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

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DO PESO CORPORAL ENTRE RETROPÉ E ANTEPÉ EM BLOCOS SIMULADORES E CALÇADOS DE SALTO

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação do Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos – CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência do Movimento Humano.

ALEXANDRE SEVERO DO PINHO

Orientador: Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

FLORIANÓPOLIS
2005

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

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

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DO PESO CORPORAL ENTRE RETROPÉ E ANTEPÉ EM BLOCOS SIMULADORES E CALÇADOS DE SALTO

Dissertação de Mestrado elaborada por:

ALEXANDRE SEVERO DO PINHO

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila (UDESC)
Orientador

Prof. Dr. Alberto Carlos Amadio (USP)

Prof. Dr. Antônio Renato Pereira Moro (UFSC)

Profa. Dra. Susana Domenech (UDESC)

FLORIANÓPOLIS
2005

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meu filho Tiago, alegria da minha vida... teu sorriso me deu forças...

A minha Mãe, entusiástica motivadora...

Aluísio, obrigado pela confiança!

Peroni... “meu irmãozinho”, *gracias* pelo teu exemplo de profissional e educador...

Viviane... amiga incentivadora, irmã conselheira...

Cris, pela paciência e compreensão...

Roberta pela ajuda e dedicação à nossa amizade...

Mário, amigo paciente, sempre presente, incansável... “Maestro solucionador”...

Colegas “das Biomecânicas”... sempre francos e disponíveis, um convívio agradável e solidário...

Aos meus alunos, pelo respeito, confiança e apoio.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

RESUMO

Este trabalho visou investigar a aplicação da força peso relativo ao peso corporal em retropé através da componente vertical da força de reação do solo (Fz) e a distribuição de pressão plantar nas regiões do retropé e antepé, na posição estática, em apoio bipodal, através do uso de calçados de salto e simuladores de altura e de ângulo de apoio do calcâneo. Participaram deste estudo 30 mulheres voluntárias, sem histórico de patologias em membros inferiores nos últimos 12 meses, sem índices de massa corporal que indicassem padrões de obesidade, segundo Pollock, (1993) e habituadas a utilizar calçado de salto pelo menos uma vez por semana. Os indivíduos utilizando calçados variados e blocos simuladores se posicionaram sobre duas plataformas de força *AMTI* (Massachusetts, EUA, 1991) dispostas em série adquirindo dados a uma freqüência de 60 Hz de forma sincronizada a um sistema de medição de distribuição de pressão plantar através de palmilhas sensorizadas (*pedar*® *novel*$_{gmbh}$© 2005) adquirindo a uma freqüência de 50 Hz pelo tempo de 10 segundos. Verificou-se para a variável força vertical (Fz) diferenças significativas entre as médias tanto em relação às alturas ($p < 0,001$), como entre os ângulos ($p < 0,001$), obtendo-se similarmente nas situações real e simulada, ao nível de significância de 5%, um padrão não linear de diminuição da força vertical (Fz) em retropé e da pressão plantar nesta mesma região à medida que a altura do apoio no calcâneo aumenta.

Título: Estudo da distribuição do peso corporal no retropé e no antepé em diferentes alturas de calçado de salto

Autor: Alexandre Severo do Pinho
Orientador: Aluísio Otávio Vargas Ávila

Palavras-chave: Biomecânica. Calçado de salto. Força vertical. Pressão plantar.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

ABSTRACT

The aim of this work was to investigate the relation of the vertical component of the ground reaction forces and the plantar pressure distribution during standing position, acting under the forefoot and the rearfoot, using high heel shoes and high heel simulators (wooden blocks of different heights and angles of heel support). The subjects were 30 symptom-free volunteer women, with no apparent foot and leg pathologies, with *body mass index* (BMI) up to 30 (Pollock, 1993) who are used to wear high heel shoes at least once a week. To obtain the relations on the weight force application and the pressure distribution under the feet the subjects were positioned standing over two force plates *AMTI* (Massachusetts, EUA, 1991) *at 60Hz*, synchronized with a pair of *pedar mobile* insoles (*pedar*® *novel*$_{gmbh}$© 2005) at 50Hz. The foot was divided in two areas and data was acquired in 10 seconds of self balanced position. Significant differences between the means of vertical force and plantar pressure were found related to the heights differences and angle differences ($p < 0{,}001$), at the wearing shoes situation and with the simulators. The results of force and pressure did not follow a linear relation but increased as the heel height support got higher in both situations.

Keywords: *Biomechanics*. *High heel shoes. Vertical force. Plantar pressure.*

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Relação da aplicação de forças em diferentes alturas de apoio do calcâneo, em percentual do peso corporal (%PC), segundo Henning, 1989..... 21

Figura 2 - Blocos simuladores..... 26

Figura 3 - Ângulos simuladores..... 26

Figura 4 - Medidas do solado..... 27

Figura 5 - Partes do calçado (adaptado de MYLIUS, *IBTEC,* 1993)..... 29

Figura 6 - Anatomia do pé (fonte: Alexander, p. 2-3, 1990)..... 31

Figura 7 - Patologias comuns nos pés (fonte: VILADOT, 1989)..... 36

Figura 8 - Medida da altura dos saltos..... 45

Figura 9 - Medida da altura dos saltos..... 45

Figura 10 - Inclinômetro pendular..... 46

Figura 11 - Medida da inclinação dos saltos..... 46

Figura 12 - Blocos e ângulos simuladores..... 47

Figura 13 - Localização dos pontos anatômicos..... 48

Figura 14 - Regiões de apoio dos pés..... 49

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Figura 15 - Distância entre os pés..... 50

Figura 16 - Plataformas *AMTI* (Fonte: Manual *AMTI*, 1991)..... 51

Figura 17 - Sistema *pedar (pedar® novel$_{gmbh}$©* 2005)..... 52

Figura 18 - Esquema de funcionamento do Sistema de aquisição de dados com palmilha sensorizada (Fonte: Sánchez-lacuesta, Baría,J.G.).....52

Figura 19 - Identificação dos 99 sensores pelo sistema de numeração padrão, permitindo a localização dos pontos através dos dados gerados pelos arquivos *ASCII*..... 56

Figura 20 - Calibrador *pedar (pedar® novel$_{gmbh}$©* 2005)..... 57

Figura 21 - Palmilhas *pedar (pedar® novel$_{gmbh}$©* 2005)..... 57

Figura 22 - Instrumentos de medida para avaliação antropométrica..... 59

Figura 23 - Blocos simulador e calçado de salto..... 60

Figura 24 - Medida do calçado..... 60

Figura 25 - Distância entre os blocos..... 62

Figura 26 - Posição dos pés..... 62

Figura 27 - Posicionamento inicial sobre a plataforma..... 63

Figura 28 - Visualização gráfica em tempo real na aquisição no sistema *pedar (pedar® novel$_{gmbh}$©* 2005)..... 65

Figura 29 - Palmilha no calçado..... 66

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Médias e picos de pressão dos 99 sensores das palmilhas do sistema *pedar (pedar® novel$_{gmbh}$© 2005)*..... 54

Gráfico 2 - Médias de pressão plantar em retropé com blocos simuladores n=11..... 55

Gráfico 3 - Tempo diário aproximado de utilização dos calçados.....70

Gráfico 4 - Maior altura de salto dos calçados utilizada pelos sujeitos da amostra..... 71

Gráfico 5 - Maior altura de salto..... 72

Gráfico 6 - Força vertical (Fz) aplicadas na região do retropé, utilizando blocos simuladores de alturas, normalizadas em percentuais de peso corporal (%PC)..... 75

Gráfico 7 - Força vertical (Fz) aplicadas na região do retropé, utilizando blocos simuladores de alturas, normalizadas em percentuais de peso corporal (%PC)..... 76

Gráfico 8 - Correlação não linear da aplicação da força peso sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm segundo modelo de *Weibull*.....79

Gráfico 9 - Pressão em retropé em blocos simuladores de diferentes alturas e ângulos..... 81

Gráfico 10 - Pressão em antepé em blocos simuladores de diferentes alturas e ângulos..... 84

Gráfico 11 - Médias de pressão do pé direito para as diferentes alturas e ângulos..... 85

Gráfico 12 - Médias de pressão do pé direito nas diferentes alturas de bloco ângulo 0º 87

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Gráfico 13 - Correlação não linear da distribuição de pressão plantar em retropé sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm segundo modelo de *Weibull*..... 88

Gráfico 14 - Correlação não linear da distribuição de pressão plantar em antepé sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm segundo modelo de *Weibull*..... 89

Gráfico 15 - Correlação não linear aplicação da força vertical em retropé sobre calçados e diferentes ângulos e alturas de salto segundo modelo *recíproco quadrático* normalizado em percentuais de peso corporal (%PC)..... 91

Gráfico 16 - Médias da Força vertical (Fz) aplicadas na região do retropé, utilizando calçados de salto, normalizados em percentuais de peso corporal (%PC)..... 92

Gráfico 17 - Médias de pressão plantar em retropé com calçados de salto.....94

Gráfico 18 - Comportamento da pressão plantar em antepé nos calçados de salto..... 96

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Calçados utilizados no estudo em ordem crescente de altura de salto..... 44

Tabela 2 - Grupos e freqüências dos calçados de acordo com a variável estudada..... 46

Tabela 3 - Planilha gerada em formatos *ASCII* no aplicativo *pedar-m ASCII Converter..... 54*

Tabela 4 - Sujeitos com dados válidos para pressão plantar nos blocos simuladores..... 56

Tabela 5 - Medidas antropométricas dos pés dos sujeitos e numeração do calçado..... 69

Tabela 6 - Análise de variância múltipla para blocos, altura e ângulo..... 73

Tabela 7 - Força vertical (Fz) sobre os blocos simuladores na região do retropé.....74

Tabela 8 - Resultados das médias de força vertical (Fz) na região do retropé normalizados pelo peso corporal em percentuais de PC..... 76

Tabela 9 - Força vertical (Fz) e percentual do peso corporal (%PC) normalizados, em apoio bipodal estático sobre o retropé (ambos os pés), com blocos simuladores, no ângulo de 0º grau nas alturas estudadas, *N* = 30..... 78

Tabela 10 - Análise de variância múltipla para blocos, altura, ângulo e região dos pés..... 80

Tabela 11 - Pressão plantar (N/cm) sobre os blocos simuladores na região do retropé..... 81

Tabela 12 - Diferenças entre as médias de pressão plantar em relação aos ângulos..... 82

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Tabela 13 - Pressão plantar (N/cm) sobre os blocos simuladores na região do antepé..... 83

Tabela 14 - Diferenças nas médias de pressão plantar nos blocos na relação entre os ângulos..... 85

Tabela 15 - Características da distribuição de pressão plantar do pé direito, em blocos simuladores no ângulo 0º grau nas alturas estudadas, *N*=11.....86

Tabela 16 - Teste de homogeneidade de variâncias de *Levene* nas médias de força vertical (fz) em retropé..... 90

Tabela 17 - Análise de variância ANOVA *oneway* nas médias de força vertical (fz) em retropé..... 90

Tabela 18 - Teste *Post Hoc* de *Scheffe* para comparações múltiplas nas médias de força vertical (fz) em retropé nos calçados..... 90

Tabela 19 - Teste de homogeneidade de variâncias de *Levene* nas médias de pressão plantar em retropé..... 93

Tabela 20 - Análise de variância ANOVA *oneway* nas médias de pressão plantar em retropé..... 93

Tabela 21 - Teste *Post Hoc* de *Scheffe* para comparações múltiplas nas médias de pressão plantar em retropé nos calçados..... 93

Tabela 22 - Teste de homogeneidade de variâncias de *Levene* nas médias de pressão plantar em antepé..... 95

Tabela 23 - Análise de variância ANOVA *oneway* nas médias de pressão plantar em antepé..... 95

Tabela 24 - Teste *Post Hoc* de *Scheffe* para comparações múltiplas nas médias de pressão plantar em antepé nos calçados..... 95

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

LISTA DE ABREVIATURAS

%PC:	Percentual do peso corporal
Fz:	Componente vertical da força de reação do solo
IMC:	Índice de massa corporal
AMTI:	*Advanced Mechanical Technology Incorporation*
COP:	*Centre of pressure* - Centro de pressão
ID:	Identificação
IBTEC	Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçados e Artefatos
SPSS	*Statistical Package for the Social Sciences*
SAS	*Statistical Analysis System*

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 17

1.1 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA..... 17
1.2 JUSTIFICATIVA..... 21
1.3 OBJETIVOS..... 23
1.3.1 Objetivo geral..... 23
1.3.2 Objetivos específicos..... 23
1.4 HIPÓTESES..... 24
1.5 DELIMITAÇÕES..... 25
1.6 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS..... 25
1.6.1 Variáveis independentes..... 25
1.6.2 Definição operacional das variáveis.....26
1.7 DEFINIÇÃO DE TERMOS..... 27

2 REVISÂO DE LITERATURA..... 30

2.1 CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS..... 30
2.2 A POSTURA ORTOSTÁTICA..... 32
2.3 APLICAÇÃO DE FORÇAS, DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO E O USO DE

CALÇADOS DE SALTO..... 34

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3 MÉTODOS..... 43

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO..... 43
3.2 SELEÇÃO DA AMOSTRA..... 43
3.3 COLETA DE DADOS..... 43
3.3.1 Calçados utilizados no estudo..... 44
3.3.2 Altura dos saltos dos calçados..... 45
3.3.3 Ângulo de inclinação dos saltos dos calçados..... 45
3.3.4 Blocos simuladores de ângulo e altura..... 47
3.3.5 Localização dos pontos anatômicos..... 48
3.3.6 Regiões de apoio dos pés..... 49
3.3.7 Distância do apoio entre os pés..... 49
3.4 INSTRUMENTOS DE MEDIDA..... 50
3.4.1 Questionário..... 50
3.4.2 Plataformas *AMTI* (Advanced Mechanical Technology)..... 50
3.4.3 Sistema *pedar® novel$_{gmbn}$©(2005)* versão 8.3..... 52
3.4.3.1 Aferição das plataformas de força *AMTI*..... 56
3. 4.3.2 Calibração das palmilhas sensorizadas *pedar® novel$_{gmbn}$©(2005)*..... 57
3.5 PROCEDIMENTOS..... 58
3.5.1 Informações gerais..... 58
3.5.2 Anamnese e avaliação antropométrica..... 58
3.5.3 Medidas dos calçados..... 60
3.5.4 Sistema de aquisição de dados..... 60
3.5.5 Distância entre o apoio dos pés sobre nos blocos simuladores..... 61
3.5.6 Fixação dos blocos simuladores de alturas e ângulos..... 62
3.5.7 Preparação do para aquisição com o sistema *pedar®novel$_{gmbn}$©(2005)*.....62
3.5.8 Posicionamento e aquisição sobre as plataformas de força *AMTI*..... 63
3.5.9 Aquisição com os calçados de salto alto..... 66
3.6 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS..... 67

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS..... 68

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA..... 68

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

4.2 DADOS ANTROPOMÉTRICOS..... 68
4.3 HÁBITOS RELACIONADOS AO USO DE CALÇADOS..... 69
4.4 TEMPO DE UTILIZAÇÃO DE CALÇADOS DE SALTO..... 70
4.5 MAIOR ALTURA DE SALTO* HABITUALMENTE UTILIZADA PELOS SUJEITOS..... 71
5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS..... 73
5.1 COMPORTAMENTO DA FORÇA VERTICAL (FZ) NOS BLOCOS SIMULADORES..... 73
5.1.1 Força Vertical (Fz) em retropé..... 74
5.1.2 Força vertical (Fz), relações entre os blocos sem ângulo de inclinação..... 77
5.2 COMPORTAMENTO DA PRESSÃO PLANTAR NOS BLOCOS SIMULADORES..... 80
5.2.1 Pressão plantar em retropé.....81
5.2.2 Pressão plantar em antepé..... 83
5.2.3 Pressão plantar, relações entre os blocos sem ângulo de inclinação..... 86
5.3 FORÇA VERTICAL (FZ) EM RETROPÉ NOS GRUPOS DE CALÇADOS..... 89
5.4 PRESSÃO PLANTAR EM RETROPÉ NOS GRUPOS DE CALÇADOS..... 92
5.5 PRESSÃO PLANTAR EM ANTEPÉ NOS GRUPOS DE CALÇADOS..... 94
6 CONCLUSÕES..... 99
7 LIMITAÇÕES..... 103
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....105
9 APÊNDICES..... 112

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

1 INTRODUÇÃO

1.1 FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

A busca pelo incremento do conforto, aliado a um design moderno e dentro de padrões que respeitem as características individuais, vem sendo um trabalho complexo para pesquisadores e indústrias do calçado. Historicamente, o calçado passou por muitas transformações, adaptações baseadas em preceitos que se modificaram com a evolução das civilizações, tendo na origem de sua concepção, características que atendiam às necessidades básicas, com função exclusivamente de proteção dos pés, no que se refere à temperatura, irregularidades das superfícies entre outros agentes externos (VILADOT, 1989).

A tendência por uma supervalorização da estética, através de modelos culturais de comportamento e moda, acabou por determinar interferências no *design* estrutural dos calçados desde épocas remotas, onde se utilizavam parâmetros que freqüentemente estavam em desacordo com princípios básicos de saúde e bem-estar dos pés. Porém os avanços tecnológicos e científicos passaram a ter papel preponderante e influência direta na tentativa de suprir as expectativas do público consumidor orientando novos rumos na confecção de calçados.

Independente do tipo de uso ou qual a circunstância, o atributo “conforto” é o principal alvo dos paradigmas atuais. Vários são os fatores que contribuem para uma

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

melhor adaptação dos pés aos diferentes modelos de calçados. A harmonia funcional em relação às medidas dos pés, boa adaptação aos ambientes climáticos, boa dissipação do calor e suor, absorção de choque, bem como permitir ao usuário atender as satisfações subjetivas relacionadas aos princípios estéticos relativos à aparência de sua personalidade, são critérios atuais que estabelecem o nível de conforto de um calçado (AVILA, 2001).

A escolha do tipo de calçado baseia-se nas características do uso. Preliminarmente em função das superfícies a que serão submetidos, ou ainda, de acordo com as circunstâncias relacionadas ao dia-a-dia, de caráter esportivo, casual, social ou mesmo nos diversos usos dentro da premissa de segurança no trabalho.

Dentro de uma enorme diversidade de características, o calçado de salto é referido na atualidade como um dos mais utilizados pelo público feminino. Segundo Ávila (2001) “esta opção visa criar uma diferenciação e distinção no estilo do usuário, agregando elegância, como parte essencial do vestuário, seja ele de uso no trabalho, casual ou para o lazer”. Confeccionado em diferentes materiais, abertos ou fechados, de bicos finos ou largos, com saltos em variados formatos e tamanhos, não só modificam a altura e o ângulo do apoio na base de sustentação como também, diminuem a área de contato deste apoio em função da superfície do salto, provocando interferências nos padrões usuais de marcha relacionadas ao equilíbrio.

Estes estímulos podem garantir ou comprometer tanto a integridade anatômica do principal responsável pela locomoção humana, os pés, como também desencadear reações de adaptação a esta base de apoio, na busca da estabilização e equilíbrio, ao longo de todo o sistema de sustentação. Concomitante a isto, a superfície plantar recebe e reage a estímulos desde o primeiro dia de apoio na infância, além de

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

estímulos táteis e sensitivos prévios, que irão definir o desenvolvimento deste sistema composto de fáscias, músculos, tendões, ligamentos e ossos. Para realizar esta manutenção do equilíbrio postural em apoio bipodal, o ser humano utiliza um complexo sistema reflexo, alimentado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes do sistema proprioceptivo, do sistema vestibular e também óculo-motor, cujas informações são processadas pelo sistema nervoso central e traduzidas em ações de controle motor (NASHNER, p. 5-12, 1989).

Dentro deste contexto, onde os indivíduos apresentam uma adaptação morfológica singular calcada principalmente em sua experiência sensório-motora e anatomia herdada e, tendo em vista esta diversidade de fatores, bem como as diferentes situações em que se utilizam os calçados, apresenta-se a necessidade de se desenvolver modelos comerciais que abranjam o maior número de características diferenciadas dentro de parâmetros de conforto, saúde e elegância.

Monteiro (1999) realizou uma pesquisa onde foram entrevistados médicos ortopedistas, podólogos, entre outros profissionais, todos especializados em tratamento de alterações geradas nos pés, para melhor avaliar a relação entre conforto dos sapatos femininos, doenças e as recomendações ergonômicas. Os resultados indicam que, na opinião destes profissionais, o uso de calçados de baixa qualidade de *design* e de materiais nos quais são confeccionados prejudica os pés. Complementa ainda, que o uso de calçados de salto alto produz uma projeção do peso do corpo para frente, aumentando a força aplicada sobre as articulações metatarsianas e ainda ocasionando encurtamentos na região posterior da perna, em função do uso contínuo de salto alto.

Monteiro (1999) salienta que, “um número considerável de médicos ortopedistas não recomenda o uso de calçados de salto com mais de 50 mm, para não predisporem

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

futuros problemas nos pés". Estão ainda associados ao uso inadequado de calçados de salto, segundo o autor, modificações estruturais no corpo, dores e lesões especialmente nos pés.

Na fabricação e confecção dos calçados, utiliza-se uma fôrma matriz ou molde, que define tanto a conformidade dos solados, no que se refere às alturas e aos ângulos dos saltos, quanto o formato do cabedal (MYLIUS, 1993). Tendo em vista o tempo despendido bem como o custo elevado para a confecção destes moldes, torna-se economicamente inviável a utilização de protótipos que permitam o estudo destas relações, para ângulos e alturas nos diferentes tamanhos e modelos. Haveria a necessidade de se confeccionar um único modelo de calçado, em diferentes alturas e ângulos e ainda, em diversos tamanhos para que houvesse um controle destas variáveis e permitir sua compreensão, para determinar qual a condição ideal. Desta maneira, a utilização dos blocos simuladores de altura, caracterização metodológica essencial deste trabalho, se mostra um instrumento de avaliação alternativo de baixo custo para a análise da aplicação da força, relativo ao peso corporal e da pressão plantar sobre as regiões dos pés.

Ainda que permaneçam inconsistentes os fatores etiológicos de afecções nas regiões plantares dos pés e suas relações associadas ao uso de calçados de salto, evidenciou-se a problemática deste trabalho, que buscou ampliar o fundamental teórico na tentativa de identificar as características das forças relativas ao peso corporal aplicadas no apoio plantar, através do estudo de uma situação real em relação a uma situação simulada.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

1.2 JUSTIFICATIVA

A aplicação de força (Fz) relativa ao peso corporal sobre o retropé e o antepé tem sido tema de controvérsia entre aqueles que estudam a locomoção humana. Encontram-se na literatura diferenças significativas nos resultados da força peso (Fz) em retropé e antepé, o que torna inconsistentes as conclusões tomadas a respeito deste tema. Autores afirmam que o uso de calçados de salto alto causa deslocamentos anteriores expressivos no centro de gravidade (Figura 1), aplicando na região anterior dos pés uma carga relativa a 90% ou até mesmo 100% do peso corporal do indivíduo (VALENTI e HENNING, 1989), sugerindo restringir o seu uso (MYLIUS, 1993; MONTEIRO, 2001).

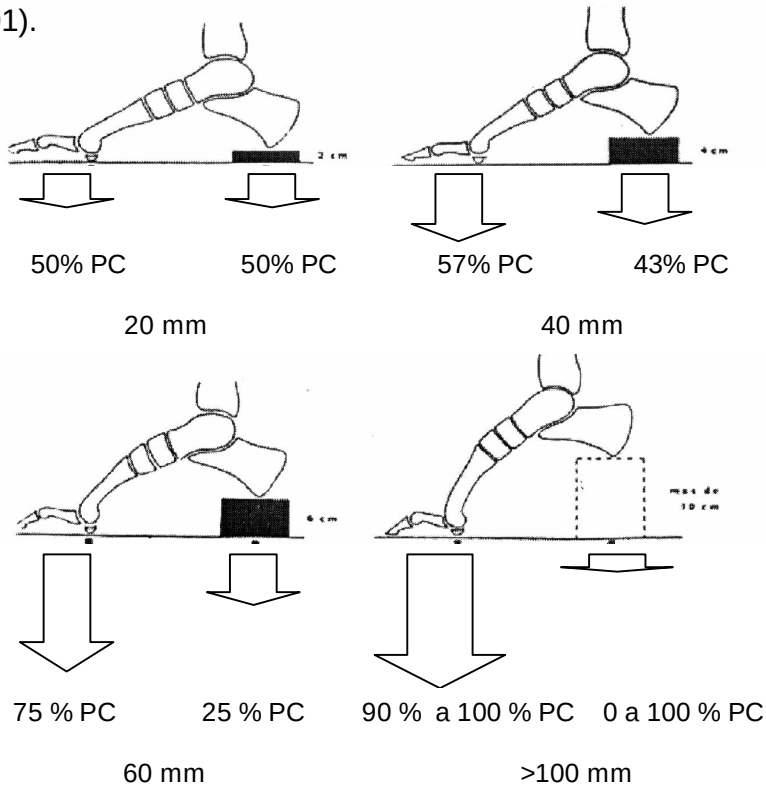


Figura 1 - Relação da aplicação de forças em diferentes alturas de apoio do calcâneo, em percentual do peso corporal (%PC), fonte: Henning, 1989.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Em contraponto, encontram-se trabalhos com resultados significativamente diferentes destes, onde os autores referem ainda, que a mudança no posicionamento do centro de gravidade possivelmente não seja expressiva e a aplicação da força relativa ao peso corporal esteja dentro de parâmetros aceitáveis de segurança (NASSER e ÁVILA, 1999).

Como se evidencia, a utilização de calçados de salto tem sido alvo de críticas e dúvidas, bem como mistificações ou ainda informações baseadas em resultados não conclusivos no que se refere à predisposição de patologias ou mesmo de desequilíbrios musculares e desvios plantares relacionados às alturas de solado ou do salto. Apesar dos tabus e da pouca informação do comportamento dos pés sobre saltos e suas relações, a indústria calçadista percebe que a busca por modelos que valorizem o pé feminino acaba indiscutivelmente passando por padrões de “salto alto”.

Segundo Monteiro (2001), no Brasil, a freqüência do uso de calçados de salto alto varia entre outros fatores, em função da faixa etária, passando de 13% das opções para situações de uso no trabalho entre as mulheres de 35 a 45 anos, subindo para 50% em situações de passeio casual. Já na faixa acima de 45 anos, nesta mesma situação, este número sobe para 82%. O autor relata que de maneira geral, o público feminino apesar de freqüentemente utilizar calçado de salto alto, não está satisfeito com a baixa qualidade dos calçados e ainda “a questão meramente estética ainda impera sobre a porção lógica e racional quando se trata da escolha de um sapato feminino” (MONTEIRO, 2001).

Portanto, a utilização de parâmetros científicos que sirvam de base para o estudo e desenvolvimento de modelos que estejam em conformidade com os conhecimentos biomecânicos do comportamento dinâmico dos pés, é um dos caminhos que irão

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

permitir uma melhor compreensão e possivelmente uma visão crítica mais esclarecedora influindo nas decisões tanto da confecção, como do uso seguro dos calçados.

Com o reduzido número de publicações com conclusões efetivas, este trabalho visou somar conhecimentos, permitindo um aprofundamento e uma melhor fundamentação deste tema, baseando-se em uma investigação segundo critérios relevantes, de interesse tanto de usuários de calçados de salto quanto dos profissionais da saúde e indústria calçadista.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo geral

Verificar a relação da variação de diferentes alturas e ângulos de apoio no calcâneo, na aplicação de força em retropé, relativo ao peso corporal através da força vertical (Fz) e da distribuição de pressão plantar em retropé e antepé, com o sujeito em posição ortostática, equilibrado sobre blocos simuladores e calçados de salto.

1.3.2 Objetivos específicos

- Verificar o comportamento da força peso no retropé, através da força vertical (Fz) em indivíduos em equilíbrio bipodal, descalços, sobre blocos simuladores de ângulos e alturas de salto.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

- Verificar o comportamento da distribuição da pressão plantar em retropé e antepé, em indivíduos em equilíbrio bipodal, descalços, sobre blocos simuladores de ângulos e alturas de salto.
- Verificar o comportamento da força peso no retropé, através da força vertical (Fz), em indivíduos em equilíbrio bipodal, utilizando calçados de salto.
- Identificar a relação da distribuição de pressão nas regiões de retropé e antepé em equilíbrio bipodal, de acordo com a variação das alturas e ângulos de calçados e de blocos simuladores.
- Comparar o comportamento da aplicação da força peso em retropé, através da força vertical (Fz), na situação simulada, com o comportamento observado na utilização de calçados.

1.4 HIPÓTESES

- Não há diferença na magnitude da aplicação de força relativa ao peso corporal em retropé, durante a postura corporal em pé, em diferentes ângulos e alturas de salto em situação simulada e não simulada.
- Não há diferença na magnitude da distribuição de pressão plantar em retropé e antepé, durante a postura corporal em pé, em diferentes ângulos e alturas de salto em situação simulada e não simulada.
- Não há diferença significativa nas médias de aplicação de força relativa ao peso corporal em retropé durante a postura corporal em pé utilizando diferentes calçados de salto alto.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

- Não há diferença significativa nas médias de pressão plantar em retropé e antepé com altura de salto durante a postura corporal em pé utilizando diferentes calçados de salto alto.

1.5 DELIMITAÇÕES

Este estudo foi delimitado a investigar tanto o comportamento da aplicação de força relativa ao peso corporal através da força vertical (Fz) quanto a distribuição da pressão plantar sobre as regiões do retropé e antepé com o uso de calçados sociais e calçados ditos “casuais”, com diferentes ângulos e alturas e utilizando blocos de madeira simuladores de alturas e ângulos. O grupo que constituiu os sujeitos desta amostra foram todos adultos, voluntárias do sexo feminino, habituadas a utilizar calçado de salto alto pelo menos uma vez por semana, sem alterações morfológicas nos pés e que não apresentaram índices de obesidade segundo o índice de massa corporal (IMC) proposto por Pollock *et al.*, 1993.

1.6 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

1.6.1 Variáveis independentes

Foram utilizados pares de blocos em madeira de alturas 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm e cunhas em madeira com ângulos de 10º, 15º, 20º, 25º e 30º (Figuras 2 e 3).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Figura 2 – Blocos simuladores

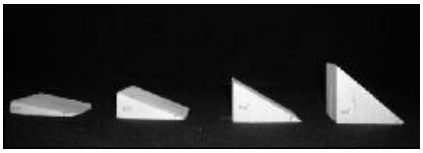


Figura 3 – Ângulos simuladores

Foram utilizados calçados casuais e sociais de formatos e características variadas com alturas de solado de 14,12 mm a 90,76 mm - em vários ângulos de declividade.

1.6.2 Definição operacional das variáveis

- Peso Corporal – É a medida em Newton (N) da componente vertical da força de reação do solo exercida pela massa corporal do sujeito (NIGG, 1994), sobre uma plataforma de força *AMTI* (Massachusetts, EUA, 1991).
- Peso no retropé – É a medida em Newton (N) da componente vertical da força de reação do solo relativo ao peso corporal, sobre um ponto de aplicação na região plantar do retropé (NIGG, 1994), medida em uma plataforma de força *AMTI* (Massachusetts, EUA, 1991).
- Distribuição de pressão no retropé – É a medida em Newton por centímetro quadrado (N/cm^2), resultante da distribuição de força por unidade de área sob a região plantar do retropé (NIGG, 1994), medida com palmilhas sensorizadas do sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© 2005.
- Distribuição de pressão no antepé - É a medida em Newton por centímetro quadrado (N/cm^2), resultante da distribuição de força por unidade de área sob a região plantar do antepé (NIGG, 1994), medida com palmilhas sensorizadas do sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© 2005.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

1.7 DEFINIÇÃO DE TERMOS

- Altura do salto – Neste trabalho, o termo salto (Figura 4), metodologicamente, refere-se à medida em milímetros da diferença entre a altura do apoio do calcâneo a 40 mm da borda traseira em relação à parte anterior do solado, na base da cabeça dos metatarsos (⇇).

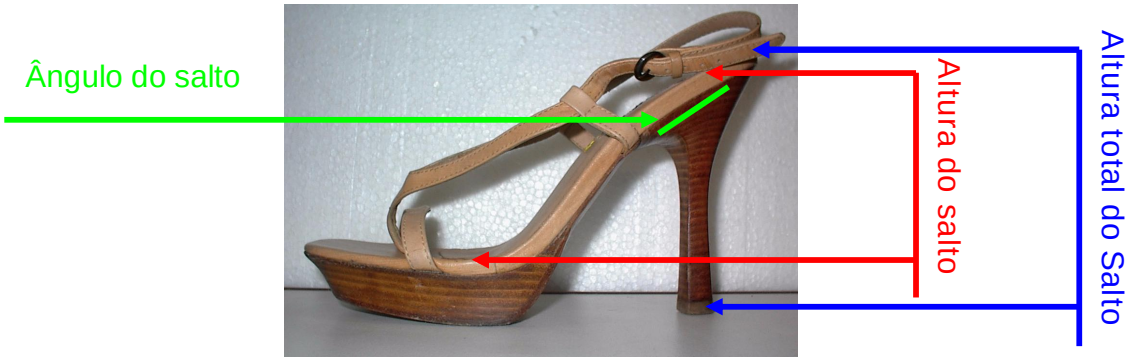


Figura 4 - Medidas do solado

- *Altura total do salto* - O termo altura total de salto (Figura 4), refere-se coloquialmente à medida usualmente utilizada pelo público consumidor, que trata da altura medida na região posterior do salto medida em milímetros (⇇).
- *Ângulo do salto* - O termo ângulo do salto (Figura 4), refere-se à medida, em graus, da declividade do solado medido a partir da base de apoio do calcanhar, região do retropé, relativo ao ângulo de apoio do antepé, da borda traseira em relação à parte anterior do solado na base dos metatarsos (→).
- *Cabedal ou gaspea* - A parte superior do sapato (Figura 5), destinada a cobrir e proteger a parte do dorso do pé, confeccionada em diversos materiais.
- *Calçado Casual* - De acordo com o Conselho Técnico do Calçado do Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins (CTCCA, Novo Hamburgo, RS), são

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

calçados de uso diário, isto é, usados para toda e qualquer atividade, excetuada a prática de esportes. São os calçados utilizados no trabalho, nas pequenas caminhadas, nas atividades que identificam o dia-a-dia das pessoas. O calçado casual destina-se tanto ao público masculino como feminino. Quando utilizados por mulheres, caracterizam-se por serem de salto baixo, não mais do que três centímetros de altura. São de construção simples, os materiais empregados na sua fabricação são convencionais, como couro e laminados sintéticos para o cabedal. Já o solado pode ser de material natural ou sintético. Apresentam-se como calçados fechados ou abertos e sandálias. Os calçados fechados identificam-se pelo fato do cabedal cobrir todo o pé. Já os calçados abertos ou sandálias o cabedal é construído por peças na forma de tiras ou não, que deixam o pé à vista.

- *Calçados sociais* - De acordo com o Conselho Técnico do Calçado do CTCCA, como identifica a sua denominação, são calçados para eventos em que o usuário deve se apresentar vestido e calçado com distinção. São calçados fabricados com materiais costumeiramente destinados a este tipo de calçado. Todos eles naturais, como pelica, por exemplo, utilizado para o cabedal, forro de couro de porco, e couro para o solado. Seu estilo e linhas normalmente são clássicos, mudando muito pouco tanto para calçados femininos como para calçados masculinos.
- *Conforto* - É uma qualidade que pode ser atribuída a um calçado em relação ao 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

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

tornozelo. O calçado não deve machucar os pés, nem prejudicar a saúde do indivíduo. (MYLIUS, 1993).

- *Entressola* - Trata-se de uma camada intermediária colocada entre a palmilha de montagem e a sola, com função estética (Figura 5), (MYLIUS, 1993).
- *IMC* - Índice de massa corporal (Pollock *et al.*, 1993): é obtido pela divisão da massa corporal do indivíduo (kg) pela estatura (m) ao quadrado, seguindo a seguinte classificação:
    1. Abaixo do Normal: IMC < 20
    2. Normal: 20,1 < IMC < 30
    3. Obesidade: IMC > 30
- *Salto* - Constitui-se de um suporte fixado à sola na região do calcanhar e destinado a dar ao calçado o seu equilíbrio (Figura 5), (MYLIUS, 1993).
- *Solado* - O conjunto de partes que formam toda a região inferior de um calçado e que interpõem entre o pé e o solo. São elas: a palmilha de montagem e acabamento, a sola e a entressola (Figura 5), (MYLIUS, 1993).
- *Sola* – É a parte externa do solado, aquela que está em contato direto com o solo (Figura 5), (MYLIUS, 1993).

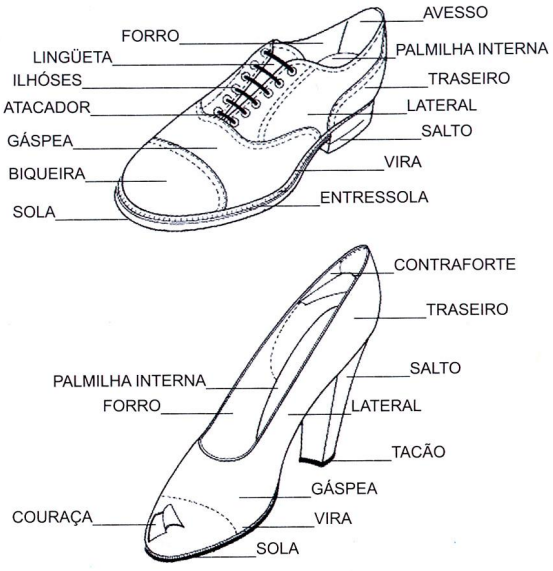


Figura 5 - Partes do calçado (fonte: MYLIUS, CTCCA 1993).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

2 REVISÂO DE LITERATURA

2.1 CONSIDERAÇÕES ANATÔMICAS

Para Donatelli (1996), os pés e tornozelos atuam como uma articulação terminal da cadeia cinética de suporte do corpo, que se opõe às resistências externas oferecidas pelas superfícies nas diversas fases da locomoção e em diversos eventos do dia-a-dia. São responsáveis por atenuar, dissipar e distribuir ao longo dos membros inferiores as forças de compressão, de tensão, de cisalhamento e de torção, geradas e implicadas na fase de apoio plantar. O autor acrescenta que a inadequada distribuição destas forças, pode originar movimentos anormais que eventualmente podem produzir estresse excessivo e resultar em um colapso dos tecidos conectivos e musculares. Um padrão de mecânica normal no pé e tornozelo, segundo o autor, é a combinação harmoniosa dos efeitos funcionais dos músculos, tendões e ligamentos e ossos. Uma perfeita interação destes tecidos e os membros inferiores resultam em um mecanismo mais eficaz de atenuação destas forças, que são transferidas através das articulações nas regiões dos pés e tornozelos.

Segundo Cailliet (1968), os critérios de normalidade para a avaliação dos pés são: a ausência de dor, bom equilíbrio muscular, calcanhar centralizado e dedos móveis e alinhados. Constituem também segundo o autor, uma aplicação de força relativa ao peso corporal adequada sobre os pés, seja na postura estática, em equilíbrio, quanto na relação dinâmica, como na fase de apoio da marcha.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

O pé é composto pelas articulações astrágalo-calcânea, ou subastragaliana, a articulação médio-tarsiana ou dita de *Chopart,* a articulação tarso-metatarsiana ou dita de *Lisfranc* e as articulações escafocubóide e escafocuenais. Desempenham sinergicamente entre si, um papel fundamental para orientar o pé em relação ao chão, seja qual for a posição da perna e inclinação do terreno, modificando a curvatura da abóbada plantar para que o pé possa adaptar-se às desigualdades da superfície e transmitir o peso do corpo, como um sistema de amortecimento que concede elasticidade e flexibilidade ao passo. (KAPANDJI, 2000; DONATELLI, 1996).

Utilizou-se na nomenclatura das regiões dos pés que compreendem o retropé, como sendo a região formada pelas articulações talo-crural (Item 14, figura 6) e subtalar (Item 21, figura 6) (subastragaliana), tendo o calcâneo (Item 1, figura 6) com importante papel nas fases de contato dos pés no solo, a região do médio-pé formada pelo navicular (Item 3, figura 6) e cubóides (Item 7, figura 6), que se articula com o calcâneo (Item 1, figura 6) e o tálus (Item 2, figura 6) e a região do antepé formada pelos cuneiformes (Item 4, 5, 6, figura 6), metatarsianos (Item 8, 9, 10, 11, 12, figura 6) e as falanges dos artelhos (Item 13, figura 6), as articulações tarso-metatarsiana (Item 16, figura 6), metatarso-falangianas (Item 17, figura 6), intermetatarsianas e interfalangianas (Item 18, figura 6), (DONATELLI, 1996; ALEXANDER, 1990).

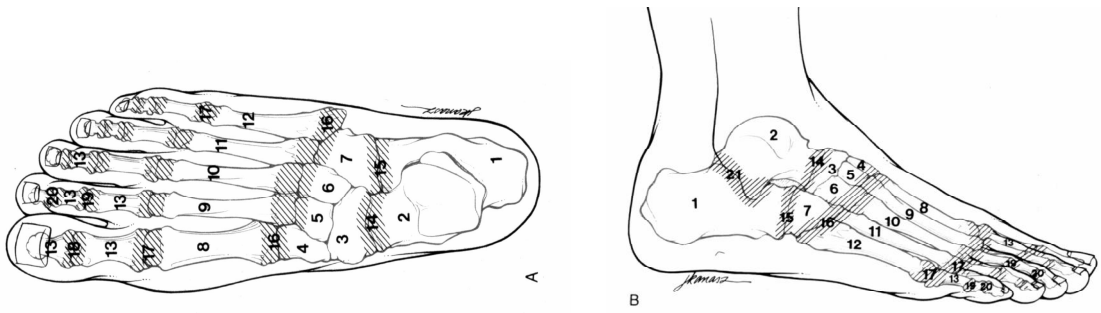


Figura 6 - Anatomia do pé A) Vista superior B) Vista lateral (fonte: Alexander, p. 2-3, 1990).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Para a análise do comportamento da força vertical (Fz) e pressão plantar na caracterização deste estudo, porém, dividiu-se o pé em apenas duas regiões de análise: retropé e antepé, sem a intenção de controlar o comportamento intrínseco das relações inter-articulares, seus eixos e padrões de mobilidades e forças interagentes.

2.2 A POSTURA ORTOSTÁTICA

Dentre dos estudos relacionados ao uso de calçados de salto, que promoveram hipóteses para embasar este trabalho, salienta-se Manfio *et al.* (2003), que revelaram em seus resultados que o centro de gravidade dos sujeitos não muda significativamente quando o sujeito está com salto alto ou baixo, indicando a existência de uma compensação anatômica nos membros inferiores e na região lombar da coluna. Enquanto Snow e Williams (1994) ressaltam que as maiores compensações que ocorrem nos membros inferiores, de acordo com altura do salto são: aumento significativo na flexão plantar e na força vertical e diminuição do ângulo máximo do joelho durante a fase de balanço e na velocidade de extensão do joelho, com resultados similares a Lateur *et al*. (1991).

Apesar de não ter sido objetivo deste estudo verificar o comportamento das amplitudes de movimento cabe salientar que Manfio *et al.*, (2003) ressaltam ainda, que ocorre uma diminuição desta amplitude na relação de dorsiflexão do tornozelo, no final do apoio simples comparando a marcha descalça com sapato de salto médio e alto (55 mm - 85 mm) e um aumento da amplitude de movimento de dorsiflexão quando comparados à marcha descalça com a marcha com sapato de salto baixo (5 mm - 25

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

mm); concluindo que na marcha com salto alto não ocorreu movimento de dorsiflexão, o tornozelo permaneceu em flexão plantar.

A postura estática foi tema de investigação de Messing e Kilbom (2001), os quais realizaram um estudo em trabalhadores que utilizam a postura em pé por períodos prolongados de tempo e encontraram padrões de dor plantar durante o período de trabalho que afetavam a postura destes indivíduos. Apesar de variar em relação ao tempo de permanência, número de caminhadas curtas, distância percorrida e intervalos entre as caminhadas, a conclusão do referido trabalho foi de que efetivamente, a permanência nesta posição acarreta desconfortos e possíveis alterações na estrutura dos pés.

A postura ortostática definida neste trabalho para a realização das medições da aplicação da força relativa ao peso corporal sobre os dois pés caracteriza-se pela manutenção do apoio bipodal estático e equilibrado. Seguindo conclusões propostas por Mochizuki *et al*. (1999), onde utilizaram a estabilometria, método de análise do equilíbrio postural baseado na quantificação das oscilações do centro de pressão (COP), compararam três posturas diferentes e encontraram valores médios de oscilação dos centros de pressão para as três posturas, obtendo como resultado, menores oscilações na direção ântero-posterior na postura ortostática. Esta posição se caracteriza por ter como área de base de apoio, a de cada um dos dois apoios mais a região compreendida entre eles, representada por um retângulo, com comprimento igual ao do apoio (supondo os dois pés com mesmo comprimento sagital) e largura determinada pela distância entre a parte interna de cada um dos pés.

Fialho *et al*. (2001) corroboram os resultados obtidos por Mochizuki *et al*. (1999) e acrescentam que, com o alinhamento posterior dos calcâneos, em um afastamento

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

lateral de 15 cm e posicionando os eixos longitudinais dos pés paralelamente, obtiveram a posição mais estável na direção ântero-posterior e menos estável na direção médio-lateral, quando comparada com as outras três posições de apoio utilizadas em seu trabalho: com posicionamento natural; com alinhamento posterior dos calcâneos, deixando livre o afastamento lateral e a angulação dos pés; com alinhamento posterior dos calcâneos, com afastamento lateral de 15 cm e 8° de rotação externa dos eixos longitudinais (adaptado de KENDALL, 1995).

2.3 APLICAÇÃO DE FORÇAS, DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO E O USO DE CALÇADOS DE SALTO

O estudo da marcha tem se mostrado objeto de grande interesse entre os pesquisadores há décadas, resultando na criação e incremento de métodos e técnicas de análise consistentes em situações reais. De grande parte da bibliografia referente às relações dos comportamentos da marcha humana, aspectos dinâmicos no complexo do pé derivam sugestões que se reproduzem no comportamento da postura estática. Contudo, estas analogias se referem apenas às possíveis adaptações relacionadas aos estímulos externos (NIGG, 1994) possibilitando questionamentos, porém não conclusões efetivas a respeito do comportamento estático.

A confecção de calçados implicou na utilização de materiais dos mais variados tipos, com combinações de solados e demais estruturas, revelando-se desde o período da antiguidade, uma tendência à produção de calçados com o objetivo de embelezar o vestuário além da primária preocupação de proteção térmica e de melhorar a adaptação aos variados tipos de terrenos e situações (ÁVILA, 2001).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Avaliações biomecânicas buscam relacionar parâmetros de interação entre os calçados e o usuário, bem como compreender as respostas do sistema locomotor às diferentes características funcionais dos calçados (LAFORTUNE, 2001).

O uso de plataformas de força, sensores de pressão, acelerômetros, eletromiografia e sistemas de cinemetria para análise tridimensional, são as ferramentas usuais utilizadas para análise do comportamento das forças e pressões oriundas da interação entre pé e calçado, (LAFORTUNE, 2001; SHARKEY, 1995; EBBELING, 1994; GASTWIRTH, 1991; OPYLA-CORREA 1990).

No meio esportivo, trabalhos como o de Hockenbury (1999), relacionam a sobrecarga nas articulações dos pés como responsáveis mais comuns relativas à dor na região do antepé em atletas, em esportes de contato, ou ainda envolvendo saltos e/ou corridas, havendo maiores predisposições a lesões. Fato compreensível envolvendo atividades onde as forças intra-articulares chegam a patamares muito mais elevados do que na manutenção do corpo em posição estática, experimentada pela população em seu dia-a-dia.

Dentre as patologias que mais acometem os pés dos corredores, encontram-se, os entorses de tornozelo, a bursite retrocalcânea, a fascite plantar, a fratura por *stress* em calcâneo e metatarsos, a síndrome do *overuse* ou super-treinamento e a metatarsalgia. Também são freqüentes casos de *hallux rigidus,* neurômas (Figura 7), patologias nos sesamóides *e hallux valgus*, sendo estes últimos, “referidos frequentemente na literatura, porém de forma conflitante, como relacionados também ao uso de calçados de salto” (HOCKENBURY, 1999).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

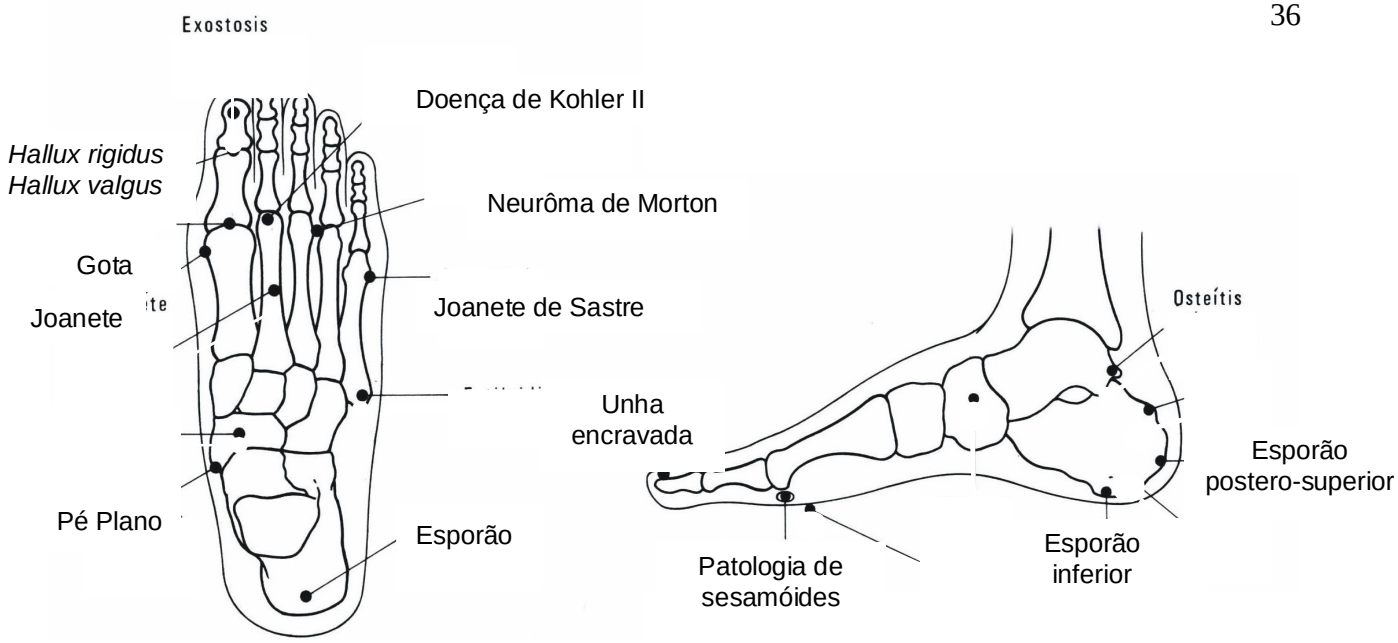


Figura 7 – Patologias comuns nos pés (Fonte: VILADOT, p.25, 1989).

Enquanto Nyska *et al*. (1996) referem o uso de calçados de salto alto, quando comparados com saltos baixos, como responsável por aumentar a pressão plantar “em níveis que sugerem uma sobrecarga na região medial do antepé podendo agravar sintomas nos pacientes com *hallux valgus*”, por outro lado, Al-abdulwahab e Al-dosry (2000) sugerem que “qualquer sapato com bico fino, independente da altura de solado, poderia implicar como uma causa comum para etiologia do *hallux valgus”*. Em seus resultados, Al-abdulwahab e Al-dosry (2000), num estudo com 100 mulheres, onde encontraram 39 com *hallux valgus*, sendo que, 23% destas utilizavam sapatos sem salto (salto zero), porém com bicos finos, enquanto 77% utilizavam calçados de 2,5 cm a 3,75 cm de solado também com bicos finos. O autor ainda conclui que “existem dúvidas primárias acerca destes comportamentos biomecânicos”, como por exemplo, a utilização de calçados abertos, no que se refere às adaptações aos sapatos de salto, amenizando ou até aumentando o *stress* músculo-esquelético.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Gastwirth *et al*. (1991), em um estudo com 43 mulheres, compararam o aspecto funcional das articulações do pé e tornozelo bem como as pressões plantares, com os indivíduos descalços, com salto baixo e salto alto. Os autores concluem que, além de não encontrar evidências de pronação anormal, o aumento na duração do apoio da sobrecarga no antepé, mais do que propriamente o real aumento da pressão em si, seria o principal parâmetro responsável por patologias nos pés, secundário a utilização de salto alto.

A pressão plantar é um indicador fundamental para a análise dos padrões de apoio e marcha, obtendo-se níveis aceitáveis que variam de acordo com características individuais, como evidencia Cavanagh *et al*. (1987) em seu estudo, analisando os pés esquerdos de uma amostra de 107 sujeitos assintomáticos, na posição estática. De acordo com sua metodologia, dividindo o pé em 10 regiões, encontraram 60,5% do peso aplicados no calcanhar, 7,8% no meio do pé, 28,1% na parte anterior do pé e 3,6 % nos dedos. Seus resultados evidenciaram picos de pressão sob o calcanhar, em média 2,6 vezes maiores do que na parte anterior, na situação descalça, observando ainda que estes valores correspondam aproximadamente a 30 % dos produzidos em marcha e a 16 % dos produzidos em corrida.

De acordo com Frey (2000), vários problemas têm sido implicados no uso incorreto de calçados causando doenças na região do antepé, decorrentes principalmente do uso inadequado em relação às medidas antropométricas de comprimento, largura e altura ou ainda dos perímetros do pé relacionados aos perímetros do calçado propriamente dito.

Dentre as patologias citadas em seu trabalho, que se relacionariam diretamente com o estilo de calçados utilizados, o autor refere os desvios em *hallux valgus*, desvios

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

em “dedos de martelo”, caracterizado pela hiper-extensão da articulação metatarsofalangeana, a hiper-flexão da articulação interfalangeana proximal, e hiper-extensão na porção distal da articulação interfalangeana e ainda neurômas interdigitais, que são compressões do nervo interdigital na área entre as cabeças dos metatarsos abaixo do ligamento transverso profundo. O autor complementa ainda que a etiologia destas doenças é diversa, podendo ser oriunda de traumas, doenças neuromusculares, artrite reumatóide e mesmo psoríase, porém devido ao alto índice de casos acometidos por mulheres, em uma proporção de 9:1 em relação aos homens, salienta a “necessidade de melhor relacionar o uso de calçados de salto frente estas patologias” (FREY, 2000).

Segundo declaração oficial do *The American Orthopaedic Foot and Ankle Society* (AOFAS) citado por FREY (1995):

> “[...] acredita-se que o uso inadequado de calçados alcançou proporções epidêmicas no que se refere aos problemas nos pés. De acordo com pesquisa realizada por esta entidade, nos Estados Unidos da América, em 1991, onde 35 mulheres foram entrevistadas, dentre elas, cerca de 88% utilizavam calçados de números menores que os dos pés e cerca de 80% tinham algum tipo de problema relacionado ao uso de calçados”.

Hansen e Childress (2004) utilizaram em seu trabalho seis plataformas de força AMTI (Watertown, MA, EUA) a uma freqüência de 960 Hz e oito câmeras sincronizadas, para análise de movimento tridimensional (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CAA, EUA) a uma freqüência de 120 Hz, para verificar o comportamento biomecânico em relação à mobilidade e forças interagentes do sistema do pé e tornozelo de 10 voluntárias, durante marcha realizada em três velocidades, utilizando calçados com alturas de 37 mm (SD=10 mm), e de 71 mm (SD=17 mm). Os autores concluíram que, na utilização de calçados de salto até 50 mm – 60 mm, as adaptações ocorrem

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

naturalmente de acordo com as limitações fisiológicas. Porém, a inabilidade do sistema do pé e tornozelo em compensar integralmente as adaptações relativas ao apoio acima de 50 mm – 60 mm poderiam implicar na utilização de outros sistemas compensatórios de adaptação como os joelhos, o quadril e a coluna. Por outro lado, Kerrigan *et al*. (2001), empregando uma metodologia similar em quarenta mulheres utilizando calçados com 60 mm de altura de salto, concluíram que “houve alterações significativas na função normal do pé e tornozelo” e propõem ainda que “estas compensações devam ocorrer principalmente nos joelhos e quadril para manter a estabilidade e progressão durante a marcha”.

Em estudo prévio realizado em 20 mulheres, KERRIGAN *et al*. (1998), revelam aumentos significativos de torque na articulação dos joelhos enquanto caminhavam utilizando calçados de salto, quando comparados à marcha descalça e acrescentam ainda que até mesmo calçados de 2,5 cm a 3,7 cm induziriam a mudanças biomecânicas que poderiam levar à origem ou mesmo agravamento de patologias, como a osteoartrite do joelho. Os autores baseiam-se também no argumento, de que a incidência de osteoartrite é duas vezes mais elevada em mulheres do que em homens e de predominantemente acomete os dois joelhos, indicando uma relação etiológica desta patologia com algum tipo de hábito associado ao gênero feminino.

Apesar de resultados controversos em relação aos valores percentuais de peso corporal relacionado às regiões dos pés e ainda quais as relações que implicariam de forma negativa à sua integridade, autores têm encontrado valores sistematicamente maiores em antepé com o aumento da altura do apoio do calcanhar.

Snow e Williams (1994), mediante seus resultados, salientam que se houver um aumento do apoio do calcanhar suficientemente significante para alterar o centro de

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

massa, como o encontrado em calçados de salto, este aumento de altura ocasionará uma mudança compensatória na cinética muscular do indivíduo. Esta elevação do calcanhar incidiria em um aumento da posição de flexão plantar do tornozelo, gerando mudanças nos ângulos de inserção dos músculos em relação à posição intrínseca dos ossos nas articulações dos pés, tornozelos e membros inferiores. Os autores enfatizam ainda que as discrepâncias entre resultados obtidos em estudos, podem estar relacionadas com as estratégicas nas variações posturais compensatórias que os indivíduos realizam ao utilizarem calçados de salto alto, podendo ainda correlacionar-se às diferenças antropométricas como estatura e diâmetro.

Franklin *et al*. (1995) realizaram um estudo com 15 mulheres onde mensuraram por meio de um eletro-goniômetro tridimensional o alinhamento referente à posição bipodal, no plano sagital, dos ângulos da região da coluna cervical, da coluna torácica, e da coluna lombar, bem como o ângulo da pelve, dos joelhos e do sacro. Seus resultados assemelham-se com os de Snow e Williams (1994), porém ressaltam ainda que, com altura de 5 cm, obtiveram resultados significativamente menores em anteversão do quadril e menores ângulos de lordose lombar e da base do sacro.

Dentre os trabalhos revisados que estão diretamente relacionados ao tema, utilizados para a fundamentação deste estudo, salientamos Nasser (1999), que investigou a conformação externa do arco plantar longitudinal medial e a distribuição de forças nas regiões anterior e posterior do pé, em diferentes alturas e ângulos de apoio do calcanhar. Em seu estudo participaram 8 indivíduos do sexo feminino, onde foi medida a pressão plantar e a componente vertical da força de reação do solo, utilizando o sistema de análise de distribuição de pressão plantar *F-scan*® (Tekscan, Inc. Boston, MA, EUA) e uma plataforma de força da marca *Kistler (*Kistler Instrumente AG, Suíça).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

O autor encontrou diferenças significativas, porém não lineares na aplicação de forças na região anterior e posterior, entre as diferentes alturas e ângulos de apoio do calcanhar. As variações encontradas em seus resultados do percentual de força relativa devem-se provavelmente, segundo o autor, à configuração e a mobilidade das articulações quando da elevação do calcâneo, gerando compensações nesta distribuição, minimizando, portanto, as sobrecargas no pé. Apesar de obter dados relevantes de contribuição para uma melhor fundamentação deste assunto, os resultados obtidos pelo autor podem ter sido prejudicados em função dos procedimentos de coleta, onde os sujeitos eram posicionados sobre o simulador de alturas, aparelho que permitiu a variação da altura do apoio do calcanhar, localizado sobre uma estrutura de madeira, a uma altura de 1,50 m do chão. Nesta posição e ainda em função das medidas de força terem sido realizadas em apoio unipodal, os indivíduos talvez possam ter sido influência dos pela sensação de insegurança gerada pela altura, provocando movimentos que talvez pudessem implicar em uma interferência nos dados, para a manutenção do equilíbrio estático, fato que provavelmente possa ter afetado nos resultados.

Brino (2003) realizou um estudo em uma amostra composta por 11 indivíduos do sexo feminino, verificando que há uma influência do uso dos calçados com saltos maiores que 5 cm nas variáveis cinéticas da base de sustentação. Foram analisadas nesse trabalho, as influências de seis modelos de calçado sobre os percentuais da força peso aplicado na base de sustentação, considerando a componente vertical da força de reação do solo, por meio de duas plataformas de força (*AMTI*). Segundo Brino (2003), a descrição da declividade da curva dos solados dos calçados nas regiões de apoio do calcâneo, do arco plantar e dos artelhos, sugere que exista uma relação entre

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

a aplicação de um maior percentual da força peso no antepé para os calçados que apresentaram os maiores valores da declividade. A autora concluiu em seu estudo que em relação à manutenção da postura em pé durante, o uso de diferentes calçados, não diferiu da condição com os pés descalços, salientando ainda, que estes resultados possam estar relacionados a uma adaptação do pé ao calçado associado ao ajuste da articulação do tornozelo, ou mesmo a aplicação de um maior percentual de força peso no antepé, especialmente com saltos de 5,6 cm e 9,0 cm utilizados no estudo, corroborando os resultados de outros autores, como os de Jacob (2001), o qual demonstrou que o comportamento das ações musculares responsáveis pelo equilíbrio sobre os pés, depende principalmente da resultante do ângulo em que a ação da força vertical atua.

Apesar de estes resultados apresentarem relações análogas, a quantidade de sobrecarga capaz de ser fisiologicamente suportada pelos pés ainda é um dado a ser mais bem explorado, tendo como manifestações decorrentes, em alguma extensão, o desencadeamento de patologias que acabam por restringir a funcionalidade destas estruturas anatômicas.

Além da dificuldade de prever quais as influências que determinadas características de altura e ângulo de salto poderiam incorrer em relação à integridade estrutural, a capacidade de se obterem dados em condições reais, previamente ao desenvolvimento do *design* dos calçados é bastante limitada. Salienta-se ainda que não foram encontrados na literatura, dados relacionados ao comportamento das forças sobre as regiões dos pés, que pudessem contribuir de forma relevante com uma melhor compreensão acerca do desenvolvimento e confecção de calçados de salto.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3 MÉTODOS

3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Este estudo é do tipo descritivo (THOMAS, 2002), pois se caracteriza por tentar estabelecer associações entre duas variáveis, mediante uma comparação inter-sujeitos da aplicação de força vertical (Fz) e pressão plantar sobre as regiões do retropé e antepé com a utilização de calçados de salto e blocos simuladores, procurando identificar as relações existentes entre as diferentes alturas e ângulos de inclinação de apoio do calcanhar durante a manutenção da posição estática.

3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A amostra foi constituída de 30 voluntárias com idades entre 20 e 54 anos, residentes em Florianópolis, habituadas a utilizarem calçados de salto pelo menos uma vez por semana, sem histórico de lesões nos membros inferiores nos últimos doze meses, nem índice de massa corporal (*IMC*) maior que 30 segundo Pollock, 1993.

3.3 COLETA DE DADOS

A coleta de dados realizou-se no Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), em Florianópolis.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.3.1 Calçados utilizados no estudo

Foram utilizados 35 pares de calçados causais e sociais, fornecidos pelo Laboratório de Biomecânica do CEFID-UDESC e fornecidos pelos próprios sujeitos da amostra, fabricados em diferentes materiais e com características diversas de bico, solado, salto, entressola e cabedal. Para cada sujeito, de acordo com seu número de calce, foram selecionadas opções de calçados, realizando-se então um teste subjetivo de calce onde cada sujeito verificava se cada um dos calçados indicados para o uso era confortável e calçava adequadamente. Dentre as opções indicadas e com base em sua interpretação, o sujeito escolheu livremente no mínimo três pares e no máximo sete pares, fazendo estes, parte de sua coleta.

Tabela 1 – Calçados utilizados no estudo em ordem crescente de altura de salto (n=35):

Altura (mm)	Ângulo (º)	Calçado (ID)	Altura (mm)	Ângulo (º)	Calçado (ID)
14,1	1º	115	60,8	20º	3660
28,9	10º	230	62,4	20º	3960
32,6	9º	1730	62,9	19º	765
34,6	10º	3835	68,4	25º	870
39,4	5º	340	70,1	25º	3370
43,7	14º	1845	70,2	21º	2070
49,3	16º	450	70,3	25º	4370
49,7	28º	3250	71,8	26º	2470
50,9	13º	1950	73,1	25º	4175
51,7	22º	1350	74,9	26º	3075
51,9	14º	1455	75,7	21º	2575
55,2	15º	4260	77,9	26º	1080
55,8	20º	1655	77,9	30º	1580
57,4	25º	3560	79,5	30º	3180
57,8	20º	560	79,9	27º	1180
58,1	16º	660	81,1	25º	3780
58,4	25º	4070	90,8	40º	2390
60,2	34º	2960			

ID = Código de Identificação dos calçados e respectivos ângulos e alturas de salto

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.3.2 Altura dos saltos dos calçados

A medida da altura dos saltos dos calçados foi definida pela diferença entre a altura do solado no ponto de apoio do calcâneo distante 40 mm da borda superior traseira do taco do salto em relação à parte anterior do solado, na base dos metatarsos, utilizando-se um traçador de alturas digital da marca *Mitutoyo America Corporation* (EUA, 2002) modelo *Absolute digimatic* 570-245 (Figuras 8 e 9).

Figura 8 - Medida da altura dos saltos

Figura 9 - Medida da altura dos saltos

3.3.3 Ângulo de inclinação dos saltos dos calçados

Os ângulos de inclinação dos saltos dos calçados trazidos pelos sujeitos da amostra, foram medidos previamente à coleta de dados, durante o andamento da anamnese, em uma sucessão de 3 medidas distintas feitas pelo mesmo avaliador, obtendo-se uma média destes resultados. O instrumento de medida utilizado foi um inclinômetro pendular com base magnética (*Roof Pitch Finder* 0101, Fayetteville, NC, EUA, 2003) (Figuras 10 e 11) posicionado de maneira que permitisse a maior área de

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

contato do instrumento sobre o solado, na base de apoio do calcanhar, partindo do limite da extremidade superior determinando conseqüentemente, a declividade do salto.

Figura 10 - Inclinômetro pendular

Figura 11 - Inclinação dos saltos

Além de se verificar os resultados dos dados de força vertical (Fz) e pressão plantar para cada sujeito com a utilização de um calçado específico, obtendo médias para cada tipo de calçado, os 35 pares utilizados foram também agrupados e relacionados de acordo com a proximidade relativa entre as alturas de cada calçado (Tabela 2). Este critério de classificação foi estabelecido para que a análise descritiva dos resultados, de acordo com a freqüência de dados válidos, seja a representação das variações entre as alturas.

Tabela 2 – Grupos e freqüências dos calçados de acordo com a variável estudada:

Altura (mm)	Força vertical (#)	Pressão Plantar (#)
14,00 a 20,00	19	12
20,10 a 40	32	24
40,1 a 60	72	50
60,1 a 80	53	43

(#) Número de dados válidos para força vertical Fz e pressão plantar
Calçados agrupados de acordo com a altura do apoio do calcâneo

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.3.4 Blocos simuladores de ângulo e altura

Para simular as alturas e ângulos de calçados mais freqüentemente utilizados, foram confeccionados blocos em madeira (Figura 12) para simular o apoio do calcanhar, com medidas em sua base de 100 mm x 100 mm e nas alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm e ainda blocos em forma de cunha com ângulos de 0^o, 10^o, 15^o, 20^o, 25^o e 30^o, estes também com base de 100 mm. A medida máxima da massa dos blocos com os ângulos em cada aquisição foi de 471,94 g (bloco de 80 mm e 30^o), enquanto que a massa média dos sujeitos foi de 57,40 ± 7,07 kg, portanto, a massa dos blocos corresponde a menos de 0,82% do peso médio dos indivíduos, acreditando-se desta forma, haver uma interferência mínima nos resultados obtidos.

Figura 12 – Blocos e ângulos simuladores

Com o objetivo de avaliar o uso dos blocos simuladores como instrumento de medida, Ávila *et al.* (2004) realizaram um estudo onde foram utilizadas, duas plataformas de força *AMTI* (Massachusetts, EUA, 1991) dispostas em série, adquirindo a uma freqüência de 600 Hz, com afastamento de 4,1cm, possibilitando a medição das forças aplicadas sobre o retropé (plataforma 1) e o antepé (plataforma 2) simultaneamente, determinando o comportamento da sobrecarga nestas regiões.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Foram avaliadas através deste trabalho, as forças verticais de reação do solo de 25 sujeitos em alturas de salto simuladas através dos mesmos blocos de madeira utilizados neste estudo, porém com angulações de 0º, 10º, 20º, 30º e 40º graus e em alturas variando a cada centímetro, de 0 cm a 8 cm. Para cada simulação de altura e angulações do salto, foram feitas duas avaliações para cada sujeito, uma para o pé direito e outra para o esquerdo.

Com base em estudo piloto realizado, utilizou-se como padrão a aquisição de dados do pé direito após evidenciarmos não haver diferenças significativas entre os resultados obtidos entre os dois pés.

3.3.5 Localização dos pontos anatômicos

Para estabelecer um padrão relativo ao apoio do calcâneo na base do bloco simulador de ângulo e altura, foram demarcados: o ponto mais proeminente dos maléolos mediais (Figura 13) e a projeção perpendicular destes pontos, da região medial do pé, até a base de apoio na superfície do solo, incidindo perpendicularmente sobre a base anterior dos blocos.

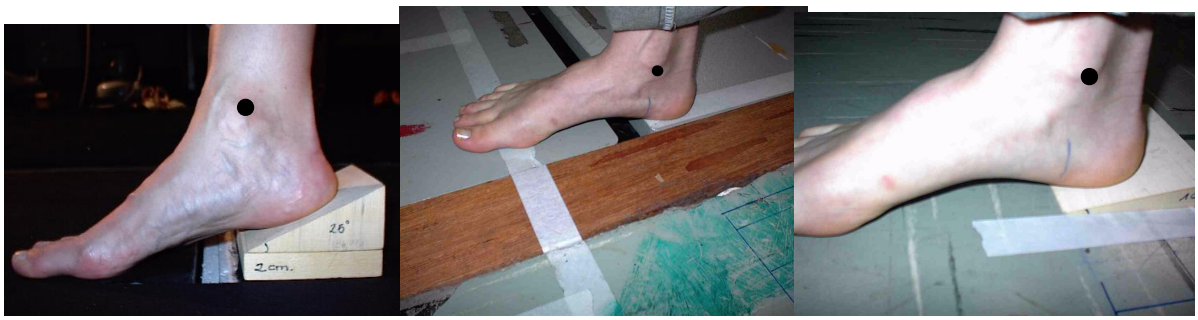


Figura 13 – Localização dos pontos anatômicos

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.3.6 Regiões de apoio dos pés

A caracterização utilizada para definir as regiões dos pés com base na necessidade metodológica da simulação nos blocos (Figura 14), foi a divisão dos pés em retropé, formada pelas articulações talo-crural e subtalar e em antepé formada pelos metatarsianos, as falanges dos artelhos, as articulações tarso-metatarsiana, metatarso-falangianas, intermetatarsianas e interfalangianas.

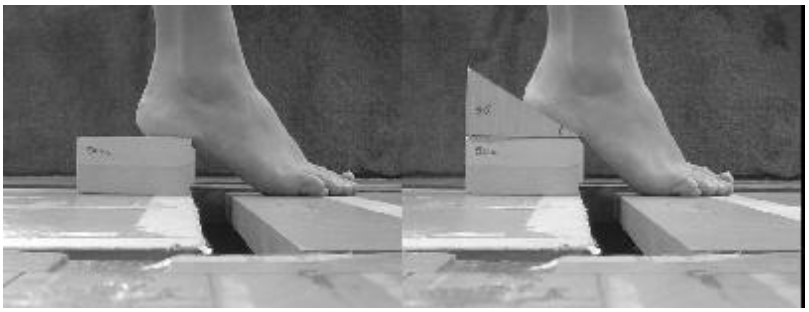


Figura 14 – Regiões de apoio dos pés

3.3.7 Distância do apoio entre os pés

À distância entre o apoio dos pés na posição bipodal equilibrada (Figura 15), foi estabelecida previamente à coleta de dados durante o teste subjetivo de conforto dos calçados, logo após a localização dos pontos anatômicos e caracterizava-se por uma linha perpendicular imaginária relativa ao ponto bi-iliocristal em relação aos pés no plano frontal. Depois de estabelecida a postura ortostática de maior conforto para o sujeito, foi medida a distância entre os dois pés a partir dos pontos mais proeminentes dos maléolos mediais. Esta medida foi utilizada posteriormente quando foi necessário o

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

alinhamento dos blocos e calçados sobre as plataformas, utilizando-se uma demarcação na superfície do assoalho.

Figura 15 – Distância entre os pés

3.5 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

3.5.1 Questionário

Foi realizada uma entrevista onde os sujeitos assinaram um termo de consentimento e responderam um questionário (APÊNDICE A) a respeito da freqüência do uso de calçados, a maior altura de salto e o tempo médio de utilização destes calçados, bem como dados gerais de identificação e medidas dos calçados trazidos pelos sujeitos.

3.4.2 Plataformas de força *AMTI* (Advanced Mechanical Technology Incorporation)

O sistema *AMTI* (Massachusetts, EUA, 1991) é composto por duas plataformas de força extensométricas (Figura 16), modelo OR6-5-2000, dois conversores analógico-digitais, um amplificador de sinal com 6 canais do tipo *AMTI* OR6-5 (1991) e um

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

software de aquisição. As plataformas medem 50,8 cm de comprimento, 46,4 cm de largura e 8,26 cm de altura. Cada plataforma possui células de carga do tipo *strain gages* (extensômetros de resistência elétrica), que estão localizadas em cada uma de suas extremidades, permitindo a medição simultânea das três componentes de força ortogonais.

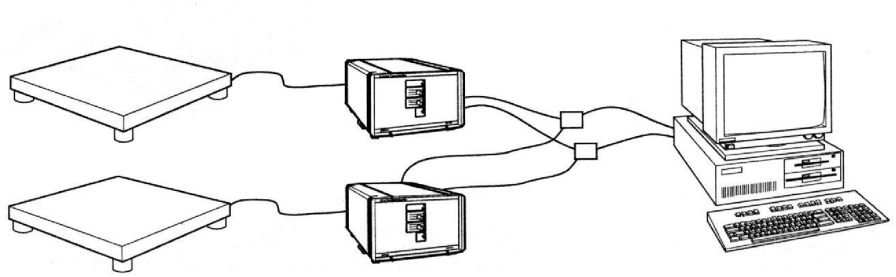


Figura 16 – Plataformas *AMTI* (fonte: Manual *AMTI*, 1991).

Os sensores são compostos por uma placa metálica contendo transdutores que ao sofrer uma pequena deformação em uma de suas dimensões, sofrem uma alteração na resistência elétrica. Estes elementos estão ligados em um circuito elétrico na configuração de ponte de *Wheastone*, resultando em um desnível na tensão elétrica proporcional à força aplicada.

O sistema *Peak Motus*® 4.1 (Peak Performance Technologies Inc., Colorado, EUA) foi utilizado para a avaliação dos sinais provenientes das duas plataformas de força os dados foram adquiridos a uma freqüência de 60 Hz, durante 5 segundos. As variáveis adquiridas simultaneamente foram a força vertical na plataforma X para o retropé e na plataforma Y para o antepé. Os dados da componente vertical da força de reação do solo das duas plataformas (x e y) foram somados logo após a aquisição da série da respectiva altura e ângulo, sendo excluídos aqueles resultados que obtivessem

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

um erro maior que 10% do PC quando comparado à posição de pés descalços. As tentativas descartadas foram repetidas antes da troca para uma altura superior.

3.4.3 Sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005) versão 8.3

O sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005) (Figura 17) é composto por duas palmilhas com 99 sensores do tipo capacitivo, conectados por intermédio de cabos a um sistema de aquisição, que encaminha os dados adquiridos para um amplificador de sinais, sendo capturado por uma placa inst
processado por um *software* de análise e

Figura 17 - Sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© 2005.

Figura 18 – Esquema de funcionamento do Sistema de aquisição de dados com palmilha sensorizada (Fonte: Sánchez-lacuesta, Baría,J.G.)

O sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005) possuí diversos aplicativos para análises diferenciadas, com caracterizações relacionadas a vários parâmetros de estudo da marcha e com objetivos específicos para o qual cada *software* foi desenvolvido. Para

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

que a análise se processe em seus aplicativos, devem-se seguir procedimentos que permitam a interação de dados entre os *softwares*.

Os dados brutos são coletados e armazenados no aplicativo *pedar-m online (novel$_{gmbh}$©,* 2005), que possuí a extensão **.sol* atribuída a seus arquivos. Para que estes dados sejam utilizados por outros aplicativos, devem ser transformados em outras extensões de acordo com a necessidade do usuário.

Os procedimentos utilizados para este estudo são comentados a seguir:

Os dados com a extensão **.sol* oriundos do sistema *pedar*® *novel$_{gmbh}$*© (2005), foram transformados em arquivos do tipo *ASCII* pelo aplicativo *pedar-m ASCII converter (novel$_{gmbh}$*©, 2005) (Tabela 3), que permite a utilização por outros *softwares* de análise estatística. Para cada sujeito, sobre cada bloco, em determinado ângulo, tanto para o pé direito como para o pé esquerdo, foi feita uma análise dos dados coletados através da importação de dados do sistema *pedar*® para o *software Microsoft*® *Excel* 4.0, onde foi gerado uma macro* para verificar a viabilidade da utilização dos dados provenientes do sistema de aquisição de pressão plantar.

Macro* = rotina auto-executável de cálculos para análise de dados em série que obedece a critérios e procedimentos definidos pelo usuário.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Exemplo de planilha gerada para tratamento dos dados brutos pelo Microsoft® Excel 4.0, pressão em N/cm^2 para cada sensor nas palmilhas esquerda e direita em função do tempo.

Tabela 3 - Planilha em Formatos *ASCII* do aplicativo *pedar-m ASCII converter (novel$_{gmbh}$*©, 2005)

nove$_{lgmbh}$ pedar mobile expert *ASCII output formats:* Pressure Values files will give pressure measurements for each sensor as a function of time. file name: S10B200.SOL insole type: v50r51l date/time: 19:2:5 10:1:58 total time [secs]: 15.340 time per frame[secs]: 0.020 pressure values in N/cm²
Mask definition: M1: 1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26... M2: 1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19,20,21,22,23,24,25,26...

time[s]	1	2	3	4	5	6	7	8	9
0.020	3.00	9.00	12.00	10.00	5.00	0.00	11.00	16.00	16.00
0.040	3.00	9.00	12.00	10.00	5.00	0.00	10.00	16.00	16.00
0.060	3.00	9.00	12.00	10.00	5.00	0.00	10.00	16.00	16.00
0.080	3.00	9.00	12.00	10.00	5.00	0.00	11.00	16.00	16.00
0.100	3.00	9.00	11.00	10.00	5.00	0.00	11.00	16.00	16.00

Para cada dado específico de pressão plantar coletado, para cada pé de cada sujeito, foi obtido o pico máximo de pressão, as média e desvios padrão para cada um dos 99 sensores em cada palmilha (Gráfico 1).

Exemplo referente ao sujeito 5 bloco - 20 mm - 15º graus, utilizado para análise da validade dos dados, bem como para determinar as regiões de contato.

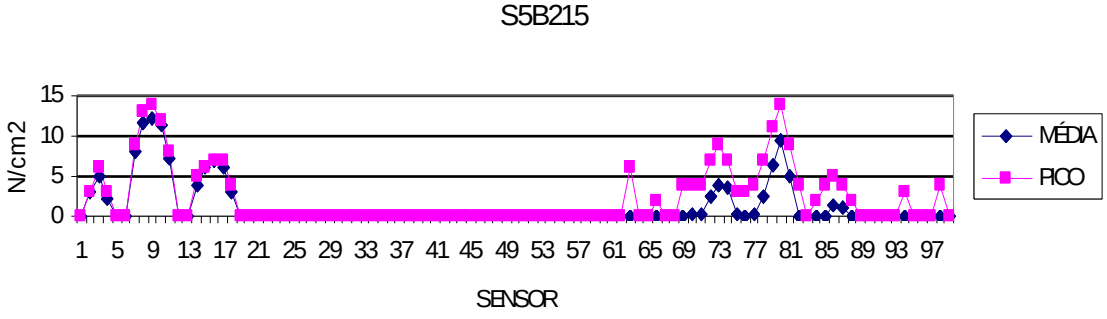


Gráfico 1 - Médias e picos de pressão dos 99 sensores das palmilhas do sistema *pedar*® *novel$_{gmbh}$*© (2005)

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Desta maneira, foram estabelecidos os critérios para a utilização dos dados considerados válidos referente a cada sujeito, quando os sinais não apresentavam discrepâncias significativas decorrentes dos procedimentos de posicionamento sobre os blocos simuladores entre outras interferências externas.

Estabeleceram-se também, através desta análise preliminar, os critérios para delimitação das regiões de retropé e antepé para a palmilha sensorizada, tanto pela presença ou não do sinal como em relação à intensidade deste sinal (Gráfico 1 e 2), visto que o indivíduo, quando posicionado sobre os blocos simuladores, mantinha a região do médio pé sem contato direto sobre nenhuma superfície de apoio. Portanto, através do sistema de numeração padrão do sistema, estipulou-se como “região do retropé” os sensores de 1 a 40 e a “região de antepé” os sensores de 55 a 99 (Figura 19). Para a análise dos dados obtidos, utilizou-se como padrão a aquisição dos dados do pé direito, após evidenciarmos previamente em estudo piloto, não haver diferenças significativas entre dois pés (Gráfico 2).

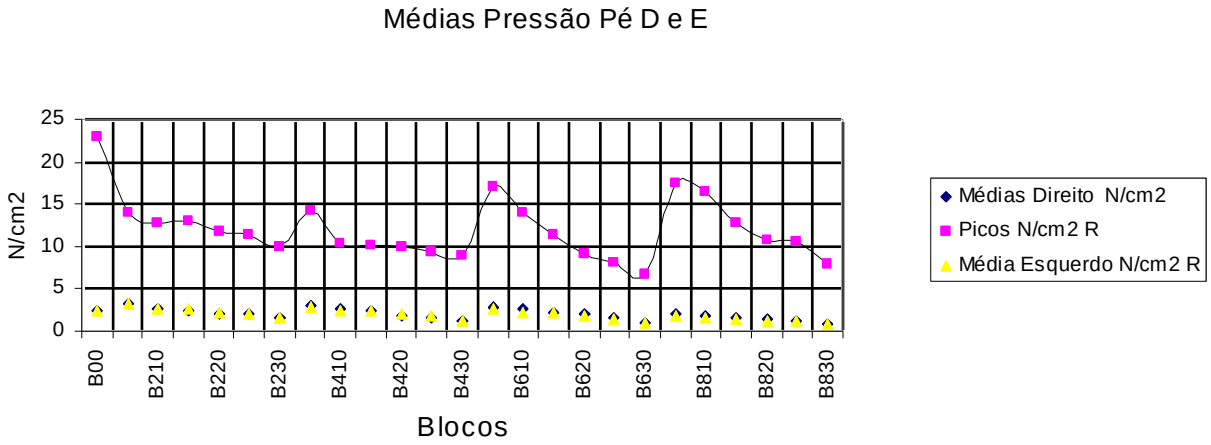
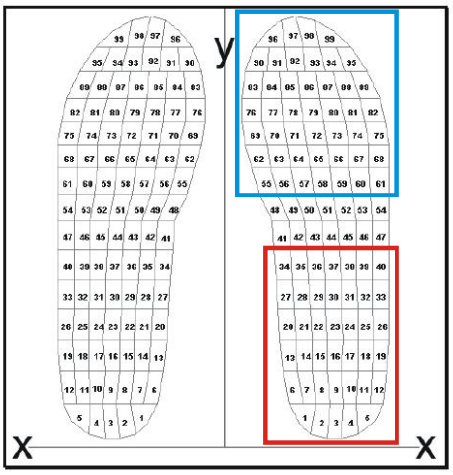


Gráfico 2 – Médias de pressão plantar em retropé com blocos simuladores n=11

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com



Região do Antepé – sensores 55 a 99

Região do Retropé – sensores 01 a 40

Figura 19 – Identificação dos 99 sensores pelo sistema de numeração padrão *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005), permitindo a localização dos pontos através dos dados gerados pelos arquivos *ascii*.

Como resultado destas análises preliminares, para a caracterização do comportamento da pressão plantar sobre os blocos simuladores, foram excluídos 19 sujeitos do estudo, cujos dados foram considerados como não válidos segundo os critérios estabelecidos, obtendo-se, portanto dados relacionados a 11 sujeitos.

Tabela 4 – Sujeitos com dados válidos para pressão plantar nos blocos simuladores

Sujeitos N=11										
5	7	8	9	10	11	13	14	17	19	30

3.4.3.1 Aferição das plataformas de força *AMTI*

A calibração das plataformas de força foi feita com a utilização de objetos de massa padronizadas, previamente aferidos obedecendo a critérios do Laboratório de Biomecânica do CEFID-UDESC.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3. 4.3.2 Calibração das palmilhas sensorizadas *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005)

O funcionamento do sistema, qualidade e confiabilidade do sinal, depende de uma calibração periódica que segue protocolos do fabricante. Consiste em utilizar um compressor de ar que alimenta uma câmara de pressão (Figura 20), onde são realizadas medidas de compressão mecânica padronizadas da palmilha sensorizada (Figura 21), através do controle de um medidor de pressão digital e seguindo uma metodologia indicada por um *software* específico *pedar-m calibration,* (*novel*$_{gmbh}$©, 2005). Estes dados de calibração são armazenados na forma de arquivos no próprio sistema gerenciador, sendo utilizado pelos aplicativos do sistema *pedar*® a cada vez que se faz uma coleta, informando as características da palmilha, de acordo com procedimentos inerentes ao próprio *software*. As palmilhas utilizadas no estudo foram calibradas de acordo com a periodicidade e padrões estabelecidos pelo próprio Laboratório de Biomecânica da UDESC.

Figura 20 – Calibrador *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005)

Figura 21 Palmilhas *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005)

Após equipar o indivíduo com o sistema, estabelece-se o valor “referência zero” de pressão plantar mediante uma “auto-calibração” onde se procede a checagem dos valores pelo teste de apoio unipodal indicado pelo manual. Salienta-se que este

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

procedimento foi realizado a cada troca de palmilhas e repetido aleatoriamente durante a coleta de dados de cada sujeito e nas diferentes trocas de blocos simuladores. Este procedimento foi seguido com a intenção de atenuar as chances de se obter interferência nos sinais, provenientes de mau alinhamento ou mau posicionamento da palmilha.

3.5 PROCEDIMENTOS

A coleta de dados dividiu-se em: a) informações gerais, anamnese, avaliação antropométrica e medidas dos calçados b) medidas biomecânicas.

3.5.1 Informações gerais:

O sujeito foi informado sobre os procedimentos e objetivos do trabalho, logo após respondeu ao questionário com as informações gerais, assinou um termo de consentimento e passou por uma avaliação antropométrica. Dentre as informações sobre os procedimentos, foi enfatizada a permanência do indivíduo em silêncio, de olhos abertos, postura e respiração natural durante o tempo de coleta sobre a plataforma, bem como uma postura relaxada.

3.5.2 Anamnese e avaliação antropométrica

A anamnese e a avaliação antropométrica foram conduzidas pelo mesmo avaliador e constitui-se de informações gerais de identificação, história pregressa de

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

enfermidades e patologias relacionadas aos membros inferiores nos últimos 12 meses, sendo este item de caráter excludente no caso afirmativo.

A aparência visual dos pés relacionando-se a deformidades aparentes, desvios acentuados, calosidades, tipo de pé, conformidade de arco plantar, foram observados, porém não controlados neste estudo, limitando-se a constar nas observações, a menos que estes indícios, de acordo com a interpretação subjetiva do avaliador, demonstrassem influir de forma significativa nos resultados deste trabalho.

Dentre os itens medidos, constam a avaliação do índice de massa corporal proposto por Pollock, 1993, (APENDICE A) o peso do indivíduo sobre a plataforma, a massa corporal, estatura, número do calçado, a medida para ambos os pés do comprimento, largura e altura. Verificaram-se ainda, a freqüência de uso do salto na semana, maior altura de salto utilizada e tempo médio de utilização do salto em horas por dia.

Para as medidas de estatura e massa corporal, foram utilizados uma balança digital marca *Toledo* modelo 2096 PP (Brasil, 2001) e um estadiômetro marca *Sanny* (Brasil, 2002). Para as medidas de antropometria dos pés foram utilizados dois paquímetros digitais da marca *Mitutoyo America Corporation* (EUA, 2002) modelos CDC – 18” C e CDC – 8” C com resolução de 0,01mm e uma fita métrica *TBW* (Figura 22).

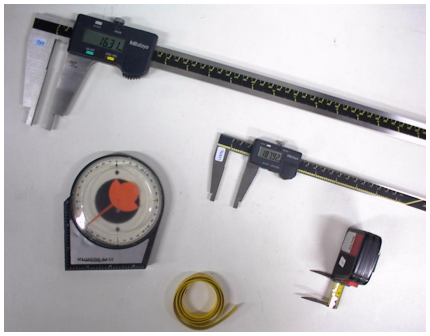


Figura 22 – Instrumentos de medida para avaliação antropométrica.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.5.3 Medidas dos calçados

Os calçados utilizados pelos sujeitos foram medidos previamente à sessão de coleta de dados para aqueles que utilizaram calçados fornecidos pelo laboratório e medidos logo após a anamnese e avaliação antropométrica, para aqueles sujeitos que fizeram uso dos próprios calçados. Foram registradas as medidas de altura de salto, altura total de salto, número de calce, comprimento e largura do calçado e ângulo de inclinação do salto (Figuras 23 e 24).

Figura 23 – Bloco simulador e calçado de salto

Figura 24 – Medida do calçado

3.5.4 Sistema de aquisição de dados

A medida de aplicação de força relativa ao peso corporal sobre as regiões dos pés foi obtida por meio de duas plataformas de força dispostas em série, nas quais o indivíduo se posicionou descalço utilizando uma meia de nylon para facilitar o uso de palmilhas sensorizadas *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005). Obteve-se a força vertical (Fz) relacionando-se a medida da força peso em Newton aplicado sobre a plataforma x e y

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

concomitantemente com o uso de blocos simuladores com o sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005), obtendo-se também as médias e os picos de pressão em Newton por centímetro quadrado e a área de contato.

3.5.5 Distância entre o apoio dos pés sobre os blocos simuladores

O sujeito foi instruído a posicionar-se imóvel e descalço sobre os dois pés paralelos, membros superiores junto ao tronco em posição relaxada de forma a distribuir o peso corporal de forma confortável e o mais uniforme possível sobre os dois pés, sendo que a base de sustentação não deveria exceder uma linha imaginária relativa à distância perpendicular dos ombros em relação ao plano frontal. Esta medida foi comparada à medida prévia sem os blocos e demarcada na superfície do assoalho, para ser utilizada como referência na distância entre os blocos para toda a coleta (Figura 25). Esta distância entre os pés sobre os blocos foi, em média, de aproximadamente 15 (± 3) cm.

Cada bloco possuiu as dimensões de 100 mm de largura por 100 mm de comprimento, sendo assim, os retropés foram posicionados de maneira a obedecer a distância padrão entre os maléolos em todas as coletas. Os sujeitos tinham a liberdade de posicionarem os retropés dentro dos limites de 100 mm do bloco desde que alinhados os maléolos em relação a este, sendo que a tendência dos sujeitos era de posicioná-los no centro do bloco, orientados oralmente pelo avaliador a corrigir a posição e a alinhar-se visualmente pelas demarcações na plataforma e no bloco (Figura 26).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Figura 25 – Distância entre os blocos

Figura 26 – Posição dos pés

Para garantir o posicionamento correto da palmilha sensorizada e impedir o escorregamento do dispositivo sobre o bloco, foram utilizadas meias femininas de *nylon* (98% *poliamida* / 02% *elastano*) da marca comercial *Trifil*®, tipo ¾.

3.5.6 Fixação dos blocos simuladores de alturas e ângulos

Os blocos foram fixados à plataforma e ao chão por meio de uma fita adesiva dupla-face da marca comercial *3m*®, para impedir qualquer movimento durante a aquisição dos dados. O posicionamento dos blocos no chão foi obtido por meio de linhas demarcadas sobre a superfície enquanto que, em relação à localização na plataforma, foi pela congruência dos lados externos do bloco de madeira em relação ao ângulo reto da plataforma (Figura 25).

3.5.7 Preparação do sujeito para aquisição com o sistema *pedar*®*(novel*$_{gmbh}$© (2005).

Uma vez que o sujeito era equipado com o sistema de aquisição *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005), constituído de um par de palmilhas sensorizadas utilizadas com os

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

pés descalços envoltos somente pelas meias de *nylon*®, o sujeito tinha aproximadamente cinco minutos para a familiarização e adaptação com o equipamento.

Foi utilizado o sistema de palmilhas ligado à base por meio de cabos, de maneira que o sujeito se posicionava em frente às plataformas enquanto que a base de aquisição dos sinais permanecia ao lado, sobre o chão, garantindo que não houvesse interferência direta do sistema em relação ao equilíbrio na postura ortostática. Entre os intervalos de trocas de blocos o indivíduo permanecia sentado próximo à plataforma.

3.5.8 Posicionamento e aquisição sobre as plataformas de força *AMTI*

O sujeito se colocou sobre as plataformas sem blocos, ou seja, a partir da altura de 0 mm e ângulo de 0^{o} grau e após, em alturas e ângulos crescentes, sucessivamente sobre os blocos (Figura 26 e 27) buscando controlar seu equilíbrio de forma a minimizar as oscilações durante o tempo de coleta. Foram repetidas a cada mudança de altura, as instruções sobre a permanência do indivíduo em silêncio, de olhos abertos, postura e respiração natural durante o tempo de coleta sobre a plataforma (Figuras 13, 14, 15, 26 e 28).

Figura 27 – Posicionamento inicial sobre a plataforma

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Foram coletados os dados referentes à região anterior e posterior do pé direito, até a altura final estabelecida ou até que a sensação subjetiva de desconforto do sujeito impedisse a realização da aquisição, segundo opinião espontânea do indivíduo.

Como limite individual de altura dos blocos para cada sujeito, além da sensação subjetiva de desconforto, foi considerado como critério, a perda do contato da cabeça do quinto metatarso em relação à superfície da plataforma, sendo esta situação de caráter excludente da referida altura e ângulo.

O tempo total da manutenção da postura ortostática, que compreendeu o tempo entre o posicionamento do sujeito sobre os dois blocos e a aquisição dos dados, foi de no máximo 45 segundos, em cada ângulo e altura específicos.

O tempo de aquisição das plataformas de força *AMTI* foi de 5 segundos, já para o sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005) foram utilizados 15 segundos. Após 5 segundos do início da coleta dos dados de pressão plantar, era iniciada a aquisição com a plataforma de força, porém, com a intenção de minimizar desequilíbrios provocados pela tentativa da manutenção da postura ereta estática, no tratamento dos dados, foram eliminados os primeiros 5 segundos de aquisição com o sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005), resultando portanto, em uma coleta de 10 segundos.

Por este estudo se caracterizar como um evento de baixa freqüência e pouca variação de oscilação foi utilizado uma freqüência de 60 Hz para a plataforma e 50 Hz no sistema *pedar*® *novel*$_{gmbh}$© (2005). O tempo total da coleta de dados em cada sessão foi em média de uma hora, porém este tempo dependeu do grau de conforto individual sobre os blocos simuladores de altura e do número de calçados utilizados variando entre os sujeitos.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Como critério para validação das tentativas de aquisição dos dados foi estabelecido verificar a curva de força após o término da aquisição, bem como observar o comportamento da pressão plantar durante a coleta (Figura 28).

Mediante uma análise subjetiva do comportamento das curvas de força (Figura 28) os dados eram observados e interpretados pelo avaliador, de forma que quaisquer alterações, caracterizadas por ausência de sinal, saturação, erros que estivessem relacionados a um mau posicionamento da palmilha ou que sugerissem mudanças significativas no posicionamento do indivíduo, desequilíbrios que invalidassem a coleta, como movimentos bruscos, ou mesmo desconforto acerca da posição. Cada tentativa descartada era repetida logo após a coleta da ordem seguinte.

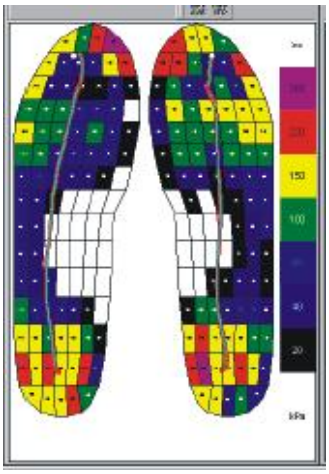


Figura 28 – (ilustrativa) Visualização gráfica em tempo real na aquisição no sistema pedar.

Após a aquisição das duas medidas de aplicação da força vertical (Fz) simultâneas, referentes a cada altura e ângulo, foi calculada a soma obtida nas duas plataformas, normalizada pelo peso do indivíduo. Esta soma não deveria exceder a um erro de ± 5% da medida inicial obtida da força peso do sujeito na posição ortostática. Através deste cálculo, objetivou-se restringir uma aplicação de força mais uniforme entre os dois pés.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.5.9 Aquisição com os calçados de salto alto

Uma vez finalizada a aquisição com a utilização dos blocos simuladores, realizou-se a aquisição com os calçados de salto alto (Figura 29). Foi estimado um período curto para a ambientação do sujeito ao calçado, cerca de dois minutos decorriam entre a prova do calçado e a coleta, visto que a maioria dos calçados foi considerada de fácil adaptação ao calce, ou ainda, pertenciam aos próprios sujeitos.

Figura 29 – Palmilha no calçado

O posicionamento do calçado, referente à plataforma e ao afastamento dos pés, obedeceu ao mesmo critério de posição dos blocos, relativo ao ponto mais proeminente do maléolo medial e a projeção perpendicular deste ponto, na região medial do pé, até a base de apoio na superfície que incidia sobre a superfície da plataforma.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

3.6 PROCEDIMENTOS ESTATÍSTICOS

Os procedimentos estatísticos foram executados com os *softwares SAS*, versão 8.0. e *SPSS* versão 11.0, as análises das curvas foram obtidas com a utilização do *software Curve Expert* 1.34 for Windows. Para a análise preliminar e descritiva, os dados obtidos sistema *pedar*® *(novel*$_{gmbh}$© 2005) e *Peak Motus*® (Peak Performance Technologies Incorporation, Colorado, EUA) foram transferidos entre os sistemas através do Microsoft® Excel 4.0.

Para a análise dos dados de força vertical e pressão plantar referentes aos blocos simuladores foi utilizado a análise de variância múltipla, complementada pelo teste de comparações múltiplas de *Tukey*. Para a análise dos dados de força vertical e pressão plantar referentes aos calçados foi utilizado o teste de *Levene* para verificar a homogeneidade dos dados, a análise de variância ANOVA *oneway* e o teste *Post Hoc* de *Scheffé*.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

4 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Participaram deste estudo, 30 indivíduos do sexo feminino, com idades entre 20 e 54 anos, sem lesões em membros inferiores nos últimos 12 meses, residentes na cidade de Florianópolis (SC), entre elas, universitárias dos cursos de Fisioterapia e Educação Física da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), funcionárias do Centro de Educação Física, Fisioterapia de Desportos (CEFID-UDESC) e voluntárias da comunidade, residentes nas proximidades da universidade. Salienta-se, no entanto, que o número de indivíduos utilizado com dados válidos para a caracterização da pressão plantar foi de 11 sujeitos.

4.2 DADOS ANTROPOMÉTRICOS

De acordo com anamnese conduzida previamente à coleta de dados (APÊNDICE E), os sujeitos apresentaram uma média de idade de 26,5 ± 6,6 anos, estatura média de 163,98 ± 4,53 cm e massa média de 57,40 ± 7,07 kg. Com base na literatura (MANFIO, 1995), verificaram-se também as medida antropométricas dos pés relativo à altura, comprimento e perímetro. Como fatores excludentes, além de patologias prévias e discrepâncias anatômicas que visualmente comprometessem a

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

validade do estudo, foi estabelecido um limite para o índice de massa corporal (*IMC*) de até 30, segundo Pollock, 1993, obtendo-se uma média para o grupo de 21,34 ± 2,50.

De acordo com os resultados das medidas intra-sujeitos realizadas pelo mesmo avaliador, foram encontradas diferenças entre o pé direito e o esquerdo, em média de (2,46 ± 1,71) mm para o comprimento, (1,95 ± 1,65) mm para a largura e (3,07 ± 2,73) mm no perímetro.

Foram utilizados diversos calçados com padrões de fôrmas e numeração diferenciados, fornecidos pelo Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC e pelos próprios sujeitos da amostra. A numeração utilizada foi do nº 35 ao nº 38, sendo 6 sujeitos nº 35 (20%), 11 sujeitos nº 36 (36,67%), 10 sujeitos nº 37 (33,33%) e 3 sujeitos nº 38 (10%), de acordo com o padrão de numeração brasileiro (Tabela 5).

Tabela 5 – Médias das medidas antropométricas dos pés dos sujeitos e numeração de calçado.

	Numeração de calçado							
	35		36		37		38	
Medida dos pés	D	E	D	E	D	E	D	E
Comprimento (mm)	229,4	229,0	241,3	241,6	245,4	246,0	255,5	255,6
Perímetro (mm)	226,2	224,5	226,5	226,5	234,2	232,9	244,5	244,4
Largura (mm)	90,8	90,4	91,3	91,0	94,7	95,1	96,9	99,1

D= Pé direito E= Pé esquerdo

4.3 HÁBITOS RELACIONADOS AO USO DE CALÇADOS

Segue-se a análise descritiva com base na anamnese realizada, onde se verificaram informações pertinentes aos hábitos de utilização de calçados de salto relativo à sua finalidade do uso, a freqüência semanal, o tempo aproximado de uso e o maior salto habitualmente utilizado pelos sujeitos da amostra.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Em relação à finalidade do uso, verificou-se que, para esta amostra, a utilização de calçados de salto se dá, de forma geral, sem nenhum destaque a alguma característica específica, sendo utilizado para a realização de atividades diversas, como para o trabalho, em ocasiões sociais bem como casuais.

A freqüência do uso de calçados de salto de pelo menos um dia por semana foi relatada em 100% dos casos. 33% utilizam apenas uma vez por semana, 20% utilizam pelo menos dois dias por semana, 17 % pelo menos três dias, 17% cinco dias, 3% seis dias e 10% utilizam todos os dias, ou seja, 73% utilizam calçados de uma a três vezes por semana enquanto que 27%, cinco vezes ou mais por semana.

4.4 TEMPO DE UTILIZAÇÃO DE CALÇADOS DE SALTO

Referente ao tempo de uso (Gráfico 3), verificou-se que 23% dos sujeitos utilizam calçados de salto de 2 a 4 horas diários, 47% de 4 a 6 horas e 30% mais de 6 horas por dia.

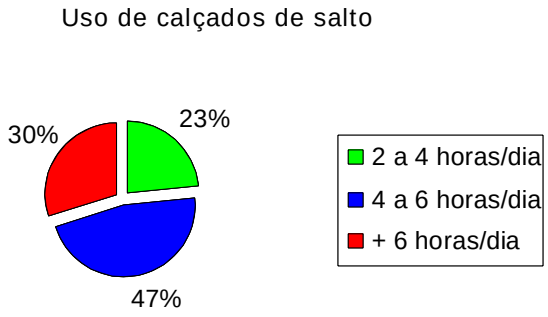


Gráfico 3 – Tempo diário aproximado de utilização dos calçados

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

4.5 MAIOR ALTURA DE SALTO* HABITUALMENTE UTILIZADA PELOS SUJEITOS

O termo altura de salto foi citado pelos sujeitos, da mesma forma coloquial usualmente utilizada pelo público consumidor. Tratando-se da altura na região posterior do salto, a qual conceitualmente refere-se neste estudo como *altura total do salto*,* não se tratando da variável controlada, *altura de salto* que foi definida pela diferença entre as alturas do solado, medidas nas regiões do retropé e antepé.

A maior altura do componente salto (Gráfico 4), em valores aproximados, utilizada pela maioria dos sujeitos da amostra (26,66 %), foi a de salto 100 mm. Cerca de 16,66 % referiram utilizar saltos com mais de 100 mm, porém quando se relacionou o hábito do uso de saltos ditos "médios a altos" (maiores que 60 mm), para esta amostra 93,33 % referiram estar habituados a utilizar calçado com altura total de salto com mais de 60 mm.

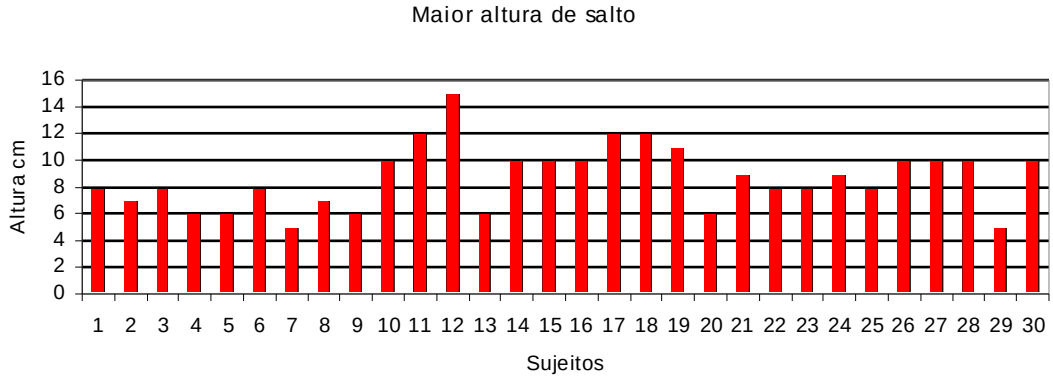


Gráfico 4 – Maior altura de salto dos calçados utilizada pelos sujeitos da amostra.

* *altura total de salto* = altura total desde a base do calcâneo, medida na região posterior do salto.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Em relação a maior altura aproximada de salto habitualmente utilizada, verificou-se que 7% utilizam até 50 mm de altura total de salto* 76% utilizam saltos maiores que 50 mm, porém menores que 100 mm. 17% estão habituados a utilizar saltos maiores que 100 mm (Gráfico 5).

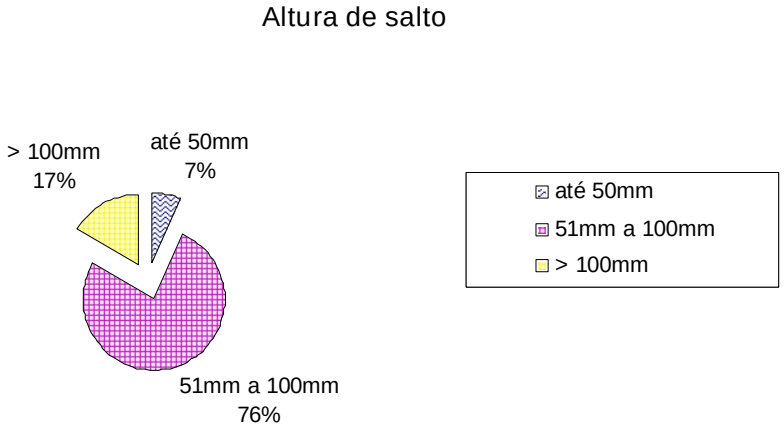


Gráfico 5 - Maior altura de salto.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

5 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

5.1 COMPORTAMENTO DA FORÇA PESO (FZ) NOS BLOCOS SIMULADORES:

Para atingirmos o objetivo proposto, de verificar o comportamento da força peso no retropé em indivíduos em equilíbrio bipodal, descalços, sobre blocos simuladores de diferentes ângulos e alturas de salto, utilizou-se a análise de variância múltipla realizada através do *software* SAS versão 8.0, onde se verificou, de acordo com a tabela 6, a interação entre as variáveis, altura do salto e ângulo de inclinação do salto, relativo à força vertical (Fz).

Tabela 6 - Análise de variância múltipla para blocos, altura e ângulo.

Causas de Variação	Graus de liberdade	Soma quadrática	F	Significância
Sujeito (bloco)	29	320364,31	24,31	<0,001
Altura	3	224829,17	164,91	<0,001
Ângulo	5	404778,26	178,14	<0,001
Altura*Ângulo	15	126339,65	18,53	<0,001
Erro Experimental	663	301294,56		
Total Corrigido	715	1375520,80		

Foi utilizado um delineamento em blocos casualizados (Tabela 7), onde foi relacionado às mensurações de Fz pertencentes ao mesmo sujeito, complementada ainda pelo teste de comparações múltiplas de *Tukey*, ao nível de significância de 5%, onde se verificou uma interação significativa entre a altura de salto e o ângulo de apoio no calcanhar.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Tabela 7 – Valores de Força vertical (Fz) sobre os blocos simuladores na região do retropé.

Ângulo (º)	Altura (mm)							
	20		40		60		80	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
0	180.52 ^{ABC}	27.20	184.23 ^{AB}	31.29	174.22 ^{BCD}	29.73	113.66 ^{JK}	29.99
10	162.48 ^{CDE}	27.95	170.20 ^{BCD}	32.81	159.21 ^{DEF}	28.74	113.99 ^{JK}	25.48
15	140.71 ^{FGH}	22.79	148.15 ^{EFG}	25.12	139.98 ^{FGHI}	31.29	100.36 ^{KL}	23.83
20	126.43 ^{IJ}	28.23	137.69 ^{GHI}	29.34	132.50 ^{GHIJ}	33.06	89.03 ^{KL}	21.62
25	114.11 ^{JK}	32.56	116.65 ^{JK}	33.72	97.53 ^{KL}	23.08	76.18 ^{M}	21.29
30	195.09 ^{A}	26.34	177.84 ^{ABCD}	30.18	127.10 ^{HIJ}	32.28	174.79 ^{BCD}	54.33

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente, através da análise de variância, utilizando o delineamento de blocos casualizados, complementado pelo teste de comparações múltiplas de *Tukey*, ao nível de significância de 5%.

5.1.1 Força Vertical (Fz) em retropé:

Verificou-se que com o aumento da altura do apoio, há uma diminuição da aplicação da força vertical Fz em retropé (Tabela 7). Com o bloco de 20 mm, a menor altura estudada, o ângulo de 30º graus apresentou percentual de Fz significativamente maior sobre todos os demais ângulos e alturas, exceto sobre os blocos de alturas de 20 mm e 0º grau e sobre 40 mm, nos ângulos de 0º e de 30º graus, onde não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. Verificaram-se também, com o bloco de altura de 20 mm, que os resultados das médias em relação aos ângulos quando comparados entre si, diferiram significativamente, com exceção entre 0º e 10º, 0º e 30º graus e 20º e 25º graus.

Entre as alturas de blocos de 20 mm, 40 mm e 60 mm as médias não diferiram estatisticamente entre si nos ângulos de 0º grau, 10º graus, 15º graus, 20º graus e 25º graus. O bloco de 80 mm diferiu das demais alturas, em todos os ângulos, quando comparados entre si, com exceção do ângulo de 30º graus no bloco de 40 mm.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

De acordo com estes resultados, observou-se um momento em que ocorre uma mudança do comportamento da aplicação da força vertical, a partir do bloco de 60 mm e a partir do ângulo de 25º graus (Gráficos 6 e 7). Estes pontos de transição evidenciam uma provável modificação nas estratégias de equilíbrio do indivíduo, para compensar o incremento da altura, corroborando com os resultados de Snow e Willians (1994), Franklin *et al*. (1995).

Estas modificações relacionadas à estabilidade dinâmica decorrente de ações musculares no controle motor do equilíbrio, (AMADIO, 1999), não foram controladas neste estudo, porém mostram-se responsáveis, em alguma magnitude, pela a adequação do indivíduo em alturas acima de 60 mm e a partir do ângulo de 25º graus, e apesar de opiniões controversas na literatura, poderiam estar relacionadas a adaptações em vários níveis articulares além do pé e tornozelo, como nos joelhos, quadris e coluna vertebral Kerrigan, D.C. (2001), Kerrigan, D.C.,(1998), Hansen, A.H. (2004), Snow (1994), Franklin *et al*., (1995), Nasser (1999), Brino (2003).

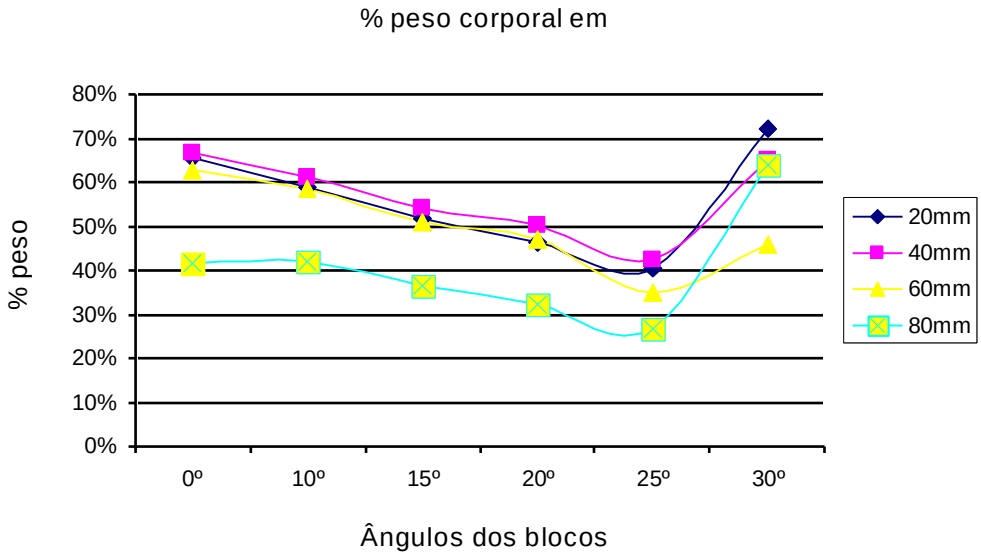


Gráfico 6 - Força vertical (Fz) aplicadas na região do retropé, utilizando blocos simuladores de alturas, valores normalizados em percentuais de peso corporal (%PC).

http://www.pdf4free.com

PDF Creator - PDF4Free v2.0

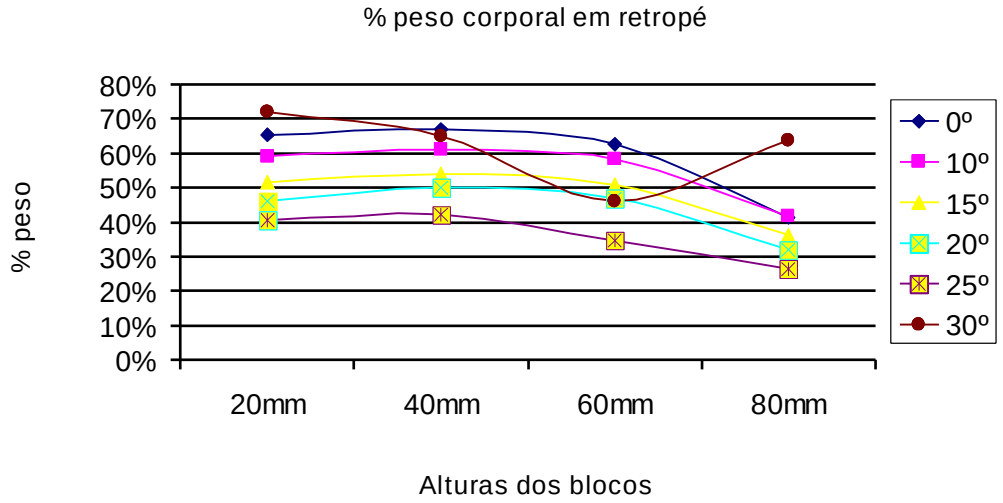


Gráfico 7 - Força vertical (Fz) aplicadas na região do retropé, utilizando blocos simuladores de alturas, normalizadas em percentuais de peso corporal (% PC).

O bloco de altura de 40 mm o ângulo de 0º grau apresentou percentual de Fz maior sobre os demais ângulos na mesma altura (Tabela 8). Com 60 mm de apoio do calcanhar, no ângulo de 0º grau, o percentual Fz apresentou-se maior do que todos os outros ângulos na mesma altura de bloco, exceto em relação ao ângulo de 10º, onde não diferiram estatisticamente. No bloco de altura de 80 mm com 25º graus, encontrou-se o menor valor de Fz sobre todas as alturas e demais ângulos estudados. Verificou-se ainda que o ângulo de 25º graus apresentou menor percentual de Fz em todas as alturas (Gráfico 7).

Tabela 8 - Resultados das médias de força vertical (Fz) na região do retropé normalizados pelo peso corporal em percentuais de PC (%PC).

Altura	Ângulos											
	0º		10º		15º		20º		25º		30º	
mm	%PC	Dp %	%PC	Dp %	%PC	Dp %	%PC	Dp %	%PC	Dp %	%PC	Dp %
0	70,93	9,24	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
20	65,61	6,70	58,92	8,32	51,81	6,89	46,15	8,93	40,43	9,27	72,17	7,94
40	66,82	7,21	61,18	9,18	54,11	7,76	50,10	8,46	42,25	9,55	65,06	10,61
60	62,74	9,11	58,49	8,60	50,87	10,46	46,92	9,75	34,78	6,63	45,98	10,01
80	41,51	10,35	41,90	7,93	36,40	7,42	32,02	6,43	26,58	6,10	63,78	18,86

(%PC) = percentual de peso corporal; (Dp %) = desvio padrão; (Altura 0 – ângulo 0) = indivíduo descalço

http://www.pdf4free.com
PDF Creator - PDF4Free v2.0

Compararam-se os resultados da força vertical (Fz) aos resultados encontrados nos artigos de revisão, como o de Henning (1998) que refere cargas de força relativa encontradas na região do antepé chegando a percentuais acima de 90% para alturas maiores de 100 mm e de 75% para 60 mm. Dentro de todas as combinações possíveis, relacionáveis às alturas de 60 mm e 100 mm referidas por Henning (1998), em todos os ângulos estudados, não foram observados resultados semelhantes aos obtidos pelo autor (Tabela 8). Na comparação da altura de 60 mm encontrou-se o valor máximo de 49,90 % (± 8,46%) na altura de 60,75 mm com 20º graus, e um valor mínimo de 37,26% (± 9,11%) na altura de 60,00 mm com 0º grau. Já para a altura de 100 mm encontrou-se o valor máximo de 73,42 % (± 6,10%) com a altura de 104,93 mm com 25º graus e um valor mínimo de 36,22% (± 18,86%) na altura de 111,65 mm no ângulo de 30º graus.

5.1.2 Força vertical (Fz), relações entre os blocos sem ângulo de inclinação:

Para o tratamento estatístico dos dados visando estabelecer relações entre as combinações dos blocos simuladores, foram utilizados os dados partindo da altura de bloco de 20 mm com ângulo de 0º grau. Porém foi realizado um teste de correlação entre as médias (Tabela 9) dos demais blocos com ângulo de 0º grau em relação à altura “zero” em ângulo de 0º grau, ou seja, com o indivíduo de pés descalços sobre a plataforma sem o uso de blocos simuladores, para se obter dados comparativos relativos à posição de altura de salto sem angulação.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Tabela 9 – Força vertical (Fz) e percentual do peso corporal (%PC) normalizados, em apoio bipodal estático sobre o retropé (ambos os pés), com blocos simuladores, no ângulo de 0º grau nas alturas estudadas, *N* = 30.

	Altura do bloco (mm)									
	0		20		40		60		80	
Sujeito	Fz (N)	%PC	Fz (N)	%PC	Fz (N)	%PC	Fz (N)	%PC	Fz (N)	%PC
1	207,77	73,51	178,76	62,53	192,51	70,67	173,04	62,56	158,67	55,78
2	227,07	71,33	219,88	70,20	237,69	71,53	224,83	69,43	150,32	46,74
3	232,18	72,72	208,88	64,49	213,83	66,98	154,45	45,13	124,44	38,73
4	194,02	58,70	*	*	206,87	61,00	217,52	60,13	125,19	36,38
5	170,70	60,02	190,09	63,99	158,82	56,68	168,38	60,11	125,19	36,38
6	171,01	55,90	194,33	60,48	162,03	55,26	108,66	38,03	86,82	30,25
7	127,51	58,51	141,66	66,97	170,28	72,04	153,48	70,20	127,93	55,31
8	239,63	81,13	218,63	71,28	221,19	72,05	205,36	68,48	128,76	42,87
9	223,75	83,67	199,46	76,77	201,54	76,62	159,33	60,87	125,08	46,06
10	208,19	81,43	134,72	55,84	163,15	62,23	168,96	55,39	100,64	37,49
11	218,88	78,27	169,72	61,56	181,09	65,03	175,20	66,95	77,88	28,92
12	227,48	64,77	204,12	62,07	218,06	66,61	210,23	61,10	118,94	37,77
13	176,23	81,38	165,78	75,60	131,14	59,08	149,67	67,44	108,33	49,44
14	190,61	78,11	193,66	76,36	202,27	79,83	174,85	68,18	136,53	54,93
15	145,45	64,99	139,37	62,19	142,23	63,80	156,68	68,18	79,50	32,10
16	176,04	60,91	148,91	55,90	178,33	62,07	128,00	45,92	64,63	27,07
17	198,83	79,07	176,97	66,97	170,83	67,06	182,39	74,38	118,13	49,98
18	237,05	79,06	212,99	69,85	268,50	80,60	216,06	60,74	155,46	47,90
19	199,64	74,94	188,76	67,11	184,36	64,57	202,54	74,57	145,42	54,83
20	170,37	73,34	155,67	62,54	166,14	73,78	145,93	57,18	54,44	23,92
21	193,01	70,41	158,90	57,37	159,15	59,09	181,04	66,28	99,80	35,95
22	157,98	67,67	171,78	62,94	161,24	60,88	137,01	49,46	70,99	30,82
23	127,77	54,71	119,35	50,52	116,96	54,20	132,36	58,94	50,29	20,44
24	*	*	186,29	61,39	203,04	68,72	169,57	58,84	135,58	52,12
25	176,83	59,37	180,17	61,16	173,11	58,93	215,89	73,76	149,77	51,54
26	207,36	72,23	226,64	71,57	197,87	66,62	178,18	64,68	127,82	44,86
27	192,83	77,57	188,02	69,80	187,25	72,68	182,53	67,00	130,42	46,84
28	176,85	76,10	173,56	74,12	166,56	70,74	151,46	65,32	117,99	50,19
29	203,47	86,19	183,19	75,31	197,08	79,15	205,42	77,10	127,24	50,33
30	186,55	60,96	204,89	65,70	193,79	66,18	197,53	65,96	87,64	29,21

* Dados perdidos.

Na correlação da aplicação da força peso sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau (sem angulação) para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm, encontrou-se um coeficiente de determinação significativo (R^2 = 1,00), resultado da influência direta da variação da altura em relação à aplicação da força vertical (Fz).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Este comportamento não linear foi mais bem representado pelo modelo de *Weibull* (Gráfico 8), resultando na seguinte equação matemática:

Modelo não linear de *Weibull*:

$$y = a - b * \exp(-c * x\hat{}\, d) \quad (1)$$

Onde os coeficientes:

a = 67.242321

b = 43380.44

c = 93.825417

d = -0.57741968

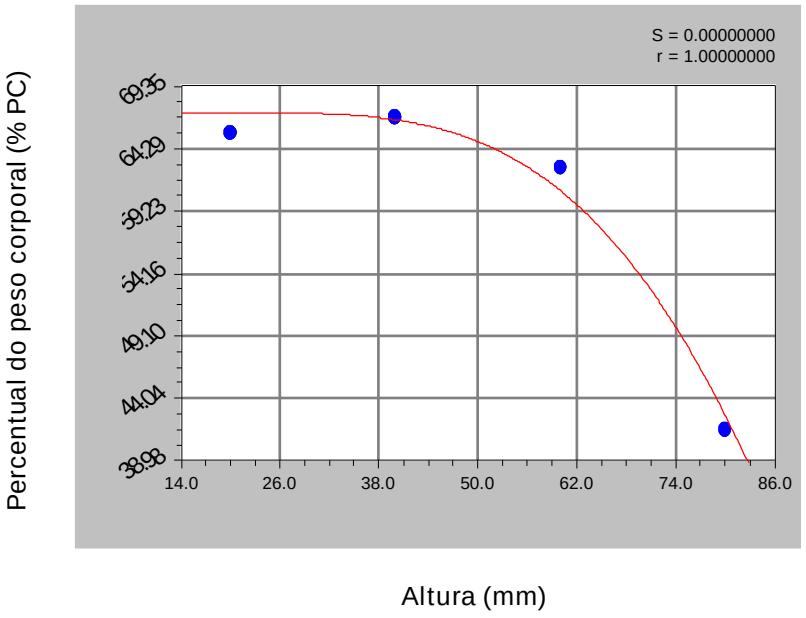


Gráfico 8 – Relação não linear da aplicação da força peso sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm segundo modelo de *Weibull*.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

5.2 COMPORTAMENTO DA PRESSÃO PLANTAR NOS BLOCOS SIMULADORES:

Para atingirmos o objetivo proposto, de identificar o comportamento da distribuição de pressão nas regiões de retropé e antepé em equilíbrio bipodal, em indivíduos descalços, sobre blocos simuladores, de acordo com a variação das alturas e ângulos de apoio, utilizou-se a análise de variância múltipla realizada através do *software* SAS versão 8.0, onde se verificou, de acordo com a tabela 10, a interação entre as variáveis, altura do apoio do calcâneo, ângulo de inclinação e regiões do retropé e antepé, relativo à pressão plantar do pé direito.

Tabela 10 - Análise de variância múltipla para blocos, altura, ângulo e região dos pés.

Causas de Variação	Graus de liberdade	Soma quadrática	F	Significância
Sujeito (bloco)	10	37,07	27,55	<0,001
Altura	3	2,08	5,15	0,002
Ângulo	5	3,66	5,44	<0,001
Região	1	91,76	682,41	<0,001
Altura*Ângulo	15	0,44	0,22	0,999
Altura*Região	3	65,62	162,66	<0,001
Ângulo*região	5	103,27	153,60	<0,001
Altura*Ângulo*Região	15	4,91	2,43	0,002
Erro Experimental	470	63,21		
Total Corrigido	527	371,99		

Foi utilizado um delineamento em blocos casualizados (Tabela 11), onde foi relacionado às mensurações de pressão plantar em retropé pertencentes ao mesmo sujeito, complementada ainda pelo teste de comparações múltiplas de *Tukey*, ao nível de significância de 5%, onde se verificou uma interação significativa entre todas as variáveis entre si, regiões dos pés, altura e ângulo.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Tabela 11 – Pressão plantar (N/cm^2) sobre os blocos simuladores na região do retropé.

Ângulo (º)	Altura (mm)							
	20		40		60		80	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
0	3.20 ^{A}	0.46	3.02 ^{AB}	0.57	2.81 ^{ABC}	0.72	2.03 ^{EFGHI}	0.55
10	2.66 ^{ABCD}	0.67	2.55 ^{BCDEF}	0.49	2.60 ^{ABCDE}	0.43	1.83 ^{GHIJK}	0.36
15	2.39 ^{BCDEFG}	0.60	2.37 ^{CDEFG}	0.47	2.24 ^{CDEFGH}	0.43	1.62 ^{HIJK}	0.38
20	2.11 ^{DEFGHI}	0.51	1.82 ^{GHIJK}	0.48	1.97 ^{EFGHIJ}	0.52	1.40 ^{JKLM}	0.40
25	1.96 ^{FGHIJ}	0.61	1.56 ^{IJKL}	0.47	1.68 ^{HIJK}	0.49	1.28 ^{KLM}	0.41
30	1.59 ^{IJKL}	0.50	1.29 ^{KLM}	0.54	0.99 ^{LM}	0.40	0.86 ^{M}	0.47

Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente, através da análise de variância, utilizando o delineamento de blocos casualizados, complementado pelo teste de comparações múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

5.2.1 Pressão plantar em retropé:

Os resultados indicaram que, para o comportamento da distribuição da pressão plantar na região do retropé, no cruzamento dos ângulos e alturas, a tendência é de que quanto maior a altura, menor a pressão em retropé (Gráfico 9). Apesar destes resultados, não houve diferença significativa entre as combinações das alturas 20 mm, 40 mm e 60 mm, quando comparados entre si, nos mesmos ângulos. Da mesma forma não se obteve resultados significativos entre as alturas 40 mm, 60 mm e 80 mm quando comparados os ângulos 20º, 25º e 30º graus entre si (Tabela 11).

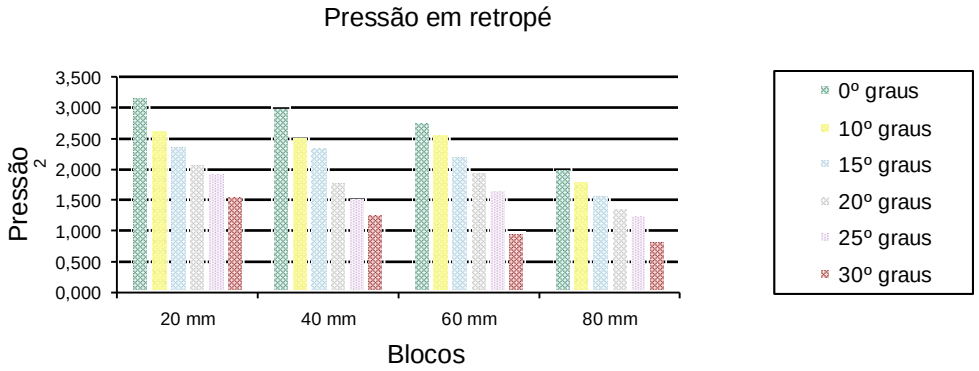


Gráfico 9 – Pressão em retropé em blocos simuladores de diferentes alturas e ângulos.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Observando-se a relação entre os ângulos nos extremos das alturas estudadas, o bloco de altura de 80 mm diferiu-se significativamente do bloco de altura de 20 mm em todos os ângulos, obtendo médias maiores, quando comparados os ângulos entre si (Tabela 11).

As médias no bloco de altura de 80 mm nos ângulos de 0º grau e 10º graus foram significativamente menores que todas as outras alturas nos mesmos ângulos. Assim como na força vertical (Fz), o comportamento da pressão plantar entre os ângulos de 0º grau e 10º graus, para todas as alturas estudadas, não apresentou diferenças estatisticamente significativas. Para cada altura de bloco, da mesma forma, não houve diferenças estatisticamente significativas entre os ângulos 10º e 15º graus, entre 15º e 20º graus e entre o ângulo de 20º e 25º graus. Já o ângulo de 30º graus, diferiu estatisticamente dos ângulos de 0º, 10º e 15º graus, em todas as alturas (Tabela 12).

Tabela 12 – Diferenças nas médias de pressão plantar nos blocos na relação entre os ângulos:

Retropé				
Ângulos	Alturas dos Blocos (mm)			
	20	40	60	80
0º e 10º				
0º e 15º	*	*		
0º e 20º	*	*	*	*
0º e 25º	*	*	*	*
0º e 30º	*	*	*	*
10º e 15º				
10º e 20º		*		
10º e 25º	*	*	*	
10º e 30º	*	*	*	*
15º e 20º				
15º e 25º		*		
15º e 30º	*	*	*	*
20º e 25º				
20º e 30º			*	
25º e 30º			*	

*Diferenças significativas (p 0,05).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

5.2.2 Pressão plantar em antepé:

Para atingirmos o objetivo proposto, de identificar o comportamento da distribuição de pressão na região do antepé, foi utilizado um delineamento em blocos casualizados (Tabela 13), onde foi relacionado às mensurações de pressão plantar em antepé pertencentes ao mesmo sujeito, complementada ainda pelo teste de comparações múltiplas de *Tukey*, ao nível de significância de 5%.

Tabela 13 – Pressão plantar (N/cm^2) sobre os blocos simuladores na região do antepé.

Ângulo (º)	Altura (mm)							
	20		40		60		80	
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão
0	0.26 ^{H}	0.28	0.35 ^{H}	0.31	0.64 ^{FGH}	0.37	1.53 ^{BCD}	0.52
10	0.44 ^{GH}	0.18	0.59 ^{FGH}	0.25	0.75 ^{FGH}	0.31	1.63 ^{BC}	0.61
15	0.62 ^{FGH}	0.28	0.65 ^{FGH}	0.28	1.00 ^{DEFG}	0.41	1.67 ^{ABC}	0.49
20	0.82 ^{EFGH}	0.26	0.99 ^{DEFG}	0.33	1.20 ^{CDEF}	0.44	1.87 ^{AB}	0.55
25	1.07 ^{CDEF}	0.31	1.18 ^{CDEF}	0.41	1.43 ^{BCDE}	0.37	1.92 ^{AB}	0.55
30	1.38 ^{BCDE}	0.37	1.54 ^{BCD}	0.30	1.99 ^{AB}	0.46	2.28 ^{A}	0.61

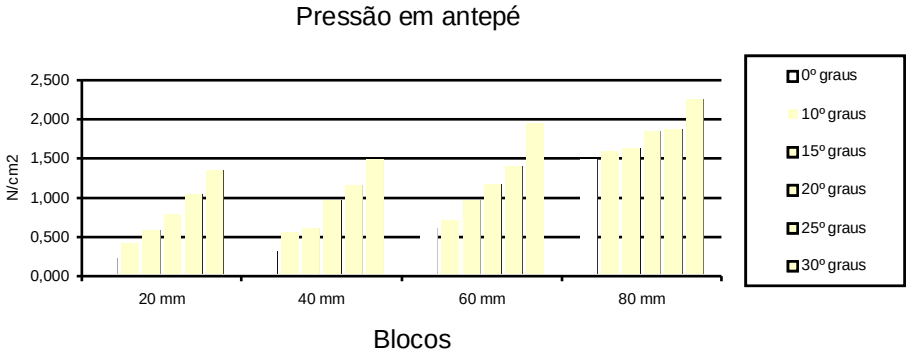
Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente, através da análise de variância, utilizando o delineamento de blocos casualizados, complementado pelo teste de comparações múltiplas de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Os resultados indicaram que, para o comportamento da distribuição da pressão plantar na região do antepé com blocos simuladores, no cruzamento dos ângulos e alturas, a tendência é de que quanto maior a altura, maior a pressão em antepé (Gráfico 10), porém não houve diferenças significativas entre as combinações das alturas 20 mm, 40 mm - 60 mm, em todos os ângulos, quando comparados entre si.

O bloco de altura de 80 mm demonstrou maiores médias em relação a todas as outras alturas quando comparados os mesmos ângulos entre si, exceto entre a altura 60 mm no ângulo de 25º e 30º graus, onde não diferiram estatisticamente (Tabela 13).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Gráfico 10 – Pressão em antepé em blocos simuladores de diferentes alturas e ângulos.



As médias de pressão plantar verificadas com o uso dos blocos de alturas de 20 mm, 40 mm e 60 mm no ângulo de 30º graus, quando comparadas em relação às médias encontradas nos ângulos 0º, 10º, 15º, 20º e 25º graus do bloco de altura de 80 mm, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas (Tabela 13). Porém, as médias encontradas para a altura 80 mm foram significativamente maiores do que todas as outras alturas, nos ângulos de 0º, 10º, 15º e 20º graus, quando comparados os ângulos entre si, diferenciando-se estatisticamente. Nesta mesma altura de bloco, 80 mm não se encontrou diferença estatisticamente significativa entre a altura de 60 mm quando comparados os ângulos de 25º graus e os ângulos de 30º graus entre si, porém em relação as altura de 20 mm e 40 mm, o bloco de altura de 80 mm, diferiu-se significativamente obtendo-se médias maiores para todos os ângulos, quando comparados os ângulos entre si (Tabela 13).

Verificaram-se diferenças significativas entre os ângulos de 0º e 30º graus e entre 10º e 30º graus em todas as alturas. Já entre os ângulos de 0º e 25º graus e 15º e 30º graus, encontraram-se diferenças nas alturas de bloco de 20 mm, 40 mm e 60 mm. Entre 10º e 25º graus, diferiram os blocos de alturas de 20 mm e 60 mm. Entre 0º e 20º graus a altura 40 mm e entre 20º e 30º graus a altura de 60 mm. Todas as demais combinações não apresentaram diferenças estatisticamente significativas (Tabela 14).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Tabela 14 - Diferenças nas médias de pressão plantar nos blocos na relação entre os ângulos:

Ângulos	Antepé			
	Alturas dos blocos (mm)			
	20	40	60	80
0º e 10º				
0º e 15º				
0º e 20º		*		
0º e 25º	*	*	*	
0º e 30º	*	*	*	*
10º e 15º				
10º e 20º				
10º e 25º	*		*	
10º e 30º	*	*	*	*
15º e 20º				
15º e 25º				
15º e 30º	*	*	*	
20º e 25º				
20º e 30º			*	
25º e 30º				

* Diferenças significativas ($p \leq 0,05$).

Presume-se que as relações da pressão plantar entre as regiões dos pés, apesar de sofrer influências diretas relacionadas a altura e ângulo, apresentaram diferenças que poderiam ser explicadas em função dos mecanismos individuais de adaptação e equilíbrio, alterações prévias relacionadas a funcionalidade anatômica dos pés de cada sujeito bem como das interferências naturais decorrentes da própria metodologia da análise, por meio de um processo de simulação, fundamentação deste estudo.

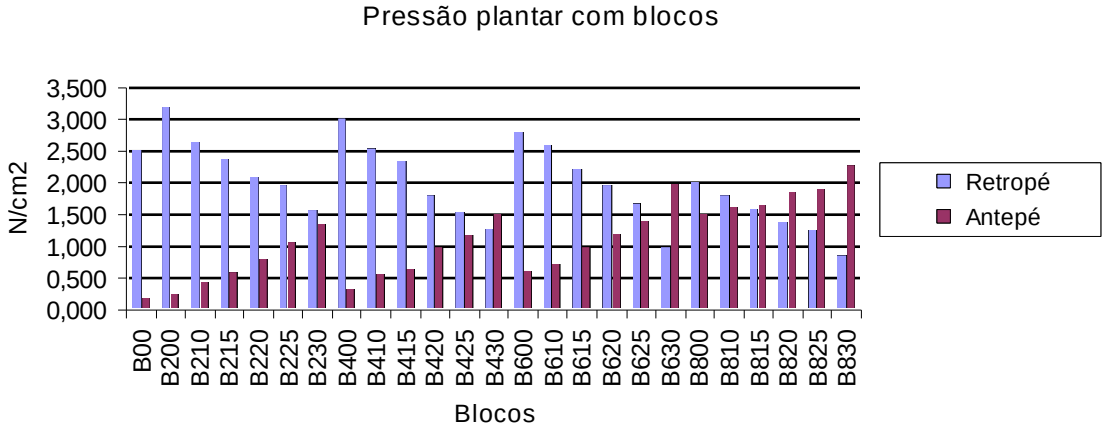


Gráfico 11 – Médias de pressão do pé direito para as diferentes alturas e ângulos.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

5.2.3 Pressão plantar, relações entre os blocos sem ângulo de inclinação:

Para o tratamento estatístico dos dados visando estabelecer relações entre as combinações dos blocos simuladores, foram utilizados os dados partindo da altura de bloco de 20 mm com ângulo de 0º grau. Porém foi realizado um teste de correlação entre as médias dos demais blocos (Tabela 15, gráfico 12) com ângulo de 0º grau em relação à altura “zero” em ângulo de 0º grau, ou seja, com o indivíduo de pés descalços sobre a plataforma sem o uso de blocos simuladores, para se obter dados comparativos em relação à posição de altura de salto sem angulação.

Tabela 15 – Características da distribuição de pressão plantar do pé direito, em blocos simuladores no ângulo 0º grau nas alturas estudadas, *N* =11.

	Altura (mm)									
	0		20		40		60		80	
	Pressão (N/cm^2)		Pressão (N/cm^2)		Pressão (N/cm^2)		Pressão (N/cm^2)		Pressão (N/cm^2)	
Sujeito	Retropé	Antepé	Retropé	Antepé	Retropé	Antepé	Retropé	Antepé	Retropé	Antepé
1	2,474	0,040	3,448	0,049	3,028	0,132	3,182	0,408	2,341	1,653
2	3,821	0,068	3,968	0,054	3,958	0,280	3,482	0,727	2,584	1,696
3	2,187	0,051	2,322	0,145	2,526	0,150	2,455	0,226	2,070	0,798
4	2,252	0,260	2,938	0,681	2,621	0,526	2,891	0,255	1,361	1,597
5	2,256	0,460	3,410	0,885	2,815	1,111	2,522	1,106	2,261	2,098
6	2,744	0,410	3,335	0,304	3,153	0,684	2,951	0,944	2,563	1,312
7	3,110	0,177	3,606	0,343	3,461	0,210	4,136	0,380	2,916	1,638
8	1,989	0,252	2,726	0,156	3,155	0,174	3,034	0,327	1,724	1,494
9	1,707	0,109	2,859	0,096	1,816	0,144	1,324	0,582	1,641	0,794
10	2,558	0,432	3,512	0,110	3,078	0,351	2,639	1,334	1,260	2,551
11	2,641	0,091	3,122	0,076	3,556	0,130	2,270	0,784	1,628	1,156

Médias de pressão plantar nas regiões em N/cm^2 para cada sujeito em todas as alturas de blocos e descalço, com ângulo de 0º.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

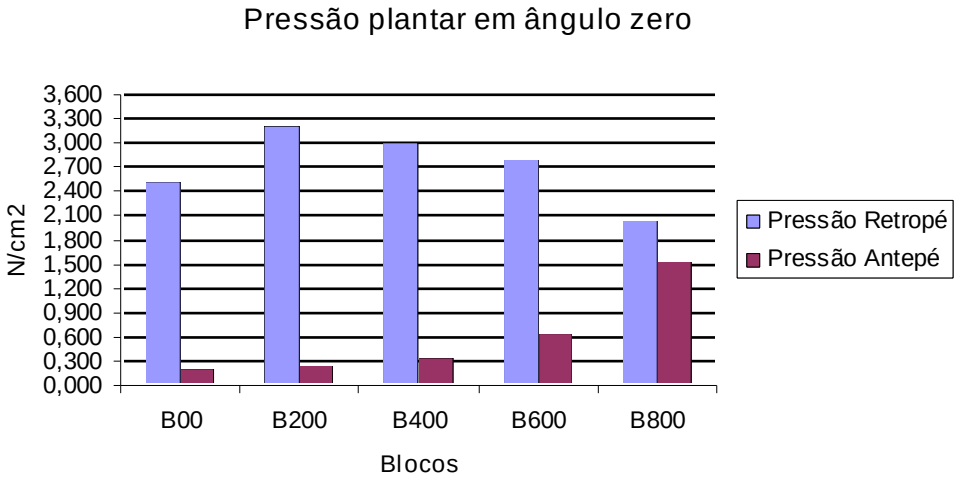


Gráfico 12 – Médias de pressão do pé direito nas diferentes alturas de bloco ângulo 0º.

Na correlação da distribuição da pressão plantar em retropé sobre blocos simuladores para o ângulo zero para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm, encontrou-se um coeficiente de determinação significativo (R^2= 1,00), resultado da influência direta da variação da altura relativa à distribuição de pressão plantar nesta região. Este comportamento não linear foi mais bem representado pelo modelo de *Weibull* (Gráfico 13), resultando na seguinte equação matemática:

Modelo não linear de *Weibull*:

(2)

$$y = a - b^* \exp (-c^* x \wedge d)$$

Onde os coeficientes:

a = 3.1505994

b = 350.4682

c = 80.500536

d = -0.60210802

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

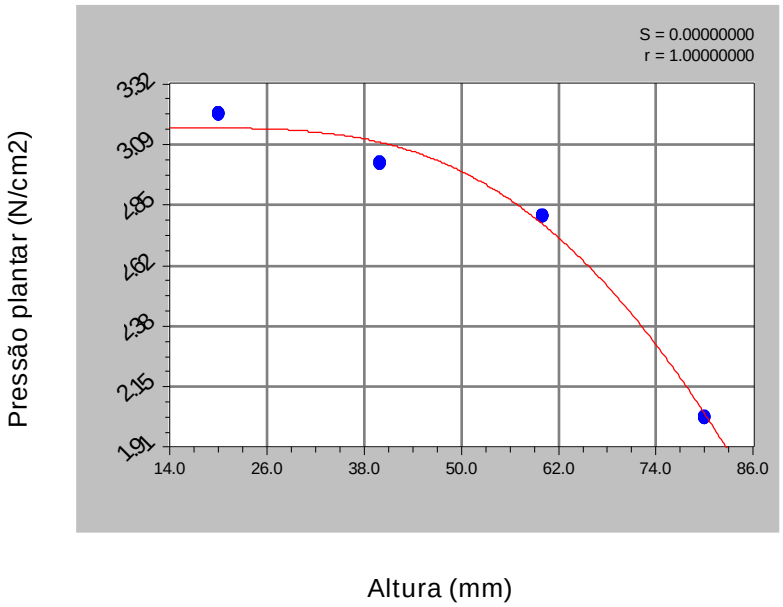


Gráfico 13 – Relação não linear da distribuição de pressão plantar em retropé sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm segundo modelo de *Weibull*.

Na correlação da distribuição da pressão plantar em antepé sobre blocos simuladores para o ângulo zero para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm, encontrou-se um coeficiente de determinação significativo (R^2 = 0,99), resultado da influência direta da variação da altura relativa à distribuição de pressão plantar nesta região. Este comportamento não linear foi mais bem representado pelo modelo de *Hoerl* (Gráfico 14), resultando na seguinte equação matemática:

Modelo não linear de *Hoerl*:

(3)

$$y = a * (b \wedge x) * (x \wedge c)$$

Onde os coeficientes:

a = 7.0670284

b = 1.0661978

c = -1.5203204

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

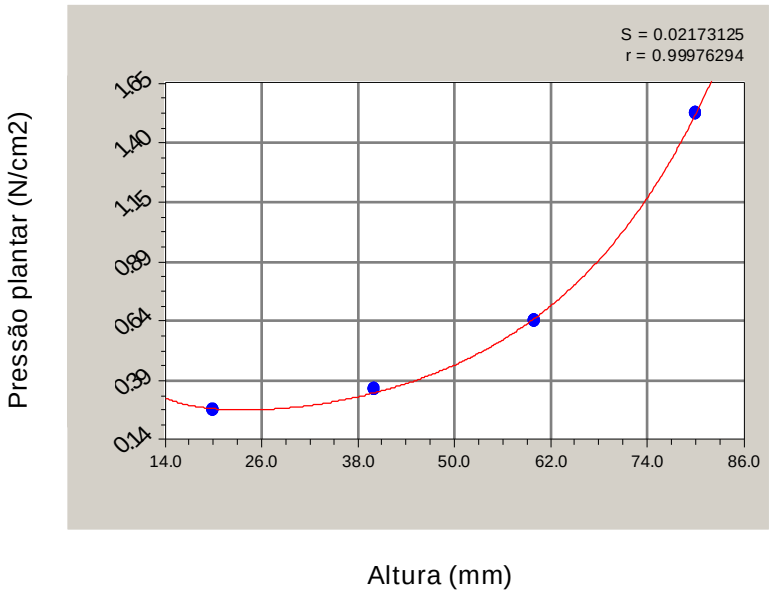


Gráfico 14 – Relação não linear da distribuição de pressão plantar em antepé sobre blocos simuladores no ângulo de 0º grau para as alturas de 20 mm, 40 mm, 60 mm e 80 mm segundo modelo de *Hoerl*.

5.3 FORÇA PESO (FZ) EM RETROPÉ NOS GRUPOS DE CALÇADOS:

Para atingirmos o objetivo proposto, de verificar o comportamento da força vertical Fz no retropé em indivíduos em equilíbrio bipodal, utilizando calçados com diferentes ângulos e alturas de salto, foi utilizada uma análise descritiva de acordo com o critério de classificação estabelecido a partir de grupos de alturas combinadas, porém não foram consideradas as relações entre as variações dos ângulos dos calçados.

Foi utilizado o teste de *Levene* para verificar a homogeneidade dos resultados relacionados à variável altura do salto em relação à Fz. Utilizou-se também, para verificar a significância dos resultados, a análise de variância ANOVA *oneway* e o teste *Post Hoc* de *Scheffé*, obtendo-se no teste *f*, diferenças significativas entre os grupos de calçados (Tabelas 16, 17 e 18).

http://www.pdf4free.com
PDF Creator - PDF4Free v2.0

Tabela 16 - Teste de homogeneidade de variâncias de *Levene* nas médias de força vertical (fz) em retropé.

Levene	Graus de liberdade 1	Graus de liberdade 2	Significância
0,972	3	171	0,407

Tabela 17 - Análise de variância ANOVA *oneway* nas médias de força vertical (fz) em retropé.

	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F	Significância
Entre os grupos	8212,994	3	2737,665	28,611	0,000
No grupo	16362,099	171	95,685		
Total	24575,093	174			

Tabela 18 - Teste *Post Hoc* de *Scheffé* para comparações múltiplas nas médias de força vertical (fz) em retropé nos grupos de calçados.

(I) Grupos	(J) Grupos (J) Grupos	Diferença média (I-J)	Erro padrão	Significância
0-20	20-40	11,680	2,880	0,001
	40-60	18,020	2,580	0,000
	60-80	23,230	2,670	0,000
20-40	0-20	-11,680	2,880	0,001
	40-60	6,340	2,080	0,028
	60-80	11,550	2,190	0,000
40-60	0-20	-18,020	2,580	0,000
	20-40	-6,340	2,080	0,028
	60-80	5,210	1,770	0,037
60-80	0-20	-23,230	2,670	0,000
	20-40	-11,550	2,190	0,000
	40-60	-5,210	1,770	0,037

Nível de significância de 5%.

Na correlação da aplicação da força peso utilizando calçados de diferentes alturas de solado, encontrou-se um coeficiente de determinação de R^2 = 0,9984 resultando, portanto em uma interação 99,84 % da variação da altura relativa à aplicação da força vertical (Fz).

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Este comportamento não linear foi mais bem representado pelo modelo *recíproco quadrático* (Gráfico 15), resultando na seguinte equação matemática:

Modelo não linear *recíproco quadrático:*

(4)

$$y = 1 / (a + bx + cx \wedge 2)$$

Onde os coeficientes:

a = 0.010497459

b = 0.004335766

c = -0.00039366163

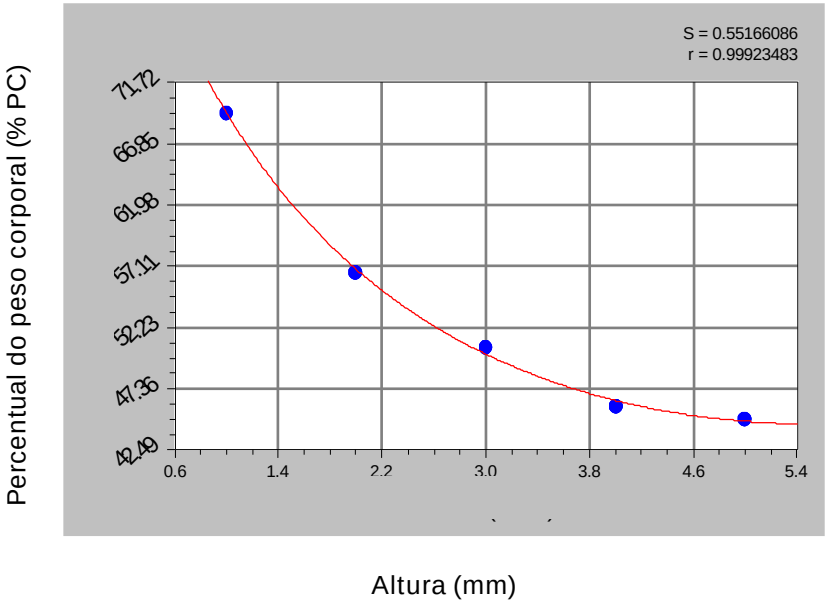


Gráfico 15 – Relação não linear aplicação da força vertical em retropé sobre calçados e diferentes ângulos e alturas de salto segundo modelo *recíproco quadrático* normalizado em percentuais de peso corporal (%PC).

http://www.pdf4free.com

PDF Creator - PDF4Free v2.0

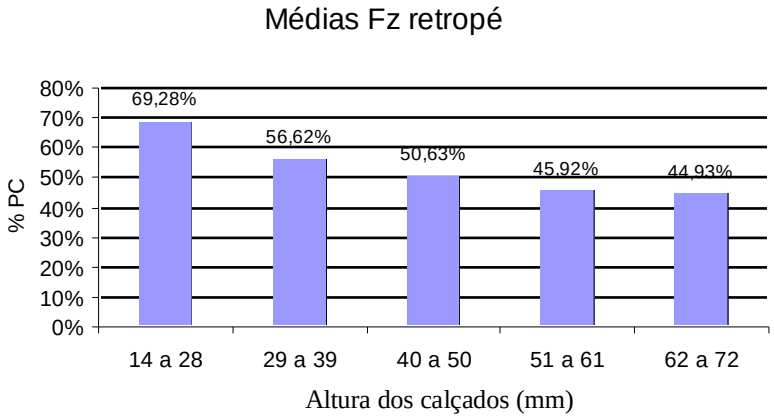


Gráfico 16 - Médias da Força vertical (Fz) aplicadas na região do retropé, utilizando calçados de salto, normalizados em percentuais de peso corporal (%PC).

O comportamento da aplicação da força peso, relativa à componente vertical da força de reação do solo em calçados de diferentes alturas de salto não se caracterizou por um perfil linear, porém observou-se, uma diminuição no percentual do peso aplicado no retropé na medida em que se eleva altura do salto (Gráfico 16).

Na análise descritiva dos resultados, verificou-se que este comportamento é semelhante à aplicação de força vertical (Fz) com o uso dos blocos simuladores, porém devido às características metodológicas utilizadas para o tratamento dos dados dos calçados por meio de grupos divididos por alturas, sem o controle da variável ângulo de salto, não se obteve dados que permitissem uma comparação direta com os mesmos.

5.4 PRESSÃO PLANTAR EM RETROPÉ NOS GRUPOS DE CALÇADOS:

Para atingir o objetivo proposto, de identificar o comportamento da distribuição de pressão nas regiões de retropé e antepé em equilíbrio bipodal, em indivíduos utilizando calçados de salto em diferentes ângulos e alturas, foi utilizada uma análise

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

descritiva de acordo com o critério de classificação estabelecido a partir de grupos de alturas combinadas, porém não foram consideradas as relações entre as variações dos ângulos dos calçados.

Foi utilizado o teste de *Levene* para verificar a homogeneidade dos resultados relacionados à variável altura do salto em relação à pressão plantar em retropé. Utilizou-se também, para verificar a significância dos resultados, a análise de variância ANOVA *oneway* e o teste *Post Hoc* de *Scheffé*, obtendo-se no teste *f*, diferenças significativas entre os grupos de calçados (Tabelas 19, 20 e 21).

Tabela 19 - Teste de homogeneidade de variâncias de *Levene* nas médias de pressão plantar em retropé

Levene	Graus de liberdade 1	Graus de liberdade 2	Significância
1,396	3	116	0,248

Tabela 20 - Análise de variância ANOVA *oneway* nas médias de pressão plantar em retropé

	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F	Significância
Entre os grupos	29,505	3	9,835	17,608	0,000
No grupo	64,791	116	0,559		
Total	94,296	119			

Tabela 21 - Teste *Post Hoc* de *Scheffé* para comparações múltiplas nas médias de pressão plantar em retropé nos grupos de calçados

(I) Grupos	(J) Grupos (J) Grupos	Diferença média (I-J)	Erro padrão	Significância
0-20	20-40	-0,070	0,285	0,996
	40-60	0,383	0,260	0,539
	60-80	1,196	0,264	0,000
20-40	0-20	0,070	0,285	0,996
	40-60	0,454	0,192	0,142
	60-80	1,266	0,198	0,000
40-60	0-20	-0,383	0,260	0,539
	20-40	-0,454	0,192	0,142
	60-80	0,813	0,160	0,000
60-80	0-20	-1,196	0,264	0,000
	20-40	-1,266	0,198	0,000
	40-60	-0,813	0,160	0,000

Nível de significância de 5%.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Através da análise descritiva dos resultados, observou-se um comportamento não linear da distribuição de pressão plantar em retropé havendo uma tendência em diminuir a pressão na proporção em que a altura do salto aumenta (Gráfico 17). As menores médias de pressão em retropé foram encontradas nos grupos de calçados de maior altura 60 mm a 80 mm. Já as maiores médias foram encontradas nos grupos de calçados de alturas até 40 mm. Diferenças foram encontradas entre alturas próximas e ainda médias próximas entre alturas extremas, influência que podem estar associadas a variáveis não controladas, como tipo de material na confecção do calçado, área de salto ou ainda características anatômicas.

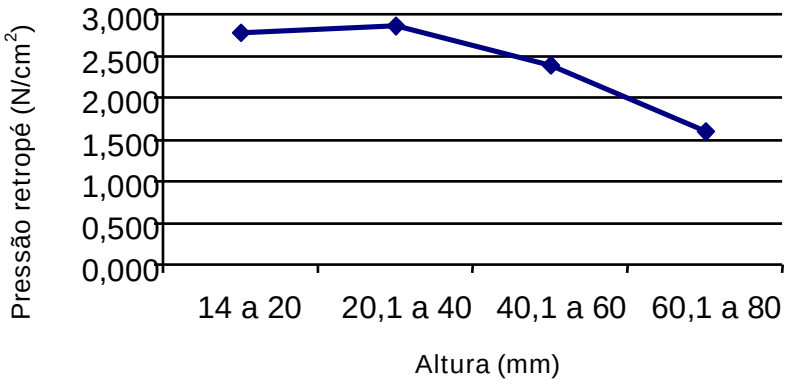


Gráfico 17 – Médias de pressão plantar em retropé com calçados de salto.

5.5 PRESSÃO PLANTAR EM ANTEPÉ NOS GRUPOS DE CALÇADOS:

Para atingirmos o objetivo proposto, de identificar o comportamento da distribuição de pressão nas regiões de retropé e antepé em equilíbrio bipodal, em indivíduos utilizando calçados de salto em diferentes ângulos e alturas, foi utilizada uma análise descritiva de acordo com o critério de classificação estabelecido a partir de

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

grupos de alturas combinadas, porém não foram consideradas as relações entre as variações dos ângulos dos calçados.

Foi utilizado o teste de *Levene* para verificar a homogeneidade dos resultados relacionados à variável altura do salto em relação à pressão plantar em antepé. Utilizou-se também, para verificar a significância dos resultados, a análise de variância ANOVA *oneway* e o teste *Post Hoc* de *Scheffé*, obtendo-se no teste *f*, diferenças significativas entre os grupos de calçados (Tabelas 22, 23 e 24).

Tabela 22 - Teste de homogeneidade de variâncias de *Levene* nas médias de pressão plantar em antepé

Levene	Graus de liberdade 1	Graus de liberdade 2	Significância
2,506	3	116	0,062

Tabela 23 - Análise de variância ANOVA *oneway* nas médias de pressão plantar em antepé

	Soma quadrática	Graus de liberdade	Média quadrática	F	Significância
Entre os grupos	48,742	3	16,247	31,189	0,000
No grupo	60,428	116	0,521		
Total	109,169	119			

Tabela 24 - Teste *Post Hoc* de *Scheffé* para comparações múltiplas nas médias de pressão plantar em antepé nos grupos de calçados

(I) Grupos	(J) Grupos (J) Grupos	Diferença média (I-J)	Erro padrão	Significância
0-20	20-40	-0,553	0,275	0,263
	40-60	-1,340	0,251	0,000
	60-80	-1,998	0,255	0,000
20-40	0-20	0,553	0,275	0,263
	40-60	-0,787	0,186	0,001
	60-80	-1,445	0,192	0,000
40-60	0-20	1,340	0,251	0,000
	20-40	0,787	0,186	0,001
	60-80	-0,658	0,155	0,001
60-80	0-20	1,998	0,255	0,000
	20-40	1,445	0,192	0,000
	40-60	0,658	0,155	0,001

Nível de significância de 5%.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Através da análise descritiva dos resultados observou-se que as menores médias de pressão foram encontradas nos grupos até 40 mm (Gráfico 18). A maior média de pressão foi encontrada para os calçados acima de 60 mm. Apesar disto, calçados com alturas e ângulos aproximados como o de altura 50,94 mm - 51,94 mm, com ângulos respectivos de 13º e 14º graus obtiveram médias muito distintas entre si. Por outro lado, diferenças foram encontradas entre alturas próximas e ainda médias próximas entre alturas extremas.

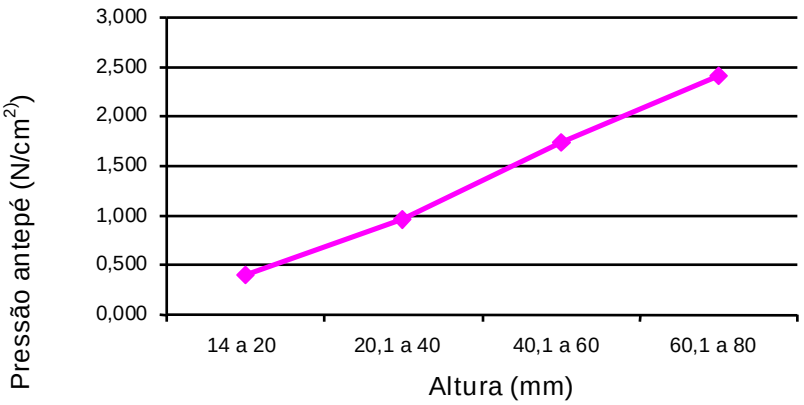


Gráfico 18 – Comportamento da pressão plantar em antepé nos calçados de salto.

Ocorreram algumas vezes entre alturas similares, como nos calçados com 77,91 mm, 77,91 mm – 77,90 mm em 25º, 26º e 30º graus, respectivamente, resultados onde o calçado de menor ângulo obteve a menor média de pressão em antepé. Observou-se porém, em alturas menores como entre os calçados de altura 70,11 mm entre o de 70,33 mm e entre 60,75 mm e o calçado de 60,23 mm, que este comportamento foi o oposto, obtendo-se menores pressões nos maiores ângulos. Alguns calçados apresentaram ainda, médias de pressões relativamente aproximadas nas duas regiões

http://www.pdf4free.com
PDF Creator - PDF4Free v2.0

de estudo como os calçados de altura 50,94 mm - 13º; 55,79 mm - 20º; 57,81 mm - 20º e o calçado de 62,93 mm - 19º.

Apesar da correlação entre as médias obtidas com os calçados, o comportamento não linear das variáveis estudadas, pode ter tido influências decorrentes das características na confecção dos calçados. Estes resultados permitem suscitar a idéia de que a qualidade, bem como o design do calçado influa diretamente nestas variáveis. Diferenças no tipo de cabedal, tamanho e área do salto, espessura e material do solado, tipo de palmilha, entre outras, estariam relacionadas a uma aplicação de força e distribuição de pressão plantar de valores distintos entre calçados de alturas e ângulos semelhantes.

Apesar de haver relações claras sobre as diferenças no apoio em relação aos ângulos e alturas, restam duvidas sobre a linearidade e a magnitude destas relações. Outros fatores podem estar associados tendo uma relevância talvez até mais significativa. A forma e o tipo de pé, a conformidade dos arcos plantares e do coxim adiposo, a proporção dos dedos, entre outras características anatômicas, provavelmente também devam interferir nestes resultados. A integridade, das estruturas que compõe o sistema de estabilidade da articulação, como ligamentos, revestimentos cartilaginosos, congruências ósseas, a mobilidade destas articulações, podem estar relacionadas da mesma forma, podendo gerar comportamentos de interpretação imprecisa.

A capacidade de adaptação dos membros inferiores e, principalmente dos pés, parte de uma “memória” sensório-motora a que este sistema foi estimulado e define de sobremaneira as reações de amoldamento dos pés às situações do dia-a-dia. Desta maneira, alternativas diferentes nas estratégias de equilíbrio e locomoção, são criadas

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

segundo as necessidades, mas principalmente, de acordo com as possibilidades inerentes de cada sujeito, resultando em um melhor ou pior comportamento de interação de forças e pressões plantares.

Inúmeras deformidades ditas rígidas e flexíveis, instauradas no sistema locomotor e de sustentação decorrentes de uma diversidade de fatores não controlados devem incorrer também nestes resultados, definindo uma “identidade” a cada sujeito analisado que tornam difícil um raciocínio lógico. Dentro deste contexto, na caracterização de dados que indiquem relações etiológicas de patologias relacionadas ao uso de calçados, não se obteve resultados consistentes para determinar algum tipo de padrão no comportamento das variáveis a fim de criar especulações coerentes.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

6 CONCLUSÕES

Dentre os objetivos deste trabalho, buscou-se verificar as relações da variação de diferentes alturas e ângulos de apoio do calcanhar nas variáveis de força vertical e pressão plantar com o uso de blocos simuladores e calçados de salto obtendo-se nas duas situações um padrão não linear de diminuição da força vertical (Fz) em retropé e da pressão plantar nesta mesma região à medida que a altura do apoio no calcâneo aumenta.

Referente ao uso dos blocos simuladores como instrumento simulador das variáveis estudadas, verificou-se um comportamento semelhante ao uso de calçados, porém, não se obteve resultados que permitam inferir padrões ou modelos para uma descrição definitiva. A metodologia utilizada não permitiu uma comparação estatística conclusiva, apesar do comportamento reproduzido relativo à aplicação de força e de distribuição de pressão apresentarem-se muito semelhantes para as duas situações, necessitando, portanto, estudos complementares.

Na menor altura de bloco estudada, no ângulo de 30º graus verificou-se o percentual de Fz relativo ao peso corporal (%PC) significativamente maior sobre todos os demais ângulos e alturas (72,17 %PC ± 7,94 %), exceto sobre os blocos de alturas de 20 mm e 0º grau (65,61 %PC ± 6,70 %) e sobre 40 mm, nos ângulos de 0º (66,82 %PC ± 7,21 %) e de 30º graus (65,06 %PC ± 10,61 %). A altura de 80 mm diferiu das demais alturas, em todos os ângulos, quando comparados entre si, com exceção do ângulo de 30º graus em relação à altura de 40 mm.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

A partir do bloco de 60 mm e a partir do ângulo de 25º graus, houve uma mudança no comportamento da aplicação da força vertical, decorrente de uma mudança nas estratégias de equilíbrio do indivíduo, para compensar o incremento da altura, ou seja, até este ponto, a variação dos ângulos interferiu mais do que a variação da altura dos blocos nas médias de Fz em retropé.

No bloco de altura de 80 mm com 25º graus, encontrou-se o menor valor de Fz sobre todas as alturas e demais ângulos estudados (26,58 %PC ± 6,10 %). Verificou-se ainda que o ângulo de 25º graus apresentou menor percentual de Fz em todas as alturas, sugerindo que até este grau de inclinação os indivíduos apresentaram respostas adaptativas coerentes de acordo com o incremento da altura.

Em relação aos resultados da Pressão Plantar com os blocos simuladores, evidenciou-se um comportamento não linear nas relações apesar de haver interação entre todas as variáveis, altura do apoio do calcâneo, ângulo de inclinação e regiões do retropé e antepé, relativo à pressão do pé direito. Quanto maior a altura de apoio em retropé, menor a pressão plantar nesta região, aumentando em antepé, porém até a altura de 60 mm, a variação dos ângulos interferiu mais do que a altura dos blocos nas médias de pressão em retropé.

Em relação aos resultados da pressão plantar em retropé nos blocos simuladores verificou-se uma tendência não linear de diminuição da pressão em retropé à medida que aumenta a altura do apoio do calcanhar, apesar disto, não foram encontradas diferenças significativas entre os blocos de alturas 20 mm, 40 mm e 60 mm, quando comparados entre si, as médias das pressões nos mesmos ângulos. Da mesma forma não se obteve diferenças significativas entre as alturas 40 mm, 60 mm e 80 mm quando comparados os ângulos 20º, 25º e 30º graus entre si.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Em relação aos resultados da pressão plantar em antepé nos blocos simuladores verificou-se uma tendência não linear de aumento da pressão em antepé à medida que aumenta a altura do apoio do calcanhar, porém não houve diferenças significativas entre os blocos de alturas 20 mm, 40 mm e 60 mm, em todos os ângulos, quando comparados entre si. O bloco de altura de 80 mm apresentou maiores médias em relação a todas as outras alturas quando comparados os mesmos ângulos entre si, exceto em relação ao bloco de altura 60 mm no ângulo de 25º e 30º graus. As médias de pressão plantar verificadas com o uso dos blocos de alturas de 20 mm, 40 mm e 60 mm no ângulo de 30º graus, quando comparadas em relação às médias encontradas nos ângulos 0º, 10º, 15º, 20º e 25º graus do bloco de altura de 80 mm, não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Apesar disto, as médias encontradas para a altura 80 mm foram significativamente maiores do que todas as outras alturas, nos ângulos de 0º, 10º, 15º e 20º graus, quando comparados os ângulos entre si, diferenciando-se estatisticamente.

O comportamento da aplicação da força peso, relativa à componente vertical da força de reação do solo em calçados de diferentes alturas de salto não se caracterizou por um perfil linear, porém observou-se da mesma forma que na situação simulada, uma diminuição no percentual do peso aplicado no retropé na medida em que se eleva altura do salto.

Na distribuição de pressão plantar em retropé e antepé, observou-se da mesma forma um comportamento não linear, havendo uma tendência em diminuir a pressão em retropé e aumentar em antepé na medida em que a altura do salto aumenta. As menores médias de pressão em retropé foram encontradas nos grupos de calçados de maior altura, 60 mm a 80 mm. Já as maiores médias, nesta mesma região, foram

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

encontradas nos grupos de calçados de alturas até 40 mm. As menores médias de pressão em antepé foram encontradas nos grupos até 40 mm, enquanto que as maiores médias de pressão em antepé foram encontradas para os calçados acima de 60 mm. Apesar disto, calçados com alturas e ângulos aproximados como o de altura 50,94 mm - 51,94 mm, com ângulos respectivos de 13º e 14º graus obtiveram médias em antepé muito distintas entre si. Por outro lado, diferenças foram encontradas entre alturas próximas e ainda médias próximas entre alturas extremas, sugerindo prováveis influências dos diferentes componentes e características dos calçados nos resultados obtidos.

Como sugestão para próximos trabalhos, com o objetivo de acrescentar mais elementos para discussão em função da relevância do assunto, propõe-se a inclusão de outras variáveis não controladas neste estudo como: a área do salto, o atrito entre a palmilha e os pés e entre os blocos, a relação da pressão sobre o dorso dos pés para calçados fechados, a conformidade do arco plantar, a posição do salto em relação ao calcâneo, além de dividir os pés em um número maior de regiões.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

7 LIMITAÇÕES

Este estudo apresentou algumas limitações:

- Não foram avaliadas as influências da variação de temperatura. As coletas de dados foram realizadas sempre a uma temperatura ambiente de 22º Celsius (±2°).
- Não foram avaliadas características cinemáticas relacionadas ao posicionamento do individuo quanto ao equilíbrio e estabilidade na posição bipodal.
- Relativo ao uso dos dois sistemas de medida, os dados obtidos revelaram-se confiáveis quanto à metodologia, porém muito complexos para o processamento dos dados de pressão plantar, devido ao tempo excessivo de coleta.
- O sistema *pedar*® *(novel*$_{gmbh}$© 2005) possui características de aquisição de dados para estímulos dinâmicos, seu pacote de aplicativos visa à análise e tratamento dos dados que dificultam sua utilização na posição estática. A análise de dados de cada sujeito para cada coleta com os blocos simuladores apesar de trabalhosa, se mostrou consistente no que se refere ao sinal encontrado. Apesar da coleta de força e pressão ter sido feita simultaneamente o tempo decorrido de aproximadamente uma hora foi demasiadamente longo.
- O critério de divisão dos pés em apenas duas regiões visou simplificar as análises na busca de relações compreensíveis, mas restringiu um aprofundamento que permitiria uma analise mais realista da complexidade do sistema adaptativo de distribuição de cargas.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

- Um melhor domínio operacional do sistema *pedar*® *(novel*$_{gmbh}$© 2005), e seus aplicativos, além de uma maior diversidade de palmilhas sensorizadas em vários tamanhos e formatos de pé que pudessem se adequar não somente aos calçados, mas aos blocos melhoraria a qualidade dos sinais acerca das interferências dos procedimentos permitindo uma análise mais abrangente e confiável dos parâmetros estudados.
- O coeficiente de atrito que atua entre os pés e os blocos não foi controlado nem estimado para o cálculo de erro na medida.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. 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.
2. AL-ABDULWAHAB, S.S., AL-DOSRY, R. D. Hallux valgus and preferred shoe types among young healthy Saudi Arabian females. Annals of Saudi Medicine, Vol. 20, n 3-4, 2000.
3. ALEXANDER, I.J. The foot: examination and diagnosis. Churchill Livingstone Inc., 1990.
4. AMTI. Advanced Mechanical Technology Inc., Instruction Manual model OR6-5, Biomechanics Plate, Massachusetts, AMTI, 1991.
5. AVILA, A.O.V., Conforto em calçados. Revista Tecnicouro, 2001.
6. BARROS, M.V.G., REIS, R.S., Análise de dados em atividade física e saúde, demonstrando a utilização do *SPSS*, Londrina, Midiograf, 2003.
7. BISQUERRA, R., SARRIERA, J.C., MARTÍNEZ, F. Introdução à análise estatística, enfoque informático com o pacote estatístico *SPSS*, Porto Alegre, Artmed, 2004.
8. BRINO, C.S. Influência de diferentes calçados sobre os percentuais da força peso aplicados na base de sustentação e a postura corporal em pé. Porto

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Alegre, UFRGS, 2003. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003.

9. CAILLIET, R. Foot and Ankle Pain. F.A. Davis Company, Philadelphia, 1968.
10. CALAIS, G.B. Anatomia para o movimento, vol. 1 introdução à análise das técnicas corporais. São Paulo, SP, Manole, 1991.
11. CAVANAGH, P. R.; RODGERS, M.M., LIBOSHI, A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. Foot &ankle, v.7, n5, April 1987.
12. DONATELLI, R.A. The biomechanics of the foot and ankle. Second edition, F.A. Davis Company, Philadelphia, 1996.
13. EBBELING, C.J. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. JOSPT, 19, 190-196, 1994.
14. EISENHARDT, J.R.; Cook, D; Pregler, I.; Foehl, H.C. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. Gait and Posture, 4: 280-286, 1996.
15. FIALHO, C.B., CABRAL, P.A., SOUZA, J.L. Postural alignment with different shoes and barefoot. IV World Congress of Biomechanics, Calgary (AB), Canada, *Anais*, 2002.
16. FIALHO, C. B., VIEIRA, A., LOSS, J.F.; SOUZA, J.L. Amplitude de oscilação do centro de pressão em quatro bases de apoio durante a avaliação da postura ortostática – estudo preliminar. IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, Gramado-R.S. *Anais*, v.2, p. 100-104,2001.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

17. FRANKLIN, M.E., CHENIER, T.C., BRAUNINGER, L., COOK, H., HARRIS, S. Effect of positive heel inclination on posture. : J Orthop Sports Phys Therapy. 1995 Feb;21(2):94-9

18. FREY, C. Foot Health and Shoewear for Women. Clinical Orthopaedics and Related Research, n. 372, p. 32-44, 2000.

19. FREY, C., THOMPSON F., SMITH, J. Update on women's footwear. Foot and ankle 16:328-331,1995.

20. GASTWIRTH, B.W., O'BRIENM T.D., NELSON, R.M., MANGER, D.C., KINDIG, S.A. An electrodynographic study of foot function in shoes of varying heel heights, American College of Foot Orthopedists, Chicago, IL. J Am Podiatric Medical Assoc 1991 Nov.;81(11):612.

21. GEIB, F.O. Relação dos perímetros dos pés com a forma e o calçado segundo critérios de conforto. Dissertação de Mestrado, Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos – CEFID, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 1999.

22. HANSEN, A.H., CHILDRESS, D.S. Effects of shoe heel height on biologic rollover characteristics during walking. Journal or Rehabilitation Research and Development v. 41 n. 4, p. 547- 554, 2004.

23. HENNING, E.E. O calçado e a saúde dos pés. Revista Tecnicouro, v. 11, n. 4, p. 38-46, 1989.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

24. HOCKENBURY, R. T. Forefoot problems in athletes, medicine & science in sports & exercise, ACSM, Official Journal of the American College of Sports Medicine, s448-s458, 1999.

25. JACOB, H.A.C. Forces acting in the forefoot during normal gait- an estimate. Clinical Biomechanics, v16, p.783-792, 2001.

26. KAPANDJI, A.I. Fisiologia articular, v.2, 5ª ed., Rio de Janeiro, Panamericana do Brasil, 2000.

27. KENDALL, F.P.; McCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. Músculos Provas e Funções com Postura e Dor. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995.

28. KERRIGAN, D.C, LELAS, J.L, KARVOSKY, M.E. Women's shoes and knee osteoarthritis. Lancet n. 357 p. 1097-8, 2001.

29. KERRIGAN, D.C, TODD, M.K, RILEY, P.O. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. Lancet, n. 351, p. 1399-1401, 1998.

30. KRAESKI, A.C., HERBER, V., SILVA, A.C.K., GOULART, M.C., ÁVILA, A.O.V., ANDRADE, M.C. Locomoção humana: sobrecarga no antepé e retropé.

31. 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,* p17, 2001.

32. LATEUR, B J. Giaconi, r.m.; Questad, K.; Ko, M.; Lehmann, J.F. Footwear and posture: Compensatory strategies for heel height. Am. J. Phys. Med Rehabil. 70: 246-254, 1991.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

33. MANFIO, E.F.; VILARDI JR., N.P.; ABRUNHOSA, V.M.; SOUZA, L. V.; FERNANDES, B.M.; PEREIRA, R. M. Alterações na marcha descalça e com sapato de salto. X Congresso Brasileiro de Biomecânica – v. 1, p. 87-90, 2003.

34. 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. *Aplied Ergonomics,* v. 32, p. 81-90, 2001.

35. 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. *Aplied Ergonomics*, v. 32, p. 81-90, 2001.

36. MOCHIZUKI, L., ÁVILA, A.O.V., 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.

37. 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.

38. MONTEIRO, V.A. Ergonomia, *Design* e Conforto no Calçado Feminino. Dissertação de Mestrado. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro – Departamento de Artes, Rio de Janeiro, 1999.

39. MONTEIRO, V.A. Calçado Feminino: Ergonomia e Design. Revista Tecnicouro, Novo Hamburgo-RS, v. 21, n. 9. 2001.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

40. 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.

41. NASHNER, L.M. Sensory, Neuromuscular and Biomechanical contributions to human balance. Balance – proceedings of the APTA Forum, Nashville, Tennessee, June, p. 5-12, 1989.

42. NASSER, J.P. Estudo da variação do arco plantar longitudinal com apoio do calcâneo em diferentes alturas. Santa Maria, UFSM, 1999. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Santa Maria, R.S., 1999.

43. 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.

44. NASSER, J.P.; ÁVILA, A.O.V. Determinação na conformação do arco plantar longitudinal em diferentes alturas de apoio do calcanhar. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Florianópolis-SC. *Anais*, p. 231-235, 1999.

45. NIGG, B.M., HERZOG, W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. p. 25-35, 1994.

46. NYSKA, M. McCABE, C. LNGE, K. KLENERMAN, L. Plantar foot pressures during treadmill walking with high-heel and low-heel shoes. Foot Ankle Int. 1996 Nov;17(11):662-6. (abstract)

47. NOVEL. Pedar-Mobile Expert System Manual, version 8.3,2002.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

48. OPYLA-CORREA, K.A. Kinematics of high-heeled gait. Archives of physical medicine and rehabilitation. v. 17, p. 304-9, 1990.

49. Pereira, A.M., Lima, J.A., Marengo, L., Pfuetzenreiter, M.R., Kroeff, M.S., Küster, M.S., Menestrina, T. C., Franzoni, T.M., Goudard, B. Manual para elaboração de trabalhos acadêmicos da UDESC, teses, dissertações, monografias e TCCs, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

50. POLLOCK, M.L.; WILMORE, J.H. Exercícios na saúde e na doença: Avaliação e prescrição para a prevenção e reabilitação – 2ª ed. – Editora Medsi. Rio de Janeiro, R.J., p.325,1993.

51. SÁNCHEZ-LACUESTA, BADÍA, J.G. Curso de formación de técnicos ortoprotésicos “Euroform” miembro inferior y marcha humana. Fedop – Instituto de Biomecânica de Valencia, cap. V, 1994

52. SHARKEY, N.A.L., FERRIS, T.S. SMITH, MATTHEWS, D.K. Strain and loading of the second metatarsal during heel lift. J. Bone Joint Surgery. 77 A:1050-1057. 1995.

53. SNOW, R.; WILLIAMS, K.R. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. Arch Phys Med Rehabil, v. 75, n. 5, p. 568-576, 1994.

54. THOMAS, J.R. Métodos de pesquisa em atividade física. 3ª ed. - Artmed, Porto Alegre, p.35,304, 2002.

55. VILADOT, A., Quince lecciones sobre patologia del pie. Edicines Toray, S.A. – Barcelona, 1989.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

APÊNDICES A - Questionário

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

QUESTIONÁRIO PARA ENTREVISTA

Nome:____ S:___

Telefone:________________ e-mail:________________________ Entrevistador:______

Data de nascimento:________/______/______ Data da coleta:______/______/______

Número do calçado: ____________

Freqüência do uso de salto: ____________ (vezes por semana)

Maior altura de salto utilizado: ______________________________

Tempo médio de utilização: ( ) 2 A 4horas ( ) 4 a 6 horas ( ) + de 6 horas

Tipo de uso do calçado: ( ) social ( ) casual ( ) trabalho

Enfermidades MI últimos 6 meses: ____

Massa: __________________ kg Estatura:___________cm

Fz R: _____________ N Fz L: ____________ N Peso:______________ N

Índice de massa corporal: (Pollock, 1993)

Abaixo do Normal	I < 20	
Normal	20,1 < I < 30	$\frac{\text{MASSA (kg)}}{\text{ESTATURA}^2}$ I =__________ I = ___
Obesidade	I > 30 Excludente	

	Pé Direito	Pé Esquerdo
Comprimento dos pés:	____________mm	____________mm
Largura dos pés:	____________mm	____________mm
Perímetro dos pés:	____________mm	____________mm
Distância entre os pés:	____	

Calçados utilizados: (_______)______//__________/__________//__________/__________//
__________/__________//__________/__________//__________/__________//______
______/__________//__________/__________//__________/__________//__________/
__________//__________/__________//__________/______

Observações: ____

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

APÊNDICES B - Termo de consentimento

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

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

COMPORTAMENTO DA COMPONENTE VERTICAL EM RETROPÉ E ANTEPÉ EM DIFERENTES ALTURAS E ÂNGULOS DE APOIO NO CALCÂNEO

Orientador: Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila
Orientando: Prof. Alexandre Severo do Pinho

TERMO DE CONSENTIMENTO

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto. Autorizo os pesquisadores do projeto a utilizarem os resultados das medições dos experimentos e procedimentos e compreendo que os dados obtidos neste estudo a meu respeito serão sigilosos.

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

Nome por extenso _____ .

Assinatura _____ Florianópolis, ____/____/____ .

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

APÊNDICES C - Análise descritiva da amostra

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Análise descritiva da amostra

Dados antropométricos dos sujeitos da amostra

N=30	Massa Kg	Estatura cm	IMC Pollock,1993	Numeração
Média	57,40	163,98	21,34	36,33
DP	7,07	4,53	2,50	0,92

Diferenças nas medidas antropométricas de comprimento, largura e perímetro de cada sujeito

	Comprimento	Largura	Perímetro
Média	2,46mm	1,96mm	3,07mm
DP	1,71mm	1,65mm	2,73mm

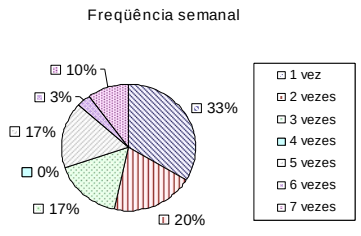
Média= Médias da diferença entre pé direito e esquerdo intra-sujeito
DP= desvio padrão entre as médias da diferença entre pé direito e esquerdo

Informações à respeito dos hábitos de utilização de calçados de salto

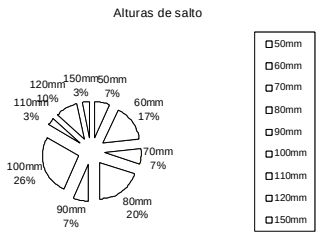
Parâmetro	Característica	Ocorrências n=30	
Maior Altura	até 50mm	2	7%
	51mm a 100 mm	23	76%
	> 100 mm	5	17%
Freqüência Semanal	1 a 3 vezes	21	70%
	5 a 7 vezes	9	30%
Tempo de uso Diário	2h a 4h	7	23%
	2h a 4h	14	47%
	+ 6h	9	30%

Hábitos relacionados à maior altura de salto utilizada, freqüência e tempo de uso (aproximadamente)

Freqüência semanal do uso de calçados de salto:



Maior altura de salto:



73% dos sujeitos utilizam calçados de uma a três vezes por semana
27%, dos sujeitos mais de cinco vezes por semana.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Freqüências dos calçados utilizados no estudo para dados válidos em força vertical (Fz) e pressão plantar na região do retropé e antepé (N/cm^2):

Statistics

N	Valid	143
	Missing	0

N= Número de dados válidos

	Calçados ID	Frequency N	Percent %	Valid Percent %	Cumulative Percent %
Valid	1080	15	10,5	10,5	10,5
	115	13	9,1	9,1	19,6
	1180	8	5,6	5,6	25,2
	1350	2	1,4	1,4	26,6
	1455	2	1,4	1,4	28,0
	1580	7	4,9	4,9	32,9
	1655	7	4,9	4,9	37,8
	1730	7	4,9	4,9	42,7
	1845	5	3,5	3,5	46,2
	1950	5	3,5	3,5	49,7
	2070	1	,7	,7	50,3
	230	7	4,9	4,9	55,2
	2390	1	,7	,7	55,9
	2470	1	,7	,7	56,6
	2575	1	,7	,7	57,3
	2960	1	,7	,7	58,0
	3075	1	,7	,7	58,7
	3180	1	,7	,7	59,4
	3250	1	,7	,7	60,1
	3370	1	,7	,7	60,8
	340	9	6,3	6,3	67,1
	3560	1	,7	,7	67,8
	3660	1	,7	,7	68,5
	3780	1	,7	,7	69,2
	3835	1	,7	,7	69,9
	3960	1	,7	,7	70,6
	4070	1	,7	,7	71,3
	4175	1	,7	,7	72,0
	4260	1	,7	,7	72,7
	4370	1	,7	,7	73,4
	450	14	9,8	9,8	83,2
	560	11	7,7	7,7	90,9
	660	6	4,2	4,2	95,1
	765	6	4,2	4,2	99,3
	870	1	,7	,7	100,0
	Total	143	100,0	100,0	

Freqüência dos calçados utilizados em número de ocorrências e percentuais de ocorrências.
ID Identificação do calçado.

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

APÊNDICES D - Estatística descritiva dos calçados utilizados

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Estatística descritiva dos calçados utilizados no estudo.

Grupo a 0-20 mm 0 a 5 graus (a)	*FzRa* *N*	*PressRa* *N/cm2*	*PressAa* *N/cm2*
Média	196,194	2,737	0,576
Erro padrão	9,747	0,203	0,175
Desvio padrão	35,145	0,704	0,606
Variância	1235,150	0,496	0,367
Contagem	13	12	12
Nível Conf.95%	21,24	0,45	0,39

Grupo b 20-40 mm 0 a 5 graus (b)	*FzRb* *N*	*PressRb* *N/cm2*	*PressAb* *N/cm2*
Média	170,578	3,017	0,577
Erro padrão	9,088	0,285	0,137
Desvio padrão	27,263	0,854	0,410
Variância	743,250	0,730	0,168
Contagem	9	9	9
Nível Conf.95%	20,96	0,66	0,31

Grupo c 20-40 mm 5,1 a 10 graus (c)	*FzRc* *N*	*PressRc* *N/cm2*	*PressAc* *N/cm2*
Média	153,234	2,681	1,240
Erro padrão	9,500	0,217	0,181
Desvio padrão	36,795	0,839	0,701
Variância	1353,855	0,703	0,491
Contagem	15	15	15
Nível Conf.95%	20,38	0,46	0,39

Grupo d 41-60 mm 10,1 a 15 graus (d)	*FzRd* *N*	*PressRd* *N/cm2*	*PressAd* *N/cm2*
Média	140,714	2,868	2,111
Erro padrão	9,890	0,245	0,277
Desvio padrão	35,660	0,883	0,998
Variância	1271,603	0,780	0,995
Contagem	13	13	13
Nível Conf.95%	21,55	0,53	0,60

Grupo e 41-60 mm 15,1 a 20 graus (e)	*FzRe* *N*	*PressRe* *N/cm2*	*PressAe* *N/cm2*
Média	136,131	2,305	1,520
Erro padrão	4,634	0,130	0,121
Desvio padrão	27,801	0,738	0,684
Variância	772,902	0,545	0,468
Contagem	36	32	32
Nível Conf.95%	9,41	0,27	0,25

Grupo f 41-60 mm 20,1 a 25 graus (f)	*N*	*PressRf* *N/cm2*	*PressAf* *N/cm2*
Média		1,184	1,991
Erro padrão		0,406	0,339
Desvio padrão		0,704	0,588
Variância		0,496	0,346
Contagem		3	3
Nível Conf.95%		1,75	1,46

Grupo g 41-60 mm >25 graus (g)	*FzRg* *N*	*PressRg* *N/cm2*	*PressAg* *N/cm2*
Média	129,600	1,892	2,072
Erro padrão	0,000	0,635	0,584
Desvio padrão	#DIV/0!	0,898	0,826
Variância	#DIV/0!	0,807	0,682
Contagem	1	2	2
Nível Conf.95%	#NÚM!	8,07	7,42

Grupo h >61mm 15,1 a 20 graus (h)	*FzRh* *N*	*PressRh* *N/cm2*	*PressAh* *N/cm2*
Média	130,011	2,163	1,831
Erro padrão	12,114	0,187	0,283
Desvio padrão	32,052	0,459	0,692
Variância	1027,328	0,211	0,479
Contagem	7	6	6
Nível Conf.95%	29,64	0,48	0,73

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Grupo i >61mm 20,1 a 25 graus (i)	*FzRi* *N*	*PressRi* *N/cm2*	*PressAi* *N/cm2*
Média	143,960	2,055	2,173
Erro padrão	23,356	0,353	0,179
Desvio padrão	52,225	0,865	0,437
Variância	2727,476	0,749	0,191
Contagem	5	6	6
Nível Conf.95%	64,85	0,91	0,46

Grupo j >61mm >25 graus (j)	*FzRj* *N*	*PressRj* *N/cm2*	*PressAj* *N/cm2*
Média	133,294	1,426	2,468
Erro padrão	7,963	0,108	0,140
Desvio padrão	42,884	0,612	0,792
Variância	1839,037	0,375	0,627
Contagem	29	32	32
Nível Conf.95%	16,31	0,22	0,29

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

APÊNDICES E – Medidas antropométricas

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com

Dados antropométricos dos sujeitos avaliados no estudo:

S	I	c	F	Alt	t	m	*e*	IMC	C d	C e	L d	L e	P d	P e
#	anos	#	x sem	cm	horas	kg	m		mm	mm	mm	mm	cm	cm
1	30	38	2	8	2 a 4	55,49	1,69	19,43	252,74	254,66	94,65	92,64	23,07	23,03
2	24	38	1	7	4 a 6	62	1,64	23,05	253,14	250,45	99,65	104,39	25,6	25,5
3	25	37	1	8	2 a 4	67,55	1,69	23,65	245,92	243,54	93,33	94,74	22,9	22,9
4	52	37	3	6	2 a 4	68,25	1,61	26,33	244,31	246,71	97,92	99,23	24	24,3
5	19	36	2	6	2 a 4	54,7	1,65	20,09	238,35	239,26	87,82	87,97	22	21,8
6	25	35	1	8	2 a 4	60,25	1,64	22,40	226,05	226,3	89,44	93,08	22,5	22,9
7	22	35	1	5	+ 6	46,5	1,6	18,16	228,29	226,66	88,38	86,52	20,8	20,4
8	24	35	1	7	4 a 6	56,9	1,565	23,23	235,34	232,69	99,51	95,36	24,3	24,3
9	23	36	3	6	4 a 6	57,69	1,59	22,82	234,24	231,08	95,66	96,1	23,3	23,3
10	24	36	5	10	+ 6	55,9	1,65	20,53	249,35	254,31	95,84	97,05	22,8	22,8
11	20	35	2	12	+ 6	54	1,54	22,77	227,75	228,6	92,06	91,92	23	22,8
12	25	38	7	15	+ 6	63,4	1,64	23,57	260,7	261,9	96,6	100,26	24,7	24,8
13	33	37	2	6	4 a 6	46,8	1,6	18,28	246,05	246,5	95,46	95	23,03	23,06
14	31	36	5	10	+ 6	58,4	1,68	20,69	242,98	240,92	90,44	91,6	22,8	23
15	26	36	1	10	4 a 6	51,2	1,65	18,81	238,81	243	82,38	82,54	22	22
16	22	37	3	10	4 a 6	62,1	1,75	20,28	247,96	245,84	95,93	92,49	23,8	23,3
17	22	36	3	12	4 a 6	55,9	1,665	20,16	245,15	251,45	98,67	99,52	23,6	24
18	23	37	1	12	2 a 4	67,29	1,67	24,13	239,75	237,94	89,18	96,22	23	23,3
19	27	37	2	11	4 a 6	64,2	1,64	23,87	247,61	252,85	93,22	95,64	23	23,5
20	23	35	1	6	2 a 4	47,6	1,58	19,07	229,13	231,51	88,02	88,76	22,5	22,3
21	29	36	2	9	4 a 6	53,4	1,67	19,15	237,4	233,6	89,57	87,2	23	22,6
22	28	37	3	8	4 a 6	73,4	1,63	27,63	245,2	242,5	92,5	90,38	23,5	22,8
23	27	35	7	8	+ 6	53	1,6	20,70	229,61	228,51	87,4	87,02	22,6	22
24	21	36	1	9	4 a 6	44,9	1,59	17,76	237,87	231,43	83,22	81,13	21	20,5
25	42	37	5	8	+ 6	62,85	1,66	22,81	245,94	250,1	103,53	99,06	25	24,5
26	28	36	7	10	+ 6	62,6	1,64	23,27	237,38	237,58	95,95	96,53	22,6	23,4
27	27	36	6	10	4 a 6	56,89	1,71	19,46	249,94	252,04	94,19	92,7	23,5	23,3
29	25	36	5	10	4 a 6	49,89	1,625	18,89	242,6	243,52	90,81	89,18	22,6	22,5
30	20	37	6	5	+ 6	50,79	1,64	18,88	244,13	244,04	89,19	88,75	22,2	21,07
32	29	37	1	10	4 a 6	58,1	1,69	20,34	247,09	249,93	96,92	99,07	23,8	24,2

Legenda:

S	identificação Sujeito
I	Idade
c	Número calçado
F	Freqüência de uso semanal
Alt	Maior altura de salto
t	Tempo médio de uso semanal
m	Massa do indivíduo
e	Estatura

IMC	Índice de massa corporal, Pollock, 1993
C d	Comprimento pé direito
C e	Comprimento pé esquerdo
L d	Largura pé direito
L e	Largura pé esquerdo
P d	Perímetro pé direito
P e	Perímetro pé esquerdo

PDF Creator - PDF4Free v2.0 http://www.pdf4free.com