 - Resultados estatísticos da $Fz_{Antepé D}$ na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços

Novamente, há diferenças estatísticas significativas somente entre a condição com os pés descalços e os calçados **C4**_{salto 5,6cm} ($p=0,000$) e **C6**_{salto 9,0cm} ($p=0,000$). A média de $Fz_{Antepé D}$ projetada é de 18,1% do PC na condição com pés descalços, e de 26,4% do PC com o uso desses dois calçados.

Os resultados estatísticos da comparação da $Fz_{\text{antepé D}}$ dos seis modelos de calçados entre si (tabela 4) mostram que a média da $Fz_{\text{antepé D}}$ dos calçados **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm} de 26,4% do PC, cada um, difere estatisticamente dos calçados **C2**_{s/salto} de 18,2% do PC ($p=0,000$ e $p=0,000$), do **C1**_{salto -0,9cm} de 15,0% do PC ($p=0,000$ e $p=0,000$) e do **C3**_{salto 5,0cm} de 20,1% do PC ($p=0,012$ e $p=0,012$). Observa-se, também, que a média do **C3**_{salto -0,9cm}, de 15,0% do PC difere estatisticamente do **C5**_{salto 7,5cm}, de 23,6% do PC ($p=0,000$), além dos calçados **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm}, citados acima.

3.3.2 Pé Esquerdo

As médias e desvios padrões da força vertical aplicada sobre o pé esquerdo nas sete condições avaliadas são apresentadas na tabela 5. Esses resultados estão expressos em valores percentuais, normalizados pela força peso dos sujeitos avaliados.

Tabela 5 - Média dos percentuais de força vertical (Fz) aplicados no pé esquerdo (N=11)

| Condição (N=11) | Fz Retropé E (%) | | Fz Antepé E (%) | | Total* (%) |
|--------------------|--------------------|-------|--------------------|-------|------------|
| | Média | DP | Média | DP | |
| Pés descalços | 33,1 ^{ac} | ± 5,3 | 18,1 ^{ac} | ± 3,0 | 51,2 |
| C1 salto - 0,9cm | 34,9 ^a | ± 6,0 | 16,2 ^a | ± 4,3 | 51,1 |
| C2 s/ salto | 34,0 ^a | ± 6,0 | 16,9 ^a | ± 3,2 | 50,9 |
| C3 salto 5,0cm | 34,4 ^a | ± 5,3 | 17,3 ^a | ± 5,9 | 51,6 |
| C4 salto 5,6cm | 25,3 ^b | ± 4,4 | 24,9 ^b | ± 6,0 | 50,2 |
| C5 salto 7,5cm | 32,2 ^{ac} | ± 5,8 | 18,9 ^{ab} | ± 6,5 | 51,1 |
| C6 salto 9,0cm | 27,1 ^{bc} | ± 5,1 | 23,9 ^{bc} | ± 4,9 | 51,0 |

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância, complementado pelo teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

* Total: Soma dos valores percentuais médios aplicados no retropé e no antepé do pé esquerdo.

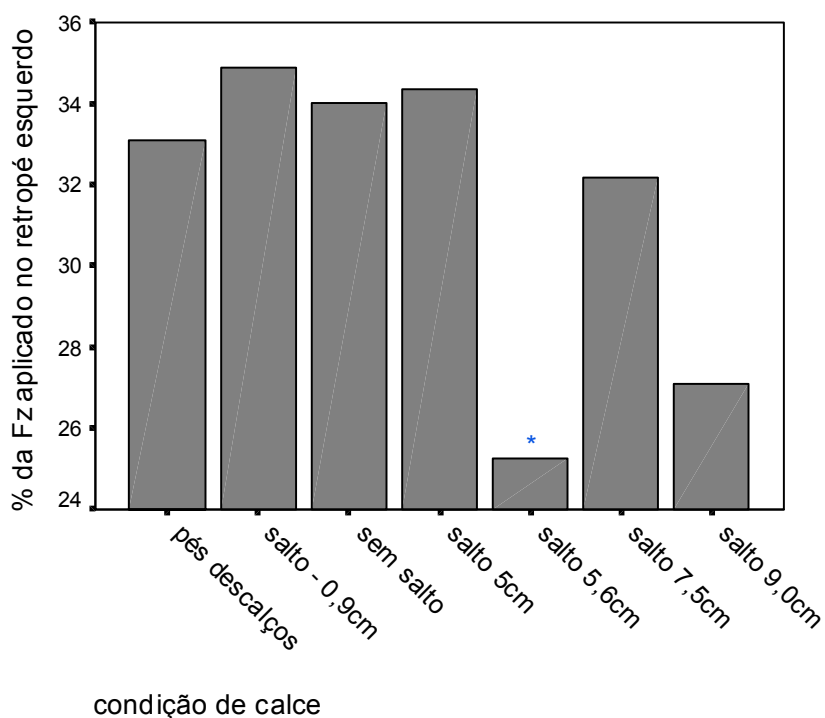
Somando-se os percentuais medidos no retropé e antepé esquerdos, obteve-se valores entre 50,2% do PC e 51,6% do PC. Novamente, os percentuais estão

próximos a 50% do PC dos sujeitos avaliados, permitindo que todos os valores encontrados para a força vertical projetada sobre o pé esquerdo sejam analisados.

Os resultados das diferenças estatísticas encontradas na análise de variância para o retropé e o antepé esquerdos também estão apresentados em dois blocos: 1) comparação entre a condição com os pés descalços e as seis condições de calce propostas no estudo, e 2) comparação das seis condições de calce entre si.

Retropé Esquerdo (variável $Fz_{Retropé E}$)

Na figura 28, pode-se observar os resultados estatísticos da comparação da $Fz_{retropé E}$ entre as seis condições de calce e a condição com os pés descalços.



* Calçado C4_{salto 5,6cm} é estatisticamente diferente da condição pés descalços.

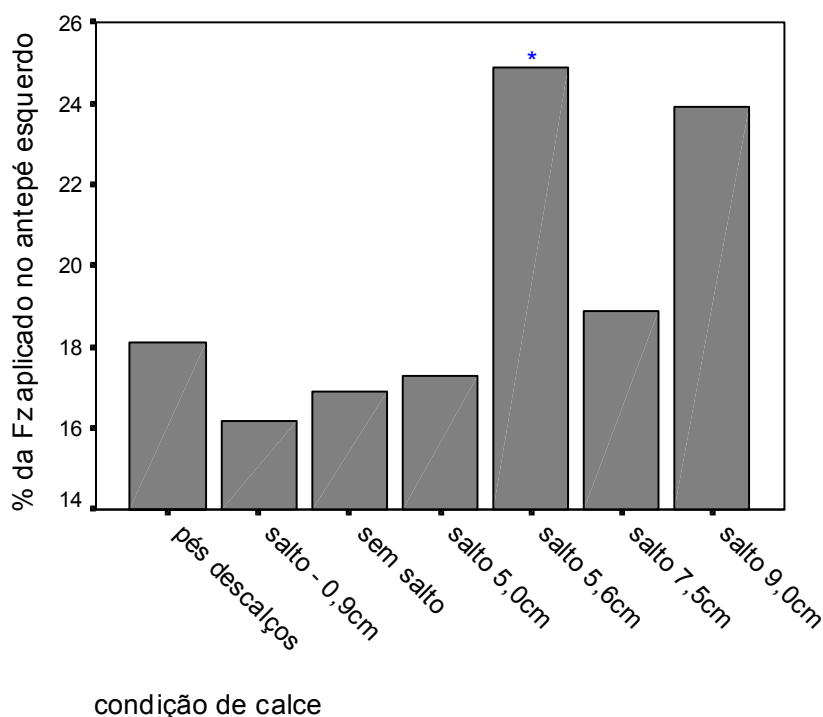
Figura 28 - Resultados estatísticos da $Fz_{Retropé E}$ na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços

Analisando-se os resultados da comparação entre os seis modelos de calçado e a condição com os pés descalços, foram encontradas diferenças estatísticas significativas somente para o **C4** salto 5,6cm ($p=0,009$). A média da $Fz_{\text{retropé E}}$ projetada é de 33,1% do PC na condição com pés descalços, enquanto a média de $Fz_{\text{retropé E}}$ decorrentes do uso do calçado (**C4** salto 5,6cm) é de 25,3% do PC. As demais médias variam entre 27,1% do PC (**C6** salto 9,0cm) e 34,9% do PC (**C1** salto -0,9cm).

Os resultados estatísticos da comparação da $Fz_{\text{Retropé E}}$ dos seis modelos de calçados entre si (tabela 5) mostram que a média da $Fz_{\text{Retropé E}}$ do **C4**salto 5,6cm, de 25,2% do PC difere estatisticamente do **C2**s/salto, de 34,0% do PC ($p=0,002$), do **C5**salto 7,5cm de 32,2% ($p=0,026$), do **C1**salto -0,9cm de 34,9% do PC ($p=0,000$) e do **C3**salto 5,0cm de 34,4% PC ($p=0,001$). Também, pode-se observar que a média do **C1**salto -0,9cm difere daquela encontrada para o **C6**salto 9,0cm, de 27,1% do PC ($p=0,007$), além do **C4**salto5,6cm, supracitado. Finalmente, verifica-se que a média do **C6**salto 9,0cm difere-se das médias obtidas para o **C2**s/salto de 34,0% do PC ($p=0,026$), e para o **C3**salto 5,0cm de 34,4% do PC ($p=0,016$). As outras comparações não apresentam resultados estatísticos significativos.

Antepé Esquerdo (variável $Fz_{\text{Antepé E}}$)

Na figura 29, pode-se observar os resultados estatísticos da comparação da $Fz_{\text{Antepé E}}$ entre os seis modelos de calçados e a condição com os pés descalços.



* C4_{salto 5,6cm} é estatisticamente diferente da condição pés descalços.

Figura 29 - Resultados estatísticos da Fz_{Antepé E} na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços

Os resultados mostram que há diferença estatística para a variável Fz_{antepé E} na comparação do **C4**_{salto 5,6cm} com a condição pés descalços ($p=0,043$). A média Fz_{antepé E}, nessa situação, é de 18,1% do PC, enquanto, naquela condição, é de 24,9% do PC. As outras médias variam entre 16,2% do PC (**C1**_{salto - 0,9cm}) e 23,9% do PC (**C6**_{salto 9,0cm}).

Os resultados estatísticos da comparação dos seis modelos de calçados entre si (tabela 5) mostram que as médias da Fz_{antepé E} dos calçados **C4**_{salto5,6cm} (24,9% do PC) e **C6**_{salto 9,0cm} (23,9% do PC) diferem estatisticamente do **C1**_{salto -0,9cm} de 16,2% do PC ($p=0,003$ e $p=0,014$), do **C2**_{s/salto} de 16,9% do PC ($p=0,007$ e $p=0,027$), e do **C3**_{salto 5,0cm} de 17,3% do PC ($p=0,012$ e $p=0,043$) respectivamente.

3.4 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS RELACIONADOS À BASE DE SUSTENTAÇÃO

De acordo com os resultados obtidos, pode-se observar que não há uma regra referente à transferência do PC do retropé para o antepé com o aumento da altura do salto do calçado, pois os percentuais da Fz não aumentaram sobre o antepé proporcionalmente à altura do salto. O uso dos calçados **C3**_{salto 5,0cm} e **C5**_{salto 7,5cm} não influenciou nos valores percentuais médios da força vertical aplicados no retropé e no antepé, comparativamente à condição de referência.

Além disso, o grupo amostral obteve respostas diferenciadas entre o pé direito e o esquerdo. O uso dos calçados **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm} diminuiu a $Fz_{\text{retropé D}}$ e elevou a $Fz_{\text{antepé D}}$, comparativamente à condição de referência. No pé esquerdo, todavia, somente o calçado **C4**_{salto 5,6cm} diferiu estatisticamente da condição de referência no que se refere aos percentuais da força vertical aplicados no retropé e antepé. Ressalta-se que o **C6**_{salto 9,0cm}, não gerou diferenças estatísticas significativas, quando comparado com os valores de referência, embora observe-se, na figura 28, uma diminuição do percentual do PC aplicado no retropé e, na figura 29, um aumento do percentual do PC aplicado no antepé esquerdo do grupo avaliado durante a manutenção da postura em pé *quasi-estática*¹⁹, usando esse calçado. Isso pode ser explicado pelas diferenças morfológicas e funcionais existentes em cada um dos pés (Manfio, 1995; Machado, 1999; Nasser, 1999). Ressalta-se, por isso, a necessidade de investigar a adaptação pé-calçado

¹⁹ O termo tem sido empregado em estudos científicos para descrever a postura em pé parada, uma vez que há oscilações do corpo na manutenção dessa posição. O termo **postura estática** deixou de ser empregado. “*Quasi*” está escrito em latim e significa quase.

separadamente, considerando o comportamento de cada um dos pés a partir de estudos antropométricos e biomecânicos da base de sustentação.

Os resultados obtidos na análise cinética desta pesquisa não estão de acordo com os autores Mylus (1993), Monteiro (1999) e Monteiro (2001), que afirmam existir um aumento proporcional do percentual da força peso aplicado no antepé, na medida que se aumenta a altura do salto. Por outro lado, eles vão ao encontro das idéias de Mathews e Wooten (1963), Nasser (1999), Nasser e Avila (1999) e Messing e Kilbem (2001), que ressaltam as características anatômicas e funcionais do pé, e mesmo do corpo humano como um todo, para explicar a capacidade de adaptação da base de sustentação a superfícies de apoio irregulares, e as compensações corporais que ocorrem na manutenção da postura em pé.

Sugere-se que o pé não seja tratado como uma peça rígida, pois ele é uma estrutura multi-articulada, capaz de se adaptar a determinados modelos de calçado com salto alto, preservando, em média, o percentual da F_z aplicado no antepé e no retropé durante a manutenção da postura em pé em curtos períodos de tempo, comparativamente à condição com os pés descalços. Associar a funcionalidade da base de sustentação e/ou da postura corporal humana a respostas padronizadas, considerando que ambas sejam determinadas por um único fator, ou seja, a altura do salto parece não ser a idéia mais adequada.

A utilização dos calçados com *design* diferente no estudo deve ser considerada. Possivelmente, outros resultados poderiam ser encontrados se a área do solado em contato com o solo, a declividade da curva do solado e os componentes que os constituem fossem controlados. Uma possível explicação para que o uso dos calçados com salto positivo de 5,0cm e de 7,5cm não tenham se diferido da condição com os pés descalços é que eles apresentam um solado do tipo

plataforma. Com esses calçados existe uma maior área de apoio na região do retropé comparativamente às condições **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm}.

Outro fator importante é a declividade oferecida pela curva do solado, cuja base de sustentação apoia-se durante o calce na posição em pé. Os valores de α encontrados neste estudo também podem contribuir com informações para explicar as diferenças estatísticas observadas. A partir da descrição da declividade da curva do solado (α), feita para as três regiões de apoio do pé sobre o solado (regiões de apoio do calcâneo, arco plantar e artelhos), podem-se sugerir algumas considerações. Os calçados **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm} têm os maiores valores da declividade na região de apoio do calcâneo, comparativamente aos outros quatro modelos. E somente eles apresentam diferenças estatísticas significativas em relação à condição com os pés descalços. Os demais calçados têm valores menores da declividade nessa região.

Ressalta-se que o calçado **C4**_{salto 5,6cm} apresentou uma declividade para o apoio do calcâneo maior que o **C5**_{salto 7,5cm}. Os valores de α foram, respectivamente, iguais a 0,350 e a 0,283. No entanto, com o uso desse modelo, não se encontrou diferenças estatísticas significativas na análise da base de sustentação. Isso pode ser um indicativo de que a curva do solado, na região de apoio do calcâneo dos calçados **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm}, seja acentuada ao ponto de enfatizar o deslizamento do pé para frente, e colabore com a aplicação de um maior percentual do PC no antepé. Na região de apoio do arco plantar, os calçados com maior altura de salto obtiveram as maiores declividades. E, na região dos artelhos, os calçados **C4**_{salto 5,6cm} ($\alpha=-0,275$) e **C5**_{salto 7,5cm} ($\alpha=-0,260$) apresentaram os maiores valores da declividade. A curva do solado nessa região pode ajudar a estabilizar o equilíbrio em pé. A declividade negativa funciona como um anteparo, onde a cabeça dos

metatarsos ficam apoiadas. Os artelhos posicionam-se em hiperextensão e não escorregam para fora do calçado. Os demais valores da declividade dos seis calçados podem ser visualizados na tabela 3 (p.71).

Destaca-se, ainda, que, com o uso do calçado **C2_{s/ salto}**, foram observadas as mesmas diferenças estatísticas encontradas para a condição pés descalços, preservando em média os percentuais da força vertical, aplicados nas duas regiões do pé direito. No pé esquerdo, entretanto, houve diferenças estatísticas em relação aos calçados **C4_{salto 5,6cm}**, e ao **C6_{salto 9,0cm}**. Com o uso do **C3_{salto 5,0cm}** também se observaram diferenças estatísticas semelhantes às encontradas na condição de referência para três das quatro variáveis cinéticas investigadas: $Fz_{\text{antepé D}}$, $Fz_{\text{retopé E}}$ e $Fz_{\text{antepé E}}$. Esse calçado, assim como o **C2_{s/salto}**, diferiu do **C6_{salto 9,0cm}** no lado esquerdo da base de sustentação.

As médias encontradas (figuras 26 e 28) para o **C1_{salto - 0,9cm}**, embora não tenham diferido estatisticamente da condição de referência, indicaram um aumento do percentual do PC aplicado no retopé direito e esquerdo. Esse aumento pode estar relacionado com o posicionamento do tornozelo em dorsiflexão durante o calce desse tipo de calçado. Em indivíduos com limitação na ADM de dorsiflexão, um maior percentual do PC pode ser aplicado sobre o retopé. Entretanto, é necessário que novas investigações sejam feitas para esclarecer esta questão.

Salienta-se que esses resultados foram verificados em um grupo amostral com idade média de 23 anos que, embora tenha um perfil heterogêneo em relação ao tipo de calçado usado no cotidiano, não apresentou limitações da ADM da articulação do tornozelo, tanto para o movimento de flexão plantar como para o de dorsiflexão.

Por isso, pode-se sugerir que as mulheres avaliadas nessa pesquisa tenham condições de se adaptar a alguns calçados com salto alto e com declividade do solado, que ofereça um apoio efetivo para o retropé e o antepé. Nesse caso, os percentuais médios do PC aplicados nas quatro regiões da base de sustentação (antepé direito, retropé direito, retropé esquerdo e antepé esquerdo) podem ser preservados, comparativamente à condição pés descalços, especialmente se a ADM de tornozelo for igual ou superior a média de referência (flexão plantar 55,4° e dorsiflexão 10,6°).

3.5 RESULTADOS DA ANÁLISE CINEMÁTICA DA POSTURA CORPORAL EM PÉ

De acordo com os resultados estatísticos encontrados para as variáveis relacionadas à postura corporal em pé, observou-se que o teste t pareado não mostrou diferenças estatísticas significativas (tabela 6), indicando que houve concordância entre a postura assumida nos dois testes realizados em cada condição de calce. Calculou-se, por isso, o valor médio encontrado nos testes 1 e 2 para as onze variáveis da postura corporal em pé.

Os resultados do teste de *Shapiro-Wilk*, indicaram que houve uma distribuição normal das médias dos ângulos das onze variáveis cinemáticas; e o teste de *Levene* indicou que houve homogeneidade na variância dos dados (Apêndice E).

Tabela 6 - Média e desvio padrão das variáveis cinemáticas nos dois testes da postura (medida 1 e medida 2) corporal me pé (N=7)

| Postura Corporal em Pé | Grupo | | | | p |
|------------------------|-------------|---------------|--------------|---------------|-------|
| | Medida 1(°) | | Medida 2 (°) | | |
| | Média | Desvio-padrão | Média | Desvio-padrão | |
| Ângulo cervical | 162,16 | ± 19,60 | 156,59 | ± 17,53 | 0,061 |
| Ângulo dorsal | 158,40 | ± 4,01 | 159,07 | ± 4,45 | 0,088 |
| Ângulo lombar | 163,77 | ± 9,63 | 161,89 | ± 8,20 | 0,378 |
| Ângulo pélvico D | 101,53 | ± 5,12 | 101,98 | ± 4,93 | 0,067 |
| Ângulo pélvico E | 100,09 | ± 6,50 | 100,00 | ± 6,56 | 0,728 |
| Ângulo quadril D | 133,90 | ± 11,27 | 133,67 | ± 10,45 | 0,770 |
| Ângulo quadril E | 140,42 | ± 14,81 | 140,73 | ± 14,91 | 0,602 |
| Ângulo joelho D | 180,01 | ± 2,66 | 180,06 | ± 3,15 | 0,856 |
| Ângulo joelho E | 180,87 | ± 3,99 | 180,52 | ± 4,02 | 0,158 |
| Ângulo tornozelo D | 131,00 | ± 14,94 | 130,47 | ± 14,64 | 0,399 |
| Ângulo tornozelo E | 127,72 | ± 15,23 | 127,19 | ± 14,76 | 0,341 |

p= nível mínimo de significância do teste t para amostra pareada

A análise de variância, ANOVA, utilizando delineamento em blocos casualizados, e o teste de comparações múltiplas de *Tukey*, mostraram variações na postura corporal dos avaliados nas seis condições analisadas comparativamente à condição com os pés descalços. No entanto, não se encontraram diferenças estatísticas significativas em sete das onze variáveis verificadas: 1) ângulo cervical, 2) ângulo dorsal, 3) ângulo lombar, 4) ângulo de inclinação pélvica (lado esquerdo), 5) ângulo do quadril direito, 6) ângulo do joelho direito, e 7) ângulo do joelho esquerdo. Houve diferenças estatísticas significativas somente para o 1) ângulo de inclinação pélvico direito ($p=0,016$), 2) ângulo do quadril esquerdo ($0,004$), 3) o ângulo do tornozelo direito ($p<0,001$) e para 4) o ângulo do tornozelo esquerdo ($p<0,001$).

As médias e os desvios padrões encontrados na posição em pé, *quasi-estática*, e as diferenças estatísticas significativas nas sete condições experimentadas estão apresentadas na tabela 7.

Tabela 7 - Média, desvio padrão e resultados estatísticos das onze variáveis da postura corporal em pé, encontrados na comparação dos seis modelos de calçado e a condição com pés descalços

| Região de medida do Ângulo | | Condição de calce | | | | | | |
|----------------------------|---------------|---------------------|---------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|----------------------|
| | | Pés descalços | C1 -0,9cm | C2 sem salto | C3 5,0cm | C4 5,6cm | C5 7,5cm | C6 9,0cm |
| Cervical | Média (°) | 158,27 ^a | 154,70 ^a | 161,63 ^a | 162,64 ^a | 154,67 ^a | 164,82 ^a | 157,25 ^a |
| | Desvio-padrão | ±15,28 | ±10,37 | ±20,17 | ±17,67 | ±10,34 | ±21,13 | ±12,81 |
| Dorsal | Média (°) | 158,04 ^a | 159,62 ^a | 159,28 ^a | 158,45 ^a | 159,63 ^a | 158,59 ^a | 158,45 ^a |
| | Desvio-padrão | ±1,75 | ±5,28 | ±4,81 | ±5,13 | ±4,74 | ±4,75 | ±4,70 |
| Lombar | Média (°) | 166,99 ^a | 161,87 ^a | 162,03 ^a | 156,92 ^a | 162,70 ^a | 164,38 ^a | 163,47 ^a |
| | Desvio-padrão | ±4,25 | ±6,55 | ±3,11 | ±5,13 | ±7,50 | ±7,88 | ±6,78 |
| Pélvico Direito | Média (°) | 100,89 ^b | 102,98 ^a | 101,81 ^{ab} | 101,95 ^{ab} | 101,00 ^b | 101,78 ^{ab} | 102,28 ^{ab} |
| | Desvio-padrão | ±5,13 | ±5,48 | ±4,89 | ±5,40 | ±5,13 | ±5,52 | ±5,44 |
| Pélvico Esquerdo | Média (°) | 99,52 ^a | 100,94 ^a | 100,59 ^a | 100,12 ^a | 99,67 ^a | 99,48 ^a | 100,34 ^a |
| | Desvio-padrão | ±7,36 | ±6,37 | ±6,69 | ±6,35 | ±6,77 | ±7,51 | ±6,54 |
| Quadril Direito | Média (°) | 136,14 ^a | 134,53 ^a | 133,81 ^a | 133,07 ^a | 133,21 ^a | 131,95 ^a | 133,63 ^a |
| | Desvio-padrão | ±10,32 | ±10,18 | ±11,25 | ±11,18 | ±10,34 | ±10,89 | ±13,42 |
| Quadril Esquerdo | Média (°) | 141,59 ^a | 147,62 ^a | 140,18 ^{ab} | 139,55 ^{ab} | 140,28 ^{ab} | 138,23 ^b | 139,45 ^{ab} |
| | Desvio-padrão | ±17,10 | ±22,39 | ±15,99 | ±15,50 | ±14,94 | ±14,86 | ±15,57 |
| Joelho Direito | Média (°) | 182,62 ^a | 179,85 ^a | 181,77 ^a | 180,16 ^a | 179,69 ^a | 180,06 ^a | 180,21 ^a |
| | Desvio-padrão | ±6,91 | ±2,65 | ±7,19 | ±3,34 | ±2,99 | ±3,17 | ±2,43 |
| Joelho Esquerdo | Média | 181,29 ^a | 180,35 ^a | 180,35 ^a | 179,61 ^a | 181,11 ^a | 180,13 ^a | 181,02 ^a |
| | Desvio-padrão | ±2,57 | ±3,62 | ±4,61 | ±4,66 | ±4,76 | ±4,72 | ±4,57 |
| Tornozelo Direito | Média (°) | 112,90 ^d | - | 115,69 ^d | - | 133,57 ^c | 142,62 ^b | 146,95 ^a |
| | Desvio-padrão | ±3,40 | - | ±2,09 | - | ±1,51 | ±3,12 | ±4,20 |
| Tornozelo Esquerdo | Média (°) | 110,12 ^c | - | 111,32 ^c | - | 131,32 ^b | 139,60 ^a | 143,10 ^a |
| | Desvio-padrão | ±2,85 | - | ±2,27 | - | ±3,00 | ±2,77 | ±5,76 |

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através da Análise de Variância, utilizando o delineamento em blocos casualizados, complementado pelo teste de Comparações Múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%. Valores expressos em graus (°).

3.5.1 Ângulo Cervical (θ Cervical)

Esta variável não apresentou diferenças estatísticas significativas entre as médias dos ângulos obtidos em cada condição de calce e a condição pés descalços, assim como nas seis condições de calce entre si (tabela 7).

Embora os resultados não tenham apresentado diferenças estatísticas significativas, observaram-se algumas variações nas medidas do ângulo na região cervical.

O valor de referência foi de $158,27^\circ (\pm 15,28^\circ)$. Durante o uso dos calçados **C2_{s/salto}**, **C3_{salto 5,0cm}** e **C5_{salto 7,5cm}**, houve uma variação média aproximada de, respectivamente, 3° , 4° e 6° de flexão da coluna cervical, indicando uma diminuição da lordose cervical; e para os calçados **C1_{salto-0,9cm}**, **C4_{salto 5,6cm}** e **C6_{salto 9,0cm}** houve variações de, aproximadamente, 4° , 4° e 1° de extensão, nessa ordem, aumentando o ângulo da lordose cervical.

3.5.2 Ângulo Dorsal (θ Dorsal)

Não foram encontradas diferenças estatísticas em relação às médias do ângulo da coluna dorsal ao compará-las nas seis situações de calce com a condição pés descalços, assim como nas seis condições de calce entre si (tabela 7).

Apesar dos resultados não apresentarem diferenças estatísticas significativas, é importante destacar algumas variações médias do ângulo. O valor de referência foi de $158,04^\circ (\pm 1,75^\circ)$. Os resultados obtidos com os calçados **C1_{salto -0,9cm}**, **C2_{s/salto}**, e **C4_{salto 5,6cm}** indicaram uma variação média de aproximadamente 1° de extensão, em todos os casos. Com o uso dos calçados **C3_{salto 5,0cm}**, **C5_{salto 7,5cm}** e **C6_{salto 9,0cm}** não foram encontradas variações na coluna dorsal comparativamente à condição pés descalços. Houve variações médias no sentido do movimento de extensão, diminuindo 1° a cifose dorsal dos avaliados nas condições de calce com salto negativo, sem salto e com salto positivo de 5,6cm.

3.5.3 Ângulo Lombar (θ Lombar)

Não foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre as médias do ângulo lombar na comparação das seis situações de calce com a condição pés

descalços, assim como na comparação das seis condições de calce entre si (tabela 7).

Embora os resultados não tenham apresentado diferenças estatísticas significativas, cabe ressaltar algumas variações médias do ângulo da região lombar. O valor de referência foi de $166,99^\circ (\pm 4,25^\circ)$. Os resultados observados, nas seis condições de calce, variaram em média de 2° (**C5**_{salto 7,5cm}) a 10° (**C3**_{salto 5,0cm}) de extensão, ou seja, houve em média aumento da lordose lombar durante a postura em pé com os seis calçados usados.

3.5.4 Ângulo de Inclinação da Pelve Direito (θ INPD)

Esta variável apresentou diferenças estatísticas significativas entre a média obtida com o uso do calçado **C1**_{salto -0,9cm} comparativamente à condição pés descalços ($p=0,042$). Com esse calçado houve um aumento de $2,09^\circ$ no ângulo, indicando um posicionamento da pelve em anteversão. Na comparação das seis condições de calce entre si, houve diferenças estatísticas significativas entre o uso do calçado **C1**_{salto -0,9cm} e o **C4**_{salto 5,6cm} ($p=0,009$). Houve uma variação de $1,98^\circ$ entre esses modelos. Os resultados das médias e do desvio padrão estão apresentados na tabela 7. Nas demais comparações, não houve diferenças estatísticas significativas.

Obteve-se como valor de referência do θ INPD o ângulo de $100,89^\circ (\pm 5,13^\circ)$. As variações médias do ângulo foram, aproximadamente, 1° de anteversão da pelve.

3.5.5 Ângulo de Inclinação da Pelve Esquerdo (θ INPE)

Esta variável não apresentou diferenças estatísticas significativas entre as médias obtidas em cada condição de calce e na condição pés descalços, assim como nas seis condições de calce entre si (tabela 7).

Mesmo não havendo diferenças estatísticas significativas, cabe ressaltar as variações médias encontradas no posicionamento pélvico do grupo avaliado na posição em pé.

Obeve-se como valor de referência do θ INPE o ângulo de $99,52^\circ (\pm 7,36^\circ)$. A partir dos resultados, notam-se variações médias de 1° de anteversão da pelve aproximadamente, com o uso dos calçados **C1**_{salto -0,9cm}, **C2**_{s/salto}, **C3**_{salto 5,0cm} e **C6**_{salto 9,0cm}, e valores médios menores que $0,3^\circ$ com o calçado **C4**_{salto 5,6cm} e **C5**_{salto 7,5cm} comparativamente à condição pés descalços.

3.5.6 Ângulo do Quadril Direito (θ Quadril D)

A variável dependente θ Quadril D não apresentou diferenças estatísticas significativas entre as médias dos ângulos obtidos em cada condição de calce e a condição pés descalços, bem como nas seis condições de calce entre si (tabela 7).

Devem-se frisar as variações observadas em relação ao posicionamento da articulação do quadril na manutenção da postura em pé, embora os resultados estatísticos não tenham apresentado diferenças estatísticas significativas.

O valor de referência encontrado para a variável θ do quadril D foi $136,14^\circ (\pm 10,32^\circ)$. Comparando-se os resultados das seis condições de calce com a condição pés descalços, observou-se variações médias de 2° (**C1**_{salto-0,9cm}), 3°

(**C2**_{s/salto}, **C3**_{salto 5cm}, **C4**_{salto 5,6cm} e **C6**_{salto 9,0cm}) e 5° (**C5**_{salto 7,5cm}) de flexão do quadril no lado direito.

3.5.7 Ângulo do Quadril Esquerdo (θ Quadril E)

A variável dependente, θ Quadril E, apresentou diferenças estatísticas significativas entre as médias dos ângulos obtidos na condição **C5**_{salto7,5cm}, comparativamente à condição pés descalços ($p= 0,011$), e entre à condição **C5**_{salto7,5cm} e a **C1**_{salto-0,9cm} ($p= 0,003$) comparando-se as seis condições de calce. No primeiro caso, houve 3,36° de variação do ângulo, indicando uma flexão do quadril com o uso do **C5**_{salto7,5cm}. No segundo, com o uso desse calçado a variação foi de 9,39° de flexão, comparativamente ao **C1**_{salto -0,9cm}.

O valor de referência encontrado para a variável θ do quadril E foi 141,59° ($\pm 17,10^\circ$). Comparando-se os resultados das outras cinco condições de calce com a condição com os pés descalços, observaram-se variações médias entre 1° (**C2**_{s/salto} e **C4**_{salto5,6cm}) e 2° (**C3**_{salto5,0cm} e **C6**_{salto9,0cm}) de flexão; e de 6° (**C1**_{salto-0,9cm}) de extensão do quadril aproximadamente.

3.5.8 Ângulo do Joelho Direto e Esquerdo (θ Joelho D e θ Joelho E)

As variáveis dependentes, θ Joelho D e θ Joelho E, não apresentaram diferenças estatísticas significativas entre as médias obtidas em cada condição de calce e a condição pés descalços, bem como nas seis condições de calce entre si (tabela 7).

Embora os resultados não tenham apresentado diferenças estatísticas significativas, podem-se observar algumas variações na articulação do joelho na manutenção da postura em pé.

Os valores de referência encontrados para as variáveis θ do joelho D e θ do joelho E foram de $182,62^\circ (\pm 6,91^\circ)$ e $181,29^\circ (\pm 2,57^\circ)$. A partir dos resultados, observaram-se variações médias de, aproximadamente, 1° de flexão (**C2_{s/salto}**), de 2° de flexão (**C3_{salto 5,0cm}**, **C5_{salto 7,5cm}** e **C6_{salto 9,0cm}**) e de 3° de flexão (**C2_{s/salto}** e **C4_{salto5,6cm}**) no lado direito; no esquerdo, 1° de flexão (**C1_{salto -0,9cm}**, **C2_{s/salto}**, e **C5_{salto 7,5cm}**), 2° de flexão (**C3_{salto 5,0cm}**) e variações menores que $0,20^\circ$ com os calçados **C4_{salto5,6cm}** e **C6_{salto 9,0cm}**.

3.5.9 Ângulo do Tornozelo Direito (θ do Tornozelo D)

A variável θ Tornozelo D apresentou diferenças estatísticas significativas entre as médias obtidas nas quatro condições de calce²⁰ analisadas e a condição pés descalços, bem como nas seis condições de calce entre si. Os resultados estatísticos significativos podem ser visualizados na tabela 7.

Na comparação do posicionamento do tornozelo direito obtido nas quatro situações de calce com a condição pés descalços ($112,90^\circ$), verificou-se que, com o uso dos três calçados com salto positivo, calçados **C4_{salto 5,6cm}** ($133,57^\circ$), **C5_{salto 7,5cm}** ($142,62^\circ$), e **C6_{salto 9cm}** ($146,95^\circ$), aumentaram as médias do θ Tornozelo D de forma significativa ($p < 0,001$ nos três casos), indicando que houve flexão plantar na articulação do tornozelo.

²⁰ Os dados do ângulo do tornozelo das condições de calce **C1_{salto-0,9cm}** e **C3_{salto5,0cm}** foram desconsiderados na análise estatística, pois não foi possível identificar a cabeça do V metatarso nas imagens gravadas, de forma consistente, durante o calce com esses calçados.

Na análise do posicionamento do tornozelo direito, comparando-se as condições de calce entre si, verificou-se que a variável θ Tornozelo D com o uso do calçado **C2_{s/salto}** diferiu-se estatisticamente ($p < 0,000$ em cada comparação) dos ângulos encontrados com os calçados **C4_{salto 5,6cm}** (aumento de $17,88^\circ$ com esse calçado), **C5_{salto 7,5cm}** (aumento de $26,93^\circ$) e **C6_{salto 9,0cm}** (aumento de $31,26^\circ$ com esse calçado). Além disso, o uso do calçado **C4_{salto 5,6cm}** diferiu-se do **C5_{salto 7,5cm}**, com o qual houve um aumento de $9,05^\circ$ ($p < 0,001$), e do **C6_{salto 9,0cm}**, cujo aumento do ângulo do tornozelo foi de $13,38^\circ$ ($p < 0,001$). O calçado **C5_{salto 7,5cm}** diferiu-se estatisticamente do **C6_{salto 9,0cm}**, indicando um aumento de $4,33^\circ$ desse ângulo ($p = 0,022$). Observou-se que com o aumento da altura do salto houve, também, um aumento do valor do ângulo, indicando o posicionamento da articulação do tornozelo em flexão plantar.

3.5.10 Ângulo do Tornozelo Esquerdo (θ do Tornozelo E)

Na tabela 7, também estão apresentados os resultados da comparação da variável θ Tornozelo E nas quatro condições de calce e na condição pés descalços; e das quatro condições de calce entre si. De acordo com os resultados encontrados, essa variável apresentou diferenças estatísticas significativas, comparando-se as quatro condições de calce analisadas e a condição pés descalços.

Na comparação do ângulo do tornozelo esquerdo obtido nas quatro situações de calce com a condição pés descalços ($110,12^\circ$), verificou-se que com o uso dos três calçados com salto positivo – calçados **C4_{salto 5,6cm}** ($131,32^\circ$), **C5_{salto 7,5cm}** ($139,60^\circ$), e **C6_{salto 9cm}** ($143,10^\circ$) – aumentaram as médias do ângulo de forma significativa ($p < 0,001$ nos três casos), indicando que houve flexão plantar na articulação do tornozelo durante o calce destes modelos.

Na análise do posicionamento do tornozelo esquerdo, comparando-se as condições de calce entre si, verificou-se que a variável θ Tornozelo E com o uso do calçado **C2**_{s/salto} diferiu-se estatisticamente ($p < 0,001$ em cada comparação) dos ângulos encontrados com os calçados **C4**_{salto 5,6cm} (aumento de $21,20^\circ$), **C5**_{salto 7,5cm} (aumento de $28,28^\circ$) e **C6**_{salto 9,0cm} (aumento de $31,78^\circ$). Além disso, o uso do calçado **C4**_{salto 5,6cm} diferiu do **C5**_{salto 7,5cm}, com o qual houve um aumento de $8,28^\circ$ ($p < 0,001$), e do **C6**_{salto 9,0cm}, cujo aumento do ângulo do tornozelo foi de $11,78^\circ$ ($p < 0,001$). No lado esquerdo, não houve diferença estatística significativa entre os calçados **C5**_{salto 7,5cm} e **C6**_{salto 9,0cm}, (variação de $3,50^\circ$ entre eles). As demais comparações não foram estatisticamente significativas. Observou-se que com o aumento da altura do salto também houve um aumento no valor do ângulo, indicando o posicionamento da articulação do tornozelo em flexão plantar.

3.6 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS RELACIONADOS À POSTURA CORPORAL EM PÉ

A partir da análise dos resultados da postura corporal em pé, cabe destacar três fatores que podem estar associados aos resultados encontrados neste estudo: (1) adaptação pé-calçado, (2) distribuição dos percentuais do PC aplicados no antepé e retropé com os calçados e (3) aspectos individuais da postura corporal em pé e das suas compensações durante o uso dos calçados.

Adaptação pé-calçados

A adaptação pé-calçado é verificada através da capacidade dos indivíduos da amostra adaptarem seus pés aos seis diferentes modelos de calçado (**C1**_{salto-0,9cm},

C2_{s/salto}, **C3_{salto 5cm}**, **C4_{salto5,6cm}**, **C5_{salto 7,5cm}**, **C6_{salto 9cm}**), associada ao ajuste da articulação do tornozelo, que apresentou variações estatísticas significativas durante o calce com os calçados²¹ **C4_{salto5,6cm}**, **C5_{salto7,5cm}** e **C6_{salto 9cm}**, comparativamente à condição pés descalços.

Isso indica que a amplitude de movimento (ADM) dessa articulação foi suficiente para manter a postura corporal em pé, ereta, sem provocar variações significativas no posicionamento dos demais segmentos corporais quando observados com os calçados **C2_{s/salto}**, **C3_{salto5,0cm}**, **C4_{salto5,6cm}**, e **C6_{salto9,0cm}**. Durante o uso desses quatro calçados o tornozelo funcionou como um eixo, a partir do qual os segmentos suprajacentes a ele se mantiveram equilibrados, pois cada modelo ofereceu uma declividade do solado e uma altura de salto diferenciada, não alterando o ângulo do tornozelo com o calçado **C2_{s/salto}**, provocando uma flexão plantar com os calçados **C4_{salto5,6cm}**, **C5_{salto 7,5cm}**, **C6_{salto9,0cm}** e, possivelmente com o **C3_{salto 5,0cm}**. Também é possível sugerir uma dorsiflexão com o calçado **C1_{salto-0,9cm}**.

Salienta-se que durante o calce do calçado **C1_{salto-0,9cm}** ocorreu diferença estatística significativa em relação a variável ângulo pélvico direito, comparativamente à condição pés descalços. Nessa situação houve anteversão da pelve. E com o uso do modelo **C5_{salto7,5cm}** observou-se uma diferença estatisticamente significativa para a variável ângulo do quadril esquerdo, em relação a condição de referência. Houve flexão da articulação do quadril com o uso do calçado com salto positivo de 7,5cm, além da flexão plantar observada no tornozelo.

²¹ Os ângulos do tornozelo obtidos com os calçados **C1_{salto-0,9cm}** e **C3_{salto5,0cm}** não são citados, por que não foi possível analisá-los. No entanto, pode-se sugerir que eles também influenciariam no posicionamento dessa articulação.

Com esses calçados, o grupo amostral apresentou compensações corporais unilaterais (ora lado direito, ora esquerdo) dos segmentos durante o calce. Isso pode ser explicado pela diferença de tamanho existente entre o membro inferior (MI) direito e esquerdo dos avaliados. A maioria das voluntárias apresentou um comprimento maior para o MI direito. É importante ressaltar que a anteversão observada na pelve durante o uso do calçado com salto negativo, não ocorreu durante o uso de calçados com salto positivo maior que 5,0cm, contrariando a idéia sugerida por alguns médicos (Monteiro, 1999). Além disso, este resultado não corrobora com as orientações e informações técnicas do calçado com salto negativo, que é recomendado para diminuir as sobrecargas observadas na lordose lombar decorrentes do uso de calçado com salto alto. Considerando-se que a pelve é a base de apoio para a coluna vertebral, relação estabelecida através da articulação sacro-ílica (onde praticamente não existe movimento²²), a troca de posição pélvica necessariamente refletirá sobre o sacro e a coluna lombar. O posicionamento da pelve em anteversão, observado com o uso do **C1**_{salto-0,9cm}, é normalmente associado ao aumento da lordose lombar. E, embora não se tenha encontrado mudanças significativas na coluna vertebral através da análise cinemática realizada no estudo, algum esforço em nível muscular pode ter ocorrido em função de tal posição pélvica. É necessário frisar ainda que uma mudança na postura corporal natural do sujeito, posicionado em pé, pode exigir um esforço maior do mesmo para mantê-la. Independentemente de ser bom ou ruim é provável que as usuárias do calçado tenham que se adaptar a nova situação encontrada, podendo sentir desconforto durante este processo.

²² Através de manipulação passiva da articulação, feita por especialista, pode-se obter algum tipo de mudança de posicionamento do sacro em relação à pelve.

Distribuição dos percentuais do PC aplicados no antepé e no retropé

O segundo fator está relacionado à distribuição dos percentuais da força vertical nos pontos de apoio, localizados no retropé e no antepé, uma vez que não houve mudanças significativas para todas as comparações feitas em relação à configuração da coluna vertebral, à pelve (lado esquerdo), ao quadril (lado direito), e aos joelhos durante o uso dos seis calçados; e, ainda, nas comparações feitas em relação à pelve (lado direito) e ao quadril (esquerdo) durante o calce de cinco dos seis calçados. A transferência de um maior percentual da força vertical para o ponto de apoio localizado no antepé deve ter sido um meio de manter a postura em pé, *quasi-estática*, sem provocar mudanças significativas nas variáveis cinemáticas durante o calce dos calçados, especialmente com o uso dos modelos com salto positivo de 5,6cm e de 9,0cm.

Aspectos individuais da postura corporal em pé e das suas compensações durante o uso dos calçados

O terceiro fator reforça a idéia de que a postura corporal é algo individual e dificilmente poder-se-iam encontrar pessoas com a postura em pé idêntica, tampouco com compensações e ajustes posturais padronizados. A partir da ficha para registros da postura corporal em pé (Apêndice C), identificaram-se algumas diferenças na postura em pé dos sujeitos avaliados no estudo. No que se refere à lordose lombar, por exemplo, observaram-se alguns indivíduos que apresentaram uma atitude postural onde se destacava um aumento dessa curvatura, outros uma retificação e outros, nenhuma alteração. Para ilustrar essa questão, pode-se ressaltar o que representa a variação média de 10° na variável ângulo lombar (aumento da lordose lombar), observada com o uso do calçado **C3**_{salto 5,0cm}. Para um

sujeito que apresentasse uma retificação da lordose lombar, corresponderia ao aparecimento de uma curvatura nessa região. Em contrapartida, para um sujeito que naturalmente tivesse essa curvatura acentuada, tal variação poderia corresponder a uma atitude postural com hiperlordose lombar. Não se encontraram, todavia, mudanças significativas²³ nas regiões da coluna vertebral neste grupo com o uso de nenhum dos seis calçados experimentados.

Para obter mais subsídios em relação à análise da postura em pé durante o uso dos calçados, seria interessante também perguntar a cada um dos sujeitos avaliados como eles se sentiram durante o calce, se eles perceberam algum desconforto ao permanecerem em pé, enfim, buscar nos usuários informações que acrescentassem aos dados cinemáticos da postura adotada em pé. Para reforçar essa questão, Lafortune (2001) destaca que as avaliações mecânicas (do calçado), biomecânicas (interação e resposta do sujeito usando o calçado) e sensoriais (sensação e percepção do sujeito usando o calçado) fornecem informações valiosas, e, além disso, há uma forte relação entre as informações fornecidas a partir destas três diferentes análises.

Acerca das variações dos ângulos em cada condição de calce, cabe destacar que os maiores valores de DP (10° a 21°) foram obtidos na região cervical, e isso pode estar associado tanto à altura do CG da cabeça, segmento corporal localizado mais distante do solo, como às características anatômicas das vértebras cervicais que contribuem para a mobilidade dessa curvatura da coluna. Estes dois fatores somados pressupõem um desafio ao controle dessa variável durante a postura em

²³ O teste estatístico adotado (Anova / delineamento por blocos casualizados) considera o indivíduo como causa de variação, portanto as diferenças individuais são consideradas neste modelo.

pé, independente do modelo de calçado utilizado. Os valores do DP no quadril direito (10° a 13°) e no esquerdo (15° a 22°), também podem ser destacados. Essas variações podem estar associadas ao controle da pelve e do tronco e, mesmo, do CG do corpo do indivíduo ao permanecer em pé. A articulação do quadril é uma articulação esferóide, que possui três graus de liberdade de movimento: flexão-extensão, abdução-adução e rotação interna-externa (Smith e cols., 1997), talvez, por isso, ocorreram pequenas variações no posicionamento desta articulação, que não estejam associadas especificamente ao uso dos calçados (exceto **C5**_{salto7,5cm} lado esquerdo). As diferenças existentes entre os lados direito e esquerdo podem ter relação com as assimetrias, tanto no tamanho dos membros inferiores como no alinhamento postural dos pés, tornozelos, joelhos e, mesmo, do quadril da amostra. As estruturas que se localizam abaixo da articulação do quadril sustentam-no e orientam-no no espaço.

Diante dos resultados encontrados, salienta-se que a idéia associada ao uso de calçado com salto alto, ou seja, o aumento da lordose lombar e o posicionamento da pelve em anteversão não foi encontrada neste estudo. Isso está de acordo com Linder e Saltzman (1998) e Lateur e cols. (1991), que ressaltam não haver documentação consistente em relação a tal idéia. No entanto, também não foi encontrado uma retificação da lordose lombar como referido pelos autores Opila e cols. (1988) e Lee e cols. (2001). Deve-se considerar, que esses resultados foram verificados para um grupo de mulheres jovens que usam calçados números 35 e 36, sem restrição de movimento na articulação do tornozelo. Infere-se, todavia, que novos estudos podem ser feitos, em diferentes faixas etárias e numerações de calçado, para esclarecer estas divergências de resultados. Talvez a adoção de um tempo maior de permanência do indivíduo na posição em pé com os calçados, antes

da avaliação biomecânica da postura corporal, possa influenciar no posicionamento dos diferentes segmentos corporais.

Os resultados obtidos neste estudo, ou seja, a verificação biomecânica da influência dos três tipos de solados (com salto negativo, sem salto e com salto positivo) sobre a postura corporal em pé dos avaliados, é restrita aos seis calçados utilizados, uma vez que se tratam de modelos distintos. Essa colocação deve ser frisada, pois se observou na revisão de literatura que, além de haver poucos detalhes acerca dos modelos de calçados utilizados, não havia uma padronização nem dos componentes que constituíam os calçados, nem do *design* do cabedal e do solado. Além disso as variações ocorridas na postura corporal em pé são atribuídas especificamente ao uso de calçado com salto alto. Defende-se a idéia que as características do calçado (a altura e o *design* do salto, a espessura do solado, o tipo de cabedal e os componentes adotados em cada uma dessas partes) devam ser consideradas na análise da influência do uso do calçado. E, ainda, de acordo com a descrição da declividade da curva do solado dos seis calçados, pode-se sugerir que a curva do solado seja um fator importante a ser considerado nos próximos estudos, tanto em relação à aplicação dos percentuais da força peso na base de sustentação, quanto em relação à manutenção da postura em pé.

4 RESPOSTAS ÀS QUESTÕES DA PESQUISA

4.1 QUESTÃO 1.6.1

Há influência do uso do calçado com salto negativo nos valores percentuais da força peso aplicados sobre o antepé e o retropé dos indivíduos avaliados na posição em pé, comparativamente à condição pés descalços?

Resposta: O uso do calçado com salto negativo ($C1_{\text{salto } -0,9\text{cm}}$) não influenciou de forma significativa os percentuais da força peso aplicados no retropé e no antepé do grupo avaliado na manutenção da postura corporal em pé. Entretanto, deve-se salientar que os valores médios dos percentuais da Fz, aplicados sobre o retropé direito e esquerdo, foram os maiores entre as sete condições estudadas.

4.2 QUESTÃO 1.6.2

Há influência do uso do calçado com salto negativo sobre o posicionamento do tornozelo²⁴, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral durante a postura em pé, comparativamente à condição pés descalços?

Resposta: O uso do calçado com salto negativo ($C1_{\text{salto } -0,9\text{cm}}$) não influenciou de forma significativa o posicionamento do joelho, do quadril, e da coluna vertebral durante a manutenção da postura em pé, comparativamente à condição com os pés descalços. Houve influência unilateral sobre a pelve (lado direito), indicando um posicionamento em anteversão. Não houve outras mudanças significativas na postura corporal em pé durante o uso desse modelo.

4.3 QUESTÃO 1.6.3

Há influência do uso do calçado sem salto nos percentuais da força peso aplicados no retopé e no antepé dos indivíduos na postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Resposta: Com o uso do calçado sem salto ($C2_{\text{s/salto}}$), os percentuais da força peso, aplicados no retopé e no antepé dos indivíduos avaliados durante a manutenção da postura em pé, não foram alterados comparativamente à condição com os pés descalços.

²⁴ Os dados cinemáticos da variável ângulo de tornozelo com o uso do calçado com salto negativo não foram considerados para a análise estatística, pois não foi possível localizar o V metatarso de forma consistente.

4.4 QUESTÃO 1.6.4

Há influência do uso do calçado sem salto no posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral dos indivíduos durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Resposta: O uso do calçado sem salto (**C2_{s/salto}**) não influenciou a postura corporal em pé do grupo avaliado, uma vez que as variações dos ângulos - do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve, da coluna lombar, dorsal e cervical - não foram estatisticamente significativas quando comparadas à condição com os pés descalços.

4.5 QUESTÃO 1.6.5

Há influência do uso dos calçados com salto positivo, com altura do salto maior que 5cm, nos percentuais de força peso aplicados no retropé e no antepé dos indivíduos durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Resposta: Dos três calçados com salto positivo maior que 5cm usados no estudo, **C4_{salto 5,6cm}** influenciou significativamente os percentuais da força peso aplicados no antepé e no retropé direito e esquerdo; **C6_{salto 9cm}** influenciou de forma estatisticamente significativa as variáveis cinéticas verificadas no pé direito, e se verificou um aumento percentual médio da força aplicada no antepé esquerdo; e **C5_{salto 7,5cm}** não influenciou significativamente os percentuais da força aplicados na base de sustentação.

4.6 QUESTÃO 1.6.6

Há influência do uso dos calçados com salto positivo, com altura do salto maior que 5cm, no posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral dos indivíduos na postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Resposta: O uso de dois calçados com salto positivo com salto maior que 5cm (**C4_{salto 5,6cm}** e **C6_{salto 9cm}**) não influenciou os ângulos do joelho, do quadril, da pelve, da coluna lombar, dorsal e cervical, mas alterou de forma significativa o ângulo do tornozelo (direito e esquerdo) dos avaliados durante a manutenção da postura em pé; com esses calçados houve flexão plantar nos tornozelos. O uso do calçado **C5_{salto 7,5cm}** não influenciou os ângulos do joelho, do quadril (direito), da pelve, da coluna lombar, dorsal e cervical, mas alterou de forma significativa o ângulo quadril (esquerdo) e do tornozelo (direito e esquerdo) dos avaliados durante a manutenção da postura em pé. Durante o uso desse calçado a articulação do quadril (direito) flexionou, e os tornozelos estavam em flexão plantar.

4.7 QUESTÃO 1.6.7

Há influência do uso do calçado com salto positivo, com altura do salto de 5cm, nos percentuais da força peso aplicados sobre o retopé e o antepé dos indivíduos avaliados durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Resposta: Os percentuais da força peso aplicados no retopé e no antepé do grupo avaliado não foram influenciados pelo calçado com o salto de 5cm (**C3_{salto 5cm}**)

na manutenção da postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços.

4.8 QUESTÃO 1.6.8

Há influência do uso do calçado com salto positivo, com altura do salto de 5cm, no posicionamento do tornozelo, do joelho, do quadril, da pelve e da coluna vertebral durante a postura corporal em pé, comparativamente à condição com os pés descalços?

Resposta: O uso do calçado com salto positivo ($C3_{\text{salto } 5\text{cm}}$)²⁵ não influenciou significativamente os ângulos do joelho, do quadril, da pelve, da coluna lombar, dorsal e cervical do grupo avaliado durante a manutenção da postura corporal em pé.

²⁵ Não são consideradas as variáveis ângulo do tornozelo direito e esquerdo, pois seus valores não foram verificados de forma consistente devido a problemas na identificação do metatarso V.

5 CONCLUSÕES

Restringindo-se a análise dos resultados ao grupo avaliado durante o calce dos seis modelos de calçados experimentados, apresentam-se as seguintes conclusões:

- Houve influência de dois calçados com salto positivo maior que 5cm nas variáveis cinéticas da base de sustentação: o calçado com salto de 5,6cm e o com salto de 9cm.
- O uso dos calçados com salto negativo (**C1_{salto-0,9cm}**), sem salto (**C2_{s/salto}**), com salto positivo de 5cm (**C3_{salto 5,0cm}**) e com salto positivo de 7,5cm (**C5_{salto7,5cm}**) não influenciaram as variáveis cinéticas da base de sustentação de forma significativa durante a manutenção da postura em pé.
- Não houve influência sobre os ângulos do joelho, quadril, pelve, coluna lombar, dorsal e cervical durante o uso dos calçados **C2_{s/salto}**, **C3_{salto 5,0cm}**, **C4_{salto 5,6cm}** e **C6_{salto 9,0cm}**.
- Não houve influência sobre os ângulos do joelho, quadril, coluna lombar, dorsal e cervical com o uso do calçado **C1_{salto-0,9cm}**. Entretanto houve

- anteversão pélvica (lado direito) comparativamente à condição pés descalços.
- Não houve influência sobre os ângulos do joelho, pelve, coluna lombar, dorsal e cervical com os uso do calçado **C5_{salto 7,5cm}**. Todavia, houve flexão unilateral do quadril (lado esquerdo), durante o uso do calçado comparativamente à condição com os pés descalços.
 - Houve mudança no posicionamento da articulação do tornozelo com o uso dos três calçados com salto positivo analisados durante a postura corporal em pé: **C4_{salto 5,6cm}**, **C2_{salto 7,5cm}** e **C5_{salto 9cm}**.
 - É possível que a manutenção da postura em pé durante o uso dos diferentes calçados, que não se diferiram estatisticamente da condição com os pés descalços, seja explicada por três fatores: 1) adaptação do pé ao calçado, associado ao ajuste da articulação do tornozelo com os calçados **C4_{salto 5,6cm}**, **C2_{salto 7,5cm}** e **C5_{salto 9cm}**; 2) a aplicação de um maior percentual da força peso no antepé, especialmente com os calçados **C4_{salto 5,6cm}** e **C5_{salto 9cm}**; e 3) a postura corporal é individual e dificilmente poder-se-iam encontrar indivíduos com postura corporal idêntica ou compensações posturais padronizadas.
 - A altura do salto não foi a única característica dos calçados determinadora do aumento dos percentuais do PC aplicados no antepé direito e esquerdo.
 - A descrição da declividade da curva dos solados dos calçados – nas regiões de apoio do calcâneo, do arco plantar e dos artemhos – 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.

- O perfil da amostra deve ser considerado: os resultados foram verificados para um grupo de mulheres jovens, sem restrição da ADM do tornozelo, sem história de lesões músculo-esqueléticas e para a numeração 35 e 36.

6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

As limitações do estudo compreendem os seguintes aspectos:

- O pequeno número de indivíduos para análise dos dados cinéticos ($n=11$), e cinemáticos ($n=7$).
- A falta de controle de outras características do calçado, tais como *design* do cabedal e do solado, palmilha de montagem, palmilha de acabamento, forro do cabedal, medidas de área do solado do calçado em contato com solo, entre outras.
- A adoção do posicionamento em pé, com os cotovelos flexionados e as mãos apoiadas junto ao esterno, o que pode levar a um deslocamento anterior do CG, comparativamente a posição em pé com os braços ao longo do corpo. No entanto, isso gera um erro de medida sistemático, uma vez que todos os sujeitos posicionaram-se com esta postura em cada uma das condições analisadas. Optou-se por esse posicionamento para garantir a visualização e identificação dos pontos do quadril e da pelve durante a análise cinemática.

Essa alternativa também foi adotada em estudos prévios (Lateur e cols., 1991; Lee e cols., 2001).

- O tempo de duração da coleta de dados ($t=1,5s$), em cada uma das condições de calce, não permite estender os resultados encontrados no estudo para todo o período de tempo transcorrido entre o posicionamento em pé do indivíduo até o instante em que a coleta de dados acontecia, pois a postura corporal em pé não é estática.

7 SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS

Diante disso, sugere-se que, em estudos futuros, a análise cinemática da postura corporal em pé seja complementada, com análise eletromiográfica de músculos relacionados ao equilíbrio ortostático, com registro das características posturais dos avaliados, com análise subjetiva em relação à sensação de conforto dos avaliados durante o uso dos calçados e com um tempo maior de calce previamente à avaliação biomecânica da base de sustentação e da postura corporal em pé.

É pertinente, também, formar diferentes grupos amostrais, agrupando indivíduos de acordo com as semelhanças de posicionamento de cada um dos segmentos corporais avaliados no estudo, ou ainda, pelos desvios posturais observados durante a manutenção da postura corporal em pé.

REFERÊNCIAS

- AMADIO, A.C.; VECCHIA, E.D.; FERNANDES, E.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M.; MOURA, N.A.; COSTA, P.H.L.; ARAÚJO, R.C. *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica - EEFUSP. Departamento de Biodinâmica do Movimento. Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo: 1996. p. 118-120.
- BARROS, A.L.P.; SILVA, A.M.; OLIVEIRA, L.F.; IMBIRIBA, L.A., GARCIA, M.A.C. Índice estabilométrico em suporte uni/bipodal. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis - SC. *Anais*, p. 241-244, 1999.
- BENZ, D.A.; STACOFF, A.; BALMER, E.; DURRER, A.; STÜSSI, E. *Walking Pattern with Missigh-heel shoes*. Laboratory for Biomechanics ETH Zurich, Switzerland. 11th Conference of the ESB, Toulouse, France, p. 132, 1998.
- BETTS, R.P.; FRANKS, C.I.; DUCKWORTH, T.; BURKE, J. Static and dynamic foot-pressure measurements in clinical orthopedics. *Med. Biol. Eng. Comput.*, v. 18, p. 674-684, 1980.
- CAVANAGH, P.R.; RODGERS, M.M.; LIBOSHI. A pressure distribution under symptom-free during barefoot standing. *Foot & Ankle*, v. 7, n. 5, 1980.
- CRISTOFARI, M.F.; ESTRYN-BEHAR, M.; KAMINSKI, M.; PEIGNE, E. Le travail des femmes a hospital. *Informations Hospitalieres*, p. 22-23, 48-62, 1989.
- CUNHA, R.F.; MAINO, J.R.; DAMACENA, C.; SILVEIRA, J.B.; HOFSTÄTTER, C.R.; DAUT, F. Pesquisa revela principais problemas dos calçados. Equipe FEEVALE. *Revista Tecnicouro: Ergonomia a Ciência da Saúde*, v. 22, n. 3, p. 19-21, 2001.
- DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZARTSIORSKY, V.M. Stabilographic Analysis of Unconstrained Standing. *Ergonomics*, v. 43, p. 1824-1839, 2000.
- FERNANDES, E.; AMADIO, A.C. *Estudo Biomecânico da Avaliação Postural*. Monografia. Escola de Educação Física da Universidade de São Paulo. São Paulo, 1996.
- FERNANDES, E.; AMADIO, A.C.; MOCHIZUKI, L. Estudo Biomecânico dos Métodos de Avaliação Postural. VII Congresso Brasileiro de Biomecânica. *Anais*, p. 413-418, 1997.

- FERREIRA, A.B.H. *Novo Dicionário Aurélio Século XXI: o dicionário da língua portuguesa*. 3. ed. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1999.
- FIALHO, C.B.; VIEIRA, A.; LOSS, J.; SOUZA, J.L. Amplitude de oscilação do centro de pressão em quatro bases de apoio durante a avaliação da postura ortostática. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado: RS. *Anais*, v.2, p. 100-104, 2001.
- FIALHO, C.B.; CABRAL, P.A.; SOUZA, J.L. Postural Alignment with Different Shoes and Barefoot. IV World Congress of Biomechanics, Calgary (AB): Canadá. *Anais*, 2002.
- FRANK, H.N. *Atlas de Anatomia Humana*. Tradução de Jacques Vissoky. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998.
- FRANKLIN, M.E.; CHENIER, T.C.; BRAUNINGER, L.; COOK, H.; HARRIS, S. Effect of positive heel inclination on posture. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v. 21, n. 2, p. 94-99, 1995.
- FREY, C. Foot Health and Shoewear for Women. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, n. 372, p. 32-44, 2000.
- GEIB, F.O. Relação dos Perímetros dos pés com a forma e o calçado segundo critérios de conforto. *Revista Tecnicouro*, Novo Hamburgo-RS, v. 21, n. 8, 2000.
- HALL, S. *Biomecânica Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.
- HANCE, L.; WINKEL, J.; JORGENSEN, K. Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. University of Copenhagen, Denmark. *Applied Ergonomics*, v. 29, p. 217-224, 1998.
- HENNING, E.E. O calçado e a saúde dos pés. *Revista Tecnicouro*, v. 11, n. 4, p. 38-46, 1989.
- KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. *Músculos Provas e Funções com Postura e Dor*. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.
- KRAESKI, H.M.; AVILA, A.O.V.; ANDRADE, M.C.; NUCCI, M. Reconstrução 3D: Estudo de Erros na Obtenção das Coordenadas Espaciais. Laboratório de Biomecânica CEFID/UDESC. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis-SC. *Anais*, p. 351-356, 1999.
- LAFORTUNE, M.A. Measurement and Interpretation of Biomechanical, Perceptual and Mechanical Variables. Nike Sport Research Laboratory. I Simpósio Brasileiro de Biomecânica do Calçado. Gramado-RS. *Anais*, p. 17, 2001.
- LATEUR, B.J.; GIACONI, R.M.; QUESTAD, K.; LEHMANN, J.F. Footwear and Posture: Compensatory Strategies for Heel Height. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*; v. 70, p. 246-254, 1991.
- LEE, C.M.; JEONG, E.H.; FREIVALDS, A. Biomechanical effects of wearing high heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, v. 28, p. 321-326, 2001.
- LIMA, M.R.S.; TANAKA, C.; GREVE, I.A. Caracterização da postura, do centro de aplicação da força vertical e do pico de pressão plantar estático em atletas velocistas de elite. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado-RS. *Anais*, v. 2, p. 49-53, 2001.

- LINDER, M.; SALTZMAN, C.L. A history of medical scientists on high heels. *International Journal of Health Services: planning, administration, evaluation*, v. 28, n. 2, p. 201-225, 1998.
- MACHADO, D.B.; HENNIG, E.M.; RHIEHLE, H. Análise da influência do calçado na distribuição de pressão plantar de uma população infantil durante atividades locomotoras. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis-SC. *Anais*, p. 573-578, 1999.
- MANFIO, E.F. (1995) *Estudo de parâmetros antropométricos e biomecânicos do pé humano para a fabricação de calçados segundo critérios de conforto, saúde e segurança*. Santa Maria, UFSM, 1995. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Santa Maria, 1995.
- MANFIO, E.F.; MOTA, C.B.; ÁVILA, O.V. Análise da pressão plantar em sujeitos descalços na posição em pé. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, Brasília-DF. *Anais*, p. 22-229, 1995.
- MATHEWS, D.K.; WOOTEN, E.P. Analysis of oxygen consumption of women while walking in different styles of shoes. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 44, p. 569-571, 1963.
- MENS, H.B.; SHERRINGTON, C. The Footwear Assesment Form: a reliable clinical tool for the assessment of footwear variables of relevance to postural stability in older adults. *Clinical Rehabilitation*, v. 14, p. 657-664, 2000.
- MESSING, K.; KILBOM, A. Standing and very slow walking: foot pain-pressure threshold, subjective pain experience and work activity. Université du Québec à Montreal, Canadá. *Applied Ergonomics*, v. 32, p. 81-90, 2001.
- MOCHIZUKI, L.; ÁVILA, A.O.V.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Interpretação preliminar de parâmetros biomecânicos na variação da posição dos apoios na manutenção da postura ereta. VIII congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis-SC. *Anais*, p.119-123, 1999.
- MOCHIZUKI, L.; ÁVILA, A.O.V.; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Estudo sobre variáveis biomecânicas relacionadas aos ajustes posturais durante a postura ereta. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado-RS. *Anais*, p. 121-126, 2001.
- MONTEIRO, V.A. *Ergonomia, Design e Conforto no Calçado Feminino*. Rio de Janeiro, PUCRJ, 1999. Dissertação (Mestrado). Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro - Departamento de Artes, Rio de Janeiro, 1999.
- MONTEIRO, V.A. (2001) Calçado Feminino: Ergonomia e Design. *Revista Tecnicouro*, Novo Hamburgo-RS, v. 21, n. 9. 2001.
- MUNIZ, A.M.S.; MORO, A.R.P.; AVILA, A.O. Um Estudo Comparativo da Curvatura Vertebral na Posição Sentada a partir da Reconstrução 3D. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis-SC. *Anais*, p. 255-259, 1999.
- MYLIUS, M.S. *O Sapato: conhecer bem para vender melhor – Um manual para o lojista*. Novo Hamburgo: Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins (CTCCA), 1993.
- NASSER, J.P. *Estudo da Variação do Arco Plantar Longitudinal com Apoio do Calcâneo em Diferentes Alturas*. Santa Maria, UFSM, 1999. Tese (Doutorado) Universidade Federal de Santa Maria, Faculdade de Educação Física. Santa Maria, 1999.

- NASSER, J.P.; ÁVILA, A.O.V. Distribuição de força relativa na região anterior do pé em diferentes alturas de apoio do calcâneo. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica. Florianópolis-SC. *Anais*, p. 609-612, 1999.
- NASSER, J.P.; ÁVILA, A.O.V. Determinação na conformação do arco plantar longitudinal em diferentes alturas de apoio do calcâneo. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis-SC. *Anais*, p. 231-235, 1999.
- NIKE, INC. *Athletic Shoe Cushioning*. Nike Sport Research Review. September/November, 9000 S.W. Nimbus Drive Bearverton, Oregon 97005, USA, 1988.
- NIKE, INC. *Rearfoot Stability*. Nike Sport Research Review. November/December, 9000 S.W. Nimbus Drive Bearverton, Oregon 97005, USA, 1989.
- NORKIN, C.C.; WHITE, D.J. *Medida do Movimento Articular*. Manual de Goniometria. 2. ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 1997.
- NYSKA, M.; McCABE, C.; LINGE K.; KLENERMAN, L. Plantar Foot Pressures During Treadmill Walking with High-Heel and Low-Heel Shoes. *Foot & Ankle International*, v. 17, n. 11, p. 662-666, 1996.
- OLIVER, J.; MIDDLEDITCH, A. *Anatomia Funcional da Coluna Vertebral*. Rio de Janeiro: Revinter, 1998.
- OPILA, K.A.; WAGNER, S.S.; SCHIOWITZ, S.; CHEN, J. Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*, v. 13, n. 5, p. 542-547, 1988.
- RYAN, G.A. The prevalence of musculo-skeletal symptoms in supermarkets workers. *Ergonomics*, v. 32, p. 359-371, 1989.
- SAMMARCO, G.J. (ed.); STEPHENS, M.M. Diabetic Foot Function. Reprinted from: *The Foot in Diabetes*. Copyright Lea & Febiger, Philadelphia, p. 36-53, 1991.
- SEKIZAWA, K.; SANDREY, M.A.; INGERSOLL, C.D.; CORDOVA, M.L. Effects of Shoe Sole Thickness on Joint Position Sense. *Gait and Posture*, v. 13, p. 221-228, 2001.
- SMITH, L.K.; WEIS, E.L.L. *Cinesiologia Clínica de Brunnstrom*. 5. ed. São Paulo: Manole, 1997.
- SNOW, R.; KEITH, R.W. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil*, v. 75, n. 5, p. 568-576, 1994.
- WIECZOREK, S.A.; DUARTE, M.; ZATSIORSKI, V.M. Manutenção do equilíbrio na postura ortostática em diferentes posições do corpo. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado-RS. *Anais*, v. 2, p. 138-143, 2001.
- WINTER, D.A. *Biomechanics of Human Movement*. Wiley-Interscience Publication. University of Waterloo, Ontario: Canada, 1979.
- ZATSIORSKY, V.M.; DUARTE, M. Biomechanics of Quiet Standing. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis-SC. *Anais*, p. 3-17, 1999.

GLOSSÁRIO

- a) Altura do salto: equivalente à distância da parte posterior do solado ao solo, descontando-se a distância da parte anterior do solado ao solo.
- b) Altura total do salto: equivalente à distância da parte posterior do solado ao solo.
- c) Antepé: parte do pé correspondente aos ossos cuneiformes, cubóide, e navicular, aos cinco metatarsos, às falanges dos cinco dedos, às articulações tarsometatarsianas ou de Linsfrank, metatarsofalangianas, intermetatarsianas e as interfalangianas.
- d) Base de sustentação: durante a postura em pé ereta, ela é equivalente a área de um quadrilátero, formada por quatro retas que abrangem as bordas laterais dos pés, direito e esquerdo, o ápice dos 10 artemhos, os calcanhares, e, ainda, a área entre os pés. Abrange as regiões do antepé e do retropé, e (ou) do solado do calçado no solo.
- e) Calce: é estar com os pés alojados em um par de calçado e mantê-los durante a sustentação do corpo em pé e a locomoção.

- f) Centro de Gravidade (CG): é definido como o único ponto de um corpo em torno do qual cada partícula da sua massa está igualmente distribuída ($\sum\tau=0$). Se o corpo fosse suspenso (ou suportado) neste ponto, o corpo ficaria perfeitamente equilibrado (Smith, Weiss e Lehmkuhl, 1997).
- g) Centro de Pressão (CP): é o ponto, sob a base de sustentação, onde a força de reação do solo (FRS) é aplicada durante a manutenção da postura em pé (Fialho et. al., 2001).
- h) Compensações: são mudanças de posicionamento da postura corporal em pé de um indivíduo, que ocorre em função da adaptação dos pés à superfície de apoio, especificamente, ao calce de diferentes calçados.
- i) Conforto: é uma qualidade que pode ser atribuída a um calçado durante o calce. O calçado confortável deve preservar a funcionalidade dos pés, reduzindo o trabalho dos músculos, e preservando a mobilidade nas articulações do pé e do tornozelo. Ele não machuca os pés, nem prejudica a saúde do indivíduo. Atualmente, é possível fazer a quantificação do conforto através de um conjunto de testes⁴ feitos em laboratórios de biomecânica.
- j) Equilíbrio: é capacidade individual para controlar a instabilidade (Hall, 1993). Na posição em pé, quando o corpo observado encontra-se sobre a base de sustentação, se diz que este está em equilíbrio estável. Nessa situação, a projeção da linha de ação da força peso (que atua no centro de gravidade deste corpo) situa-se dentro da sua base de sustentação. Quanto maior a

⁴ Os testes contemplam as normas de conforto aprovadas pela ABNT, oficializadas no mês de março de 2002. O CTCCA (Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins) vem trabalhando a questão do conforto aplicado ao calçado desde 1997, quando firmou convênio com a Universidade de Santa Catarina - UDESC, para realizar em seus laboratórios ensaios específicos de conforto e saúde. As normas podem ser consultadas na revista *Tecnicouro* (v. 23, n. 2) publicada em abril de 2002 (www.tecnicouro.com.br).

- base de sustentação, maior será o espaço disponível para que as diferentes posições do centro de gravidade satisfaçam a condição de equilíbrio (Amadio et. al., 1996).
- k) Espessura do solado: diferença entre a altura da parte posterior do solado e a parte anterior. Esse termo é usado para descrever a espessura do solado do calçado que não tem salto.
- l) Estabilidade: é definida mecanicamente como a resistência à aceleração tanto linear quanto angular, ou a resistência a romper o equilíbrio (Hall, 1993). O grau de estabilidade (GE) depende, basicamente de quatro fatores: 1) base de apoio, o GE é proporcional à base de apoio; 2) altura do centro de gravidade (CG), o GE é inversamente proporcional a altura do CG; 3) distância horizontal do CG à extremidade da base de sustentação, o GE em um determinado sentido é proporcional à distância horizontal do CG à extremidade da base de sustentação; e 4) peso corporal, o GE é diretamente proporcional ao peso corporal (Amadio e cols., 1996).
- m) Força de reação do solo (FRS): é uma força de igual magnitude e direção contrária à força gerada pelo peso e deslocamento do indivíduo durante o seu contato com o solo.
- n) Forma: A forma é uma réplica do pé, que tem a função de proporcionar a conformação e alinhamento adequado dos materiais e das peças que compõem o calçado. Portanto, a forma substitui o pé, no momento da fabricação do calçado (CTCCA, 1994).
- o) Partes do calçado (Mylius, 1993)

o.1) Cabedal: é a parte superior do sapato, destinada a cobrir e proteger a parte de cima do pé.

o.2) Solado: o termo designa o conjunto de partes que formam toda a região inferior de um calçado e que se interpõem entre o pé e o solo. São elas: a palmilha de montagem e acabamento, a sola, o salto e a entressola.

o.3) Palmilha de montagem: é uma lâmina geralmente de material à base de celulose ou couro, cortada no mesmo tamanho da planta da forma, sobre a qual é montada o cabedal, servindo de elo de ligação entre o cabedal e o solado.

o.4) Palmilha de acabamento: peça de couro, tecido ou material sintético destinada a dar melhor apresentação ao calçado.

o.5) Sola¹: é a parte externa do solado, ou seja, aquela que está em contato direto com o solo.

o.6) Entressola²: é uma camada intermediária colocada entre a palmilha de montagem e a sola, com função estética.

o.7) Salto³: constitui-se num suporte, fixado à sola na região do calcanhar e destinado a dar ao calçado o seu equilíbrio.

o.8) Salto plataforma: constitui-se num suporte inteiriço, fixado à palmilha de montagem e à sola. Este tipo de solado proporciona um calce onde toda a base de

¹ A qualidade e performance do calçado está, em grande parte, associada a sua sola; o material de que é fabricada e o seu perfil (desenho da planta) determinarão as suas propriedades: durabilidade, flexibilidade, resistência à umidade, leveza, uniformidade, resistência ao deslizamento, entre outras).

² Por exemplo, tornar o solado mais alto, mais grosso e/ou funcional (para amortecer melhor os impactos na marcha e dar maior conforto).

³ É geralmente feito em material plástico – 90% dos casos – sua altura pode variar de 1cm a 12cm. Sob o salto é normalmente colocado um tacão, peça pequena – geralmente de material sintético duro – destinada a proteger o salto do desgaste em contato com o solo e a absorver o impacto do caminhar. Por isso, é muito exigido, precisando apresentar alta resistência ao desgaste à deformação.

sustentação é afastada do solo. Normalmente há, ainda, uma diferença entre a espessura do solado na parte posterior e anterior, posicionando o tornozelo em flexão plantar.

- p) Postura corporal: refere-se à posição dos segmentos corporais no espaço, especificamente, dos ângulos das curvaturas cervical, dorsal e lombar, do ângulo de inclinação da pelve, do quadril, do joelho e do tornozelo de um indivíduo.
- q) Retropé: parte do pé correspondente ao tálus, ao calcâneo, à articulação transversa do tarso e à articulação subtalar.
- r) Salto positivo: salto que proporciona uma inclinação dos pés para frente; tornozelos posicionam-se em flexão plantar.
- s) Salto negativo: solado que proporciona uma inclinação dos pés para trás; tornozelos posicionam-se em flexão dorsal.
- t) Saudável: 1) conveniente à saúde, salutar, higiênico. 2) Útil, benéfico, proveitoso, vantajoso (Ferreira, 1999).

Apêndices

Apêndice A

FICHA PARA PREENCHIMENTO DOS DADOS ANTROPOMÉTRICOS E PARA REGISTROS DA ENTREVISTA ESTRUTURADA

Informações pessoais

Nome:

Data da coleta:

Peso:

Estatura:

Questões da entrevista estruturada

1) Qual o número que você calça?

2) Qual o tipo de calçado que costuma usar nas atividades diárias?

() 1. tênis () 2. sapato baixo _____ cm () 3. sapato alto _____ cm

Qual a frequência semanal que você o usa?

1. frequência: _____ 2. frequência: _____ 3. frequência: _____

Quantas horas por dia usa o calçado?

1. _____ horas/ dia 2. _____ horas/ dia 3. _____ horas/ dia

Observações:

Apêndice B

FICHA PARA REGISTRO DE CARACTERÍSTICAS DA POSTURA CORPORAL NA POSIÇÃO EM PÉ, COM PÉS DESCALÇOS

| Registro de características posturais | | | | |
|---------------------------------------|-----------------------------------|--------------------|-----------------------------------|-----------------|
| Vista anterior | | | | |
| 1. Pés | Planos/pronados | Cavos/supinados | Sem alteração | |
| 2. Coxo-femoral | Rotação medial | Rotação lateral | Sem alteração | |
| Vista lateral | | | | |
| 3. Tornozelos | Flexão plantar | Dorsiflexão | Sem alteração | |
| 4. Joelhos | Flexionados | Hiperestendidos | Sem alteração | |
| 5. Pelve | Anteversão | Retroversão | Antepulsão | Retropulsão |
| | Sem alteração | | | |
| Coluna | | | | |
| 6. Cervical | Hiperlordose | Retificada | Proj. a frente | Sem alteração |
| 7. Dorsal | Hipercifose | Retificada | Invertida | Sem alteração |
| 8. Lombar | Hiperlordose | Retificada | Invertida | Sem alteração |
| Simetrias | Ombros | Sim () Não () | Pelve | Sim () Não () |
| Escoliose: | Sim () Não () | Tipo de escoliose: | | |
| Decúbito Dorsal | | | | |
| Tamanho do MI | Direito: | | Esquerdo: | |
| ADM tornozelo | Flexão plantar: Flexão dorsal: | | Flexão plantar: Flexão dorsal: | |

Observações:

CARACTERÍSTICAS POSTURAIS DA AMOSTRA

O registro das características posturais dos indivíduos foi feito com o sujeito na posição em pé, na condição com os pés descalços. Observou-se os sujeitos na vista anterior e na vista lateral. Os critérios de avaliação foram subjetivos e tiveram suporte teórico em Kendall (1995) que verifica o alinhamento dos seguimentos corporais. Na vista anterior foram observados os pés e a articulação do quadril. Procurou-se identificar se havia alguma alteração na arco longitudinal medial dos pés. E, em nível de quadril, procurou-se identificar se os membros inferiores estavam rodados medialmente, rodados lateralmente, ou se estavam com eixo mecânico²⁶ dos membros inferiores alinhados.

Na vista lateral, avaliou-se a ocorrência do posicionamento dos tornozelos em flexão dorsal, em flexão plantar, ou em posição neutra; a ocorrência do posicionamento dos joelhos em flexão, hipertensão ou sem alteração; o posicionamento da pelve em retropulsão, antepulsão, retroversão, anteversão, ou em posição neutra. Observou-se também as curvas móveis da coluna, lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar. Verificou-se se essas curvaturas estavam acentuadas, invertidas ou sem alterações.

Indivíduo 1

Apresentou pés cavos, pelve em retroversão, a coluna cervical e a cabeça levemente projetadas a frente em relação ao posicionamento dos demais segmentos corporais no plano sagital. Os outros setores corporais não apresentam alterações.

O indivíduo tem 81cm de comprimentos de membros inferiores, e uma ADM total de tornozelo de 92° (70° de flexão plantar e 22° de flexão dorsal) no MID, e 90° no MIE (70° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

Indivíduo 2

Este sujeito apresentou pés pronados, e a escápula direita mais protusa comparativamente a esquerda. Não foi observada nenhuma outra alteração na postura corporal em pé.

Os membros inferiores direito e esquerdo têm 90cm de comprimento. A ADM total do tornozelo direito é de 90° (69° de flexão plantar e 21° de flexão dorsal); e do tornozelo esquerdo é de 87° (65° de flexão plantar e 22° de flexão dorsal).

²⁶ Referência: posicionamento do centro da articulação do tornozelo, centro da patela e centro da articulação do quadril alinhados na vista anterior, e sem rotações entorno de seus eixos verticais.

Indivíduo 3

Apresentou joelhos hiperestendidos e pelve em retroversão, uma retificação da lordose lombar, uma posição predominante da coluna cervical e da cabeça deslocada a frente, comparativamente ao alinhamento vertical dos demais segmentos corporais no plano sagital.

O comprimento dos membros inferiores direito e esquerdo é de 91cm e 91,5cm respectivamente. A ADM total do tornozelo direito é de 80° (60° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal); e a do tornozelo esquerdo de é 75°, sendo 55° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

Indivíduo 4

Apresentou o pé direito supinado e o esquerdo sem alteração. Tem joelhos posicionados em hiperextensão, pelve em antepulsão, lordose lombar acentuada, coluna cervical e cabeça posicionadas a frente, em relação ao alinhamento vertical dos demais segmentos corporais. Esta trata-se de uma atitude postural, uma vez que o sujeito tem mobilidade nos setores corporais, sendo capaz de posicioná-los em diferentes posições quando solicitado.

O comprimento dos membros inferiores direito e esquerdo é de 88cm. Tem uma ADM total de tornozelo direito e esquerdo de 82° (60° de flexão plantar e 22° de flexão dorsal).

Indivíduo 5

Apresentou pés pronados, quadril posicionado em rotação medial leve. Não apresenta alterações nos demais segmentos corporais. Tem uma projeção da coluna cervical e da cabeça a frente, em relação ao alinhamento vertical dos demais segmentos corporais no plano sagital.

O comprimento do membro inferior direito é de 86cm, e o do esquerdo é de 85,5cm. A ADM total de tornozelo direito é de 70° (50° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal); e a do esquerdo é de 69° (55° de flexão plantar e 14° de flexão dorsal).

Indivíduo 6

Este sujeito apresentou pés planos e reotação medial da articulação do quadril. Não foram observadas outras alterações na sua postura corporal.

O comprimento dos membros inferiores é de 80cm para ambos. A ADM total do tornozelo direito é de 80° (60° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal); e a do esquerdo é de 85° (65° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal). Tem escoliose tóraco – lombar esquerda, diagnosticada por seu médico.

P.S. O sujeito alega ter encurtamento muscular dos músculos ísquios - surais e do peitoral maior.

Indivíduo 7

Sujeito apresentou uma atitude postural, onde há um posicionamento da pelve em retroversão e em antepulsão, assim como um aumento da lordose lombar.

O comprimento do membro inferior direito e esquerdo é de 82cm cada um. A ADM total de tornozelo direito é de 75° (60° de flexão plantar e 15° de flexão dorsal); e a do esquerdo é de 80° (60° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

Indivíduo 8

Observou-se a ocorrência de pés planos (com uma rotação lateral acentuada no eixo de tornozelo), uma cifose dorsal acentuada, e ombros protraídos. Não se encontrou outras alterações em sua postura corporal.

O comprimento do membro inferior direito é de 83cm, e o do esquerdo é de 84,5cm. A ADM total de tornozelo direito é de 100° (72° de flexão plantar e 28° de flexão dorsal); e a do esquerdo é de 100° (80° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

P.S. Fez aulas de ballet durante a sua infância.

Indivíduo 9

Apresentou a pelve poscionada em antepulsão, uma cifose dorsal e uma lordose cervical acentuadas. O comprimento dos membros inferiores é de 80cm cada um. Teve uma ADM total de tornozelo direito de 75° (60° de flexão plantar e 15° de flexão dorsal); e a do esquerdo de 70° (50° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

Indivíduo 10

Apresentou pelve em retroversão, retificação da curvatura dorsal, uma projeção da coluna cervical e da cabeça a frente, em relação ao posicionamento vertical dos outros segmentos corporais no plano sagital.

O comprimento dos membros inferiores é de 82cm cada um. A ADM total do tornozelo direito é de 67° (52° de flexão plantar e 15° de flexão dorsal); e a do esquerdo é de 70° (50° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

Indivíduo 11

Apresentou uma atitude postural sem alterações, exceto uma projeção da coluna cervical e da cabeça a frente, comparativamente ao posicionamento vertical dos demais segmentos no plano sagital.

O comprimento dos membros inferiores é de 84cm cada um. E teve uma ADM total do tornozelo direito é de 75° (60° de flexão plantar e 15° de flexão dorsal); e a do esquerdo é de 70° (50° de flexão plantar e 20° de flexão dorsal).

Apêndice D

RESULTADOS ESTATÍSTICOS – DADOS CINÉTICOS

Teste de normalidade

Teste de homogeneidade

Análise de Variância – Teste Anova *One Way*

Post Hoc – Tukey HSD

Apêndice E

RESULTADOS ESTATÍSTICOS – DADOS CINEMÁTICOS

Programação utilizada para a análise dos dados cinemáticos (SPSS)

Teste de normalidade

Teste de homogeneidade

Rotina adotada no SAS:

- Saídas dos resultados estatísticos significativos - Anova (*Tukey*)

Programação utilizada para a análise dos dados cinemáticos (SPSS)

T-TEST

```
PAIRS= cervic1 dorsal1 lombar1 inpd1 inpe1 quadrid1 quadrie1 joelhod1  
joelhoe1 tornod1 torne1 WITH cervic2 dorsal2 lombar2 inpd2 inpe2 quadrid2  
quadrie2 joelhod2 joelhoe2 tornod2 torne2 (PAIRED)  
/CRITERIA=CIN(.95)  
/MISSING=ANALYSIS.
```

```
COMPUTE cervic3 = mean.1(cervic1,cervic2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE dorsal3 = mean.1(dorsal1,dorsal2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE lombar3= mean.1(lombar1,lombar2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE inpd3 = mean.1(inpd1,inpd2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE inpe3 = mean.1(inpe1,inpe2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE quadrid3 = mean.1(quadrid1,quadrid2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE quadrie3 = mean.1(quadrie1,quadrie2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE joelhod3 = mean.1(joelhod1,joelhod2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE joelhoe3 = mean.1(joelhoe1,joelhoe2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE tornod3 = mean.1(tornod1,tornod2) .  
EXECUTE .  
COMPUTE torne3 = mean.1(torne1,torne2) .  
EXECUTE .
```

Rotina adotada no SAS

```
title;
footnote;
*** Factorial ANOVA ***;
options pageno=1;
proc glm data=_proj_.postura0;
class INDIVID CONDICA0;
  model CERVIC3 DORSAL3 LOMBAR3 INPD3 INPE3 QUADRID3 QUADRIE3
  JOELHOD3 JOELHOE3 TORNOD3 TORNOE3 = INDIVID CONDICA0 / SS3;
  lsmeans CONDICA0 / pdiff adjust=TUKEY;
run;
```