

**UNESP**  
**FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ**

**GUARATINGUETÁ**

**2006**

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

***"Um Sensor para o Estudo da  
Distribuição das Forças Plantares em  
Sujeitos com Hálux Valgo e sua Possível  
Correlação com Pés Planos"***

***ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO***

ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO

UM SENSOR PARA O ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS  
PLANTARES EM SUJEITOS COM HÁLUX VALGO E SUA POSSÍVEL  
CORRELAÇÃO COM PÉS PLANOS

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

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini  
Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias

Guaratinguetá  
2006

T314s	<p>Teodoro, Elaine Cristina Martinez Um sensor para o estudo da distribuição das forças plantares em sujeitos com hálux valgo e sua possível correlação com pés planos / Elaine Cristina Martinez Teodoro . – Guaratinguetá : [s.n.], 2006 112f. : il. Bibliografia: f. 94-103</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2006 Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini Co-orientador: Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias</p> <p>1. Biomecânica 2. Plataforma de força I. Título</p>
-------	--

CDU 612.766

**“UM SENSOR PARA O ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DAS FORÇAS  
PLANTARES EM SUJEITOS COM HÁLUX VALGO E SUA POSSÍVEL  
CORRELAÇÃO COM PÉS PLANOS”**

***ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO***

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

**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA  
ÁREA: PROJETOS E MATERIAIS**

**APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO**

  
**Prof. Dr. João Andrade de Carvalho Júnior**  
Coordenador

**BANCA EXAMINADORA:**

  
**Prof. Dr. JOSÉ ELIAS TOMAZINI**  
Orientador / Unesp-Feg

  
**Prof. Dr. LUIZ FERNANDO COSTA NASCIMENTO**  
Unesp-Feg

  
**Prof. Dr. MÁRCIO AUGUSTO MARTIN**  
Objetivo

*Janeiro de 2006*

## **DADOS CURRICULARES**

### **ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO**

NASCIMENTO	18.09.1979 – LORENA / SP
FILIAÇÃO	Maria Elsa Martinez Puentes Teodoro Luiz Gonzaga Teodoro
1997/2002	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté – UNITAU
2003/2004	Curso de Pós-Graduação em Fisiologia do Exercício, nível Especialização, na Universidade Federal de São Paulo - UNIFESP
2003/2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Semiológica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá

Ao meu noivo Luiz Gustavo, cujo amor, cumplicidade e  
compreensão deram-me força constantemente.

A minha família pelo carinho e apoio durante  
toda a minha caminhada.

Às memórias de meus tios Carlos e Darina, pelo exemplo  
de honestidade, inteligência, persistência e amor.

Ao meu orientador Prof. Dr. José Elias Tomazini,  
a minha eterna gratidão.

A vocês, muito obrigada. Elaine.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus pelo dom da vida.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP – FEG, pelo apoio e incentivo; especialmente ao *Prof. Dr. José Elias Tomazini* e ao *Prof. Dr. Mauro Hugo Mathias*, pela orientação, paciência e atenção durante todos esses anos de trabalho.

Aos demais professores e técnicos do laboratório da FEG/UNESP, em especial aos técnicos Urbano G. Oliveira e Walter Luiz Tupinambá, pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

À desenhista gráfica da FEG/UNESP Lúcia Helena de Paula Coelho, pela atenção e auxílio prestados.

Aos professores *Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento* e *Dr. José Geraldo Trani Brandão*, pela participação no exame de qualificação.

Ao *Prof. Luiz Fernando Costa Nascimento*, pela orientação com a análise estatística dos dados experimentais.

À aluna Stephanie de Oliveira Rigon, pela colaboração e dedicação prestados.

À secretária do Departamento de Engenharia Mecânica, Rosiléa Ribeiro de Matos, pela atenção concebida.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação da FEG/UNESP, Regina Célia Galvão Faria Alves, Elisa Mara de Carvalho Nunes e Maria Cristina Silva de Oliva, pela dedicação e presteza no atendimento.

À funcionária da biblioteca da FEG/UNESP, Ana Maria Ramos Antunes, pelo carinho e cooperação com este trabalho.

Aos grandes amigos que conquistei durante toda essa jornada, em especial, à Cristiane Andrade Gomes, Salete de Moura, Felipe Fernandes Lemos (“irmão”) e Henrique Muta.

À toda equipe do Cepog, em especial à Maria Célia Oliveira de Castro Santos, pela atenção e apoio concebidos.

Aos participantes que aceitaram o convite para trabalhar na pesquisa e a tornaram possível.

E finalmente, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para que esse trabalho fosse realizado.

Este trabalho contou com o apoio das seguintes entidades:

FUNDUNESP - através do contrato n° 0148504 – DFP

PROAP Mecânica – FEG / UNESP

“O que vale na vida não é o ponto de partida e sim a caminhada. Caminhando e semeando, no fim terás o que colher”.

Cora Coralina

TEODORO, E.C.M. **Um sensor para o estudo da distribuição das forças plantares em sujeitos com hálux valgo e sua possível correlação com pés planos.** 2006. 112f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

## **RESUMO**

A proposta do presente estudo foi construir um sistema constituído por duas plataformas de força que fossem eficientes, porém com custo reduzido, de fácil operação e utilizá-las para analisar as forças plantares de sujeitos portadores de hálux valgo (joanete), na tentativa de estabelecer uma possível correlação com o pé tipo plano. Foi selecionado um total de vinte sujeitos, com idade entre 21 e 65 anos (idade média 42 anos), com presença ou não de hálux valgo, por meio de uma avaliação clínica subjetiva. Os sujeitos selecionados foram divididos em dois grupos, sendo um grupo constituído por dez indivíduos portadores de hálux valgo e outro grupo com dez indivíduos com ausência da deformidade. A classificação do arco plantar foi determinada pela impressão plantar e o ângulo do valgismo do hálux foi medido através de radiografias. Cada sujeito pisou num total de 24 vezes sobre as plataformas de força e a atividade baropodométrica foi registrada com os mesmos nas posições, ereta e estática. Através da análise das forças plantares, não foi observada uma correlação entre a presença de hálux valgo e pés planos.

**PALAVRAS-CHAVE:** Plataforma de força, forças plantares, baropodometria, hálux valgo, pé plano.

TEODORO, E.C.M. **A sensor for the study of the plantar forces's distribution in subjects with hallux valgus and its possible correlation with the pes planus.** 2006. 112f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2006.

## **ABSTRACT**

The purpose of the present study was to construct an efficient system constituted of two force plates, however with reduced cost and of easy operation. The force plates aim to analyse the plantar forces of subjects with hallux valgus, in attempt of establishing a possible correlation with the pes planus. It was selected a total of twenty subjects, with ages between 21 and 65 years ( mean age 42 years), with presence or not of hallux valgus (bunion), through a subjective clinic avaliation. The subjects selected were subdivided into two groups; one group constituted of ten subjects with hallux valgus and the other group with ten subjects with absence of the deformity. The plantar arc's classification was determined through the footprint and the angle of the hallux's valgism was measured through radiographs. Each subject stepped in a total of 24 times upon the force plates and the baropedometric activity was recorded with the subjects in the static and erect positions. Through analysis of the plantar forces, it wasn't observed a correlation between the presence of hallux valgus and pes planus.

**KEYWORDS:** Force plate, plantar forces, baropedometry, hallux valgus, pes planus.

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	20
1.1	OBJETIVOS .....	21
1.2	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	21
1.3	A EVOLUÇÃO DO PÉ HUMANO .....	22
1.4	ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO TORNOZELO E PÉ .....	23
<b>1.4.1</b>	<b>A articulação subtalar</b> .....	25
<b>1.4.2</b>	<b>Morfologia do pé</b> .....	26
<b>1.4.3</b>	<b>Arcos do pé</b> .....	27
1.4.3.1	Classificação dos arcos .....	28
1.5	FUNÇÕES DO PÉ .....	33
1.6	PÉ – SEXO E DIFERENÇAS ÉTNICAS .....	34
1.7	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA .....	35
<b>1.7.1</b>	<b>Pé plano</b> .....	35
1.8	MÉTODOS DE CLASSIFICAÇÃO DO PÉ PLANO .....	37
1.9	ETIOLOGIA DO PÉ PLANO .....	39
<b>1.9.1</b>	<b>Artrite</b> .....	41
<b>1.9.2</b>	<b>Neuropatias</b> .....	41
<b>1.9.3</b>	<b>Pé plano hipermóvel com encurtamento do tendão calcâneo</b> .....	42
<b>1.9.4</b>	<b>Ruptura do tendão do músculo tibial posterior</b> .....	43
1.10	ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO HÁLUX VALGO .....	44
<b>1.10.1</b>	<b>Músculos do pé</b> .....	45
<b>1.10.2</b>	<b>Desenvolvimento do hálux valgo</b> .....	46
<b>1.10.3</b>	<b>Etiologia do hálux valgo</b> .....	47

<b>1.10.4</b>	<b>Classificação do hálux valgo</b> .....	49
1.11	RELACIONAMENTO ENTRE PÉ PLANO E HÁLUX VALGO .....	51
1.12	SISTEMA DE MEDIDAS DE DISTRIBUIÇÃO DE CARGA .....	55
<b>2</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	60
2.1	CONSTRUÇÃO DO SENSOR .....	60
<b>2.1.1</b>	<b>Cálculos para a construção do dispositivo</b> .....	64
<b>2.1.2</b>	<b>Calibração</b> .....	66
2.2	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	70
<b>2.2.1</b>	<b>Seleção dos participantes</b> .....	71
<b>2.2.2</b>	<b>Realização dos testes</b> .....	71
<b>2.2.3</b>	<b>Cálculo da precisão do sensor</b> .....	76
<b>2.2.4</b>	<b>Classificação dos arcos plantares</b> .....	77
<b>2.2.5</b>	<b>Classificação do hálux valgo</b> .....	79
2.3	MÉTODOS PARA A ANÁLISE DOS DADOS .....	80
<b>2.3.1</b>	<b>Comparação dos dados</b> .....	81
<b>2.3.2</b>	<b>Análise estatística</b> .....	82
<b>3</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	83
3.1	ANÁLISE DESCRITIVA .....	83
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	89
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	93
	REFERÊNCIAS .....	94
	APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO DE UM ESTUDO CLÍNICO .....	104
	APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO ..	106
	APÊNDICE C – FICHA CLÍNICA .....	107
	ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA .....	109
	GLOSSÁRIO .....	110

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	– Ligamentos da articulação do tornozelo. (A) vista medial e (B) vista lateral (SPENCE, 1991)..	23
FIGURA 2	– Anatomia óssea do pé e tornozelo, (A) vista medial e (B) vista anterior (CORRIGAN; MAITLAND, 2000)..	24
FIGURA 3	– Entre A e B arco transversal, entre B e C arco lateral e entre C e A arco medial (KAPANDJI, 1982).	28
FIGURA 4	– (A) pé normal, (B) pé cavo e (C) pé plano	29
FIGURA 5	– Ângulo do arco (CLARKE, 1933)..	30
FIGURA 6	– Classificação da impressão plantar (IRWIN, 1937)..	31
FIGURA 7	– Classificação do arco (CAVANAGH; RODGERS, 1987)...	31
FIGURA 8	– Classificação do comprimento do arco (HAWES et al., 1992)..	32
FIGURA 9	– Classificação do arco listrado (HAWES et al., 1992)..	32
FIGURA 10	– Classificação de Bruckner (JUNG, 1982)..	33
FIGURA 11	– Pé plano, (A) vista medial e (B) posterior	36
FIGURA 12	– Os ossos sesamóides indicados pelas setas ..	45
FIGURA 13	– Fotografia de um pé com hálux valgo, as setas indicam a formação de uma eminência na direção medial.	47
FIGURA 14	– (A) Normal, (B) Tipo congruente, (C) Tipo desviado e (D) Tipo subluxado (PIGOTT, 1960)..	50
FIGURA 15	– HV Ângulo do hálux valgo, IM Ângulo intermetatarsico (HARDY; CLAPHAM, 1973)..	51
FIGURA 16	– Sensor para o pé direito em fase inicial de construção	60
FIGURA 17	– Detalhe das vigas soldadas no sensor do pé direito	61
FIGURA 18	– Detalhe dos extensômetros colados nas vigas do sensor do pé direito	61
FIGURA 19	– Início da soldagem dos fios na plataforma direita	62

FIGURA 20	– Detalhe das borrachas coladas nas vigas.....	62
FIGURA 21	– Detalhe da enumeração das vigas, representada pelos adesivos brancos .....	63
FIGURA 22	– Representação esquemática da enumeração das vigas.....	63
FIGURA 23	– Detalhe das palmilhas coladas nas plataformas direita e esquerda.....	64
FIGURA 24	– Esquema da meia ponte de Wheatstone .....	64
FIGURA 25	– Esquema de uma viga componente do sensor, com seus respectivos valores numéricos .....	66
FIGURA 26	– Detalhe da ponte amplificadora, Spider 8 da HBM.....	67
FIGURA 27	– Gráfico de calibração da viga nº1 do sensor do pé direito.....	68
FIGURA 28	– Gráfico de calibração da viga nº8 do sensor do pé direito.....	68
FIGURA 29	– Gráfico de calibração da viga nº16 do sensor do pé direito....	69
FIGURA 30	– Gráfico de calibração da viga nº1 do sensor do pé esquerdo..	69
FIGURA 31	– Gráfico de calibração da viga nº8 do sensor do pé esquerdo..	70
FIGURA 32	– Gráfico de calibração da viga nº16 do sensor do pé esquerdo.....	70
FIGURA 33	– Gráfico dos testes realizados nos sensores 12, 14 e 16 com freqüência de aquisição de 10 Hz.....	72
FIGURA 34	– Gráfico dos testes realizados nos sensores 12, 14 e 16 com freqüência de aquisição de 100 Hz.....	73
FIGURA 35	– Detalhe da ponte amplificadora e das plataformas de força ...	73
FIGURA 36	– Demonstração de um sujeito sobre as plataformas de força ...	74
FIGURA 37	– Detalhes dos sinais obtidos na plataforma direita de um sujeito com hálux valgo.....	75
FIGURA 38	– Detalhes dos sinais obtidos na plataforma esquerda do mesmo sujeito com hálux valgo.....	75
FIGURA 39	– Modelo utilizado para a classificação do arco plantar (CAVANAGH; RODGERS, 1987) .....	77
FIGURA 40	– Impressão plantar escaneada .....	78

FIGURA 41	– Detalhe dos ângulos para classificação do valgismo do hálux (HARDY; CLAPHAM, 1973) .....	79
FIGURA 42	– Gráfico correspondente aos pés direito e esquerdo do sujeito com hálux valgo.....	81
FIGURA 43	– Gráfico correspondente aos pés direito e esquerdo do sujeito sem hálux valgo .....	81
FIGURA 44	– Distribuição das forças em todos os sensores dos pés direito e esquerdo de um sujeito com hálux valgo e pés planos.....	88
FIGURA 45	– Distribuição das forças em todos os sensores dos pés direito e esquerdo de um sujeito sem hálux valgo e pés planos.....	88

## LISTA DE TABELAS

TABELA 1	– Áreas para a análise biomecânica do movimento humano (BAUMANN, 1995) .....	56
TABELA 2	– Média da precisão do sensor direito.....	76
TABELA 3	– Média da precisão do sensor esquerdo.....	76
TABELA 4	– Parâmetros para a classificação do arco plantar (CAVANAGH; RODGERS, 1987) .....	78
TABELA 5	– Classificação do valgismo do hálux, através dos ângulos (HARDY; CLAPHAM, 1973).....	80
TABELA 6	– Análise descritiva das variáveis do estudo, com valores médios, desvios padrão (dp), valores mínimos e máximos de 20 mulheres, Guaratinguetá, 2005 .....	83
TABELA 7	– Valores médios, desvios padrão (dp), valores mínimos e máximos das variáveis FID, FED, FIE e FEE em newtons, segundo a presença ou não de “joanete” e os respectivos <i>p-value</i> , em 20 mulheres, Guaratinguetá, 2005 .....	84
TABELA 8	– Valores médios, desvios padrão (dp), valores mínimos e máximos das variáveis FAD, FMD, FRD, FAE, FME e FRE em newtons, segundo a presença ou não de “joanete” e os respectivos <i>p-value</i> , em 20 mulheres, Guaratinguetá, 2005.....	85
TABELA 9	– Distribuição das forças do 1º ao 5º dedo do pé direito com as respectivas médias destas forças e os respectivos desvios padrão, de 11 mulheres com pés planos .....	86
TABELA 10	– Distribuição das forças do 1º ao 5º dedo do pé esquerdo com as respectivas médias destas forças e os respectivos desvios padrão, de 11 mulheres com pés planos.....	87
TABELA 11	– Distribuição de mulheres com planos segundo a presença ou não de hálux valgo .....	87

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

cm	-	Centímetro
CP	-	Ângulo calcaneoplantar
Dp	-	Desvio padrão
et al	-	E colaboradores
FAD	-	Força no antepé direito
FAE	-	Força no antepé esquerdo
FED	-	Força externa direita
FEE	-	Força externa esquerda
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FID	-	Força interna direita
FIE	-	Força interna esquerda
FMD	-	Força no mesopé direito
FME	-	Força no mesopé esquerdo
FRD	-	Força no retropé direito
FRE	-	Força no retropé esquerdo
HV	-	Ângulo do Hálux Valgo
Hz	-	Hertz
IM	-	Ângulo intermetatarsiano
IMC	-	Índice de massa corporal
kg	-	Kilograma
m <sup>2</sup>	-	Metros quadrados
MCB	-	Ângulo Moreau- Costa- Bertani
mm <sup>2</sup>	-	Milímetros quadrados
mV	-	Milivolts
N	-	Newton
NS	-	Não significante
TC-AP	-	Ângulo talocalcaneano ântero- posterior
TC-L	-	Ângulo talocalcaneano lateral

UNESP - Universidade Estadual Paulista  
V - Volts

## LISTA DE SÍMBOLOS

$\varepsilon$	-	Deformação específica	[1]
$\sigma$	-	Tensão normal	Pa
$\Delta E$	-	Tensão de saída da ponte	mV
$b$	-	Largura da viga	m
$c$	-	Distância do eixo neutro até a fibra superior	m
$E$	-	Módulo de elasticidade do material da viga (aço)	Pa
$h$	-	Espessura da viga	m
$I$	-	Momento de Inércia	m <sup>4</sup>
$K$	-	Fator do extensômetro	[1]
$l_e$	-	Distância do ponto de aplicação de força até o extensômetro	m
$M$	-	Momento fletor	N.m
$P$	-	Carga aplicada sobre a viga	N
$V$	-	Tensão de excitação da ponte	V

# 1 INTRODUÇÃO

Estudos sobre medidas de distribuição de pressão entre a superfície do pé e o solo já foram desenvolvidas antes da passagem do século XIX (SACCO; AMADIO, 1995).

O monitoramento dos esforços gerados nos membros inferiores, provenientes de atividades humanas específicas, tais como: marcha e corrida é necessário e importante nos estudos relacionados à distribuição de forças na região plantar (FARIA; CARVALHO, 2002).

Os métodos antigos utilizados para estimar as forças plantares baseavam-se apenas nas impressões fornecidas pelos pés, em materiais apropriados, como gesso e argila (HENNING, 2003). Atualmente existem procedimentos mais sofisticados de registros de impressões plantares, tais como: ópticos, piezoelétricos, sensores resistivos e capacitivos além de um diversificado desenvolvimento tecnológico quanto aos sistemas, princípios, componentes e dispositivos utilizados na biomecânica para a medição da distribuição da pressão plantar, denominado de baropodometria (SACCO; AMADIO, 1995).

Atualmente os sistemas de baropodometria mais utilizados comercialmente são os sistemas Pedar e F-Scan, os quais apresentam uma série de limitações, como complexidade operacional, pouca exatidão, inabilidade em reproduzir as variações de pressão a baixa velocidade, curto tempo de vida útil e alto custo (HSIAO; GUAN; WEATHERLY, 2002). Tendo em vista a produção de um dispositivo baropodométrico eficiente, a presente pesquisa objetiva a construção de um sensor pressórico funcional e de fácil operação.

Nesta pesquisa, utilizando o sensor desenvolvido, pretende-se realizar uma correlação entre os indivíduos que apresentam hálux valgo e pés planos, sendo o primeiro caracterizado pelo desvio lateral da primeira falange e desvio medial do primeiro metatarso, por conta disso, uma proeminência óssea pode se desenvolver na face medial da porção cefálica do primeiro metatarso, causando aumento de volume dos tecidos moles circunjacentes. O aumento da pressão e o atrito com o calçado podem criar o aparecimento de uma bolsa, que freqüentemente torna-se dolorosa e

inflamada (HOPPENFELD, 1998?). O pé plano caracteriza-se pela diminuição ou ausência do arco longitudinal medial do pé (HOPPENFELD, 1998?).

A relação entre hálux valgo e pé plano não está completamente compreendida; faltam estudos mais objetivos e quantitativos. Do ponto de vista baropodométrico não existem estudos que evidenciem se há ou não uma possível inter-relação. Portanto, tornam-se necessárias pesquisas futuras que explorem o efeito do tipo de pé no desenvolvimento do hálux valgo, através da baropodometria, o que justifica a pesquisa em questão.

## 1.1 OBJETIVOS

Esta pesquisa tem por objetivo construir um sensor pressórico funcional, eficiente e de fácil operação. Objetiva também avaliar os esforços nas faces plantares dos sujeitos portadores de hálux valgo, compará-los entre si, verificando se há ou não uma correlação com o pé tipo plano, além de estimar a diferença das forças entre os dedos de ambos os pés.

## 1.2 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

No Capítulo 1 é elaborada uma introdução do trabalho, com justificativa e destaque aos seus principais objetivos. São introduzidos comentários sobre a evolução do pé humano, anatomia e biomecânica do tornozelo e pé, morfologia, arco plantar, funções do pé e diferenças étnicas do pé. Comenta-se alguns trabalhos sobre o pé plano e o hálux valgo, além do relacionamento entre essas duas deformidades e os principais procedimentos para a medição da pressão plantar.

No Capítulo 2 é mencionada toda a metodologia do trabalho em questão, com a descrição das etapas da construção do sensor utilizado no trabalho, os cálculos realizados, o procedimento de calibração, o método de classificação dos arcos

plantares e do ângulo do hálux valgo, a realização do procedimento experimental e os métodos para a análise dos dados.

No Capítulo 3 são apresentados os resultados obtidos no estudo.

No Capítulo 4 é realizada a discussão do que foi encontrado no trabalho, comparando com os artigos pesquisados.

No Capítulo 5 são descritas as conclusões obtidas neste trabalho.

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

### 1.3 A EVOLUÇÃO DO PÉ HUMANO

O início da espécie humana está associado com o desenvolvimento da locomoção de quadrúpede para bípede, livrando nossas mãos para usar ferramentas e então estruturando nosso cérebro para capacidades intelectuais complexas. O bipedalismo é a característica humana mais precoce (HENNING, 2003).

Durante a evolução da espécie humana acima da extensão de vários cem milhões de anos, o pé humano era gradualmente formado pelas barbatanas de peixes, modificando-se gradualmente de um órgão ávido dos ancestrais primários precoces para uma estrutura especializada de suporte de peso do homem moderno (HENNING, 2003).

O pé como extremidade do membro inferior é uma estrutura tridimensional diferenciada no ser humano, já que é o único mamífero bípede em toda a natureza, ele é o meio primário de interação com o solo (LEDOUX; HILLSTROM, 2002).

O pé humano tem um duplo papel durante a locomoção. Durante o contato com o solo, ele é uma estrutura móvel que adapta-se a estruturas irregulares. No início da caminhada ele torna-se uma alavanca rígida e eficiente para impulsionar o corpo para frente (HENNING, 2003).

## 1.4 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO TORNOZELO E PÉ

A articulação do tornozelo é um gínglimo formado pela extremidade distal da tíbia e seu maléolo medial, da fíbula e seu maléolo lateral e a face superior convexa do tálus (SPENCE, 1991).

Uma cápsula articular envolve a articulação. No lado medial a cápsula é reforçada pelo achatado e triangular ligamento medial, denominado ligamento deltóide. Este ligamento se estende desde o maléolo medial da tíbia até os ossos navicular, tálus e calcâneo. A articulação é reforçada no lado lateral por três ligamentos: o ligamento talofibular anterior, o ligamento talofibular posterior e o ligamento calcâneo fibular, como demonstrado na Figura 1.

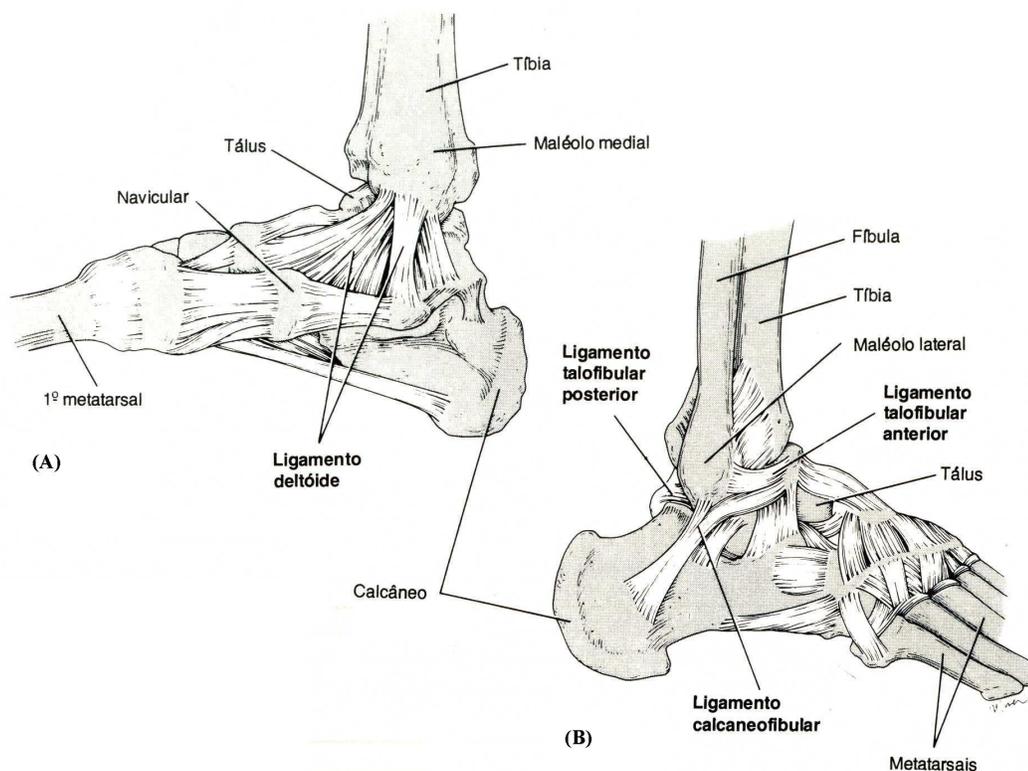


Figura 1 – Ligamentos da articulação do tornozelo. (A) vista medial e (B) vista lateral (SPENCE, 1991).

Leonardo da Vinci caracterizou o pé humano como uma obra-prima da engenharia e um trabalho de arte. Ele é constituído por 26 ossos, numerosos ligamentos e músculos que permitem uma adaptação ativa desta estrutura biomecânica

para superfícies irregulares durante a locomoção. É caracterizado por três arcos, o arco longitudinal medial o lateral e o arco transverso. Os arcos do pé são mantidos pelas formas dos ossos e ligamentos (HENNING, 2003).

A biomecânica normal do pé e tornozelo pode ser dividida dentro de componentes estático e dinâmico. As estruturas estáticas incluem os ossos, a superfície articular congruente, ligamentos e fáscia. Os componentes dinâmicos incluem a artrocinemática dos ossos tarsais e a função dos músculos (DONATELLI, 1985).

O pé pode ser dividido em três áreas: o retropé, o mesopé e o antepé. O retropé compreende dois ossos, o tálus e o calcâneo. O mesopé é composto por cinco ossos: o navicular, o cubóide e os três cuneiformes. Os sete ossos que compõem o retropé e o mesopé são conhecidos conjuntamente como tarso. O antepé compreende os cinco ossos do metatarso e as correspondentes 14 falanges, que compõem os cinco dedos do pé, conforme ilustra a Figura 2.

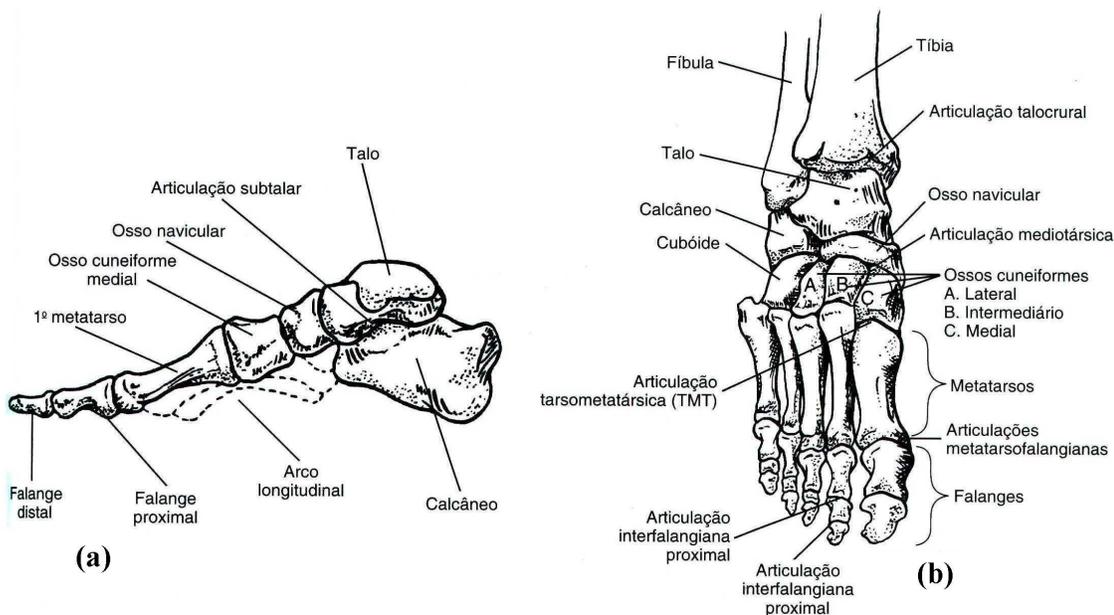


Figura 2 – Anatomia óssea do pé e tornozelo, (A) vista medial e (B) vista anterior (WHITING; ZERNICKE, 2001).

As articulações do pé são numerosas e complexas; elas colocam em contato ossos do tarso entre si com aqueles do metatarso. As principais são: a articulação talocrural, subtalar e mediotársica. Estas articulações têm um papel duplo:

1º- Orientar o pé para posicionar-se corretamente em relação ao solo, quaisquer que sejam a posição da perna e a inclinação do terreno;

2º- Modificar a forma e a curvatura do arco plantar para adaptar o pé às irregularidades do terreno e também criar, entre o solo e a perna, transmitindo o peso do corpo, um sistema amortecedor dando ao passo elasticidade e flexibilidade (KAPANDJI, 1982).

Os movimentos realizados pelo complexo articular do tornozelo e pé, são complexos e envolvem muitas articulações, sendo denominados movimentos triplanares, descritos como pronação que é a soma dos movimentos de eversão, abdução e dorsiflexão; e supinação que é o conjunto dos movimentos de inversão, adução e plantiflexão (TOKARS et al., 2003).

A supinação e pronação ocorrem em pontos certos da marcha para assistir os movimentos, estabilizar as articulações e reduzir as forças dentro do pé e no membro inferior. A pronação ocorre na fase inicial da marcha para permitir a absorção do choque, mudanças no solo e equilíbrio. Já a supinação, ocorre na fase final da marcha (DONATELLI, 1985).

Os músculos do pé são classificados como intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos, estão localizados dentro do pé e os músculos extrínsecos, têm suas origens na região mais inferior da perna (HENNING, 2003).

O efeito combinado do músculo, osso, ligamento e biomecânica normal do pé resultará na mais eficiente força de atenuação no membro inferior (DONATELLI, 1985).

Por outro lado, as deficiências anatômicas em toda a extremidade inferior podem resultar em alinhamento e padrões de movimentos anormais do pé e tornozelo, estes podem levar a estresses e sobrecarga excessivos sobre os tecidos moles e estruturas ósseas, dando origem a microtraumas cumulativos e dor músculo-esqueléticas, podendo afetar a função e levar à incapacidade (TOKARS et al., 2003).

#### **1.4.1 A articulação subtalar**

O tálus articula-se com o calcâneo em dois pontos distintos, um anterior e outro posterior, formando as articulações talocalcâneas. Essas duas articulações sinoviais

formam uma unidade funcional conhecida como articulação subtalar. Essa articulação é o principal elemento para a função normal ou anormal do pé (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

As funções normais dessa articulação são: fazer parte dos movimentos de inversão e eversão do pé, manter o equilíbrio do corpo, pois o peso corporal normalmente é transmitido através dessa articulação, agir como mecanismo amortecedor de choque para o peso corporal, permitir que o pé se adapte às alterações no contorno do solo, de modo que possa manter-se nivelado, permitir que o pé continue nivelado com o solo e com a perna em variadas posições angulares, como ao virar durante a corrida e rotacionar, o que é importante durante a marcha (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

#### **1.4.2 Morfologia do pé**

O tipo morfológico do pé desempenha um grande papel no aparecimento de deformidades. Com referência às artes gráficas e plásticas, distinguem-se três variedades de pés:

\* O pé Grego, tal como se observa nas estátuas da época clássica: o segundo dedo é o mais longo, em seguida o hálux e o terceiro dedo, mais ou menos iguais, depois o quarto e por último o quinto. É neste tipo de pé que as cargas são melhor distribuídas no antepé (KAPANDJI, 1982);

\* O pé Polinésio, ou pé “quadrado”, tal como se verifica nos quadros de Gauguin, onde os dedos são mais ou menos todos iguais, principalmente os três primeiros. Este tipo de pé é considerado normal (KAPANDJI, 1982);

\* O pé Egípcio, visível nas estátuas dos faraós, onde o hálux é o mais longo e os outros seguem por tamanho e ordem decrescentes. É o tipo de pé mais “exposto”; o comprimento relativo do hálux o obriga a inclinar-se para fora no calçado e causa, além disso, sua sobrecarga durante o tempo anterior do passo (KAPANDJI, 1982).

Existem diferenças na morfologia do pé em diferentes partes do mundo. Os pés asiáticos, por exemplo, apresentam um antepé mais largo, um arco longitudinal mais diminuído e pés mais pronados (HENNING, 2003).

### **1.4.3 Arcos dos pé**

O arco plantar é um conjunto arquitetônico que associa harmonicamente todos os elementos ósseo articulares, ligamentares e musculares do pé. Graças à sua mudança de curvatura e a sua elasticidade, ele pode se adaptar a todas as desigualdades do solo e transmitir os esforços e o peso do corpo nas melhores condições mecânicas para circunstâncias muito variadas. Ele desempenha o papel de um amortecedor indispensável para a suavidade da marcha. As alterações que aumentam ou diminuem suas curvaturas afetam gravemente o apoio no plano horizontal e repercutem obrigatoriamente sobre a corrida e a marcha, ou mesmo sobre a simples bipedestação (KAPANDJI, 1982).

O pé é formado por dois arcos longitudinais, o medial e o lateral, e por um arco transversal (CORRIGAN; MAITLAND, 2000). Conforme ilustra a Figura 3, entre os dois pontos de apoio anteriores A e B localiza-se o arco transversal, o mais curto e o mais baixo. Entre os dois pontos de apoio externos B e C situa-se o arco lateral, de comprimento e de altura intermediária e entre os dois pontos de apoio internos C e A encontra-se o arco medial, o mais longo e o mais alto. É o mais importante dos três, tanto no plano estático como no dinâmico.

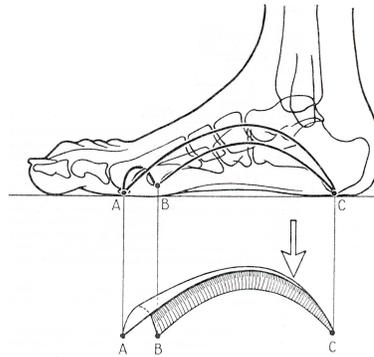


Figura 3 – Entre A e B arco transverso, entre B e C arco lateral e entre C e A arco medial (KAPANDJI, 1982).

Na região medial, o arco longitudinal é formado pelos ossos calcâneo, navicular, os três cuneiformes e os três metatarsos mediais. Na região lateral, o arco longitudinal é formado pelos ossos calcâneo, cubóide e pelos dois metatarsos laterais. Já o arco transverso, estende-se da superfície inferior do cubóide e do navicular até as cabeças metatarsais anteriores (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

A integridade do arco longitudinal medial depende dos ossos, ligamentos e músculos. A forma do arco é determinada pelos ossos interligados mas sua estabilidade não depende dessa configuração, pois o arco é suportado principalmente pelos ligamentos, com suporte adicional dos músculos (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

O alinhamento e congruência articular do metatarso e ossos tarsais são críticos na estabilização dos arcos medial e lateral. Este relacionamento articular também é importante para a artrocinemática do pé e tornozelo (DONATELLI, 1985).

#### 1.4.3.1 Classificação dos arcos

Estudos realizados por vários pesquisadores têm mostrado que o arco geralmente se desenvolve durante a infância, na primeira década de vida, antes dos seis anos de idade (LIN et al., 2001). Isto é devido em parte à perda de gordura subcutânea e a

redução da frouxidão das articulações que ocorrem normalmente com o crescimento (STAHOLI; CHEW; CORBETT, 1987).

Uma das mais importantes e mais variáveis características estruturais do pé é a altura do arco longitudinal medial, acima do plano do solo durante as atividades de suporte de peso (CAVANAGH; RODGERS, 1987). Porém deve-se observar que a distribuição do peso corporal sobre os pés depende do formato dos arcos plantares e da localização da linha de gravidade no dado momento (TOKARS et al., 2003).

Os indivíduos podem ser classificados de acordo com a altura do arco plantar, nos seguintes tipos de pés: normal, cavo ou com o arco medial elevado, plano ou com arco medial diminuído, conforme ilustra a Figura 4 (TOKARS et al., 2003).

(A)

(B)

(C)

Figura 4 – (A) pé normal, (B) pé cavo e (C) pé plano.

Durante o apoio estático ou dinâmico, o pé cavo não faz qualquer contato com o mesopé e geralmente não apresenta inversão ou eversão durante o apoio, não é eficiente na absorção de choque. Já, o pé plano, hipermóvel, faz contato com a maior parte de sua superfície plantar, mas enfraquece a face medial e faz pronação excessiva durante a fase de apoio na marcha. No pé normal, o eixo da carga passa pelo centro da superfície articular da tíbia e pelo centro da área de apoio da tuberosidade calcaneana (TOKARS et al., 2003).

Uma variedade de métodos têm sido utilizados para medir a altura do arco plantar, incluindo raio X, ultra-som, parâmetros de impressão plantar e avaliação clínica. O raio X e o ultra-som são métodos caros e requerem cuidados especiais. Além disso, o raio X implica um risco potencial à saúde (HAWES et al., 1992).

Alguns pesquisadores têm analisado a capacidade da impressão plantar indicar o tipo de pé, desde que outros fatores além da altura do arco possam contribuir (CAVANAGH; RODGERS, 1987).

A impressão plantar, combinada com a avaliação clínica, fornece um meio prático para documentar a configuração do pé. O método é simples e prático para a aplicação de rotina (STAHELI; CHEW; CORBETT, 1987).

Um exame da impressão plantar oferece a possibilidade de uma avaliação indireta sobre o arco longitudinal medial, a qual já tem sido usada por um grande número de pesquisadores (CAVANAGH; RODGERS, 1987).

Várias impressões plantares diferentes têm sido propostas para classificar o pé dentro das categorias de arco baixo, normal e alto (HAWES et al., 1992). São elas:

(A) “Ângulo do arco”, que foi definido como o ângulo formado entre a linha de conexão do ponto mais medial do calcanhar até a região metatarsal medial, e a linha de conexão do ponto onde inicia o arco plantar, até o ponto mais medial da região metatarsal. A interseção entre estas duas linhas forma o “ângulo do arco”, conforme demonstra a Figura 5.



Figura 5 – Ângulo do arco (CLARKE, 1933).

(B) “Classificação da impressão plantar”, uma linha conecta o ponto mais medial do pé com o calcanhar, sendo o método definido como a proporção da região onde não há contato do pé, pela região de contato, excluindo os dedos, de acordo com a Figura 6.

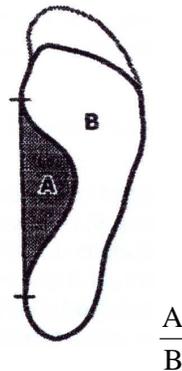


Figura 6 – Classificação da impressão plantar (IRWIN, 1937).

(C) “Classificação do Arco”, o pé foi dividido em três partes iguais, sendo os dedos excluídos. O método foi definido através da divisão da área do terço médio do pé, pela sua área total, conforme ilustra a Figura 7.

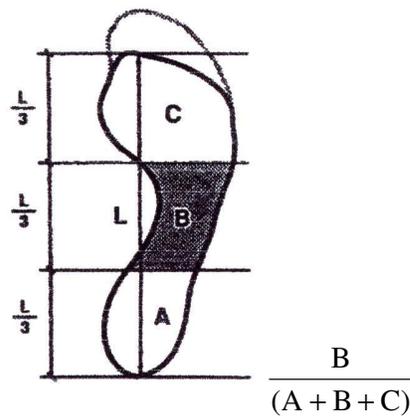


Figura 7 – Classificação do Arco (CAVANAGH; RODGERS, 1987).

(D) “Classificação do comprimento do arco”, uma linha conecta a região metatarsal medial até a região medial do calcanhar, o método foi definido pela divisão dessa linha por outra que percorre toda extensão do arco plantar, conforme mostra a Figura 8.

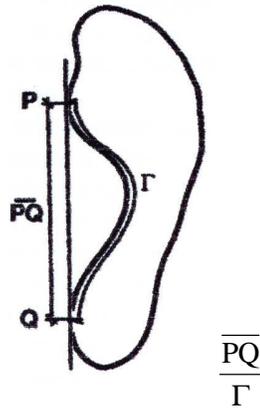


Figura 8 – Classificação do comprimento do arco (HAWES et al., 1992).

(E) “Classificação do arco listrado”, o qual foi definido pela divisão da área onde não há contato do pé, pela área listrada da impressão plantar, segundo demonstra a Figura 9.

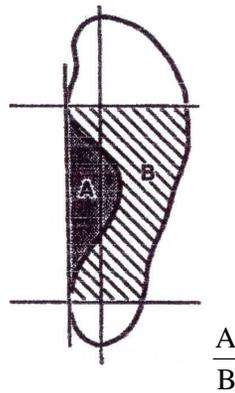


Figura 9 – Classificação do arco listrado (HAWES et al., 1992).

(F) “Classificação de Brucken”, a impressão plantar é circundada pelas linhas AB, BD, DC e CA. Uma série de linhas EG perpendiculares à CA, são desenhadas e seus pontos de interseção F com a borda medial da impressão, são marcados. A classificação é definida através da média das proporções de EF por EG, conforme ilustra a Figura 10.

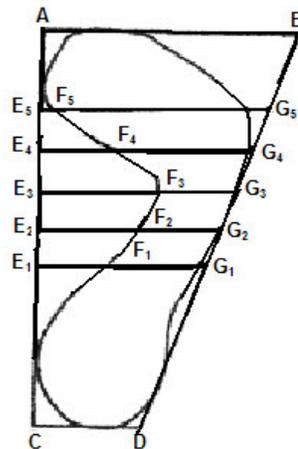


Figura 10 - Classificação de Brucken (JUNG, 1982).

## 1.5 FUNÇÕES DO PÉ

O pé normal adapta-se de modo ideal às suas funções de suporte de peso e locomoção. A borda lateral do pé é reforçada pelo osso e a borda medial é formada por um arco longitudinal que funciona como um amortecedor elástico ideal, mas pode também tornar-se um sistema rígido de suporte de peso, para a propulsão do pé para frente. O peso do corpo normalmente é transmitido através do tornozelo para o corpo do tálus e depois é distribuído para o calcanhar e para as cabeças dos ossos do metatarso e suportado pelo arco longitudinal medial flexível (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

As articulações do pé precisam ser flexíveis para permitir essa função dos arcos e, ao mesmo tempo, permitir que o pé se adapte às irregularidades do solo. O pé precisa ser corretamente posicionado no solo e a posição que deve adotar, varia de acordo com o ângulo ou com a posição do membro inferior e com as alterações na inclinação do solo (CORRIGAN; MAITLAND, 2000).

Ao assumir a posição ereta, de forma equilibrada, o peso corporal de um indivíduo é suportado pela área abrangida pelos pés, base de sustentação, em contato com o solo. Ao permanecer nessa situação, com os pés descalços, cerca de 57% do

peso é aplicado sobre o retopé, 43% sobre o antepé e menos do que 15% do peso sobre o mesopé (MYLIUS, 1993; MONTEIRO, 2001; STOKES; STOTT; HUTTON, 1974).

Na marcha normal, do calcanhar ao dedo, as cargas suportadas pelo pé progridem do calcanhar às cabeças dos metatarsos e das cabeças dos metatarsos ao hálux. O calcanhar é a primeira parte do pé a ter contato com o solo, o suporte de carga ocorre apenas através do tecido subcalcaneal. Como o pé move-se através de fases, o antepé e os dedos mantêm contato com o solo, a carga surge através dos tecidos subcalcaneal, submetatarsal e subhalucal (LEDOUX; HILLSTROM, 2002).

A superfície do pé é uma região altamente especializada e reflete na postura a má distribuição de forças na presença de alterações dos arcos plantares (TOKARS et al., 2003).

Quando ocorrem alterações no pé, elemento funcional e especializado, ocorre também um comprometimento de sua biomecânica, modificando a função de suporte e propulsão do corpo durante a locomoção (TOKARS et al., 2003).

## 1.6 PÉ – SEXO E DIFERENÇAS ÉTNICAS

O sexo e as diferenças étnicas relatadas na anatomia do pé não tem apenas conseqüências para a construção do sapato, mas podem também ser a causa principal de queixas específicas do pé e prevalência de lesão. Além disso, é obvio que para as dimensões corporais totais, a composição corporal é o maior fator na diferenciação do homem e da mulher anatomicamente. A massa muscular esquelética, como uma porcentagem do peso corporal total é de aproximadamente 40% para o homem e apenas 25% para mulher. O dimorfismo sexual na pelve é a maior diferença na estrutura esquelética entre os sexos (HENNING, 2003).

O tamanho do pé adulto é alcançado aproximadamente aos 14 anos de idade nas mulheres e aproximadamente aos 16 anos de idade nos homens, refletindo uma maturação mais precoce nas mulheres. Os pés das mulheres têm uma incidência consideravelmente aumentada de problemas ortopédicos. Ortopedistas

responsabilizam a alta incidência de problemas nos pés femininos, principalmente aos modelos de sapatos que elas usam. Entretanto, a estrutura do pé, também pode representar um papel de incidência elevada de problemas nas extremidades mais inferiores. O comprimento do pé é normalizado e em relação ao retropé, a mulher possui um pé mais magro do que o do homem e os calcanhares mais estreitos (HENNING, 2003).

## 1.7 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 1.7.1 Pé Plano

De acordo com Lin et al. (2001) as crianças nascem com pés planos flexíveis e o arco normal do pé, desenvolve-se na primeira década de vida.

Para Asirvatham (2001); Omey e Micheli (1999) o pé plano é uma ocorrência comum na infância.

Por outro lado, na opinião de D'Amico (1984) e Cohen; Giorgini e Velez (1995) o pé plano, pode levar a futuras desordens na marcha, embora sejam freqüentemente vistas.

Segundo Bertani et al. (1999) até os 10 anos de idade 4% das crianças têm pé plano e 10% desse grupo apresentam pé plano flexível, que necessita de tratamento para evitar deformidades secundárias. O pé plano flexível pode ser definido como um pé, que durante o suporte de peso, permanece em um estado de persistente pronação. É considerado uma manifestação de frouxidão constitucional afetando todos os ligamentos e articulações e se o arco do pé mostra-se anormal, é geralmente o resultado de estresses de suporte de peso. A maioria das crianças com pés planos apresentam uma correção parcial espontaneamente.

No estudo realizado por Lin et al. (2001) eles afirmam que tanto os músculos como a frouxidão articular e ligamentar desempenham um certo papel no aparecimento do pé plano. Eles encontraram uma alta prevalência de pé plano na

população de Taiwan e esta ocorrência, correlacionou-se estatisticamente com alto índice de frouxidão.

Salomão et al. (1993) relatam que a incidência de pé plano na população normal é de 3 a 6% e de acordo com Saragas e Becker (1995) ela tem sido mais evidenciada na população de raça negra.

Já Omey e Micheli (1999) afirmam que a incidência de pé plano é de 15% na população normal, sendo a maioria assintomático.

Kitaoka et al. (1997) afirmam que segundo o National Center for Health Statistics, a cada ano 4.621.000 pessoas apresentam queixas relativas ao pé plano.

Por outro lado, Harris e Beath<sup>1</sup> (1948 apud STAHELLI; CHEW; CORBETT, 1987) em um estudo com sujeitos do exército Canadense, descreveram os arcos baixos como ‘o contorno normal de um pé forte e estável’, mais precisamente do que o resultado da fraqueza na estrutura do pé ou fraqueza dos músculos que o movimentam.

Para Huang et al. (1993) o pé plano é a condição do pé mais comum em sujeitos de todas as idades, sendo a deformidade caracterizada por um valgismo do mesopé, abdução do antepé e diminuição na altura do arco medial, conforme ilustra a Figura 11.



(A)



(B)

Figura 11 – Pé plano, (A) vista medial e (B) posterior.

Esta deformidade pode estar associada com dor e incapacidade, e a alteração da cinemática tarsal pode levar a mudanças degenerativas das articulações adjacentes.

---

<sup>1</sup> HARRIS, R.I.; BEATH, T. Hypermobil flat-foot with short tendo achillis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Boston, v.30, p.116-140, jan. 1948 apud STAHELLI, L.T.; CHEW, D.E.; CORBETT, M. The longitudinal arch. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, Boston, v.69, n.3, p.426-428, mar. 1987.

Bertani et al. (1999) relatam que os fatores clínicos importantes incluem frouxidão ligamentar, dor e fadiga precoce durante a realização das atividades de vida diárias, particularmente durante a prática de esportes, instabilidade do tornozelo e pé podendo levar a torção cápsulo-ligamentar, desequilíbrio do pé, mesopé valgo, diminuição da altura do arco do pé e supinação do antepé.

## 1.8 MÉTODOS DE CLASSIFICAÇÃO DO PÉ PLANO

Vários autores descrevem classificações diferentes para este tipo de pé. Para Tareco et al. (1999) o pé plano foi definido como uma porcentagem de força na parte medial do mesopé pela força no mesopé total maior que 24%, sendo o pé dividido em seis segmentos: medial e lateral do antepé, mesopé e retropé. O mesopé foi adicionalmente analisado por dividir a porcentagem de força no mesopé medial pela força no mesopé total, tal definição ocorreu através da análise individual da impressão plantar de 40 pés, utilizando um filme de pressão sensível acoplado em uma esteira tipo Harris devidamente calibrada, onde as pressões embaixo da superfície da esteira geravam uma rede de impressões circulares que foram expostas no filme, este foi escaneado para obter uma imagem digital, sendo desenvolvido um software para ler o resultado da imagem e computar a área e a localização centroidal de cada impressão. A área de pressão usada para computar a pressão local baseou-se nos resultados da calibração. O autor concluiu que esse método permitiu uma avaliação objetiva para um tipo de pé ou desordens no mesmo, porém evidenciou não existir padrões objetivos de pé plano.

Dahle et al.<sup>2</sup> (1991 apud WALKER; FAN, 1998) descreveram um sistema de classificação para os pés dentro de três tipos, baseados na posição do retropé e altura do arco. Os tipos são pronado, supinado e neutro. As medidas para caracterizar um pé com este método são realizadas com o sujeito na fase estática. O pé plano foi definido

---

<sup>2</sup> DAHLE, L.K. et al. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v.14, p.70-74, 1991 apud WALKER, M.; FAN, H. Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot and Ankle International*, Baltimore, v.19, n.6, p.379-383, June. 1998.

como um pé onde o calcâneo foi evertido mais do que 3° da posição perpendicular, apresentando uma saliência na articulação talonavicular, a altura do arco longitudinal medial era baixa e o ângulo da articulação talonavicular aproximou-se de 90°.

Segundo Viladot<sup>3</sup> (1980 apud TOKARS et al., 2003) outro método pode ser observado através da impressão plantar, a qual permite classificar este tipo de pé, do primeiro ao quarto grau.

De acordo com Ledoux e Hillstrom (2002) o pé plano pode ser definido baseado na medida da posição de apoio do calcâneo no plano frontal, sendo o mesmo estabelecido quando o sujeito apresentar uma posição de apoio do calcâneo maior ou igual a 4° de eversão.

Para Salomão et al. (1993) como parâmetros radiográficos de avaliação do pé plano, a maioria dos autores utiliza os ângulos calcaneoplantar (CP), o qual é considerado atualmente como indicativo da altura do pé, o ângulo Moreau-Costa Bertani (MCB), que é classicamente considerado bom parâmetro de avaliação do arco plantar medial e o ângulo talocalcaneano nas incidências lateral e ântero-posterior (TC-L e TC-AP), os quais são medidas utilizadas para avaliar o valgismo do retropé, que se manifesta com aumento dos seus valores.

De acordo com Kalen e Brecher (1988) o pé plano também pode ser definido radiograficamente pelas seguintes medidas e valores: ângulo CP menor do que 15°, ângulo dorsoplantar talonavicular menor do que 60°, altura talar maior que 37° e ângulo TC - L maior do que 50°.

Para Salomão et al. (1993) o diagnóstico de pé plano ou pé pronado na prática é mais freqüentemente baseado no aspecto clínico do que em medidas radiográficas, tornando sua avaliação subjetiva.

Hernandez<sup>4</sup> (1990 apud SALOMÃO, 1993) afirma que as dificuldades vão desde a definição de parâmetros normais até a sistematização de metodologia satisfatória para sua avaliação.

---

<sup>3</sup> VILADOT, P.A. Dez lições de patologia do pé. São Paulo: Roca Ed., 1986 apud TOKARS, E. et al. A influência do arco plantar na postura e no conforto dos alçados ocupacionais. **Fisioterapia Brasil**, São Paulo e Rio de Janeiro, v.4, n.3, p.157-162, maio-jun., 2003.

<sup>4</sup> HERNANDEZ, A.J. Pé plano flácido e frouxidão ligamentar generalizada. 1990. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, São Paulo apud SALOMÃO, O. et al. Hálux valgo e pé plano: estudo radiográfico em 160 pacientes. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.28, n.6, p.402-406, jun. 1993.

Salomão et al. (1993) relatam que a definição do pé plano é muito controversa entre os autores. A melhor denominação talvez seja hiperpronação, porém é uma condição muito difícil de ser medida.

Por outro lado, Gould (1983) afirma que o pé plano e a hiperpronação do mesopé são diferentes. Deformidades estáticas dos membros inferiores e de suas articulações, são freqüentemente responsáveis por manifestações de hiperpronação no pé. Traumas, doenças ósseas, articulares e tendíneas, na região do mesopé ou tornozelo podem resultar no pé plano espástico com hiperpronação. A hiperpronação pode existir sem o pé plano, mas o pé plano raramente está presente sem algum grau de hiperpronação.

## 1.9 ETIOLOGIA DO PÉ PLANO

Para Anopol (1929) o arco longitudinal do pé é uma das principais importâncias quando considera-se o pé plano.

De acordo com Mann (1983) o fato de um adulto adquirir pé plano, geralmente não é um problema comum, mas ocorre com freqüência suficiente. A idade de início dessa condição, é extremamente variável, alcançando toda a vida adulta. O início é geralmente insidioso e não pode ser reconhecido pelo paciente até a condição avançar significativamente e tornar-se dolorosa.

Segundo Anopol (1923) a sintomatologia é variável, cansaço nos músculos das pernas, dor na região do arco do pé, dor no joelho, quadril ou costas, todos esses sintomas são devidos a um desequilíbrio muscular. Outras condições tais como, hálux valgo, esporões e calos, por exemplo, também desempenham um papel nos de casos de pés planos.

Para Donatelli (1987) a pronação anormal do pé é uma compensação de um tecido mole ou deformidade óssea. A deformidade pode ser intrínseca ou extrínseca. Na maioria dos casos, a pronação excessiva ocorre na articulação subtalar. A pronação excessiva significa que o pé está pronando mais do que 25% na fase de apoio, isto resulta na incapacidade do pé absorver efetivamente as forças de suporte de peso.

---

No estudo de Donatelli (1987) a etiologia da pronação anormal pode resultar em vários fatores diferentes. O desenvolvimento congênito que pode ser intrínseco ou extrínseco. As deformidades congênicas intrínsecas mais comuns são pé plano convexo, que é um deslocamento primário dorsal e lateral da articulação talocalcaneonavicular, as conjunções tarsais, que incluem a fusão completa ou incompleta dos maiores ossos tarsais e o metatarso varo congênito, o qual resulta de uma subluxação medial das articulações tarsometatarsais com deformidade dos metatarsos em adução e inversão.

Ainda no estudo de Donatelli (1987) as deformidades desenvolvimentais intrínsecas incluem calcâneo valgo, a deformidade postural mais comum, ocorrendo aproximadamente de 1 em 1000 nascimentos. Calcâneo varo, que pode ser melhor descrito como uma inversão total do pé, sem limitação na dorsiflexão da articulação do tornozelo, antepé varo, que segundo Root; Orien e Weed<sup>5</sup> (1977 apud DONATELLI, 1987) é uma deformidade observada no plano frontal, que é compensada na articulação subtalar pela eversão ou posição valga do calcâneo durante o suporte de peso. Eles relataram que essa deformidade é a causa intrínseca mais comum de dor mecânica e disfunção no pé.

Donatelli (1987) afirma que as deformidades congênicas resultam de fatores genéticos como displasia de quadril, anteversão femoral, torções tibiais e genu valgo ou varo, sendo a mais comum, a anteversão femoral secundária a rotações internas, desequilíbrios pélvicos e musculares dentro da pelve e na extremidade inferior. As deformidades citadas acima, produzem uma rotação do membro inferior que pode ser compensada pela pronação da articulação subtalar.

Segundo Mann (1983) as etiologias mais comuns do pé plano adquirido são: artrite degenerativa ou inflamatória, envolvendo a articulação do tornozelo, articulação talonavicular ou tarsometatarsa, neuropatia secundária ao diabetes, Hanseníase ou algum tipo de neurite periférica profunda, encurtamento do tendão calcâneo e ruptura do tendão do músculo tibial posterior.

---

<sup>5</sup> ROOT, ML.; ORIEN, WP.; WEED, JH. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp., 1977 apud DONATELLI, R. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, v.9, n.1, p. 11-16, July, 1987.

### **1.9.1 Artrite**

De acordo com Mann (1983) a artrite degenerativa da articulação do tornozelo, pode resultar na deformidade progressiva do pé plano, se o tálus assumir uma inclinação valga em relação ao tornozelo. Isso parece ser uma deformidade de pé plano, mas, na realidade, é devido a perda do alinhamento da articulação do tornozelo, que coloca o calcâneo dentro de uma pronação marcada. Essa deformidade é extremamente difícil de ser prevenida e pode ocorrer espontaneamente ou como resultado de trauma. O controle inicial desse tipo de pé plano, é dependente da severidade e flexibilidade da deformidade.

Mann (1983) afirma que a deformidade deve-se a destruição das cápsulas e superfícies articulares, como o pé é um órgão de suporte de carga, esse estresse pode acabar resultando na deformidade.

Segundo Mann (1983) a queixa inicial pode ser a dificuldade em calçar sapatos que passem acima desta área, devido a irritação da pele, dores ao sustentar o peso do corpo, aparecimento de deformidades no pé, como abdução do antepé, a qual é acompanhada pela progressiva perda da altura do arco longitudinal medial. Essa deformidade pode tornar-se extremamente severa e é muito difícil para tratar conservadoramente em idades avançadas.

### **1.9.2 Neuropatias**

Para Mann (1983) um pé neuropático, o qual geralmente está associado com a neuropatia periférica que acompanha o diabetes mellitus, a Hanseníase e outras condições podem levar ao desenvolvimento do pé plano em adultos. A condição pode ser extremamente severa, de modo que, a área total do mesopé pode colapsar-se, resultando em uma deformidade severa de pé plano e na formação de uma proeminência óssea na área de suporte de peso do pé. Uma ulceração freqüente ocorre acima de uma dessas proeminências, devido a insensibilidade do pé. E às vezes, as

mudanças destrutivas na região do mesopé tornam-se muito severas, que apenas a amputação no nível mais proximal da perna é o recurso.

### **1.9.3 Pé plano hipermóvel com encurtamento do tendão calcâneo**

Para Mann (1983) nem todos os pés planos são a causa de sérias incapacidades. Por outro lado, grandes incapacidades podem surgir para certos tipos de pés planos. O termo 'pé plano', é usado para descrever todas as deformidades do pé caracterizadas pela queda do arco longitudinal.

No estudo de Mann (1983) o pé plano com encurtamento do tendão calcâneo, resulta de alterações no relacionamento do tálus com o calcâneo. Esse tipo de deformidade é a forma mais comum de pés planos severos na infância e vida adulta. O encurtamento do tendão se desenvolve, porque a estrutura do pé e a frouxidão das articulações tarsais o privam dos estresses de tensão, os quais normalmente na juventude, facilitaria seu alongamento. Uma característica clínica dessa deformidade é a instabilidade das articulações subtalar e médio-társica, tornando-as hipermóveis.

Segundo Mann (1983) ela varia em graus de severidade. A tendência natural da deformidade torna-se mais severa e mais incapacitante com o aumento da idade. Na infância, a incapacidade é leve, podendo não se manifestar até adolescência, mas na vida adulta, com o aumento de peso e das atividades vigorosas, ela torna-se mais incômoda, podendo atingir proporções severas.

Mann (1983) relata que a incidência severa desse encurtamento não é muito alta, e os casos existentes, representam o extremo de incapacidade esquelética e o máximo de esforço muscular. De acordo com estudos anatômicos, o pé plano por encurtamento do tendão calcâneo, resulta da arquitetura instável dos ossos tarsais, especialmente da sua configuração e posição, isso por sua vez, resulta num suporte imperfeito da cabeça do tálus pelo calcâneo.

#### **1.9.4 Ruptura do tendão do músculo tibial posterior**

Segundo Dyal et al. (1997) o músculo tibial posterior, origina-se na parte posterior da membrana interóssea, entre a tíbia e a fíbula. O tendão insere-se nos ossos navicular, cuneiforme, segundo, terceiro e quarto metatarsos. Sua função é inverter a articulação subtalar, aduzir o antepé e estabilizar o mesopé durante a marcha. Eles sugerem que a preexistência do pé plano pode ser um fator etiológico no desenvolvimento da insuficiência do tendão do tibial posterior, associado com obesidade, diabetes e hipertensão.

Para Myerson e Baltimore (1996) o pé plano adquirido pela disfunção do tibial posterior é um problema clínico comum. E a etiologia é variada, incluindo sinovite inflamatória, ruptura degenerativa, trauma agudo e doenças reumáticas.

De acordo com Mann e Thompson (1985) na vida adulta a perda aguda da função do músculo tibial posterior resulta em um colapso progressivo do arco longitudinal do pé, que é denominado pé plano. Devido a essa disfunção, os ligamentos dos pés tornam-se estendidos e isto resulta na perda do arco longitudinal, de modo que a parte média do pé apóia-se no solo e um calo forma-se acima da tuberosidade navicular subluxada. A principal função desse músculo é inverter o pé com a sua insuficiência, o mesopé torna-se totalmente aplanado no solo.

Kitaoka; Luo e An (1998) afirmam que existem várias causas mecânicas para o desenvolvimento do pé plano. Alguns pesquisadores acreditam que ele seja causado primeiramente por uma disfunção do tendão do tibial posterior ou por outras anormalidades do tendão. Outros supõem que ele seja causado por uma diminuição da coluna lateral do pé e ainda outros têm mostrado que elementos estáticos tais como ligamentos e aponeurose plantar, podem desempenhar um papel no desenvolvimento da deformidade.

Kitaoka; Luo e An (1997) avaliaram o efeito do tendão do músculo tibial posterior no arco plantar, através do desenvolvimento de um modelo dinâmico de pé plano. Eles concluíram que o tibial posterior é um importante estabilizador do arco e que a sobrecarga nos músculos extrínsecos acentua o pé plano. Quando existe uma

ruptura desse tendão, ocorre um aplanamento do arco e a inatividade do mesmo pode eventualmente resultar no pé plano.

Imhauser et al. (2002) também verificaram em seu estudo, através da avaliação da eficácia do uso de estabilizadores externos no tratamento conservativo do pé plano adquirido e observaram que a perda da função do tibial posterior está extremamente associada com o desenvolvimento de uma deformidade progressiva de pé plano.

## 1.10 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO HÁLUX VALGO

Segundo Wilson (1980) o conceito primário de hálux valgo apareceu antes de 1950.

Para Mann (1983); Coughlin (1996) e Corrigan e Maitland (2000) o hálux valgo ocorre com o desvio lateral do grande dedo e com desvio medial do primeiro metatarso. Comumente, a deformidade é caracterizada pela progressiva subluxação da primeira articulação metatarsofalangeana. Ocasionalmente, existe uma deformidade estática devido a angulação valga da superfície articular distal do primeiro metatarso ou da superfície articular falangeana proximal.

De acordo com Coughlin (1996) a articulação metatarsofalangeana do grande dedo é diferente dos outros dedos devido ao mecanismo sesamóide e ao conjunto de músculos intrínsecos que estabilizam a articulação e proporcionam uma força motora ao primeiro raio.

Para Stein (1938) os ossos sesamóides desempenham um papel importante no desenvolvimento do hálux valgo. Esses ossos são intracapsulares, articulam-se por meio das facetas convexas nas suas superfícies superiores, com os sulcos longitudinais correspondentes no aspecto inferior da cabeça do primeiro metatarso. Eles estão contidos no duplo tendão do músculo flexor curto do hálux e podem ser observados na Figura 12.



Figura 12 – Os ossos sesamóides indicados pelas setas.

Eles movem em qualquer direção o grande dedo, isso particularmente contribui para o seu deslocamento no hálux valgo. Como a deformidade do hálux valgo é progressiva, existe um correspondente aumento na subluxação dos sesamóides e pronação do grande dedo.

### **1.10.1 Músculos do pé**

Segundo Mann e Coughlin (1981) a dinâmica do hálux valgo é melhor compreendida pelo exame dos músculos do primeiro raio.

De acordo com Coughlin (1996) os músculos e tendões que controlam o grande dedo são divididos dentro de quatro grupos que rodeiam a primeira articulação metatarsofalângica. No aspecto dorsal do grande dedo os extensores longo e curto do hálux passam centralmente, inserindo-se dentro das falanges proximal e distal, respectivamente. O extensor longo do hálux está ancorado pelos ligamentos. Distalmente, os ossos sesamóides estão fixados na base da falange proximal pela face plantar. O tendão do músculo flexor longo do hálux está localizado na região plantar

ao complexo sesamóide, passando dentro de uma bainha para inserir-se dentro da base da falange distal.

Reafirmando o estudo de Coughlin (1996), os tendões dos músculos abdutores e adutores do hálux estão localizados nos aspectos plantares medial e lateral, respectivamente, da articulação metatarsofalângica e inserem-se dentro da base da falange proximal e sesamóides adjacentes. Com o desenvolvimento da deformidade, o tendão do abdutor do hálux é deslocado para região plantar. Com o dedo na posição normal o músculo abdutor do hálux fornece maior suporte para o mesmo. No aspecto lateral o músculo adutor do hálux também fornece estabilidade ao grande dedo.

### **1.10.2 Desenvolvimento do hálux valgo**

Para Mann e Coughlin (1981), no hálux valgo a falange está deslocada lateralmente e freqüentemente pronada na cabeça do primeiro metatarso. Uma vez que a articulação metatarsofalângica torna-se desequilibrada e a deformidade em hálux valgo progride, o hálux é forçado lateralmente pelas forças extrínsecas deformantes. A base da falange proximal desloca a cabeça metatársica para a região medial.

Hardy e Clapham (1951) afirmam que o desvio lateral da falange é a primeira mudança no hálux valgo e a subluxação da primeira articulação metatarsofalângica é um fenômeno muito precoce.

Segundo Mann e Coughlin (1981) com a progressão da deformidade, ocorre o aparecimento de uma proeminência óssea na região medial da articulação metatarsofalângica. Ela ocorre devido ao desvio da falange proximal do hálux na direção lateral, podendo levar ao aumento de volume dos tecidos moles circunjacentes. Se a falange é notadamente desviada, uma eminência forma-se lentamente na direção medial e pode ocorrer uma diminuição na quantidade de cartilagem articular presente no aspecto medial da cabeça metatársica, espessamento e desgaste dos ligamentos com conseqüente inflamação dos tecidos, conforme ilustra a Figura 13.



Figura 13 – Fotografia de um pé com hálux valgo, as setas indicam a formação de uma eminência na direção medial.

Mann e Coughlin (1981) também encontraram em cerca de 15 a 20% dos pacientes, um deslocamento patológico do segundo dedo associado com o hálux valgo, devido as forças atuantes na região.

Para Goldner e Gaines (1976) poucos indivíduos apresentam um primeiro raio completamente alinhado, um hálux valgo de cinco a oito graus é fisiológico e a ocorrência de um leve eritema acima do aspecto medial da primeira cabeça metatársica, é freqüentemente observado em um pé assintomático.

### **1.10.3 Etiologia do hálux valgo**

Para McDonald e Stevens (1996) o hálux valgo afeta cerca de 22% a 36% dos adolescentes. Sua causa não está clara, embora vários fatores estejam relacionados como: uso de sapatos estreitos, metatarso varo primo, pés planos, pronação do antepé e hereditariedade.

Segundo Goldner e Gaines (1976) o hálux valgo juvenil é mais precisamente subdividido dentro de casos congênitos, com deformidades observadas ao nascimento e casos adolescentes, nos quais, a deformidade torna-se mais evidente devido a

períodos de crescimento rápido, entre as idades de oito a quinze anos. A deformidade extrema ocorre no grupo de adolescentes de idades entre 16 a 20 anos. Geralmente ela não é dolorosa e apresenta uma dificuldade na adaptação do sapato. A dor pode eventualmente aparecer com o desenvolvimento de uma bursa medialmente.

O fato do uso do sapato ser o principal contribuidor para o desenvolvimento do hálux valgo foi substanciado pelo estudo de Lam e Hodgson (1958), no qual 33% dos indivíduos que usavam sapatos apresentavam algum grau de hálux valgo comparados com 1,9% dos indivíduos que não usavam sapatos. Embora o sapato demonstre ser o fator extrínseco essencial na causa do hálux valgo, ele desenvolve-se em muitos indivíduos que usam sapatos de forma moderada. Entretanto, devem existir alguns fatores intrínsecos predisponentes que tornam alguns pés mais vulneráveis a deformidade com o uso de sapatos do que outros. É claro que existem casos raros de hálux valgo juvenil e congênito que não são bem explicados por esses fatores predisponentes. Variações anatômicas na forma e estabilidade das superfícies articulares do antepé podem predispor-lo às forças de deformidade de vários tipos de sapatos.

Coughlin (1996) observou uma prevalência extremamente alta de hálux valgo em mulheres americanas na quarta, quinta ou sexta décadas de vida. Essa idéia é sustentada por um estudo na China, onde a prevalência de hálux valgo foi 15 vezes maior em pessoas que usavam sapatos, do que naquelas que não usavam.

Por outro lado, no Japão, Kato e Watanabe (1981) observaram que a prevalência de hálux valgo em mulheres aumentou drasticamente com a introdução da confecção de sapatos de vários modelos, após a segunda guerra mundial.

Gottschalk; Beighton e Solomon (1981) encontraram uma maior ocorrência da deformidade em mulheres de raça branca com idade acima dos 50 anos do que em mulheres de raça negra.

Já Chomeley (1958) relatou que a deformidade é muito comum nos adultos, particularmente nas mulheres, porém a frequência em crianças e adolescentes é maior do que o esperado.

Henning (2003) em seu estudo também verificou que o hálux valgo é mais comum nas mulheres e que o uso de sapatos de salto alto pode ser o fator etiológico em muitos casos.

Hardy e Clapham (1951) encontraram uma associação importante do hálux valgo com o aumento da idade, hereditariedade e com algumas deformidades, tais como: pronação do pé, calosidades plantares e deformidades dos dedos.

Em relação aos fatores predisponentes ao desenvolvimento da deformidade, Stein (1938) descreveu como fatores extrínsecos: sapatos de saltos altos, finos ou inadequados e como fatores intrínsecos: deformidades envolvendo quadril, perna e pé, postura imperfeita do pé, pé plano, antepé supinado e aduzido, arco plantar excessivamente elevado com pronação compensatória do antepé, espasmo ou contratura do músculo adutor do hálux, desequilíbrio entre os músculos fibular longo e tibial anterior e defeitos congênitos ou adquiridos.

#### **1.10.4 Classificação do hálux valgo**

Pigott (1960) dividiu o hálux valgo dentro de três tipos, baseado no critério radiológico.

O primeiro foi denominado hálux valgo congruente: ocorre com uma frequência relativa de 9%. As superfícies totalmente normais da articulação metatarsalângica estão alinhadas no raio, mais obliquamente do que o normal, não existe rotação do dedo, deslocamento dos ossos sesamóides e tendência a deformidade progressiva.

O segundo foi denominado hálux valgo desviado: ocorre com uma frequência relativa de 38%. A estrutura óssea está normal, mas a falange é desviada lateralmente na primeira cabeça metatársica, expondo seu lado medial.

E o terceiro foi denominado hálux valgo subluxado: ocorre com uma frequência relativa de 53%. A falange desliza-se lateralmente, distante o suficiente para proteger o aspecto lateral da primeira cabeça metatársica. Esses três tipos podem ser verificados na Figura 14.

( A )                      ( B )                      ( C )                      ( D )

Figura 14 – (A) Normal, (B) Tipo congruente, (C) Tipo desviado e (D) Tipo subluxado (PIGOTT, 1960).

Hardy e Clapham (1951) utilizaram duas medidas angulares obtidas através de radiografias, que determinam a intensidade da deformidade do hálux valgo. O ângulo do hálux valgo (HV), que é formado pela interseção do eixo longitudinal da falange proximal e do primeiro metatarso, onde um ângulo menor do que 15° pode ser considerado normal. E o ângulo intermetatársico (IM), que é formado pela interseção do eixo longitudinal do primeiro e segundo metatarsos, onde um ângulo menor do que 9° pode ser considerado normal. Essas duas medidas permitem classificar o hálux valgo em médio, moderado ou severo e podem ser observadas na Figura 15.

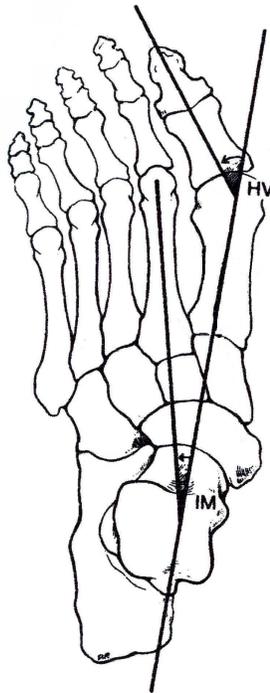


Figura 15 – HV Ângulo do hálux valgo, IM Ângulo intermetatársico (HARDY e CLAPHAM, 1973).

Segundo Hardy e Clapham (1951) o hálux valgo médio é caracterizado por um  $HV \leq 20^\circ$  e um  $IM \leq 11^\circ$ . A deformidade moderada é caracterizada por um HV entre  $21^\circ$  a  $40^\circ$  e um  $IM \leq 16^\circ$ . Já a deformidade severa é caracterizada por um HV maior do que  $40^\circ$  e um IM maior do que  $16^\circ$ .

### 1.11 RELACIONAMENTO ENTRE PÉ PLANO E HÁLUX VALGO

Segundo Ledoux e Hillstrom (2002) vários artigos têm sugerido uma ligação entre o pé tipo plano e uma função aberrante do pé. O ponto no qual a força de reação do solo age sobre o pé, ou seja, o centro de pressão, está afastado medialmente no pé plano. Além disso, esse tipo de pé tem sido associado com várias deformidades, entre elas o hálux valgo.

Alguns autores acreditam que o pé plano seja um fator etiológico importante ao desenvolvimento do hálux valgo.

Hohman<sup>6</sup> (1925 apud SALOMÃO et al., 1993) considera que o hálux valgo está sempre associado com o pé plano, sendo este um importante fator predisponente ao hálux valgo.

Mann e Coughlin (1981) relataram que o pé plano desempenha um pequeno papel como causa extrínseca do hálux valgo.

Goldner e Gaines (1976) descreveram um caso onde houve o desenvolvimento de hálux valgo unilateral após lesão do tendão do músculo tibial posterior.

Root; Orien e Weed<sup>7</sup> (1977 apud KILMARTIN; WALLACE, 1992) nos seus livros que têm uniformizado a proximidade pediátrica ao hálux valgo, sugeriram que a pronação excessiva da articulação subtalar, manifestada clinicamente como pé plano, tornou o primeiro raio, ou seja, o primeiro metatarso, hipermóvel e susceptível a força de deformação da reação do solo.

Donatelli (1987) verificou que o primeiro raio quando hipermóvel, pode levar ao hálux valgo e subluxação da articulação metatarsfalangeana do grande dedo, nos planos sagital e transversal. A instabilidade do primeiro raio durante as fases da marcha levam o peso a ser deslocado do primeiro ao segundo metatarso. O primeiro raio é duas vezes mais largo e quatro vezes mais forte do que os outros raios, os músculos fixados nele são mais fortes. Com a evolução do deslocamento do primeiro raio, este passa a adquirir uma posição aduzida em relação à linha média, para intensificar a sua capacidade de suporte de peso. O segundo raio não é destinado à receber forças excessivas de suporte de peso. Como resultado da insuficiência do primeiro raio, calos desenvolvem-se embaixo da cabeça do segundo metatarso.

---

<sup>6</sup> HOHMANN, K.G.G. Der halux valgus und die ubrigen zehenverkrummungen. **Ergeb Chir Orthop**, v. 18, p.308, 1925 apud SALOMÃO et al. Hálux Valgo e pé plano: estudo radiográfico em 160 pacientes. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.28, n.6, p.402-406, junho, 1993.

<sup>7</sup> ROOT, M.L.; ORIEN, W.P.; WEED, J.H. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp., 1977 apud KILMARTIN, T.E.; WALLACE, A. The significance of pes planus in juvenile hallux valgus. **Foot and Ankle International**, v.13, n.2, p.53-56, feb., 1992.

Du Vires<sup>8</sup> (1985 apud KILMARTIN; WALLACE, 1992) demonstrou que um pé pronado impôs uma rotação longitudinal no primeiro metatarso, os ossos sesamóides foram deslocados lateralmente e o hálux tornou-se instável e facilmente deformado pelos sapatos e pelas forças propulsivas da marcha.

Inman<sup>9</sup> (1964 apud SALOMÃO et al., 1993) sugeriu que o pé plano é um fator causador de hálux valgo, afirmando nunca ter visto um pé cavo apresentar esta deformidade. Em seu estudo, ele demonstrou que o pé pronado impõe uma rotação longitudinal ao primeiro metatarso, com aparente desvio lateral dos ossos sesamóides. Essa rotação faz com que o eixo da primeira articulação metatarsofalângica fique orientado obliquamente à superfície de apoio. Dessa maneira, na fase de propulsão da marcha ou com a utilização de calçados, o hálux é desviado em valgo, causando a deformidade.

De acordo com o estudo realizado por Ledoux e Hillstrom (2002) eles desenvolveram um par de plataforma de pressão plantar, sendo esta composta por uma matriz de 64 X 32 centímetros (cm), com 2048 resistores sensitivos de força, cada um com uma área de 25 milímetros quadrados (mm<sup>2</sup>). As plataformas foram ajustadas em 28 Hertz (Hz). Foram analisados 19 sujeitos do sexo masculino, sendo seus pés classificados como neutralmente alinhados ou planos, baseado no apoio do calcanhar. Os dados coletados pela plataforma de pressão, foram determinados para sete áreas anatômicas específicas da superfície plantar, através de sensores determinados para as sete localizações de interesse. Um mapa com código de cor do pico de pressão para cada sensor medido durante as fases da marcha foi utilizado. As pressões interpretadas para cada grupo de sensores foram convertidas dentro de valores de força. Para cada teste os dados foram combinados para cada grupo de sensores, resultando em uma força versus a porcentagem da curva das fases da marcha, para cada uma das sete áreas de interesse.

---

<sup>8</sup> DU VIRES, H.L. Surgery of the foot. St Louis: C.V. Mosby Co., 1985 apud KILMARTIN, T.E.; WALLACE, A. The significance of pes planus in juvenile hallux valgus. **Foot and Ankle International**, v.13, n.2, p.53-56, feb., 1992.

<sup>9</sup> INMAN, V.T. Hallux valgus: a review of etiologic factors. **Orthopaedic Clinics of North America**, v.5, p.59-66, 1964 apud SALOMÃO, O. et al. Hálux valgo e pé plano: estudo radiográfico em 160 pacientes. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v.28, n.6, p.402-406, junho, 1993.

Eles encontraram uma carga aumentada na área subhalucal para o pé tipo plano, podendo ser o resultado da função biomecânica alterada dos pés planos. Essa carga aberrante no primeiro raio, talvez seja devida a perda da vantagem mecânica do músculo fibular longo. Por outro lado, eles concluíram que o relacionamento entre o pé tipo plano, o hálux valgo e a força de reação do solo distribuída, não está completamente compreendido. Foi evidenciado que os pés tipos planos têm o primeiro raio hipermóvel, os quais levam ao desenvolvimento do hálux valgo. De acordo com os resultados encontrados, existem diferenças nos mecanismos do primeiro raio entre os pés neutralmente alinhados e os pés planos, porém esses pesquisadores sugeriram que estudos futuros sejam realizados, explorando o tipo de pé no desenvolvimento do hálux valgo.

Já Kilmartin e Wallace (1992) utilizaram a impressão plantar para analisar o relacionamento entre o pé plano e o hálux valgo juvenil, eles compararam o pé de 32 crianças portadoras de pé plano e hálux valgo, com outras 32 crianças selecionadas randomicamente sem deformidade na articulação metatarsofalângica. Eles utilizaram a esteira tipo Harris, a qual foi planamente coberta com tinta e com um papel branco absorvente. Conforme a criança dava um passo sobre a esteira, uma impressão plantar era projetada. Para analisar tal impressão, o pé foi dividido em três partes, retropé, mesopé e antepé. Um digitalizador foi então usado para medir a área de cada secção do pé, a área do mesopé foi dividida pela área total da impressão plantar, para obter-se a classificação do arco. O hálux valgo foi considerado presente quando a falange proximal e o primeiro metatarso no raio X, produzissem um ângulo maior do que 15° e osteófitos na borda da cabeça do metatarso, indicando alteração degenerativa precoce, fosse visível no exame clínico.

Eles concluíram com esse trabalho que o pé plano deveria ser desconsiderado como um fator etiológico importante no hálux valgo. Além disso, a aparência clínica do arco plantar, deveria ser considerada totalmente irrelevante na avaliação da deformidade da primeira articulação metatarsofalângica.

No trabalho de Saragas e Becker (1995) eles realizaram uma análise radiográfica de 118 pés de 110 pacientes africanos do sexo feminino, sendo 52 pés com hálux valgo e 66 pés sem a deformidade. As radiografias foram analisadas nos planos ântero-

posterior e lateral. Suas descobertas mostraram relativamente uma alta porcentagem de pés planos nos grupos de pacientes com a deformidade, mas não mostraram nenhuma associação entre os pés planos e o hálux valgo.

Por outro lado, Kalen e Brecher (1988) desenvolveram um estudo baseado na análise radiográfica de 75 pacientes com idade inferior a 21 anos, tentando estabelecer um relacionamento entre joanetes adolescentes e pés planos, através da análise de vários ângulos e encontraram que a incidência de pés planos em adolescentes com joanete, foi de 8 à 24 vezes maior do que o esperado. Certamente esta descoberta confirma a existência de um relacionamento entre os dois, mas não explica qual é a causa e qual é o efeito. Porém, eles sugerem a necessidade de estudos futuros para esclarecer esse relacionamento e elucidar qual a causa e qual o efeito.

Outros autores tais como Salomão et al. (1993) também estudaram radiograficamente 273 pés em 160 pacientes portadores de hálux valgo doloroso, com idade variando de 18 a 78 anos, sendo 135 pacientes do sexo feminino e 25 do sexo masculino, avaliando os ângulos TC – L e TC - AP, o ângulo CP e o ângulo de MCB. Os resultados demonstraram maior incidência de queda do arco plantar longitudinal medial nos pacientes portadores de hálux valgo em relação à população normal.

Na maioria dos trabalhos citados acima, não existe uma conclusão definitiva, portanto, os autores sugerem novos estudos para esclarecer de forma mais objetiva o assunto.

## 1.12 SISTEMAS DE MEDIDAS DE DISTRIBUIÇÃO DE CARGA

Segundo Amadio e Barbanti (2000), padronizar procedimentos de medida em biomecânica torna-se uma tarefa difícil, devido às peculiaridades do objeto de estudo, além de estarem sujeitos aos erros que ocorrem nas medições em experimentos científicos em geral. Os procedimentos de medição em biomecânica são classificados nas seguintes categorias:

A – Procedimento Mecânico: observações diretas de grandezas que não se alteram muito rapidamente, como por exemplo, massa e comprimento.

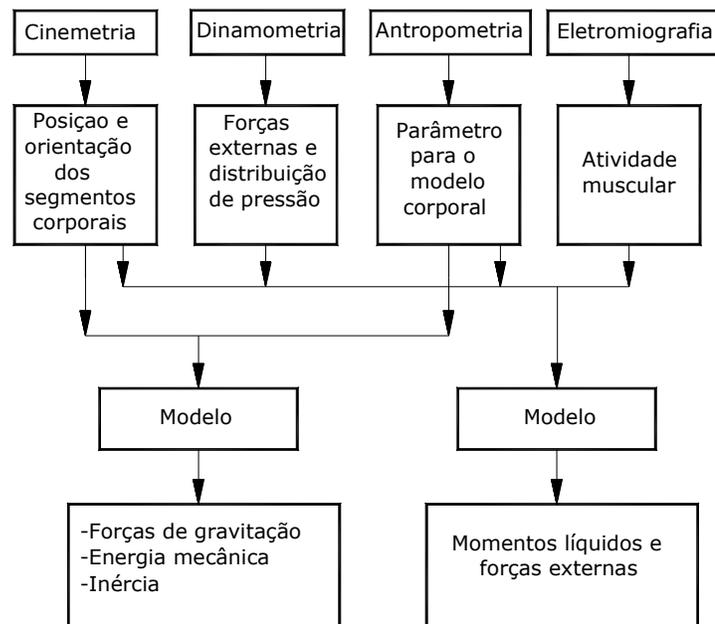
B – Procedimento Eletrônico: grandezas mecânicas são transformadas em elétricas, facilitando a medição de grandezas que se alteram rapidamente com o tempo, permitindo medições dinâmicas e adaptando-se ao processamento de dados, tais como a força muscular e movimentos oscilatórios de órgãos.

C – Procedimento Óptico-eletrônico (processamento de imagem): as medições e análises são feitas no modelo que representa o sujeito em estudo.

De acordo com Winter (1991); Baumann (1995) e Amadio (1997), os métodos de medição em biomecânica são: antropometria, cinemática, dinamometria e a eletromiografia.

A Tabela 1 ilustra a inter-relação entre os métodos de medição e suas aplicações.

Tabela 1 – Áreas para a análise biomecânica do movimento humano (BAUMANN, 1995).



Sacco e Amadio (1995) afirmam que estudos sobre medidas de distribuição de pressão entre a superfície do pé e o solo já foram desenvolvidas antes da passagem do século XIX.

Para Faria e Carvalho (2002) o monitoramento dos esforços exercidos pelos membros inferiores é necessário nos estudos relacionados à distribuição de forças na região plantar.

Henning (2003) relata que métodos antigos estimaram as forças plantares pelas impressões dos pés no gesso e argila.

Uma das mais precoces tentativas em medir a distribuição da pressão embaixo do pé, foi realizada por Beely (1882). Em seu estudo era solicitado ao sujeito que caminhasse sobre uma bolsa transparente preenchida com gesso e a profundidade da impressão do pé era estudada. O resultado de tal método não reflete apenas a pressão embaixo do pé, mas também sua forma.

Mais tarde, técnicas incluíram métodos ópticos com leitura cinematográfica, é o que mostra o trabalho de Morton (1935), onde uma esteira de borracha com secções ondulares triangulares foram desenvolvidas, sendo cobertas com um tecido pintado e uma camada de papel. Quando o sujeito caminhava sobre a esteira, uma impressão das ondulações era formada no papel e a largura para qual as ondulações foram deformadas, fornecia uma medida da carga máxima sustentada.

Distribuições de pressões instantâneas foram interpretadas pela primeira vez por Elftman (1934), ele usou um princípio similar com uma esteira de borracha acoplada numa plataforma de vidro, onde a superfície superior da esteira era lisa e a superfície inferior apresentava projeções piramidais. Quando o sujeito caminhava sobre a esteira, a deformação dos ápices das pirâmides contra o vidro era fotografada e fornecia uma medida da carga carregada pelo pé, em diferentes fases, durante o ciclo da caminhada.

Holden e Muncey (1953) em seu trabalho verificaram a inserção de transdutores de pressão de capacitância, dentro de sapatos especialmente construídos. As cargas totais no calcanhar foram medidas e o perfil de carga em função do tempo foi fotografado por um osciloscópio.

Schwartz e Heath (1949); Baumann e Brand (1963) fixaram transdutores de pressão em posições estratégicas na sola do pé descalço. Apesar dos transdutores de pressão deformar levemente a sola do pé, eles podem alterar a marcha do sujeito. Baumann e Brand (1963) apontaram a vantagem de usarem esse método, dentro do sapato do sujeito, para medir as cargas no pé.

Stokes; Stott e Hutton (1974) desenvolveram um instrumento, o qual faz uso eficiente de um sistema registrador-amplificador-transdutor de doze canais para medir a carga vertical nas áreas do pé, através de extensômetros. Um sistema análogo registra seletivamente as cargas máximas e as expõem na forma gráfica.

É solicitado ao sujeito que caminhe sobre uma passarela de sete metros (m) de comprimento, onde na metade do caminho está fixada uma plataforma de força, constituída por 12 vigas dispostas em paralelo, quatro extensômetros estão fixados em cada viga e sobre a mesma está estendido um pedaço de tecido e a superfície embaixo dele é umedecida com tinta de impressão, de modo que, quando o indivíduo caminha sobre a estrutura, uma impressão do seu pé é reproduzida no papel e interpretada.

Henning (2003) afirma que apenas mais recentemente, a disponibilidade de transdutores de força mais baratos e sistemas de aquisição de dados modernos, têm permitido a construção de vários sistemas de medida de distribuição de pressão.

Henning et al. (1982) também descreveram a utilidade de materiais piezocerâmicos mais baratos para as medidas das pressões plantares.

Maleej e Webster (1988) desenvolveram transdutores de força eletro-ópticos. Os autores sugerem a utilização destes transdutores, em palmilhas, para implementar um sistema artificial de realimentação de forças para pacientes diabéticos.

Zhu et al. (1991) implementaram um sistema de aquisição de dados com microprocessador para monitorar os esforços em sete pontos diferentes de cada pé. Foi usada uma palmilha instrumentada com sensores de polímero condutivo.

Abu-Faraj et al. (1996) realizaram um estudo da distribuição de pressão, na área dos pés, com e sem enchimento do arco longitudinal. Instrumentaram uma palmilha com sensores de polímero condutivo para medir a pressão em oito pontos. Concluíram que, com o uso de enchimento, há um decréscimo de pressão no hálux e na região do calcanhar.

Harris; Acharya e Bachshmidt (1996) instrumentaram uma palmilha, com seis extensômetros, e uma plataforma. Constataram que a força máxima medida foi no calcanhar, correspondendo a 30% do peso do corpo.

Wertsch; Webster e Tompkins (1992) desenvolveram um sistema portátil de aquisição de dados para monitorar as pressões na área dos pés durante as atividades de

vida diárias. O sistema permite armazenar dados de 14 sensores de pressão instalados em uma palmilha. O sensor escolhido foi de polímero condutivo.

Frost e Cass (1981) instrumentaram uma palmilha de borracha, com extensômetros, com a intenção de medir as forças de reação verticais.

Ranu (1986) desenvolveu um sistema, com múltiplas células de carga fixadas na sola do sapato, com o objetivo de medir e analisar a distribuição de forças nos pés. Foram gravadas as forças de reação nos pés de um paciente com paralisia infantil e de um paciente com um membro inferior amputado abaixo do joelho.

Nas pesquisas mencionadas acima, foi necessária a instrumentação de palmilhas ou de solas de sapatos. A quantidade de transdutores variou de acordo com o objetivo do estudo e na maioria dos trabalhos a região do calcâneo, quinto metatarso, primeiro metatarso e hálux foram as escolhidas para a localização dos transdutores. Harris; Acharya e Bachshmidt (1996) verificaram que, nestas regiões, há uma maior concentração de esforços, na proporção de 30%, 11%, 14% e 12%, respectivamente, do peso do corpo.

Sacco e Amadio (1995) em seus estudos, apresentaram um relato sobre a natureza dos principais procedimentos para a medição de pressão plantar em biomecânica: procedimentos de registro de impressão, ópticos, piezoelétricos, capacitivos e resistivos, mostrando o quanto diversificado foi o desenvolvimento tecnológico quanto a sistemas, princípios, componentes e dispositivos utilizados para a medição da distribuição da pressão plantar.

De acordo com Henning (2003), atualmente a maior tecnologia de transdutores para os dispositivos de distribuição de pressão são baseados nos princípios capacitivos, piezoelétricos e resistivos. Todos os métodos são baseados nos efeitos das mudanças nas propriedades elétricas dos sensores, causadas pela deformação mecânica desse material. Entretanto, a resposta elástica da deformação do material desempenha um papel maior para a qualidade de um transdutor.

## 2 METODOLOGIA

### 2.1 CONSTRUÇÃO DO SENSOR

O dispositivo a ser utilizado na medição da distribuição do esforço plantar é formado por duas plataformas de forças constituídas por vários sensores e foi desenvolvido no laboratório de biomecânica da FEG – UNESP, através de um projeto de pesquisa específico.

O primeiro passo constituiu na avaliação das principais regiões do pé onde seriam medidas as forças. Para tanto, foram obtidas aleatoriamente impressões plantares de vinte indivíduos a fim de se estabelecer estas regiões. Após estabelecidas as principais regiões plantares a serem analisadas, teve início a construção do dispositivo.

O sensor pressórico é constituído por duas armações metálicas de aço com 25 cm de largura por 35 cm de comprimento, uma representando o pé direito e a outra o esquerdo, segundo demonstra a Figura 16.



Figura 16 – Sensor para o pé direito em fase inicial de construção.

Em cada armação foram soldadas 16 vigas prismáticas, onde a extremidade livre de cada viga, correspondia a um ponto específico do pé, conforme ilustra a Figura 17.



Figura 17 - Detalhe das vigas soldadas no sensor do pé direito.

Em cada viga foram colados respectivamente dois extensômetros elétricos de resistência (strain gages) da marca Kyowa KFG-3-120-C1-11, com fator  $k = 2,10$ , um próximo à extremidade fixa superior da viga e outro próximo à extremidade fixa inferior, os quais através de um circuito de meia-ponte de Wheatstone, foram utilizados para a medição da força atuante na extremidade da viga, de acordo com a Figura 18.

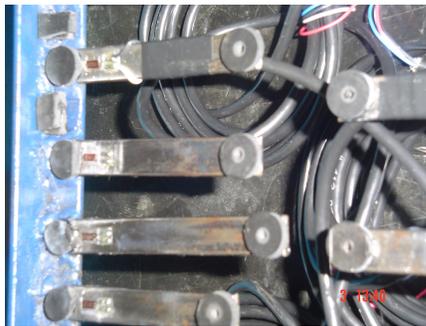


Figura 18 – Detalhe dos extensômetros colados nas vigas do sensor do pé direito.

Portanto, cada plataforma constituiu de um total de 32 extensômetros previamente colados. Nas terminações de cada extensômetro foram soldados dois fios de pequeno diâmetro, os quais foram acoplados na viga através de fita isolante. Esses fios foram fixados a um conector DB 15, sendo assim, totalizaram-se 16 conectores, um para cada viga, de acordo com a Figura 19.



Figura 19 - Início da soldagem dos fios na plataforma direita.

A extremidade livre de cada viga apresentava um pequeno furo, onde foram coladas borrachas com 1 cm de diâmetro, sob a forma de discos circulares. Essas borrachas representavam exatamente o local de aplicação da força peso, na medida que os sujeitos pisavam, conforme ilustra a Figura 20.



Figura 20 - Detalhe das borrachas coladas nas vigas.

As vigas foram posteriormente enumeradas, iniciando na região correspondente a primeira falange, seguindo todo o contorno externo do pé e finalizando na região correspondente ao segundo metatarso, segundo demonstram as Figuras 21 e 22.



Figura 21 – Detalhe da enumeração das vigas, representada pelos adesivos brancos.

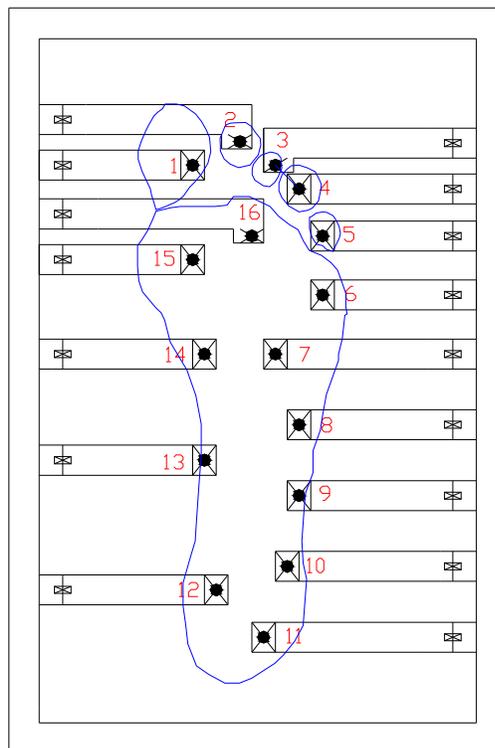


Figura 22 – Representação esquemática da enumeração das vigas.

As superfícies das vigas após soldadas nos quadros metálicos foram niveladas através da colagem de borrachas ao redor de todo quadro metálico, de modo a obter um nivelamento das extremidades das vigas componentes.

Sobre as plataformas de força foram acopladas superfícies de borrachas com 25 cm de largura por 35 cm de comprimento, onde foi colada, no centro destas borrachas, uma palmilha de papel sulfite de cor branca, de tamanho 37, para a plataforma direita e outra para a esquerda, com objetivo de orientar o sujeito quanto ao local correto para pisar, segundo ilustra a Figura 23.



Figura 23 – Detalhe das palmilhas coladas nas plataformas direita e esquerda.

### 2.1.1 Cálculos para a construção do dispositivo

Para a realização da medição das forças plantares utilizou-se um circuito de meia-ponete de Wheatstone, conforme ilustra a Figura 24.

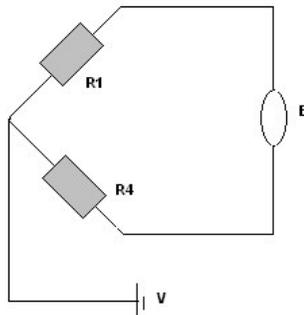


Figura 24 – Esquema da meia ponte de Wheatstone.

Sabe-se que para uma ponte completa tem-se:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{k}{4} (\varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4) \quad (1)$$

Considerando que para o sensor é utilizada a meia ponte de Wheatstone ( $\varepsilon_2 = \varepsilon_3 = 0$ ), que as deformações ocorridas na superfície superior da viga ( $\varepsilon_1$ ) são de tração e as deformações ocorridas na superfície inferior são de compressão ( $\varepsilon_4$ ), porém iguais em módulo, teremos:

$$\varepsilon = \frac{2 \Delta E}{k V} \quad (2)$$

Sabe-se da resistência dos materiais que:  $\sigma = E\varepsilon$ , substituindo na equação acima teremos:

$$\sigma = \frac{2E \Delta E}{k V} \quad (3)$$

A tensão normal na viga, no local do extensômetro será:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad \text{onde:} \quad (4)$$
$$M = Pl_e$$
$$c = \frac{h}{2}$$
$$I = \frac{bh^3}{12}$$

Substituindo I, M, c nas equações (3) e (4) teremos:

$$\frac{\Delta E}{V} = \frac{3 k l_e}{E b h^2} P \quad (5)$$

Nesta expressão ( $\Delta E/V$ ),  $\Delta E$  é a tensão de saída da ponte,  $V$  é a tensão de entrada,  $k$  é o fator do extensômetro fornecido pelo fabricante ( $k = 2,10$ ),  $P$  é a carga aplicada na extremidade da viga,  $l_e$  é a distância do ponto de aplicação de força até o

extensômetro,  $E$  é o módulo de elasticidade do material da viga, no caso o aço,  $b$  é a largura da viga e  $h$  é a sua espessura.

Os parâmetros geométricos foram calculados considerando que  $(\Delta E/V)_{\max}$  ficasse entre os valores 0,001 e 0,003 para uma carga máxima de aproximadamente 40 N. Cada viga foi projetada considerando esta carga máxima na extremidade. Com relação ao comprimento da viga componente, houve um ajuste do valor para que a viga se adequasse ao tamanho da armação metálica.

Os valores numéricos dos parâmetros geométricos de uma das vigas construídas foram,  $l = 70\text{mm}$ ,  $l_e = 55\text{ mm}$ ,  $h = 3\text{ mm}$ ,  $b = 12,7\text{ mm}$ ,  $E = 200\text{ GPa}$ . A seguir a Figura 25 mostra um esquema de uma viga componente do sensor.

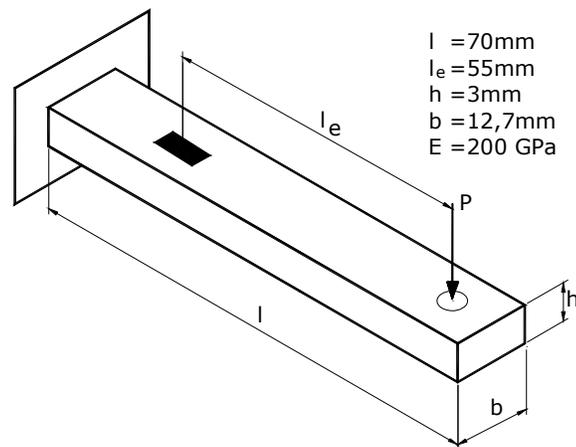


Figura 25 – Esquema de uma viga componente do sensor, com seus respectivos valores numéricos.

### 2.1.2 Calibração

As intensidades dos sinais elétricos obtidos em  $\text{mV/V}$ , provenientes dos extensômetros fixados nas vigas, são proporcionais às deformações ocorridas nas mesmas e portanto às cargas aplicadas na extremidade.

Através de uma ponte amplificadora de tensão modelo Spider 8 (HBM, Darmstadt, Alemanha) os sinais elétricos provenientes dos extensômetros ( $\text{mV/V}$ ),

foram previamente amplificados e enviados para o microcomputador, onde através de um software conveniente Catman (versão 3.1, release 3, 1997-2000), foram coletados, armazenados e manipulados adequadamente por intermédio de um microcomputador com processador Pentium IV. A figura 26 ilustra a ponte amplificadora utilizada.

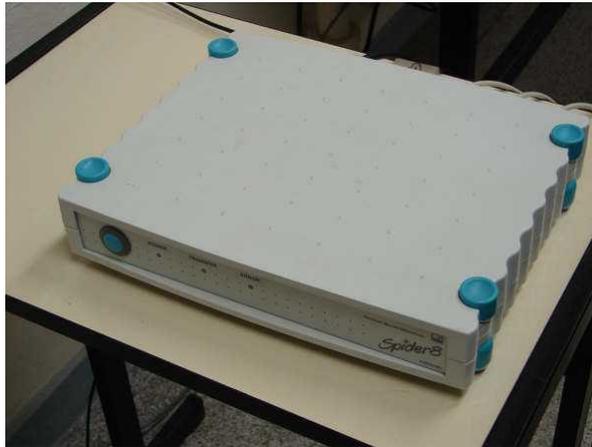


Figura 26 – Detalhe da ponte amplificadora, Spider 8 da HBM.

Foram aplicadas na extremidade livre de cada viga, massas de 1,89 kg, 3,02 kg e 4,04 kg as quais foram medidas em uma balança com precisão de cargas de 0,0005 Kg, correspondendo respectivamente as forças de 18,57 N, 29,68 N e 39,67 N.

Dessa forma, obteve-se o sinal em mV/V proporcional às cargas aplicadas na extremidade livre de cada viga, sob a qual estavam fixados os extensômetros. Através do software Catman (versão 3.1, release 3, 1997-2000) foi possível efetuar uma calibração automática. O sinal proveniente da ponte montada com os extensômetros em mV/V era automaticamente “transformado” em sinal de força em [N] através da aplicação de pesos nas extremidades de cada viga componente do sensor.

Esta calibração foi introduzida no software citado acima e qualquer outra carga aplicada sobre o sensor automaticamente era convertida em força, em vez de sinal elétrico (mV/V). De acordo com as Figuras 27, 28, 29, 30, 31 e 32, podem-se verificar os resultados das calibrações de seis vigas componentes, três correspondentes à plataforma direita e três à esquerda, onde observa-se linearidade entre o sinal elétrico e as forças aplicadas. Pode-se verificar que a curva teórica foi mostrada somente no gráfico de calibração da viga nº 1 do sensor do pé direito, pois a mesma foi utilizada

como modelo para a construção do projeto das outras vigas componentes. Nos demais gráficos, não houve necessidade de mostrá-la, devido ao fato da distância entre a curva teórica e a reta de tendência apresentar-se muito pequena, o que pode ser atribuído às diferenças presentes nas dimensões das vigas, principalmente o comprimento.

Em todos os gráficos mostrados utilizou-se apenas três pontos experimentais, correspondentes a três cargas diferentes, procurando utilizá-las com valores distribuídos na faixa de 0 a 40 N, conforme comentado anteriormente.

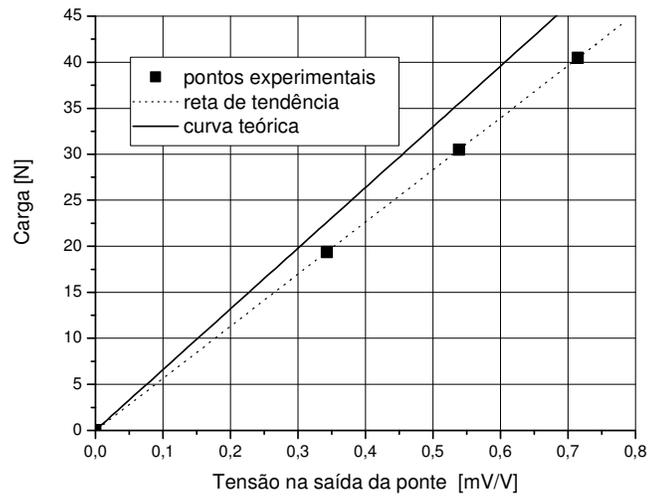


Figura 27 – Gráfico de calibração da viga nº 1 do sensor do pé direito.

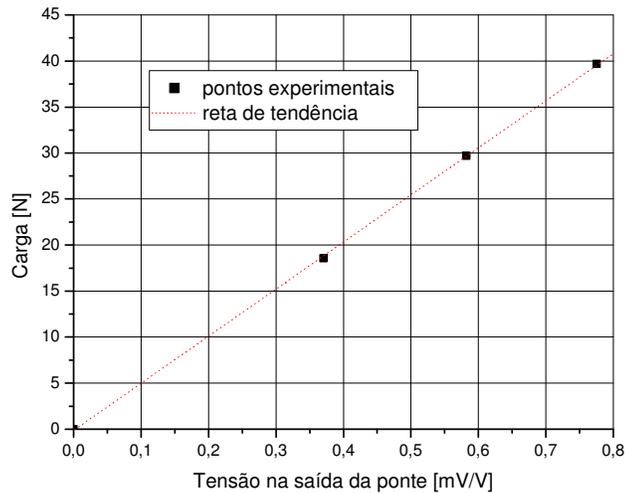


Figura 28 – Gráfico de calibração da viga nº 8 do sensor do pé direito.

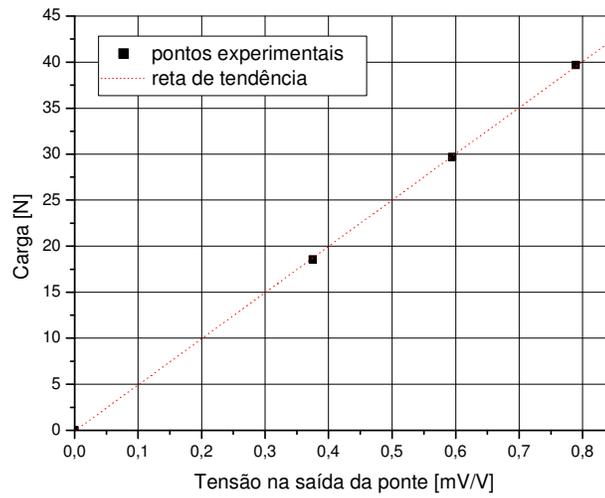


Figura 29 – Gráfico de calibração da viga nº 16 do sensor do pé direito.

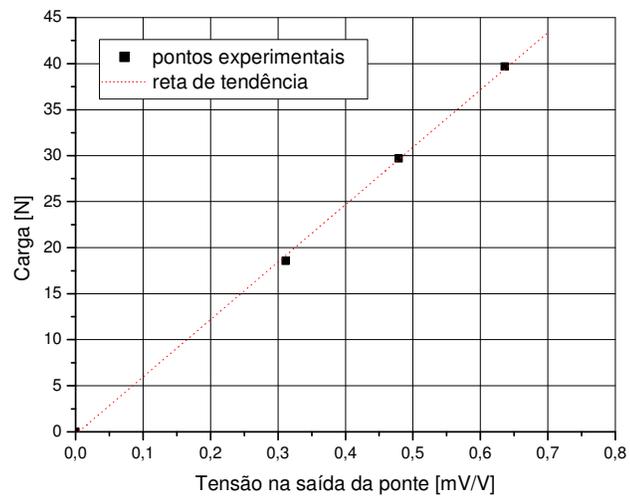


Figura 30 – Gráfico de calibração da viga nº 1 do sensor do pé esquerdo.

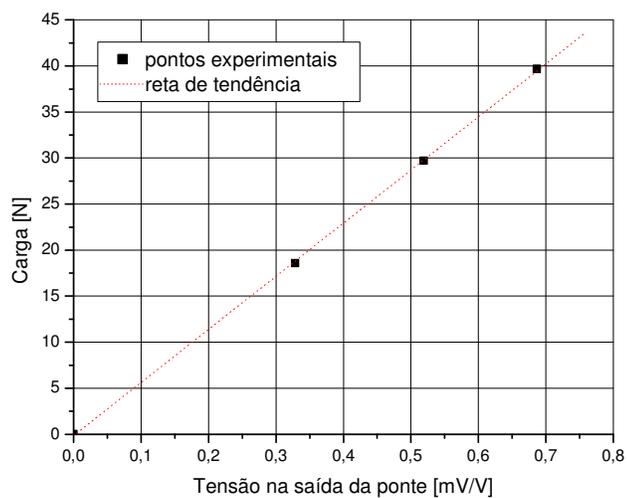


Figura 31 – Gráfico de calibração da viga nº 8 do sensor do pé esquerdo.

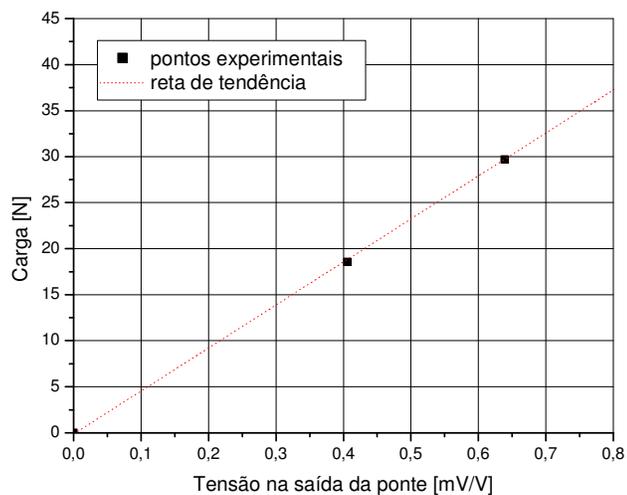


Figura 32 – Gráfico de calibração da viga nº 16 do sensor do pé esquerdo.

## 2.2 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Anteriormente a realização dos testes experimentais, o presente trabalho foi submetido a avaliação pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté,

o qual segundo o uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o trabalho aprovado, de acordo com o registro CEP/UNITAU nº 041/04.

### **2.2.1 Seleção dos participantes**

Para a realização dos procedimentos experimentais foram selecionados vinte sujeitos do sexo feminino, pois segundo Chomeley (1958) e Henning (2003) as mulheres apresentam uma incidência consideravelmente aumentada de problemas ortopédicos, entre eles, a instalação do hálux valgo, cujas causas atribuem-se aos modelos de sapatos utilizados e a própria estrutura do pé feminino.

Desses vinte sujeitos, dez deveriam apresentar hálux valgo (“joanete”) em ambos os pés, através de uma avaliação clínica subjetiva e os outros dez sujeitos deveriam apresentar ausência do mesmo. Portanto, o trabalho consistiu em dois grupos distintos de participantes. O peso máximo estipulado para a participação do estudo era 80 Kg, devido a capacidade máxima de suporte de peso das vigas.

Todos as etapas do procedimento experimental foram devidamente explicadas para cada sujeito, juntamente com a aplicação de um questionário, o qual pode ser encontrado no apêndice deste trabalho, para o fornecimento de algumas informações a serem utilizadas posteriormente nas análises dos dados.

### **2.2.2 Realização dos testes**

O primeiro passo consistiu na coleta da atividade baropodométrica, através do contato da face plantar do sujeito na plataforma. Devido ao fato da ponte amplificadora possuir 4 canais, apenas 4 conectores eram acoplados por vez, para cada pé, portanto, as medidas foram coletadas dos sensores de número 1 a 4, 5 a 8, 9 a 12 e 13 a 16, tanto para o pé direito como para o esquerdo.

Antes de iniciar os testes, os dados de calibração correspondentes a cada sensor eram acionados.

A frequência de aquisição dos dados utilizada foi de 10 Hz. Segundo Marsden e Montgomery (1972) a frequência natural do corpo em movimento é de aproximadamente 25 Hz. Se o procedimento fosse realizado em movimento, a frequência de aquisição utilizada certamente seria maior, como o teste foi realizado com o corpo em posição estática, a frequência utilizada foi menor do que 25 Hz. Apesar disso, foi realizado um teste comparativo utilizando uma frequência de aquisição de 100 Hz, onde pôde-se observar uma diferença pouco significativa nos valores das forças, conforme demonstrado pelas Figuras 33 e 34.

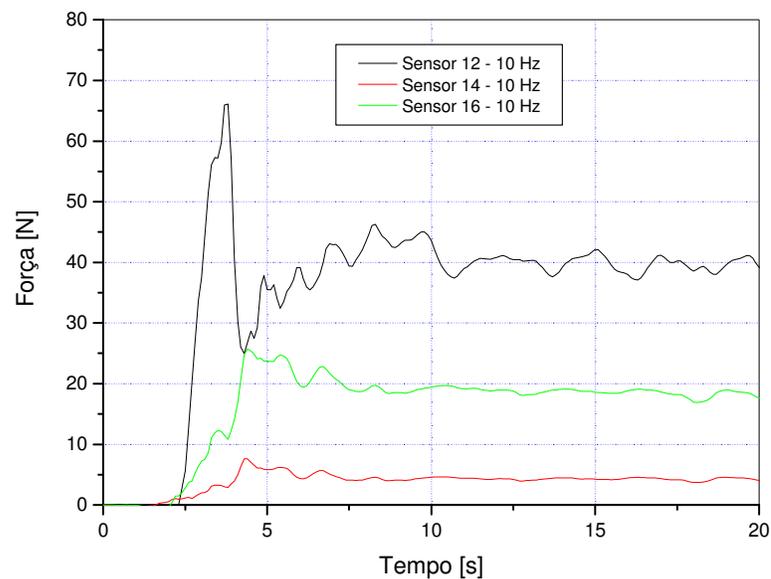


Figura 33 – Gráficos dos testes realizados nos sensores 12, 14 e 16 com frequência de 10 Hz.

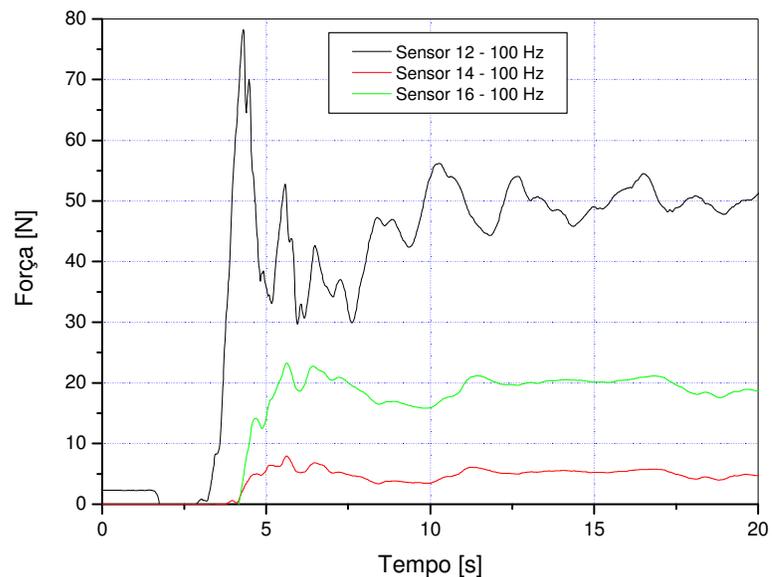


Figura 34 – Gráficos dos testes realizados nos sensores 12, 14 e 16 com frequência de 100 Hz.

O tempo total de coleta foi de vinte segundos, sendo solicitado ao sujeito que permanecesse o mais estático possível sobre a plataforma durante esse período.

O instrumento, no caso Spider 8, encontrava-se em superfície plana, disposto sobre uma mesa, as plataformas também estavam em superfície plana, dispostas sobre o solo, conforme ilustra a Figura 35.



Figura 35 – Detalhe da ponte amplificadora e das plataformas de força.

Anteriormente ao contato do pé do sujeito com a plataforma, os sinais no dispositivo eram zerados. O sujeito permanecia à frente das plataformas, posicionando os pés sobre as mesmas, os sinais eram zerados. Iniciada a coleta, ele levantava-se e permanecia sobre as plataformas até os 20 segundos e em seguida sentava-se novamente. A Figura 36 demonstra um sujeito sobre as plataformas de força.



Figura 36 – Demonstração de um sujeito sobre as plataformas de força.

A cada quatro conectores acoplados na ponte amplificadora, os sujeitos realizaram três medições, totalizando 24 medições para ambas plataformas de força. Portanto, para cada sensor foram obtidas três medidas.

Posteriormente, os dados coletados foram armazenados para que pudessem ser analisados.

Dos vinte segundos estimados para a coleta da atividade baropodométrica, os cinco primeiros segundos foram excluídos, os quais representavam o período de subida do sujeito sobre as plataformas e os cinco últimos também, os quais representavam o período de descida do mesmo. Portanto, para a análise dos dados obtidos trabalhou-se com o tempo restante, o qual era representado por um sinal mais regular através do software utilizado.

As Figuras 37 e 38 demonstram os sinais obtidos na primeira medição dos sensores de números 5, 6, 7 e 8 nas plataformas direita e esquerda, de um sujeito com hálux valgo.

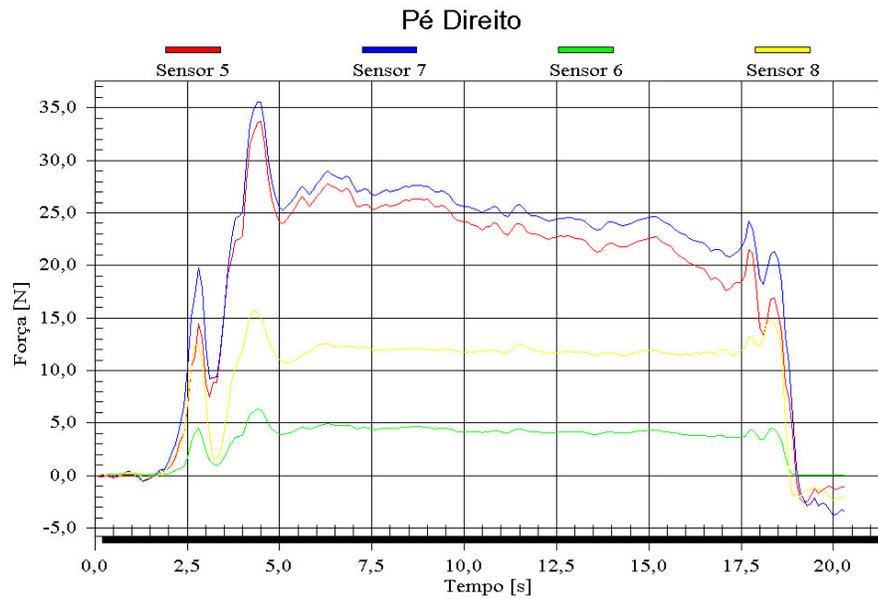


Figura 37 – Detalhes dos sinais obtidos na plataforma direita de um sujeito com hálux valgo.

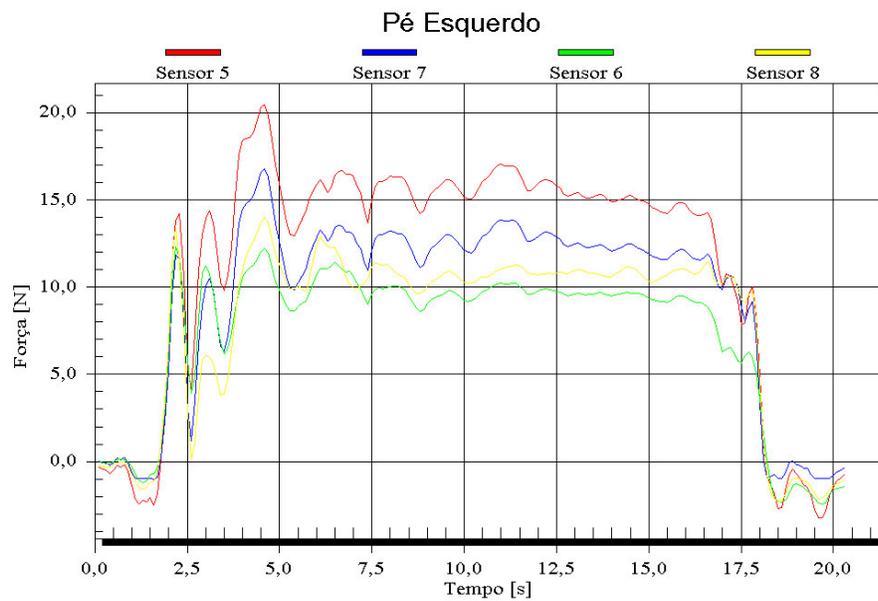


Figura 38 – Detalhes dos sinais obtidos na plataforma esquerda do mesmo sujeito com hálux valgo.

### 2.2.3 Cálculo da precisão do sensor

Para obter os valores relativos às precisões dos sensores direito e esquerdo, utilizou-se cargas de 7,6 kg, 15,3 kg e 22,9 kg. Foram coletadas três medidas respectivamente, uma para cada carga citada acima. Após essa etapa, os dados foram transferidos para o software Excel, onde foram calculadas as somas totais de todos os sensores, para cada uma das três cargas aplicadas, tanto no pé direito como no esquerdo, a diferença percentual, além da média da precisão. As Tabelas 2 e 3 ilustram as médias das precisões.

Tabela 2 – Média da precisão do sensor direito.

<b>“Peso” Padrão (Kg)</b>	<b>“Peso” Medido (Kg)</b>	<b>Diferença Percentual (%)</b>
7,6	6,8	10,2
15,3	13,4	12,4
22,9	19,9	13,3
<b>Média</b>		<b>12,0</b>

Tabela 3 – Média da precisão do sensor esquerdo.

<b>“Peso” Padrão (Kg)</b>	<b>“Peso” Medido (Kg)</b>	<b>Diferença Percentual (%)</b>
7,6	6,5	14,0
15,3	13,2	13,3
22,9	20,0	13,0
<b>Média</b>		<b>13,4</b>

A diferença percentual pode ser atribuída ao desnivelamento ocorrido no momento da soldagem das vigas na armação metálica. Tentou-se minimizar esse desnivelamento através da colagem das borrachas sobre as vigas, porém o problema era de difícil solução, permanecendo desse modo, uma diferença, embora mínima, entre a altura das vigas, conduzindo à diferença percentual encontrada.

## 2.2.4 Classificação dos Arcos Plantares

Após a coleta da atividade baropodométrica dos sujeitos, eles foram submetidos a realização das impressões plantares para a classificação de seus arcos plantares.

Para a coleta da impressão, os pés dos sujeitos foram pintados com auxílio de um rolo de tamanho pequeno, utilizando tinta guache de cor azul dissolvida em água, por conseguinte foi solicitado a eles que pisassem sobre uma folha de papel sulfite, de cor branca, tamanho A4, permanecessem alguns segundos sobre a folha e em seguida sentassem, de modo que a folha foi retirada do contato com o pé e a impressão foi obtida.

O método de classificação utilizado, foi o descrito por Cavanagh e Rodgers (1987), podendo ser observado na Figura 39.

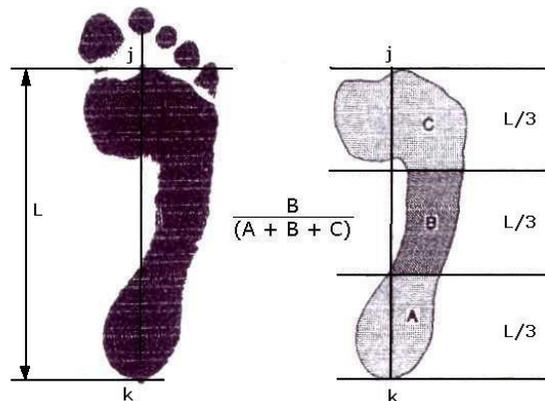


Figura 39 - Modelo utilizado para a classificação do arco plantar (CAVANAGH; RODGERS, 1987).

Um eixo longitudinal foi desenhado do centro do calcanhar até o centro do segundo dedo, correspondendo respectivamente as linhas k e j, em seguida duas linhas perpendiculares foram desenhadas, uma na base do calcanhar e a outra na base da região anterior do pé, excluindo os dedos, a distância entre essas linhas é representada por L, que foi dividida em três partes iguais, representadas por A, B e C. Através da obtenção do coeficiente de razão das áreas do pé, foi determinada a classificação do arco plantar, que pode ser observada na Tabela 4. O parâmetro utilizado para classificar o tipo do pé é:

$$\frac{B}{(A+B+C)}$$

Onde A representa a área da região anterior do pé (antepé), B a área da região medial do pé (mesopé) e C a área da região posterior do pé (retropé).

Tabela 4 - Parâmetros para a classificação do arco plantar (CAVANAGH; RODGERS, 1987).

<b>Tipo de pé</b>	<b>Coefficiente</b>
Cavo	Menor do que 0,07
Normal	Entre 0,08 e 0,24
Plano	Entre 0,25 e 0,36

Portanto, nas impressões plantares de todos os sujeitos, foram realizados traçados geométricos iguais aos citados acima, em seguida, elas foram escaneadas através de um scanner da marca HP Scanjet 5P e transferidas para o software AutoCAD 2000, onde através dele, foram calculadas as áreas A, B e C dos pés. A partir dos resultados dessas áreas, os arcos plantares foram classificados, tendo como parâmetros os valores citados acima. A figura 40 mostra uma impressão plantar escaneada.



Figura 40 – Impressão plantar escaneada.

### 2.2.5 Classificação do hálux valgo

Posteriormente à coleta da atividade baropodométrica e da impressão plantar, os sujeitos foram submetidos à realização do Raio X de ambos os pés para a classificação do grau de valgismo do hálux.

As medidas angulares realizadas através das radiografias foram descritas por alguns autores e podem ser observadas através da Figura 41.

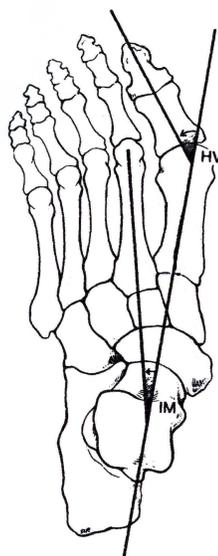


Figura 41 – Detalhe dos ângulos para classificação do valgismo do hálux (HARDY; CLAPHAM, 1973).

Um eixo longitudinal foi traçado no centro do primeiro metatarso, em seguida, outro eixo longitudinal foi traçado no centro da falange proximal do hálux, a intersecção entre esses dois eixos formou o ângulo do hálux valgo, representado por HV. Outro ângulo foi formado através da intersecção entre o eixo longitudinal traçado no centro do primeiro metatarso, com o eixo longitudinal traçado no centro do segundo metatarso, formando o ângulo intermetatársico, representado por IM.

Após a realização desses traçados geométricos o ângulo do valgismo do hálux pôde ser classificado segundo a Tabela 5.

Tabela 5 - Classificação do valgismo do hálux, através dos ângulos (HARDY; CLAPHAM, 1973).

<b>Classificação</b>	<b>Ângulo</b>
Normal	$HV \leq 15^\circ / IM \leq 9^\circ$
Médio	HV de 16 à 20° / IM de 10 à 11°
Moderado	HV de 21 à 40° / IM de 12 à 16°
Severo	$HV > 40^\circ / IM > 16^\circ$

Esse método de classificação foi o único cientificamente encontrado para classificar o hálux valgo.

### 2.3 MÉTODOS PARA A ANÁLISE DOS DADOS

Após a realização do procedimento experimental, efetuou-se a transferência de dados, para tratamento e análise dos sinais. Os softwares utilizados neste estudo foram Microsoft Excel e Microcal Origin 6.0 (Microcal<sup>MR</sup>Origin<sup>MR</sup> Version 6.0, Microcal Software, Inc. Northampton, MA 010060 USA, 1991-2000).

Os dados foram analisados através do Microsoft Excel, onde foi realizada uma média dos valores obtidos para cada uma das três medidas realizadas em cada sensor.

O tempo total de coleta foi de 20 segundos, porém os seis primeiros e os cinco últimos segundos foram excluídos, ambos representavam respectivamente, os momentos de subida e descida dos sujeitos sobre a plataforma.

Posteriormente à coleta baropodométrica, alguns gráficos foram traçados através do Microcal Origin 6.0 (Microcal<sup>MR</sup>Origin<sup>MR</sup> Version 6.0, Microcal Software, Inc. Northampton, MA 010060 USA, 1991-2000), onde pode-se analisar os valores das forças exercidas em cada um dos 16 sensores, verificando quais sensores apresentavam um valor maior ou menor de força. Foram obtidos gráficos dos pés direito e esquerdo de todos os sujeitos, a Figura 42 e 43 ilustram alguns deles.

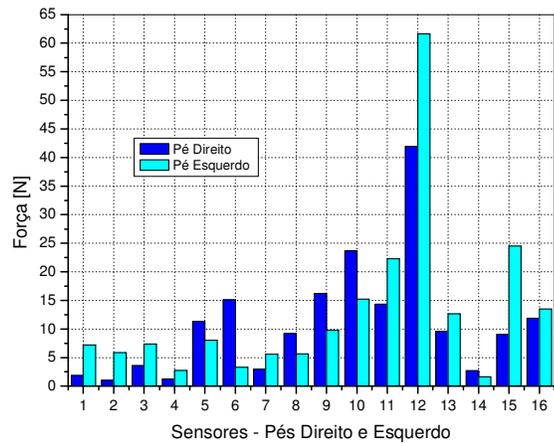


Figura 42 – Gráfico correspondente aos pés direito e esquerdo do sujeito com hálux valgo.

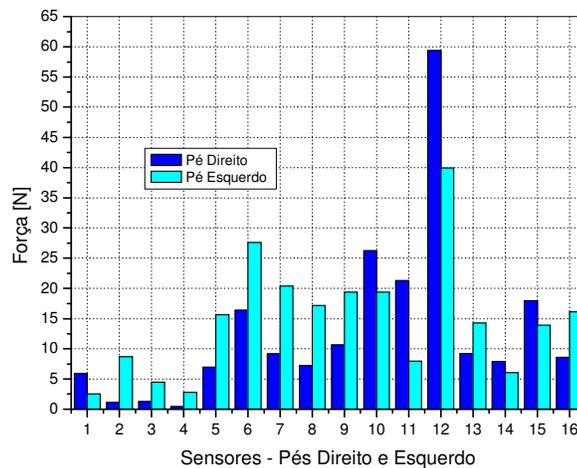


Figura 43 – Gráfico correspondente aos pés direito e esquerdo do sujeito sem hálux valgo.

### 2.3.1 Comparação dos dados

Para analisar em qual região do pé os sujeitos apresentaram maior ou menor força, cada plataforma foi dividida em duas partes, ou seja, os sensores 1, 2, 12, 13, 14, 15 e 16 representaram a região interna dos pés direito e esquerdo, enquanto que os

sensores 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 e 11 representavam a região externa dos pés direito e esquerdo, desse modo, obteve-se a soma das forças aplicadas nas regiões interna e externa de ambos os pés, dos sujeitos com e sem hálux valgo.

Também foi utilizado outro método para avaliar as diferenças das forças nas regiões dos pés. Cada plataforma foi dividida em três partes, os sensores de números 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 16 representavam a parte anterior do pé (antepé), os sensores de números 7, 8, 9, 13, 14 e 15 representavam a parte média do pé (mesopé) e os de números 10, 11 e 12 representavam a parte posterior do pé (retropé). Dessa maneira, obteve-se a soma das forças aplicadas nas três regiões (antepé, mesopé e retropé) para ambos os pés, dos sujeitos com e sem hálux valgo.

Outra comparação realizada foram as forças nos sensores de número 1 e 5 apenas dos sujeitos com pés planos, onde foram analisadas as médias e os desvios padrões das forças nos sensores de número 1 à 5.

### **2.3.2 Análise estatística**

Após a coleta de todos os dados obtidos por meio de questionário, atividade baropodométrica, impressão plantar e raio X, foram realizadas as análises estatísticas.

Os testes *t* de Student e o teste exato de Fischer bicaudal foram utilizados neste trabalho para análise estatística da amostra. A significância estatística adotada neste estudo foi  $\alpha = 5\%$  ( $p < 0,05$ ).

O teste *t* de Student foi utilizado para comparar as médias das variáveis de todos os sujeitos da amostra, enquanto que, o teste exato de Fischer bicaudal foi utilizado para analisar se há associação ou não, entre as variáveis dos sujeitos com e sem hálux valgo.

Os softwares utilizados para a realização da análise e dos testes foram Microsoft Excel e Epi-Info 6.04 (DEAN et al., 1994).

### 3 RESULTADOS

#### 3.1 ANÁLISE DESCRITIVA

Fizeram parte do estudo 20 mulheres, sendo 12 (60%) com pés planos e as outras 8 (40%) com pés normais. As idades das participantes variaram entre 21 e 65 anos com idade média de 42 anos, o índice de massa corporal (IMC) representado pelo peso dividido pela altura elevada ao quadrado ( $\text{Peso}/\text{Altura}^2$ ), médio foi de  $24 \text{ Kg/m}^2$ .

Na amostra havia 8 mulheres (40%) com ângulo de “joanete” menor que  $15^\circ$ , sendo estas consideradas normais. Os valores médios, mínimos, máximos e os desvios padrões das variáveis: idade, IMC, força interna direita (FID), força interna esquerda (FIE), força externa direita (FED) e força externa esquerda (FEE) são mostradas na Tabela 6.

Tabela 6 - Análise descritiva das variáveis do estudo, com valores médios, desvios padrão (dp), valores mínimos e máximos de 20 mulheres, Guaratinguetá, 2005.

Variáveis	Média	dp	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	42,3	4,7	21,0	65,0
IMC ( $\text{Kg/m}^2$ )	23,6	3,4	19,0	30,0
FID (N)	97,3	18,4	65,9	129,2
FIE (N)	116,6	18,5	79,7	152,1
FED (N)	126,5	31,1	39,7	174,3
FEE (N)	120,4	26,9	79,9	167,7

A Tabela 6 demonstra os resultados obtidos para as comparações de médias da amostra, através do teste  $t$  de Student, onde pode-se observar que no pé direito dos sujeitos, a média da força interna foi menor comparada à externa ( $p < 0,002$ ), o mesmo pode ser observado no pé esquerdo, porém com uma diferença estatística não significativa (NS).

Foi verificado que os sujeitos com “joanete” apresentavam idade média de 48,2 anos (dp = 16,1), enquanto que, os sujeitos sem a deformidade eram mais jovens, com idade média de 36,4 anos (dp = 10,9).

Não houve significância estatística entre o IMC dos sujeitos com e sem hálux valgo ( $p = 0,22$ ), assim como também não foi observada diferença estatística significativa entre o IMC dos sujeitos com e sem pés planos ( $p = 0,59$ ).

Também não foi notada associação entre a idade dos sujeitos com e sem pés planos ( $p = 0,28$ ).

A Tabela 7 ilustra as forças internas e externas para os pés direito e esquerdo, dos sujeitos com e sem hálux valgo.

Tabela 7 - Valores médios, desvios padrão (dp), valores mínimos e máximos das variáveis FID, FED, FIE e FEE em newtons, segundo a presença ou não de “joanete” e os respectivos *p-value*, em 20 mulheres, Guaratinguetá, 2005.

Variáveis	Média	dp	Mínimo	Máximo	<i>p-Value</i>
FID (N) Com	95,5	19,0	66,0	29,2	$p < 0,001$
FED (N) Com	133,3	27,0	97,6	170,3	
FID (N) Sem	99,2	18,6	67,7	125,7	NS
FED (N) Sem	119,2	35,0	40,0	74,3	
FIE (N) Com	115,1	20,8	80,0	152,1	NS
FEE (N) Com	124,5	27,0	80,0	164,6	
FIE (N) Sem	118,1	17,0	95,0	144,5	NS
FEE (N) Sem	116,5	28,0	80,0	168,0	

NS: Não significativa

Pode-se notar que a média da força interna do pé direito foi menor que a média da força externa do mesmo pé ( $p < 0,001$ ) para os sujeitos com hálux valgo, enquanto que, as médias dessas mesmas forças para os sujeitos sem hálux valgo não mostraram diferença estatística significativa (NS).

Em relação às médias das forças internas do pé esquerdo, elas mostraram-se iguais as médias das forças externas do mesmo pé, tanto para os sujeitos com hálux valgo, quanto àqueles sem a deformidade (NS).

Com esses resultados, pode-se verificar que em relação às médias das forças plantares, não foi observada associação entre a presença de hálux valgo e pé plano ( $p > 0,05$ ).

A Tabela 8 demonstra as forças no antepé, mesopé e retropé direito e esquerdo dos sujeitos com e sem hálux valgo.

Tabela 8 – Valores médios, desvios padrão (dp), valores mínimos e máximos das variáveis FAD, FMD, FRD, FAE, FME e FRE em newtons, segundo a presença ou não de “joanete” e os respectivos *p-value* em 20 mulheres, Guaratinguetá, 2005.

Variáveis		Média	dp	Mínimo	Máximo	<i>p-Value</i>
FAD	(N) Com	82,1	21,6	46,0	112,0	
FAE	(N) Com	86,2	27,8	48,0	122,0	NS
FAD	(N) Sem	74,1	28,5	33,0	119,0	
FAE	(N) Sem	80,0	26,1	48,0	136,0	NS
FMD	(N) Com	73,4	15,1	50,0	105,0	
FME	(N) Com	78,8	16,0	60,0	105,0	NS
FMD	(N) Sem	66,7	16,5	37,0	91,0	
FME	(N) Sem	82,4	27,3	57,0	133,0	NS
FRD	(N) Com	73,1	35,3	20,0	126,0	
FRE	(N) Com	74,3	26,7	13,0	109,0	NS
FRD	(N) Sem	77,5	33,0	22,0	128,0	
FRE	(N) Sem	73,4	17,9	54,0	114,0	NS

NS: Não significativa

Ao contrário do suposto, não houve diferença significativa nos valores das forças em antepé, mesopé e retropé, para ambos os pés, nos sujeitos com e sem hálux valgo, demonstrando novamente a ausência de associação do hálux valgo com o pé plano.

Também foram estudados os valores médios das forças do 1º ao 5º dedo, de ambos os pés, apenas nos sujeitos com pés planos.

As médias das forças nos 1º e 5º dedos do pé direito de todos os sujeitos da amostra portadores de pés planos, quando comparados através do teste *t* de Student resultaram em um  $t = -4,5$  que corresponde a um  $p < 0,01$ , podendo notar que as médias das forças são estatisticamente maiores no 5º dedo, contrariando o que afirmam alguns pesquisadores.

Tabela 9 – Distribuição das forças do 1º ao 5º dedo do pé direito com as respectivas médias destas forças e os respectivos desvios padrão, de 11 mulheres com pés planos.

Sujeitos com pés planos	F1D	F2D	F3D	F4D	F5D
1	0,3	1,7	0,9	0,6	22,0
2	3,5	6,8	12,9	10,7	29,6
3	6,2	2,1	6,1	11,0	23,1
4	6,5	3,5	4,7	1,8	16,4
5	1,9	1,0	3,6	1,3	11,3
6	11,7	2,2	7,8	4,0	23,6
7	11,4	5,8	6,3	2,4	12,6
8	7,2	0,8	5,2	8,4	22,5
9	6,0	1,1	1,3	0,4	7,0
10	7,8	0,3	2,0	2,7	16,6
11	3,7	0,4	1,4	0,3	6,0
<b>Média Total (dp)</b>	<b>6,0 ( 3,0 )</b>	<b>2,3 ( 2,2 )</b>	<b>4,7 ( 3,6 )</b>	<b>4,0 ( 4,1 )</b>	<b>17,3 ( 7,5 )</b>
<b>RESULTADO</b>	<b>p &lt; 0,01</b>				

As médias das forças nos 1º e 5º dedos do pé esquerdo de todos os sujeitos da amostra portadores de pés planos, quando comparados através do teste *t* de Student, resultaram em um  $t = -3,41$  que corresponde a um  $p < 0,01$ , podendo perceber que as médias das forças também são estatisticamente maiores no 5º dedo.

Tabela 10 – Distribuição das forças do 1º ao 5º dedo do pé esquerdo com as respectivas médias destas forças e os respectivos desvios padrão, de 11 mulheres com pés planos.

<b>Sujeitos com pés planos</b>	<b>F1E</b>	<b>F2E</b>	<b>F3E</b>	<b>F4E</b>	<b>F5E</b>
1	3,7	10,4	5,1	2,0	14,6
2	6,1	15,5	11,0	9,8	23,5
3	19,5	18,1	14,1	16,2	23,2
4	6,2	8,5	5,7	2,6	13,0
5	7,2	6,0	7,3	2,8	8,0
6	4,0	20,0	6,7	5,5	19,8
7	7,0	11,8	5,4	2,1	9,1
8	3,6	10,8	8,1	10,4	26,3
9	2,5	8,7	4,5	2,3	15,7
10	5,5	6,6	4,3	2,1	13,3
11	19,4	8,9	6,8	6,5	14,1
<b>Média Total (dp)</b>	<b>7,7 ( 6,0 )</b>	<b>11,4 ( 4,6 )</b>	<b>7,2 ( 3,0 )</b>	<b>5,7 ( 4,6 )</b>	<b>16,4 ( 6,0 )</b>
<b>RESULTADO</b>	<b>p &lt; 0,01</b>				

Também pode-se observar através do teste exato de Fischer bicaudal que não houve associação dos indivíduos portadores de hálux valgo com o pé tipo plano, conforme ilustra a Tabela 11.

Tabela 11 – Distribuição de mulheres com pés planos segundo a presença ou não de hálux valgo.

	<b>Pé Plano</b>	<b>Sem Pé Plano</b>	<b>Total</b>
<b>Com Hálux Valgo</b>	6	2	8
<b>Sem Hálux Valgo</b>	4	8	12
	10	10	
<b>Resultado</b>	<b>p = 0,17</b>		

A Figura 44 mostra um gráfico das forças em todos os sensores para os pés direito e esquerdo em um sujeito com hálux valgo e pés planos, enquanto a Figura 45 mostra um gráfico das forças em todos os sensores para os mesmos pés em um sujeito com hálux valgo, porém sem pés planos. Pode-se notar que há uma diferença pouco significativa na distribuição das forças, em relação aos dois grupos.

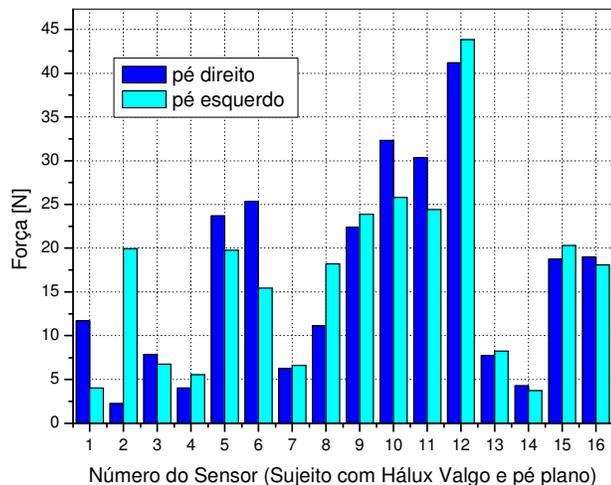


Figura 44 – Distribuição das forças em todos os sensores dos pés direito e esquerdo de um sujeito com hálux valgo e pés planos.

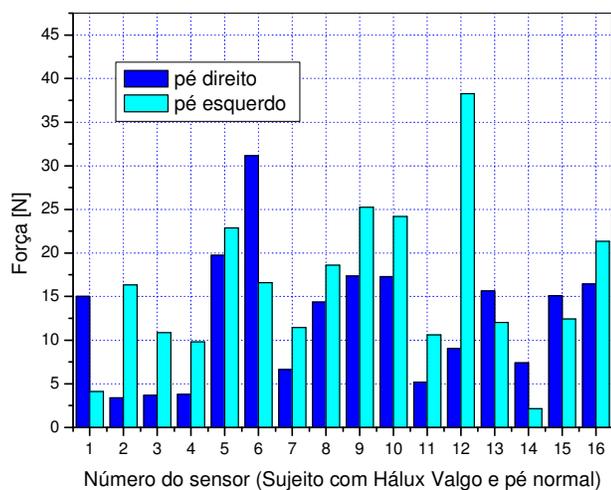


Figura 45 – Distribuição das forças em todos os sensores dos pés direito e esquerdo de um sujeito com hálux valgo e sem pés planos.

## 4 DISCUSSÃO

Trata-se da construção inédita de um sensor para medir as forças plantares. Neste caso, o sensor foi usado para medir a pressão plantar em sujeitos com hálux valgo e tentar estabelecer uma possível correlação com o pé tipo plano, tendo em vista a falta de estudos e a necessidade de pesquisas explorando o efeito do tipo de pé no desenvolvimento do hálux valgo.

O estudo foi realizado em sujeitos do sexo feminino, tendo em vista a alta incidência de problemas ortopédicos atribuídos aos modelos de sapatos utilizados e a própria estrutura do pé feminino.

No grupo de mulheres com hálux valgo, apenas 3 (30%) delas eram da raça negra, sendo que para alguns autores como Gottschalk, Beighton e Solomon (1981) a incidência da deformidade é maior em mulheres da raça branca. Essas mesmas participantes apresentavam pés planos, que conforme relatam alguns trabalhos como Saragas e Becker (1995) esse tipo de pé é mais evidenciado na população de raça negra.

Segundo as pesquisas de Inman<sup>10</sup> (1964 apud SALOMÃO, et al. 1993) é sugerido que o pé plano é um fator causador de hálux valgo, pelo fato de nunca ter visto um pé cavo apresentar esta deformidade, o que também foi observado no estudo em questão, onde no grupo de mulheres portadoras da deformidade, nenhuma delas apresentou pé cavo, segundo o método utilizado para a classificação do arco plantar.

Por outro lado, segundo alguns pesquisadores como Kilmartin e Wallace (1992) eles concluíram que o pé plano deveria ser desconsiderado como um fator etiológico importante no hálux valgo. Além disso, a aparência clínica do arco plantar, deveria ser considerada totalmente irrelevante na avaliação da deformidade da primeira articulação metatarsal-falângica o que mantém concordância com os estudos de Saragas e Becker (1995) onde foi verificada uma alta porcentagem de pés planos nos grupos de sujeitos com a deformidade, mas não foi observada nenhuma associação entre os pés planos e o hálux valgo, embora o estudo tenha sido realizado através da análise

---

<sup>10</sup> INMAN, V.T. Hallux valgus: e review of etiologic factors. *Orthopaedic Clinics North American*, v.5, p.59-66, 1964 apud SALOMÃO, O. et al. Hálux valgo e pé plano: estudo radiográfico em 160 pacientes. *Revista Brasileira de Ortopedia*, v.28, n.6, p.402-406, junho, 1993.

radiográfica, o que não o torna muito confiável. A porcentagem elevada de pés planos, deveu-se ao fato da amostra ser constituída de mulheres africanas, o que já seria esperado.

Em relação aos dados obtidos nos resultados deste estudo, pode-se observar que os sujeitos portadores de hálux valgo eram mais velhos, o que era esperado. Segundo Salomão (2005), a deformidade pode estar associada a etiologia reumática, o que explica o acometimento em indivíduos com idade mais avançada, embora a frequência da deformidade em adultos e crianças, seja maior do que o esperado segundo os estudos de Chomeley (1958); Goldner e Gaines (1976); McDonald e Stevens (1996).

Os valores das forças obtidos neste trabalho, foram utilizados para analisar a presença ou não de associação do hálux valgo com o pé tipo plano. O fato das forças internas e externas apresentarem-se diferentes para ambos os pés dos sujeitos com hálux valgo, pode ser atribuído a diversos fatores, como: distribuição desigual de cargas, tamanho dos pés, tipos dos pés, modo de pisar, alterações posturais como escolioses, diferença de comprimento de membros, presença de dores, os quais não tiveram justificativas específicas.

Analisando as forças plantares, o fato dos sujeitos com hálux valgo apresentarem uma força interna menor que a externa para o pé direito e uma força interna igual a externa para o pé esquerdo, permite-nos supor que não existe uma tendência dos indivíduos com “joanete” apresentarem cargas mais elevadas na região interna do pé; esse fato, portanto, exemplifica a ausência de associação da deformidade com o pé plano, o que mantém concordância com os trabalhos de Kilmartin e Wallace (1992); Saragas e Becker (1995).

Para que houvesse associação, o esperado seria encontrar um valor médio de força interna maior em relação ao valor médio da força externa, em ambos os pés, o que não aconteceu, nesta amostra.

O fato das forças no antepé, mesopé e retropé direito e esquerdo mostrarem-se iguais, também supõe a ausência da correlação do hálux valgo com forças elevadas no mesopé. Para que essa correlação fosse positiva, as forças no mesopé possivelmente seriam maiores, quando comparadas às forças nos antepé e retropé, apenas nos sujeitos com hálux valgo, o que não aconteceu nesta amostra.

Por outro lado, alguns autores como Ledoux e Hillstrom (2002) afirmam que o relacionamento entre hálux valgo, pé tipo plano e força de reação do solo ainda não está completamente compreendido.

Esses mesmos pesquisadores afirmam que os sujeitos com pés planos apresentam cargas aberrantes no primeiro dedo, o qual pode tornar-se hipermóvel e predispor ao desenvolvimento do hálux valgo, o que contradiz aos valores obtidos neste estudo, onde cargas elevadas foram observadas no 5º dedo de ambos os pés dos sujeitos com pés planos. Segundo as pesquisas de Hutton e Dhanendran (1981) sujeitos com pés normais também podem apresentar cargas elevadas no primeiro dedo, devido ao fato dele mostrar-se mais largo e com músculos mais fortes fixados. Esses resultados mais uma vez elucidam o fato de não existir uma correlação dos sujeitos portadores de hálux valgo com o pé tipo plano.

Nos estudos de Sammarco e Hockenbury (2003) eles encontraram que qualquer situação clínica que afeta a depressão normal da cabeça metatarsal, pode transferir forças plantares lateralmente para a segunda e terceira cabeças metatarsais e resultar em formação de calosidade plantar dolorosa o que concorda com os estudos de Donatelli (1987) onde ele verifica que o segundo dedo não é destinado à receber forças excessivas de suporte de peso, diferentemente do primeiro dedo, portanto, com a insuficiência deste, pode-se observar a presença de calosidades embaixo da cabeça do segundo metatarso.

Por outro lado, alguns autores como Kalen e Brecher (1988); Salomão (1993) em seus estudos, afirmam ter encontrado um relacionamento entre o hálux valgo e o pé plano, porém sugerem a realização de mais estudos para melhor avaliar a situação. No caso da pesquisa realizada por Kalen e Brecher (1988) eles encontraram que a prevalência de pés planos foi de 8 à 24 vezes maior do que o esperado nos sujeitos com hálux valgo, mostrando um relacionamento entre as deformidades, porém não exemplifica qual seria a causa e o efeito de tal relação. O trabalho desses autores foi baseado apenas na análise radiográfica através dos ângulos HV e IM, o que pode tornar o estudo menos preciso e fidedigno, pois a maneira como são traçados os ângulos, para avaliar as radiografias é um pouco subjetiva. Tal fato, pôde ser verificado neste estudo, onde além de pisar sobre a plataforma de força, os sujeitos

foram submetidos a análise radiográfica e a coleta da impressão plantar, podendo ser notado que os valores das forças plantares obtidos através da plataforma de força, foram os mais fidedignos.

Embora as forças internas nos pés direito e esquerdo dos participantes deste trabalho não tenham sido mais elevadas que as externas, cerca de 80% dos sujeitos com hálux valgo apresentavam pés planos, segundo o método utilizado para a classificação do arco plantar, que apesar de ser descrito por vários pesquisadores, talvez não tenha se mostrado muito seguro e preciso para este estudo. No entanto, esse método foi utilizado devido ao fato de ser o mais citado na literatura e o único que fornece os coeficientes de razão das áreas do pé, onde através dos mesmos pode-se realizar a classificação do arco plantar, o que não foi encontrado nos outros métodos de classificação existentes.

Em relação a plataforma de força utilizada neste estudo, pode-se observar boa funcionalidade, precisão e eficiência o que é um diferencial em relação aos outros dispositivos baropodométricos comerciais mais utilizados atualmente, tais como, os sistemas Pedar e F-Scan, que de acordo com os estudos de Domenech et al. (2003) apresentam uma série de limitações, como complexidade operacional, pouca exatidão, inabilidade em reproduzir as variações de pressão a baixa velocidade, curto tempo de vida útil e alto custo. Estes problemas são ocasionados principalmente pela corrosão do circuito-base, propriedades mecânicas pobres do circuito metálico ou do polímero empregado como sensor, incompatibilidade entre carga condutora e polímero do sensor, baixa condutividade elétrica e baixa aderência entre o polímero e o metal.

Apesar do sensor desenvolvido ter mostrado bons resultados, foi observada pouca praticidade operacional durante a realização dos testes, devido ao fato da ponte amplificadora utilizada conjuntamente a plataforma, possuir apenas quatro canais, o que tornou o procedimento experimental um pouco exaustivo, embora os objetivos traçados tenham sido atingidos.

A construção desse sensor contou com a participação de uma aluna do curso de Graduação em Engenharia Mecânica e beneficiará a realização de trabalhos futuros, o que é de grande valia para a Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá.

## 5 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, podemos concluir que:

- Foi observada boa funcionalidade, facilidade operacional e precisão do sensor construído para a realização deste estudo;
- Nos sujeitos com hálux valgo, houve uma redução significativa da força interna em relação a força externa, apenas para o pé direito, no esquerdo as forças mostraram-se iguais;
- Nos sujeitos normais, as forças internas e externas mostraram-se iguais para ambos os pés;
- Tanto nos sujeitos normais como nos sujeitos com hálux valgo as forças no antepé, mesopé e retropé também mostraram-se iguais para ambos os pés;
- Nos sujeitos com pés planos, independente da presença ou não de hálux valgo, foi observada diferença significativa de força entre o 1º e 5º dedos para ambos os pés, mostrando um valor maior de força no 5º dedo;
- Através da avaliação das forças plantares, não foi observada associação estatística significativa entre a presença de hálux valgo e pés planos.

## REFERÊNCIAS

ABU-FARAJ, Z.O. et al. Evaluation of a rehabilitative pedorthic: plantar pressure alteration with scaphoid pad application. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v.4, n.4, p.328-336, 1996.

AMADIO, A.C. Considerações metodológicas da biomecânica para análise do movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA 7., 1997, Campinas. **Anais...**Campinas: SBB, 1997. p.11-15.

AMADIO, A.C.; BARBANTI, V.J. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A.C. **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade Ltda, 2000. p.45-70.

ANOPOL, G. Mechanics in Weak & flat feet. **The American Journal of Surgery**, New York, v.7, n.2, p.256-258, aug. 1929.

ASIRVATHAM, R. Foot problems seen in children. **The Practitioner**, v.245, p. 756-759, sept. 2001.

BAUMAN, J.H.; BRAND, P.W. Measurement of pressure between foot and shoe. **The Lancet**, London, v.281, n.7282, p.629-632, mar. 1963.

BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., 1995, Brasília. **Anais...**Brasília: SBB, 1995.

BEELEY, F. Zur mechanik des stehens. Uber die bedeutung des fussgewolbes beim stehen. **Langenbecks Archiv fur Klinische Chirurgie**, Berlim, v.27, p.457, 1882.

BERTANI, A. et al. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. **Clinical Biomechanics**, Bologna, v.14, n.7, p.484-493, aug. 1999.

CAVANAGH, P.R.; RODGERS, M.M. The arch index: a useful measure from footprints. **Journal of Biomechanics**, New York, v.20, n.5, p.547-551, may 1987.

CHOMELEY, J.A. Hallux valgus in adolescents. **Proceedings of the Royal Society of Medicine**, London, v.51, n.903, p.23-26, nov. 1958.

CLARKE, H.H. An objective method of measuring the height of the longitudinal arch in foot examinations. **Research Quarterly**, v.4, p.99-107, 1933.

COHEN, S.; GIORGINI, R.; VELEZ, Z. Combined technique for surgical correction of pediatric severe flexible flatfoot. **Journal of Foot and Ankle Surgery**, v.34, n.2 p.183-194, 1995.

CORRIGAN, B.; MAITLAND, G.D. Pé. In:\_\_\_\_. **Ortopedia e reumatologia, diagnóstico e tratamento**. São Paulo: Premier, 2000. p. 201-232.

COUGHLIN, M.J. Hallux Valgus. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.78, n.6, p.932-963, june 1996.

D'AMICO, J.C. Developmental flatfoot. **Clinical Podiatric**, v.1, p.535-546, 1984.

DEAN, A.G. et al. **Epi Info**. Version 6. Atlanta: Centers of disease control and prevention, 1994. A Word processing database and statistics program for epidemiology on microcomputers. Disponível em <<http://www.fsp.usp.br>>. Acesso em 11 nov. 2005.

DOMENECH, S.C. et al. Estudo da preparação de circuitos flexíveis para uso em palmilhas sensorizadas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.4, supl.1, p.83-91, 2003.

DONATELLI, R. Abnormal biomechanics of the foot and ankle. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Baltimore, v.9, n.1, p.11-16, july 1987.

DONATELLI, R. Normal biomechanics of the foot and ankle. **The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Baltimore, v.7, n.3, p.91-95, nov. 1985.

DYAL, C.M. et al. Pes planus in patients with posterior tibial tendon insufficiency asymptomatic versus symptomatic foot. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.18, n.2, p.85-88, feb. 1997.

ELFTMAN, H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot. **The Anatomical Record**, Philadelphia, v.59, p.481, 1934.

FARIA, U.C.; CARVALHO, A.A. Implementação de transdutores com extensômetros para monitorar forças exercidas pelos membros superiores e inferiores de pacientes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v.18, n.3, p.163-172, set./dez. 2002.

FROST, R.B.; CASS, C.A. A load cell and sole assembly for dynamic pointwise vertical force measurement in walking. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, New York, v.10, n.1, p.45-50, 1981.

GOLDNER, J.L.; GAINES, R.W. Adult and juvenile hallux valgus: analysis and treatment. **Orthopaedic Clinics of North America**, v.7, n.4, p.863-887, oct. 1976.

GOTTSCHALK, F.A.F.; BEIGHTON, P.H.; SOLOMON, L. The prevalence of hallux valgus in three south african populations. **South African Medical Journal**, Cape Town, v.60, n.17, p.655-656, oct. 1981.

GOULD, N. Evaluation of hyperpronation and pes planus in adults. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.181, p.37-45, dec. 1983.

HARDY, R.H.; CLAPHAM, J.C.R. Observations on hallux valgus. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.33, n.3, p.376-391, aug. 1951.

HARRIS, G.F.; ACHARYA, K.R.; BACHSHMIDT, R.A. Investigation of spectral content from discrete plantar areas during adult gait: an expansion of rehabilitation technology. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, New York, v.4, n.4, p.360-373, 1996.

HAWES, M.R. et al. Footprint parameters as a measure of arch height. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.13, n.1, p.22-26, jan. 1992.

HENNING, E.M. et al. A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. **Journal of Biomedical Engineering**, Guilford, n.4, p.213-222, 1982.

HENNING, E.M. The evolution and biomechanics of the human foot – applied research for footwear. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v.4, supl.1, p.7-14, apr. 2003.

HOLDEN, T.S.; MUNCEY, R.W. Pressures on the human foot during walking. **Australian Journal of Applied Science**, Melbourne, v.4, p.405, 1953.

HOPPENFELD, S. Exame do pé e do tornozelo. In:\_\_\_\_. **Propedêutica Ortopédica: coluna e extremidades**. São Paulo: Atheneu, [1998?]. p.207-247.

- HSIAO, H.; GUAN, J.; WEATHERLY, M. **Ergonomics**, v.45, n.8, p.537-555, 2002.
- HUANG, C. et al. Biomechanical evaluation of longitudinal arch stability. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.14, n.6, p.353-357, aug. 1993.
- HUTTON, W.C.; DHANENDRAN, M. The mechanics of normal and hallux valgus feet – a quantitative study. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.157, p.7-13, june 1981.
- IMHAUSER, C.W. et al. Biomechanical evaluation of the efficacy of external stabilizers in the conservative treatment of acquired flatfoot deformity. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.22, n.8, p.727-736, aug. 2002.
- IRWIN, L.W. A study of the tendency of school children to develop flat-footedness. **Research Quarterly**, v.8, p.46-53, 1937.
- JUNG, K. Women in long distance running. **American Journal of Sports Medicine**, Columbs, v.1, p.17-22, 1982.
- KALEN, V.; BRECHER, A. Relationship between adolescent bunions and flatfeet. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.8, n.6, p.331-336, june 1988.
- KAPANDJI, I.A. A abóbada plantar. In:\_\_\_\_. **Fisiologia Articular**. São Paulo: Manole, 1982. p. 226-254, 1982.
- KATO, T.; WATANABE, S. The etiology of hallux valgus in japan. **Clinical Orthopaedics**, Philadelphia, v.157, p.78-81, 1981.
- KILMARTIN, T.E.; WALLACE, W.A. The significance of pes planus in juvenile hallux valgus. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.13, n.2, p.53-56, feb. 1992.

KITAOKA, H.B. et al. Stability of the arch of the foot. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.18, n.10, p.644-648, oct. 1997.

KITAOKA, H.B.; LUO, Z.P.; AN, K. Effect of the posterior tibial tendon on the arch of the foot during simulated weightbearing: biomechanical analysis. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.18, p.43-46, 1997.

KITAOKA, H.B.; LUO, Z.P.; AN, K. Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.19, n.7, p.447-451, sept. 1998.

LAM, S.F.; HODGSON, A.R. A comparison of foot forms among the non-shoe and shoe-wearing Chinese population. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.40, p.1058, 1958.

LEDOUX, W.R.; HILLSTROM, H.J. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. **Gait and Posture**, v.15, p.1-9, july 2002.

LIN, C. et al. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, New York, v.21, n.3, p.378-382, 2001.

MALEEJ, N.; WEBSTER, J.G. A miniature electrooptical force transducer. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v.35, n.2, p.93-98, 1988.

MANN, R.A. Acquired flatfoot in adults. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.181, p.46-51, dec. 1983.

MANN, R.A.; COUGHLIN, M.J. Hallux valgus – etiology, anatomy, treatment and surgical considerations. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.157, p.31-41, june 1981.

MANN, R.A.; THOMPSON, F.M. Rupture of the posterior tibial tendon causing flat foot. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.67, n.1, p.556-561, apr. 1985.

MARSDEN, J.P.; MONTGOMERY, S.R. Na analysis of the dynamic characteristics of a force plate. **Measurement and Control**, v.5, n.102, p.140-143, 1972.

MCDONALD, M.G.; STEVENS, D. Modified mitchell bunionectomy for management of adolescent hallux valgus. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.1, n.332, p.163-169, nov. 1996.

MICROCAL<sup>MR</sup> ORIGIN<sup>MR</sup>. Version 6.0. Northampton: Microcal Software. 1CD-ROM, 1991-2000.

MONTEIRO, V.A. Calçado feminino: ergonomia e design. **Revista Tecnicouro**, Novo Hamburgo, v.21, n.9, 2001.

MORTON, D.J. **The human foot**. New York: Columbia University Press, 1935.

MYERSON, M.S.; BALTIMORE, M. Adult acquired flatfoot deformity. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.78, n.5, p.780-792, may 1996.

MYLIUS, M.S. **O sapato: conhecer bem para vender melhor: um manual para o logista**. Novo Hamburgo: Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins (CTCCA), 1993.

OMEY, M.L.; MICHELI, L.J. Foot and ankle problems in the young athlete. **Journal of the American College of Sports Medicine**, Madison, suppl.4, p.70-86, feb. 1999.

PIGGOTT, H. The natural history of hallux valgus in adolescence and early adult life. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v. 42, n.4, p.749-760, nov. 1960.

RANU, H.S. Miniature load cells for the measurement of foot-ground reaction forces and centre of foot pressure during gait. **Journal of Biomedical Engineering**, Guilford, v.8, n.4, p.175-177, 1986.

SACCO, I.C.N.; AMADIO, A.C. Proposta metodológica para o estudo de respostas biomecânicas aplicadas na avaliação do andar em indivíduos portadores de diabetes. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., 1995, Brasília. **Anais...** Brasília: SBB, 1995. p.78-84.

SALOMÃO, O. et al. Hálux valgo e pé plano: estudo radiográfico em 160 pacientes. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v.28, n.6, p.402-406, jun. 1993.

SALOMÃO, O. Hálux valgo: etiologia e tratamento. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v.40, n.4, p.147-152, abr. 2005.

SAMMARCO, J.M.; HOCKENBURY, R.T. Biomecânica do pé e tornozelo. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003. v.1. cap.9, p.193-223.

SARAGAS, N.P.; BECKER, P.J. Comparative radiographic analysis of parameters in feet with and without hallux valgus. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.16, n.3, p.139-143, mar. 1995.

SCHWARTZ, R.P.; HEATH, A.L. The oscillographic recording and quantitative definition of functional disabilities of human locomotion. **Archives of Physical Medicine**, Chicago, v.30, p.568, 1949.

SPENCE, A.P. Articulações. In:\_\_\_\_. **Anatomia humana básica**. São Paulo: Manole, 1991. p.157-185.

STAHOLI, L.T.; CHEW, D.E.; CORBETT, M. The longitudinal arch. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.69, n.3, p.426-428, mar. 1987.

STEIN, H.C. Hallux Valgus. **Surgery, Gynecology and Obstetrics**, Chicago, v.66, p.889-898, 1938.

STOKES, I.A.F.; STOTT, J.R.R.; HUTTON, W.C. Force distributions under the foot – a dynamic measuring system. **Biomedical Engineering**, New York, v.9, n.4, p.140-143, apr. 1974.

TARECO, J.M. et al. Defining Flatfoot. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.20, n.7, p.456-459, july 1999.

TOKARS, E. et al. A influência do arco plantar na postura e no conforto dos calçados ocupacionais. **Fisioterapia Brasil**, Rio de Janeiro, v.4, n.3, p.157-162, maio-jun. 2003.

WALKER, M.; FAN, H. Relationship between foot pressure pattern and foot type. **Foot and Ankle International**, Baltimore, v.19, n.6, p.379-383, june 1998.

WERTSCH, J.J.; WEBSTER, J.G. TOMPKINS, W.J. A portable insole plantar pressure measurement system. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Baltimore, v.29, n.1, p.13-18, 1992.

WHITING, W.C.; ZERNICKE, R.F. Tornozelo. In:\_\_\_\_. **Biomecânica da lesão musculoesquelética**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. p.159-160.

WILSON, D.W. Treatment of hallux valgus and bunions. **British Journal of Hospital Medicine**, London, v.24, n.6, p.550-558, dec. 1980.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Waterloo: Waterloo Press, 1991.

ZHU, H.S. et al. A microprocessor-based data-acquisition system for measuring plantar pressures form ambulatory subjects. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, New York, v.38, n.7, p.710-714, 1991.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)