

## ESTUDO DA VARIAÇÃO DO ARCO PLANTAR LONGITUDINAL COM APOIO DO CALCÂNEO EM DIFERENTES ALTURAS

NASSER, John Peter <sup>1</sup>

Á VILA, Aluísio Otávio Vargas <sup>2</sup>

### RESUMO

Este trabalho visou investigar a conformação externa do arco plantar longitudinal medial e a distribuição de forças anterior e posterior do pé, em diferentes alturas e ângulos de apoio do calcânhar. Participaram 8 voluntários do sexo feminino, com média de idade 18,6 anos, altura média de 165,7 cm, comprimento médio do pé de 242,6 mm e média da massa corpórea de 55,5 kg, sem indícios de problemas de coordenação motora, de locomoção ou ortopédicos e que usavam regularmente sapatos de salto alto. Verificou-se a distribuição de força nas regiões de apoio (anterior e posterior) do pé e a conformação do arco plantar para as alturas de apoio do calcânhar entre 1 e 12 centímetros, em intervalos de 1 cm, com variações angulares do apoio de 0°, 10°, 15° e 20° para cada altura. As medidas de força nas regiões anterior do pé foram feitas com o sistema F-Scan e uma plataforma Kistler, com frequência de aquisição de dados 200 Hz, durante 2 s. As medidas de força na região posterior foram feitas apenas com sistema F-Scan. Para coleta dos dados videográficos, utilizou-se o sistema Peak Motus, constituído de uma câmera de vídeo, um gravador de vídeo e um "software" processador de imagens. Com esse sistema, obtiveram-se as coordenadas, em um plano, de pontos anatômicos previamente marcados sobre o arco plantar longitudinal medial. Essas coordenadas foram posteriormente utilizadas como dados para alimentar o "software" Curve Expert, que obteve as equações de regressão para descrever o arco plantar. Foi realizado T-teste e encontrou-se diferença significativa, na distribuição das forças nas regiões anterior e posterior, entre as diferentes alturas e ângulos de apoio do calcânhar. Quando os dados obtidos pela Cinemetria foram processados e analisados, para verificar qual modelo representava melhor o contorno do arco plantar longitudinal medial, houve uma predominância da

equação não linear modelo MMF  $y = \frac{ab + cx^d}{b + x^d}$  aplicável a 32 combinações de alturas e ângulos de apoio do calcânhar. Nove combinações de alturas e ângulos produziram configurações de arco plantar melhor descritas como um polinômio de terceiro grau ( $y = a + bx + cx^2 + dx^3$ ). O terceiro modelo foi uma equação quadrática linear ( $y = a + bx + cx^2$ ), que melhor representou a configuração do arco plantar em cinco das combinações altura-ângulo. Outros modelos obtidos foram o sinusoidal

<sup>1</sup> Prof. Dr. Universidade Federal de Santa Catarina - Centro de Desportos

<sup>2</sup> Prof. Dr. Universidade Estadual de Santa Catarina - CEFID - Laboratório de Biomecânica

( $y=a+b.\cos(cx+d)$ ) e o logístico ( $y = \frac{a}{1 + b^{-cx}}$ ), cada qual descrevendo

melhor o arco em duas combinações de altura e ângulo.

**Unitermos:** Arco medial longitudinal, altura, ângulo e força.

## A STUDY OF THE VARIATION OF LONGITUDINAL FOOT ARCH WITH HEEL SUPPORT AT DIFFERENT HEIGHTS

### ABSTRACT

This work investigated the external shape of the medial longitudinal arch and the distribution of forces in forefoot and rearfoot, for different heights and angles of support of the heel. Subjects were 8 female volunteers, aged 18.6 in average, with an average height of 165.7 cm, average foot length of 242.6 mm, and average body mass of 55.5 kg, without symptoms of coordination, locomotion or orthopedical problems, that wore high-heeled shoes regularly. Force distribution was measured at the foot support areas (fore and rear), and the shape of the arch was determined for heel support heights from 1 to 12 cm (1 cm steps), with angular variations of the support of 0°, 10°, 15° and 20° for each height. Force measurements at the forefoot were made with the F-Scan system and a Kistler platform, at a data acquisition frequency of 200 Hz, during 2 s. Force measurements at the rearfoot were made only with F-Scan. Cinematographic data were collected with Peak Motus system, constituted of a video camera, a video tape recorder and a software for image processing. This system was used to obtain the coordinates, in a plan, of anatomical points previously marked on the foot arch. Those coordinates were later used as input data for the software Curve Expert, which obtained the regression equations to describe the foot arch. A T-test analysis was carried out and significant differences were found, in force distribution at forefoot and rearfoot areas, for different heights and angles of the heel support. When the data obtained through cinemetry were processed and analyzed to verify which model represented the best contour for the medial longitudinal foot

arch, there was a predominance of the non-linear equation model  $MMFY = \frac{ab+cx^d}{b+x^d}$

applicable to 32 combinations of heights and angles of the heel support. Nine combinations of heights and angles produced arch configurations better described as a third-degree polynomial ( $y=a+bx+cx^2+dx^3$ ). The third model was a linear quadratic equation ( $y=a+bx+cx^2$ ) that best represented the configuration of the arch for five

height-angle combinations. Other models obtained were the sinusoidal

( $y = a + b \cdot \cos(cx + d)$ ) and the logistic ( $y = \frac{a}{1 + b^{-cx}}$ ) each one best describing the arch at two height-angle combinations.

**Uniterms:** medial longitudinal arch, . heights, angles and forces.

## INTRODUÇÃO

Nos estudos da evolução anatômica da espécie humana, um segmento corporal freqüentemente abordado é o pé. Comparam-se os pés entre diferentes homínídeos e entre esses e os símios, buscando traçar, a partir das diversas configurações anatômicas, a evolução funcional do pé.

Trabalhos significativos como os realizados por Morton (1924) e Elftman & Manter (1935) fazem uma descrição razoavelmente detalhada dos aspectos anatômicos e funcionais do pé. Autores como Hicks (1953 e 1954) e Gravel et al (1988) aprofundaram esses estudos. Utilizando instrumentos e métodos mais apurados conseguiram realizar descrições mais minuciosas sobre o comportamento físico de suas estruturas e sobre os aspectos anatômicos, sejam ósseos, tendinosos ou musculares, assim como a sua interação com o meio. Até hoje, o arco plantar é uma das estruturas mais salientadas dentro destas análises.

Nas duas últimas décadas, os estudos sobre a posição do pé, impacto, picos de força, distribuição de pressão, auxiliados por instrumentos não invasivos com grande poder de obtenção de dados, como as palmilhas com sensores e as técnicas de cinemetria, permitiram que se conhecesse em detalhe o comportamento dessas variáveis enquanto o indivíduo realiza suas tarefas, como corrida, salto, frenagem, etc (Holden & Cavanagh, 1985; Nigg, 1986; Segesser & Pörringer, 1989). Os conhecimentos assim obtidos, aliados aos estudos dos materiais trouxeram grandes aperfeiçoamentos nos calçados desportivos.

O crescimento do mercado de consumo e as exigências do consumidor têm impulsionado também a realização de pesquisas voltadas ao calçado funcional. Ultimamente, o calçado feminino tem sido objeto de algumas pesquisas relativas ao conforto e à funcionalidade, como Merrield (1971), que relacionou o comprimento do apoio duplo e do apoio simples, durante a marcha, à variação de altura do salto do calçado. Manfio (1995) pesquisou medidas antropométricas da população brasileira do sexo feminino e diagnosticou a necessidade de uma diversificação nos perfis dos calçados. Eisenhardt et al (1996) analisou as características temporais e a pressão gerada na sola do pé durante a marcha com diferentes alturas de salto. Com isso,

conseguiu localizar as áreas de maior pressão para as diferentes alturas de salto.

O comportamento da altura do arco plantar longitudinal tem sido relacionado à prevenção de lesões ou à melhoria do conforto, caracterizado pela distribuição ótima dos valores de força e pressão ao longo do pé. A relação entre a altura do salto do calçado ou a altura atribuída ao calcanhar e o conforto pouco tem sido abordada. Assim como existe a preocupação com o arco plantar na confecção do calçado esportivo, há uma necessidade de conhecer a configuração do arco plantar em função das diferentes alturas dos saltos dos calçados.

Este trabalho busca compreender as relações entre a configuração do arco plantar e a distribuição de forças quando variamos a altura de apoio do calcanhar. Para uma melhor compreensão do problema é necessário, segundo Viladot (1986), destacar alguns conceitos básicos: a) o estudo do pé não pode ser somente focado sob o referencial dos anatomistas clássicos, que se baseiam na dissecação de cadáveres, pois a morfologia do pé do ser vivo, que sempre sustenta seu próprio peso, quando na posição bípede, é totalmente diferente; b) não se pode considerar o aparelho locomotor humano em termos estáticos, e sim deve-se analisá-lo sempre do ponto de vista dinâmico, pois mesmo quando se diz que o corpo humano está parado, ele, na verdade, encontra-se realizando muitos movimentos; ao se tratar da postura bípede do ser humano, deve-se falar do “dynamic standing”, e não do “static standing”<sup>1</sup>; c) o pé é uma estrutura tridimensional, que lembra grosseiramente uma abóbada, a qual contém uma infinidade de arcos; e, d) os diferentes aspectos antropométricos, anatômicos e biomecânicos são indissociáveis, portanto devem ser estudados em conjunto.

## OBJETIVO GERAL

Investigar a conformação externa do arco plantar longitudinal medial e a distribuição de forças anterior e posterior do pé, em diferentes alturas e ângulos de apoio do calcanhar.

## OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar a conformação do arco plantar longitudinal medial para as alturas de apoio do calcanhar entre 1 e 12 centímetros, com variação dos ângulos do apoio na parte posterior do pé de 0, 10, 15 e 20 graus.

<sup>1</sup> O verbo *stand* (“ficar de pé”, em inglês) não tem um equivalente em português. Grosso modo, a expressão *dynamic standing*, poderia ser traduzida como *equilibrar-se em pé dinamicamente*, enquanto que *static standing* significaria *fazê-lo estaticamente*, o que não ocorre.

- Verificar a distribuição de força, nas regiões de apoio (anterior e posterior) do pé, para as alturas de apoio do calcanhar entre 1 e 12 centímetros, com variações angulares do apoio na parte posterior do pé de 0, 10, 15 e 20 graus.

## **DELIMITAÇÕES**

Os sujeitos participantes deste estudo são todos do sexo feminino, sem nenhum histórico de lesões ou problemas ortopédicos e neuromotores.

Os registros foram feitos no plano sagital, com o indivíduo em apoio unipodal, nas alturas de 1 a 12 cm, com variações angulares de apoio de 0°, 5°, 10°, 15° e 20°.

## **METODOLOGIA**

A metodologia deste estudo foi selecionada com o apoio do Laboratório de Ensino e Pesquisa do Movimento Humano (LAPEM) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) e do Laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC), procurando-se atender da melhor forma os objetivos do estudo e utilizando-se, ao mesmo tempo, as novas tecnologias que são colocadas à disposição dos pesquisadores. Os métodos escolhidos para a análise do arco plantar e de suas alterações foram a antropometria, a cinemetria, e a dinamometria.

Para medir as distribuições de forças na região plantar, foram usados o sistema F-Scan e o sistema de plataformas de força Kistler. O sistema Peak Motus foi usado para aquisição, digitalização de imagens e processamento dos dados, objetivando medir as alterações do contorno do arco plantar.

### **Seleção da Amostra**

A amostra foi constituída de voluntários, residentes em Florianópolis, com disponibilidade de tempo para as coletas de dados, realizadas no CEFID – UDESC. Participavam do estudo, inicialmente, 30 sujeitos, mas a mortalidade foi bastante alta devido ao longo tempo de coleta de dados e ao desconforto, por causa da fadiga, uma vez que todo o processo de coleta de dados tinha uma duração de duas horas em cada etapa. Assim, participaram até o final da coleta de dados apenas 8 indivíduos, todos do sexo feminino, com idade média de 18,6 anos, altura média de 165,7 cm, número médio do calce de sapato 36,2 e média da massa corpórea de 55,5 kg. Os sujeitos não apresentavam nenhum indício de problemas médicos relacionados a coordenação motora, locomoção ou ortopédicos e utilizavam calçados de salto pelo menos uma vez na semana. Os dados dos sujeitos são apresentados na Tabela 1.

**Tabela 1** - Característica do grupo amostral.

	Sexo	Massa (kg)	Altura (cm)	n° sapato	Idade
S1	F	47,3	165,0	36	16
S2	F	50,0	162,0	37	18
S3	F	61,0	157,0	35	19
S4	F	59,0	178,0	37	20
S5	F	65,0	174,0	37	18
S6	F	53,7	165,0	36	18
S7	F	52,0	158,0	35	19
S8	F	56,0	167,2	36	21
Média		55,5	165,8	36,2	18,6
Desvio padrão		5,92	6,82	0,78	1,41

### Procedimentos

Este estudo consistiu na análise da conformação do arco plantar e da distribuição de força na região anterior e posterior do pé, variando a altura de apoio do calcâneo, com inclinações angulares do apoio de 0°, 10°, 15° e 20° para cada altura. A ordem dos ângulos para cada indivíduo foi aleatória. Para as medidas de força de reação plantar, as alturas variaram sempre em ordem crescente, de 1 cm a 12 cm, em intervalos de 1 cm.

Os registros antropométricos foram realizados diretamente com instrumentos de medida (paquímetro, fita métrica, plataforma de força) e através das imagens filmadas em vídeo tape. Para a cinematografia, as alturas do calcâneo variam de 0 a 12 cm.

Durante a utilização do sistema F-Scan para medição de forças, cada medida era repetida três vezes para cada altura e ângulo de apoio do calcâneo, obtendo-se a média aritmética das medições. A medida das forças através da plataforma de força Kistler era obtida com uma única medição por vez.

As medidas de força foram feitas com o indivíduo em apoio unipodal, sempre sobre o pé direito. Antes das medidas, marcava-se um segmento de reta horizontal desde o centro da cabeça do primeiro metatarsal até a projeção do centro do maléolo tibial. Esse segmento de reta constituía a projeção horizontal do arco plantar longitudinal medial.

### Localização dos pontos anatômicos

A verificação do comprimento do pé, segundo padronização descrita por Manfio (1995), teve como referência a distância longitudinal desde o ponto mais proeminente na região da tuberosidade do calcâneo até o ponto mais proeminente na

região anterior da tuberosidade da falange distal do primeiro dedo.

A localização dos pontos anatômicos foi feita através da palpação e do reconhecimento das proeminências ósseas. As marcas foram feitas com pontos reflexivos, que permitiram uma boa captura da imagem durante as filmagens. Os pontos marcados permitiram determinar as posições adotadas pelo pé durante a elevação de altura do apoio do calcâneo. Foram marcados os seguintes pontos:

- (1) ponto mais distal anteriormente ao hálux;
- (2) ponto central da parte medial da cabeça do 1º metatarsal;
- (14) projeção do centro do maléolo tibial sobre um segmento de reta horizontal que passa pelo ponto (2);
- (3) a (13) pontos sucessivos, marcados sobre o segmento de reta que une os pontos (2) e (14);
- (15) ponto mais distal do calcâneo (a medida de 1 a 15 é o comprimento do pé).

O posicionamento do indivíduo foi no plano sagital, e a câmera de vídeo foi colocada ortogonalmente. Para a realização do movimento e permanência da posição foram considerados dois eixos transversais: um formado pelas articulações do 1º e 2º metatarsos e o outro formado pelas articulações talo-crural e subtalar.

### **Regiões de apoios no pé**

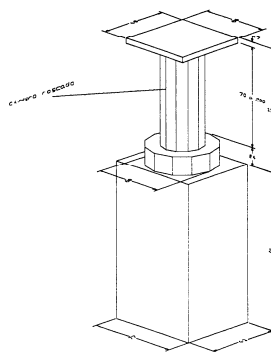
Para as medidas das forças plantares, o pé foi dividido em duas regiões distintas de apoios, que foram a Região Anterior do Pé, compreendida pelos metatarsianos, as falanges dos artelhos e as articulações tarso-metatarsianas, metatarso-falangianas, intermetatarsianas e interfalangianas, e a Região Posterior do Pé, formada pelo apoio sob o calcâneo. As medidas das forças plantares, nas regiões anterior e posterior do pé, foram todas feitas com o indivíduo equilibrado em apoio unipodal sobre palmilha sensorizada, assentada sobre a plataforma e sobre o simulador de alturas.

### **Simulador das alturas**

Foi desenvolvido um aparelho que permitiu a variação altura do apoio do calcanhar, denominado de Simulador de Alturas (Figura 10). Este possui um eixo, que permite a variação de alturas de 0 a 12 centímetros, e uma base onde é apoiado o calcanhar. Esse apoio é articulado, possibilitando os movimentos no plano antero-posterior e permitindo uma variação de até 70°. A aferição da regulagem das alturas foi feita com o traçador digital de altura Mitutoyo, modelo 192-659, com precisão de

0,02 mm. A parte anterior do pé, região dos metatarsos e falanges, foi apoiada em uma superfície plana, de dimensões 1,50 m x 1,50 m, localizada sobre uma estrutura de madeira, ficando a uma altura de 1,50 m do chão. Foi utilizado, para nivelar a superfície de apoio, um nível de precisão Mitutoyo 960-601, com uma sensibilidade de 0,1 mm/m.

**Figura 1** – Simulador de Alturas



### Sistema F-Scan

Para que se pudesse realizar a medida de força plantar nas regiões anterior e posterior do pé, foi utilizado o sistema F-Scan (Fig.1).

O sistema F-Scan compreende componentes físicos e “software”. Os componentes físicos coletam as informações de pressão plantar e as tornam utilizáveis pelo software do sistema. Este “software” analisa e demonstra as informações adquiridas, possibilitando o controle sobre a operação do sistema. Os componentes físicos do sistema são: o sensor Tekscan (palmilha sensorizada), a cinta de velcro do tornozelo, as unidades de conexão, os cabos, o cinto e a placa de interface. Os sensores Tekscan detectam as pressões plantares exercidas pelo apoio dos pés sobre as palmilhas. As palmilhas sensorizadas são circuitos impressos em uma lâmina flexível, de 0.18 mm de espessura, com 960 células sensoras de pressão individual em seu tamanho original, que pode ser recortado com tesouras para ajustar-se aos diferentes tamanhos de pés e calçados. As cintas de velcro do tornozelo são usadas para sustentar as unidades de conexão na posição dos tornozelos dos sujeitos. As unidades de conexão são conectadas às lingüetas das palmilhas sensoras. Essas unidades contêm os circuitos eletrônicos responsáveis por medir os sinais vindos das palmilhas. Estes controlam a varredura da grade dos sensores das palmilhas e a conversão A/D (analógica digital) das resistências medidas. Os dados digitais são, então, arranjados de forma serial e transmitidos, através de cabos coaxiais, para a placa de interface instalada no computador. O software do sistema foi projetado para demonstrar, comparar, armazenar e imprimir relatórios dos dados coletados a partir das palmilhas sensorizadas (Manfio, 1996).



### **Sistema Kistler**

O Sistema Kistler (Fig. 12) é composto pela plataforma de força modelo 9285, com sensores piezoelétricos, um conversor analógico-digital, e um amplificador modelo 9865 e o software. Os dados foram adquiridos a uma frequência de 200Hz, durante dois segundos. A variável adquirida foi a força normal ( $F_y$ ).

A aferição e o nivelamento da plataforma de força foram realizados com massas padronizadas de 5, 10 e 20 kg e um nível, obtidos do Laboratório de Medidas de precisão da Universidade Federal de Santa Catarina. Foram realizados os ajustes dos canais do amplificador, conforme especificações do fabricante.

### **Comparação dos instrumentos de registro de força na região anterior do pé**

Em função da mesma medida ter sido verificada por mais de um instrumento foi realizado T-teste para comparação das médias obtidas nos registros de força da Plataforma de Força Kistler e os registros obtidos do sistema FScan e não foi encontrado diferença significativa utilizando  $p < 0,05$  em 44 dos 48 registros realizados, sendo que as que apresentaram diferença significativas ocorreram nas altura 1 e 14 cm, angulo  $0^\circ$  e nas alturas de 1 e 12 cm, angulo de  $15^\circ$ .

### **Sistema Peak Motus**

O sistema Peak Motus (Figura 13), utilizado para coleta de dados em duas dimensões, consiste de uma câmara de vídeo Panasonic, com a regulagem de frequência 60 Hz, um vídeo-gravador Panasonic de 60 Hz e um processador de imagens, que permitiu obter as imagens dos pontos anatômicos que definiram o arco plantar medial longitudinal. Os valores das coordenadas desses pontos foram posteriormente utilizados para os cálculos. Devido a problemas na filmagem, perderam-se os registros das imagens para as alturas 8 e 9, com ângulo de inclinação  $0^\circ$ .

Escolheu-se o sistema de Reconstrução Bidimensional de Imagens por possibilitar uma medida do arco plantar. Para as coletas de dados das imagens, foi utilizada uma câmera de vídeo, o que possibilitou a reconstrução do segmento formado pelos pontos que foram previamente marcados no sujeito, possibilitando assim a digitalização dos mesmos.

No início de cada filmagem, foi feita a tomada de gravação do sistema de referência. Após a filmagem inicial desses pontos, as câmeras não foram mais removidas. Então foram feitas todas as filmagens dos sujeitos, com o pé posicionado no desempenho e no simulador de alturas.

As marcas dos pontos anatômicos foram realizadas com canetas demarcadoras no sentido horizontal, mesmo sentido do arco plantar longitudinal. Os pontos foram confeccionados em material emborrachado, recoberto por uma fita reflexiva, que permitiu uma melhor digitalização.

### **Processamento dos dados**

As imagens foram coletadas e transferidas para o Sistema Peak Motus, que permitiu a digitalização das imagens do pé. Foi utilizado o próprio programa para determinação das coordenadas espaciais x e y.

Para determinação das equações representativas do arco plantar foi utilizado o programa Curve Expert, versão 3.1. Este programa possui uma biblioteca de equações lineares e não lineares, que são divididas em famílias, e sub dividida em modelos.

Os critérios e procedimentos para o ajustes das curvas consistiu em análise do erro padrão, análise de variância utilizando o Q-quadrado, análise dos resíduos e análise dos gráficos possibilitando a comparação dos dados originais com o modelo proposto.

Com os dados obtidos através dos sistemas F-Scan e Kistler, realizou-se uma análise estatística descritiva, T-teste comparando os resultados obtidos nas alturas de 1 à 12 cm com variação dos ângulos de 0, 10, 15 e 20 °.

### **RESULTADOS E DISCUSSÕES**

Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados encontrados. Através da antropometria direta e da cinemetria obteve-se o contorno do arco longitudinal medial do pé nas alturas de 1 a 12 cm, com ângulos de apoio do calcanhar de 0°, 10°, 15° e 20° e realizou-se o tratamento matemático para determinar quais equações melhor representariam este contorno. Com a dinamometria, pôde-se verificar a distribuição da força para as regiões anterior e posterior do pé.

#### **Resultado das Medidas Antropométricas**

Foi verificado o comprimento do pé segundo padronização descrita por Manfio (1995) e obteve-se uma média do comprimento do pé de 242,62 mm (desvio padrão de 9,53 mm).

### Resultado dos Registros de Força

Para melhor visualização dos resultados, optou-se por agrupar os dados obtidos na plataforma de força Kistler e no Sistema F-Scan em todas as alturas, nos diferentes ângulos de inclinação. Os resultados são mostrados nas tabelas 1 a 4, a seguir. Construiu-se uma tabela com as alturas de apoio do calcanhar. Na primeira coluna de dados, são mostrados os ângulos de inclinação do apoio e as alturas. Na segunda e terceira colunas (F-Scan anterior e F-Scan posterior), apresentam-se os valores percentuais relativos médios da força de reação nas regiões anterior e posterior do pé, bem como os desvios padrões. Na quarta coluna, são mostrados os valores percentuais relativos médios da força de reação na região anterior do pé obtidos através da plataforma de força Kistler e os desvios padrões respectivos.

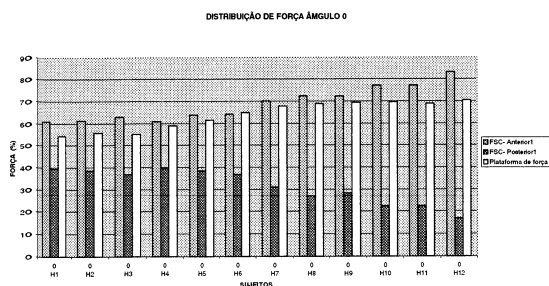
Comparação entre as altura de 1 a 12 cm .

Foi realizada a comparação entre as médias das alturas de 1 a 12 cm nos ângulos 0°, 10°, 15° e 20° de apoio do calcâneo, como o objetivo de verificar se os valores de força são significativamente diferentes. Na tabela 1 temos os valores correspondente ao ângulo de 0°.

**Tabela 1** – Resultados obtidos da força de reação nas regiões anterior e posterior do pé para a altura de apoio de 1 a 12 cm angulo 0°.

Altura do Apoio (cm)	F-Scan Anterior		F-Scan Posterior		Plataforma de Força Antero	
	x	s	x	s	x	s
1	61.08	12.57	39.37	12.72	54.02	9.62
2	61.32	5.72	38.58	5.71	55.48	8.80
3	63.01	9.40	36.93	9.38	54.86	6.92
4	60.96	7.29	39.40	7.25	59.06	11.05
5	63.89	7.35	38.40	9.54	61.61	10.68
5	64.28	10.04	37.78	11.29	65.00	7.56
7	70.11	12.16	31.14	12.84	67.90	9.13
8	72.43	14.75	26.75	14.27	68.97	9.74
9	72.26	17.11	28.28	16.80	69.48	11.16
10	77.08	11.72	22.18	12.73	69.63	10.81
11	77.11	9.08	22.20	8.49	68.91	8.34
12	83.05	6.90	16.80	6.96	70.51	7.38

Com os dados apresentados foi realizado um T-teste, para verificar a existência de diferença significativa entre as médias nas alturas de 1 - 12 cm e 0° de inclinação apoio do calcanhar em cada media de força com os diferentes instrumentos e as diferentes regiões de apoio.



**Gráfico 1** - dos valores relativos de força obtidos do sistema F-Scan na região anterior e posterior do pé, e valores obtidos na região anterior do pé na Plataforma de Força Kistler nas alturas de 1 a 12 cm e na inclinação de 0°.

**Quadro 1** - Alturas que apresentaram di ferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pela Plataforma de Força Kistler, com ângulo de inclinação do apoio de 0°.

Altu	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1						X	X	X	X	X	X	X
2						X	X	X	X	X	X	X
3					X	X	X	X	X	X	X	X
4							X	X	X	X		X
5				X					X	X		
6	X	X	X									
7	X	X	X	X								
8	X	X	X	X								
9	X	X	X	X	X							
10	X	X	X	X	X	X						
11	X	X	X									
12	X	X	X	X								

Pode-se verificar (quadro 1) que houve uma tendência de concentração das alturas que diferiram significativamente formarem dois blocos: as altura 1 a 3 cm diferindo das alturas 6 a 12 cm, outras alturas também apresentaram diferenças significativas tais como as alturas de 4 cm com as alturas 7, 8, 9, 10 e 12 cm, as altura 1,2 e 3 cm com a altura 6 cm

No quadro 2 os dados que são apresentados correspondem aos obtidos pelo sistema FScan na região anterior do pé.

Altu	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1							X	X		X	X	X
2							X	X		X	X	X
3										X	X	X
4										X	X	X
5							X			X	X	X
6							X	X		X	X	X
7		X			X	X				X		X
8		X				X						
9												
10	X	X	X	X	X	X	X					
11	X	X	X	X	X							
12	X	X	X	X	X	X	X					

**Quadro 2** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de 0°.

As Alturas de 1 a 5 cm diferiram significativamente das altura de 10, 11 e 12 cm, sendo estas o maior número, verifica-se também que a altura de 7 cm teve diferença com as alturas de 2, 5 e 6 cm, e a altura 8 cm teve diferença com as alturas 2 e 6 cm. (quadro 2)

Alt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1										X	X	X
2								X		X	X	X
3								X		X	X	X
4								X		X	X	X
5							X	X		X	X	X
6							X	X		X	X	X
7					X	X					X	X
8		X	X	X	X	X						
9												
10	X	X	X	X	X	X						
11	X	X	X	X	X	X						
12	X	X	X	X	X	X						

**Quadro 3** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região posterior do pé obtidos pelo sistema F-Scan, com ângulo de inclinação do apoio de  $0^\circ$ .

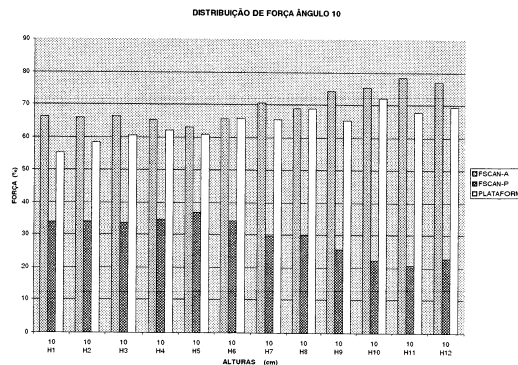
Na região posterior o conjunto das alturas de 1 a 6 diferiram do conjunto das alturas 10, 11 e 12 cm; a altura 7 teve diferença com as alturas 5 e 6 e a altura 8 também diferenciou das alturas 2, 3, 4, 5, e 6 cm (quadro 4)

Na tabela 2 temos os valores correspondente ao ângulo de  $10^\circ$ .

**Tabela 2** – Resultados obtidos da força de reação nas regiões anterior e posterior do pé para a altura de apoio de 1 a 12 cm ângulo  $10^\circ$ .

Altura do Apoio (cm)	F-Scan Anterior		F-Scan Posterior		Plataforma de Força Antero	
	X	S	X	S	X	S
1	66.23	4.95	34.02	5.05	55.38	6.97
2	65.85	7.25	34.16	7.36	58.45	8.16
3	66.34	7.13	33.82	7.36	60.53	10.22
4	65.30	7.06	34.81	7.15	62.13	10.82
5	63.16	6.37	37.07	6.51	60.95	6.02
6	65.61	11.70	34.40	11.70	65.78	9.00
7	70.46	10.15	29.56	10.14	65.48	14.56
8	68.80	10.90	29.91	10.68	68.74	7.66
9	74.42	10.86	25.61	10.87	65.22	10.57
10	75.53	12.90	22.25	10.73	71.92	7.26
11	78.58	10.85	20.82	10.71	67.66	7.68
12	77.12	10.37	22.82	10.31	69.29	12.23

**Gráfico 2** - Valores relativos de força obtidos do sistema Fscan na região anterior e posterior do pé, e valores obtidos na região anterior do pé, na Plataforma de Força Kistler nas alturas de 1 a 12 cm e na variação angular de  $10^\circ$ .



Alturas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1						X		X	X	X	X	X
2						X		X	X	X	X	X
3								X	X	X	X	X
4								X				
5						X		X		X	X	
6	X	X			X							
7												
8	X	X	X	X	X							
9	X	X	X									
10	X	X	X		X							
11	X	X	X		X							
12	X	X	X									

**Quadro 4** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pela Plataforma de Força Kistler, com ângulo de inclinação do apoio de  $10^\circ$ .

As alturas de 1, 2 e 3 cm apresentaram diferença com as alturas 8 a 12 cm; a altura 6 cm apresentou diferença com as alturas 1 e 2 cm; e a altura de 5 cm apresentou diferença com as alturas 6, 8, 10 e 11 cm (quadro 4)

Verifica-se (quadro 5) que houve uma diferença significativa entre os blocos de alturas 4 a 6 cm em relação as alturas 7, 9, 10, 11, e 12 cm assim com as alturas 1 cm com as alturas 9 e 11 cm; a altura 2 com as alturas 11 e 12 cm e a altura 3 cm com as alturas 10 e 11 cm.

**Quadro 5** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de  $10^\circ$ .

Alturas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1									X		X	
2											X	X
3										X	X	
4							X		X	X	X	X
5							X		X	X	X	X
6							X		X	X	X	
7				X	X	X					X	
8											X	
9	X			X	X	X						
10			X	X	X	X						
11	X	X	X	X	X	X	X	X				
12		X		X	X							

Alturas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1									X	X	X	X
2										X	X	X
3										X	X	
4							X		X	X	X	X
5							X		X	X	X	X
6							X		X	X	X	
7				X	X	X			X	X		
8										X		
9	X			X	X	X				X		
10	X	X	X	X	X	X	X	X				
11	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
12	X	X		X	X							

**Quadro 6** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região posterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de  $10^\circ$ .

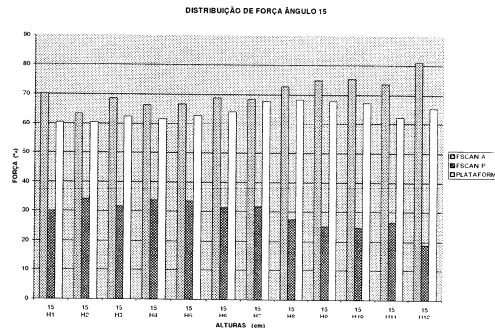
Em relação aos dados obtidos na região anterior nota-se que o conjunto das alturas de 1 a 8 cm contrasta-se com as alturas 10 e 11 cm, outras alturas como a 9 difere das alturas 1, 4, 5, e 6 cm; a altura 12 cm difere das alturas 1, 2, 5 e 6 cm; e a 7 cm com 4, 5, e 6 cm (quadro 6).

Na tabela 3 temos os valores correspondente ao ângulo de  $15^\circ$ .

**Tabela 3** – Resultados obtidos da força de reação nas regiões anterior e posterior do pé para a altura de apoio de 1 a 12 cm angulo 15°.

Altura do Apoio (cm)	F-Scan Anterior		F-Scan Posterior		Plataforma de Força Antero	
	x	s	x	s	x	s
1	70.20	5.16	30.00	5.54	60.52	6.27
2	63.33	8.48	33.95	2.56	60.44	7.28
3	68.61	3.52	31.51	3.39	62.44	9.01
4	66.35	5.16	33.57	5.19	61.65	6.86
5	66.67	5.49	33.30	5.47	62.82	7.69
6	68.84	6.77	31.20	6.82	64.15	7.25
7	68.41	7.45	31.62	7.53	67.66	7.27
8	72.75	8.06	27.37	8.41	68.33	6.83
9	74.84	9.81	25.09	9.74	67.85	6.51
10	75.36	9.80	24.62	9.78	67.30	8.77
11	73.64	7.60	26.47	7.51	62.45	10.49
12	81.14	8.85	18.92	8.90	65.46	9.15

**Gráfico 3** - Valores relativos de força obtidos do sistema F-Scan na região anterior e posterior do pé, e valores obtidos na região anterior do pé na Plataforma de Força Kistler nas alturas de 1 a 12 cm e na variação angular de 15°.



Alt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1							X	X	X			
2							X	X	X			
3							X	X	X			
4							X	X	X			
5												
6												
7	X	X	X	X								
8	X	X	X	X							X	
9	X	X	X	X							X	
10												
11								X	X			
12												

**Quadro 7** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pela Plataforma de Força Kistler, com ângulo de inclinação do apoio de 15°.

Neste conjunto de dados verifica-se que as alturas 7, 8, e 9 cm diferem das alturas de 1 a 4 cm e a altura de 11cm diferindo das alturas 8 e 9 cm.

**Quadro 8** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de 15°.

Alt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1												X
2											X	X
3												X
4								X	X	X		X
5								X	X	X		X
6								X	X			X
7												X
8				X	X	X						X
9				X	X	X						X
10				X	X							X
11		X										
12	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		

Nota-se que a altura de 12 cm diferiu significativamente das alturas de 1 a 10 cm; a altura de 8 cm diferindo das alturas de 4, 5 e 6 cm; a altura de 8 cm diferindo das alturas 4, 5 e 6 cm; a altura de 10 cm diferindo das alturas 4 e 5 cm e a altura 11 cm diferindo da altura de 2 cm.

Quanto aos resultados obtidos na inclinação de apoio de 15°, os valores na região posterior do pé obtido através do sistema FScan pode-se verificar conforme quadro 9.

Alt	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1												X
2										X	X	X
3												X
4								X	X	X		X
5								X	X	X		X
6								X	X			X
7												X
8				X	X	X						X
9				X	X	X						X
10		X		X	X							X
11		X										
12	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		

**Quadro 9** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região posterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de 15°.

A altura 12 difere significativamente do conjunto de alturas de 1 a 10 cm de altura, a altura 8 e 8 cm diferem das alturas 4, 5 e 6 cm; a altura de 10 cm difere das alturas 2, 4 e 5 cm e a altura de 11 cm difere da e cm.

Na tabela 4 temos os valores correspondente ao ângulo de 20°.

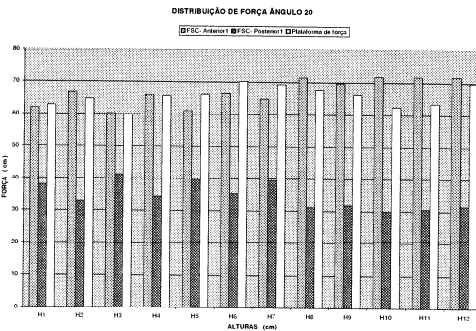
**Tabela 4** – Resultados obtidos da força de reação nas regiões anterior e posterior do pé para a altura de apoio de 1 a 12 cm angulo 20°.

Altura do (cm)	F-Scan Anterior		F-Scan		Plataforma de	
	x	s	x	s	x	s
1	61.98	15.96	37.93	15.99	60.91	6.25
2	66.76	5.31	32.82	5.86	64.76	8.85
3	60.29	15.98	41.24	15.78	59.95	7.92
4	61.98	15.96	37.93	15.99	60.91	6.25
5	66.03	5.89	34.35	6.68	65.76	7.33
6	61.17	14.19	39.55	13.80	66.32	7.16
7	66.59	9.00	35.36	8.97	70.21	10.70
8	64.96	20.05	39.45	17.76	69.25	10.69
9	71.49	11.76	31.17	10.90	67.79	8.89
10	69.69	14.12	31.90	13.40	66.33	7.99
11	71.82	11.75	29.99	10.55	62.56	8.45
12	71.79	13.64	30.60	11.80	63.64	7.23
	71.74	18.74	31.59	15.75	69.77	8.69



Encontrou-se diferenças significativas para as alturas 2 cm com a altura de 12 cm; a altura de 3 cm com as alturas 4, 6 e 12 cm; a altura de 4 cm com a altura 3 cm; a altura de 5 cm com a altura 10 cm; a altura de 6 cm com as alturas 9, 10 e 11 cm e a altura de 7 cm com as alturas 10 e 11 cm. (quadro 10)

**Gráfico 4** - Valores relativos de força obtidos do sistema Fscan na região anterior e posterior do pé, e valores obtidos na região anterior do pé na Plataforma de Força Kistler nas alturas de 1 a 12 cm e na variação angular de 20°.



I. Alturas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1												
2												X
3				X								X
4			X									
5										X		
6			X						X	X	X	
7									X	X		
8												
9						X						
10					X	X	X					X
11					X	X	X					X
12		X	X							X	X	

**Quadro 10** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pela Plataforma de Força Kistler, com ângulo de inclinação do apoio de 20°.

**Quadro 11** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região anterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de 20°.

I. Alturas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1									X	X	X	
2												
3									X	X	X	X
4												
5									X	X	X	X
6												
7									X			
8						X						
9	X		X		X							X
10	X		X		X							
11	X		X		X				X			
12			X		X							

Foi encontrada diferença significativa para a altura de 1 cm com as alturas de 9, 10 e 11 cm; as alturas 3 e 5 cm teve diferença com as alturas de 9 a 12 cm; a altura 6 cm teve diferença com a altura 8 cm e a altura 9 teve diferença significativa com a altura 11 cm (quadro 11).

As alturas 3 e 5 cm diferem significativamente das alturas 9 a 12 cm de altura; a altura 1 cm difere da altura de 10 cm e a altura 5 difere da 8 cm, com ângulo de inclinação do apoio de 20° conforme quadro 12.

**Quadro 12** - Alturas que apresentaram diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre os valores de força na região posterior do pé obtidos pelo sistema FScan, com ângulo de inclinação do apoio de 20°.

Alturas	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1										X		
2												
3									X	X	X	X
4												
5									X	X	X	X
6								X				
7												
8						X						
9			X		X							
10	X		X		X							
11			X		X							
12			X		X							

Foi realizado o T teste para comparar os valores das forças obtidos na região anterior e posterior pelo sistema FScan, e para o ângulo de inclinação de 0° foi encontrada diferença significativa para  $p < 0,05$  nas alturas de 2 a 12 cm. Na altura 1 cm não foi encontrada diferença significativa entre os valores da força na região anterior e posterior do pé. Em relação aos ângulos de apoio de 10° e 20°, todas as alturas (1 a 12 cm) apresentaram diferenças significativas com o nível de  $p < 0,05$ . O ângulo de 20°, apresentou diferenças significativas para as alturas 2, 4, 6, 8, 9, 10, 11 e 12 cm de altura e não apresentou diferenças significativas para as alturas de 1, 3, 5, e 7 cm. Verifica-se que no total das 84 medidas, 5 não apresentaram diferenças significativas entre as medidas da região anterior e posterior do pé quando verificada pelo sistema FScan.

Portanto, comparando ao estudo de Valenti apud Henning (1989) e Viladot (1987), não se encontrou uma relação linear entre altura do salto e distribuição do força entre as regiões anterior e posterior do pé. Da mesma forma, o ângulo do apoio do calcanhar não parece provocar uma resposta linear na distribuição do força.

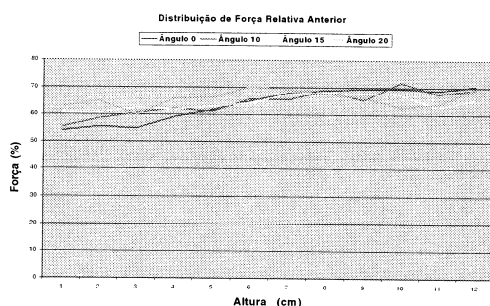
Além das diferenças de distribuição de força apresentadas por Valenti e por Viladot, também não se encontraram valores tão baixos ou tão altos de força relativa quer na região anterior, quer na posterior, para qualquer combinação altura-ângulo. Enquanto Valenti prevê para a região anterior valores de força relativa de até 90 a 100%, o maior valor percentual relativo encontrado neste estudo para a força de reação nesta região foi de 83,05%, para a altura de apoio de 12 cm, com ângulo de 0°. Para essa mesma região, Valenti prevê o valor mais baixo como 50%. Neste estudo, o menor valor encontrado para o percentual relativo ao peso da força de reação na região anterior foi de 60,29%, para uma altura de 6 cm, com ângulo de 20° no apoio. Ressalte-se que o valor mais baixo de reação na região anterior não foi conseguido com a menor altura de calcanhar, como previsto por Valenti. Para a região

posterior, Valenti prevê valores entre 0 e 50% do peso. O valor mais baixo e o mais alto para essa variável neste estudo foram, respectivamente, 16,80% (na altura de 12 cm, com inclinação de 0°) e 41,24% (na altura 6 cm, com inclinação de 20°).

Apesar de, como já citado, ter encontrado diferença estatisticamente significativa, no que diz respeito à distribuição do peso, entre as alturas para um mesmo ângulo de apoio, duas tendências parecem ter-se evidenciado:

a) A distribuição de peso entre as regiões anterior e posterior não sofre grande variação com o aumento da altura do apoio do calcânhar nem com a variação de seu ângulo. As maiores amplitudes de variação obtidas ao se alterar o ângulo de apoio foram de 11,31% para a força de reação anterior e 14,79 para a força de reação posterior, na altura 12 cm. Por outro lado, as maiores amplitudes de variação conseguidas ao se variar a altura foram de 22,76% para a força anterior e 24,44% para a força posterior, diferença absolutas entre as medidas obtidas com a altura de 6 cm (ângulo de 20°) e 12 cm (ângulo de 0°).

b) A segunda tendência evidenciada foi um ligeiro crescimento da força de reação anterior, com correspondente decréscimo na força de reação posterior à medida que se elevava a altura do calcânhar. O Gráfico 1 ilustra essa tendência. No mesmo gráfico, pode-se perceber a já mencionada pequena amplitude de variação nas força de reação anterior para as diferentes alturas e ângulos.



**Gráfico 1** – Força de reação percentual relativa ao peso nas alturas de 1 a 12 cm de apoio do calcâneo no ângulos de 0°, 10°, 15 e 20°.

### Equações Representativas do Contorno do arco Plantar Longitudinal Medial

Os critérios utilizados para determinar os modelos e quais as equações que mais se ajustam as curvas, foram: a análise do comportamento dos dados, a verificação do coeficiente de regressão, o erro padrão, o calculo do Qui-quadrado e os resíduos dos dados obtidos em relação aos dados originais. As equações foram obtidas através dos valores das coordenadas x (função) e y (posição espacial relacionada a altura do arco plantar).

Houve uma predominância na equação não linear modelo MMF, que melhor descreve o arco plantar longitudinal medial em 32 das 50 combinações altura-ângulo. Essa equação tem a seguinte forma:

$$y = \frac{ab + cx^d}{b + x^d} \quad (1)$$

Nesse modelo de curva, há, no início um ponto fixo. Depois, os valores aumentam monoliticamente até alcançar um ponto de inflexão. Depois disso, as aproximações da taxa de crescimento tornam-se assintóticas.

O segundo modelo de equação trata-se de um polinômio de terceiro grau (equação 2), com predominância em 9 das combinações altura-ângulo. Sua forma de equação é:

$$y = a + bx + cx^2 + dx^3 \quad (2)$$

O terceiro modelo foi um polinômio de segundo grau (equação 3), que representou a configuração do arco plantar em 5 das combinações altura-ângulo. A forma desta equação é:

$$y = a + bx + cx^2 \quad (3)$$

Os outros dois modelos encontrados para a equação que descreve o arco plantar foram sinusoidal (equação 4) e logístico (equação 5), cada qual predominante em duas combinações altura-ângulo. A forma da equação para o sinusoidal é:

$$y = a + b \cdot \cos(cx + d) \quad (4)$$

e para o logístico, a forma é:

$$y = \frac{a}{1 + b^{-cx}} \quad (5)$$

O quadro a seguir apresenta as equações e as combinações de alturas e ângulos a que melhor se aplicam.

As equações foram estabelecidas a partir do comprimento do arco plantar longitudinal e estabelecidas com referência ao tamanho médio do pé da amostra de 242,62 mm.

**Quadro 13** – Equações obtidas nas alturas de apoio do calcânhar de 1 a 12 cm nos ângulos 0°, 10°, 15° e 20°.

MODELO	FÓRMULA	ÂNGULOS /ALTURAS			
		A0	A10	A15	A20
MMF	$y = \frac{ab + cx^d}{b + x^d}$	5, 6, 7, 10, 11, 12	3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12	3, 4, 8, 9, 10, 11	3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12
Polinomial de 3º grau	$y = a + bx + cx^2 + dx^3$	0, 1	0, 1	5, 6, 7	0, 2
Quadrática	$y = a + bx + cx^2$	2, 3, 4	2		1
Sinusoidal	$y = a + b \cdot \cos(cx + d)$			0, 1	
Logística	$y = \frac{a}{1 + b^{-cx}}$			2, 12	

## CONCLUSÕES

Este trabalho visou determinar a conformação do arco plantar medial longitudinal e a distribuição das forças plantares para diferentes alturas e ângulos de apoio do calcânhar. Os resultados obtidos para a conformação do arco plantar sugerem que a equação predominante para sua descrição é não linear, do modelo MMF, na

forma  $y = \frac{ab + cx^d}{b + x^d}$ , válida para 32 (64%) das combinações altura-ângulo testadas.

Entretanto, outros dois modelos equações também tiveram ocorrência notável, o polinômio de 3º grau da forma  $y = a + bx + cx^2 + dx^3$ , em 9 (18%) das combinações altura-ângulo, e o quadrático ( $y = a + bx + cx^2$ ), em 5 (10%) das combinações.

Para verificação da performance das equações obtidas, os critérios preliminares de análise estão baseados no erro padrão e no coeficiente de correlação, podendo-se também analisar o histórico apresentado, os resíduos, os valores de covariância e do qui-quadrado.

Os resultados dessa fase da análise sugerem que as configurações assumidas pelo arco plantar são excessivamente complexas para descrição por um único modelo de equação. Ao mesmo tempo, ressaltam a necessidade de estudos mais aprofundados do comportamento dessa estrutura anatômica.

Quanto à distribuição do peso entre as regiões anterior e posterior do pé, não se obteve uma relação linear para as diferentes alturas e ângulos. Esses resultados diferem dos obtidos por Valenti apud Henning (1989), que apresenta uma distribuição linear de peso em função da altura. Diferem também dos valores teóricos propostos

por Viladot (1987). Aparentemente, a assumpção desse autor de que o pé se comporte como um triângulo de lados rígidos e não como uma combinação de vários segmentos articulados, produz um padrão de distribuição teórico insuficiente para dar conta das distribuições de pesos reais.

O comportamento das variações do percentual de força relativa deve-se, provavelmente à configuração das articulações de Linsfrank e Chopart. A mobilidade dessas articulações, apresentada durante a elevação do calcâneo, faz com que um modelo de alavancas simples não seja adequado para prever o comportamento do pé, especialmente no que diz respeito ao arco plantar, objeto deste estudo. A natureza parece ter dotado o pé humano de um complexo e eficiente sistema de compensação, de forma a distribuir o peso entre as regiões anterior e posterior para as mais variadas situações, minimizando as sobrecargas devido a desníveis no terreno.

Apesar de, aparentemente, invalidarem o modelo proposto por Viladot, os resultados da análise de distribuição de forças realizada neste estudo não permitem propor um modelo alternativo. Seria necessário realizarem-se estudos subsequentes, com controle da mobilidade das estruturas ósteo-articulares e conhecimento das propriedades biomecânicas dos tecidos ósseos, musculares, tendinosos, adiposos e mesmo epiteliais.

O estudo apresentou algumas limitações importantes. Primeiramente, o reduzido número de sujeitos. Em segundo lugar, o arco, uma estrutura tridimensional, foi reduzido a uma linha projetada em um plano. Em terceiro lugar, as medidas foram feitas com o indivíduo em posição unipodal, o que, além de acentuar o desconforto e a fadiga, também produz uma instabilidade que deve ter produzido efeitos não controlados sobre a distribuição das forças plantares. Por fim, as coletas de dados com a plataforma e com o F-Scan não foram simultâneas. Mesmo com essas limitações, o cuidado na aquisição dos dados e a alta sensibilidade dos instrumentos utilizados fazem com que os dados obtidos sejam bastante confiáveis.

Este estudo tem um caráter inovador, sendo o primeiro trabalho a propor uma descrição do contorno bidimensional do arco plantar através de equações matemáticas. Assim, ainda que seus resultados só possam ser aplicados a uma população com características antropométricas próximas às dos sujeitos do estudo, a metodologia escolhida mostra-se promissora para a realização de estudos subsequentes. Os resultados obtidos já permitem a fabricação de um protótipo de calçado que permita a validação experimental do modelo.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- EISENHARDT, J. R., COOK, D., PREGLER, I. e FOEHL, H. C. Change in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. **Gait & Posture** **4**: 280-286, 1996.
- ENGBERG, J. R., ANDREWS, P., A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint – in vitro. **Journal of Biomechanics** **20**, 429-442, 1987.
- ELFTMAN, H. & MANTER, J. The evolution of the human foot, with special reference to the joints. **Journal of Anatomy**. (Lond) **70**: 56-67, 1935.
- GRAVEL D. et al. Influence of contractile tension development on dynamic strength measurement of the plantar flexor in man. **Journal of Biomechanics** **21**, (2) 89-96, 1988.
- HENNING, E. E. O calçado e a saúde dos pés. **Técnicouro** **11**, (4) 38-46, 1989.
- HICKS, J. H. The mechanics of the foot. I The joints. **Journal Anatomy**. (Lond) **87**: 345-357, 1953.
- HICKS, J. H. The mechanics of the foot. II The plantar aponeurosis and the arch. **Journal Anatomy**. (Lond) **88**: 25-31, 1954.
- HOLDEN, J.P., CAVANAGH, P. R. Foot angles during walking and running. In: Winter D. A. et al. (eds) **International Series on Biomechanics IX-A** Champaign, IL: Human Kinetics Press. 451-456, 1985.
- MANFIO, E. F. Estudo de parâmetros antropométricos e biomecânicos do pé humano para a fabricação de calçados segundo critérios de conforto, saúde e segurança. Santa Maria, 1995. **Dissertação de Mestrado** - Universidade Federal de Santa Maria.
- MERRIFIELD, H. H. Female gait patterns in shoes with different heel heights. **Ergonomics** **14** (3): 411-417, 1971. NIGG, B. **Biomechanics of running shoes**. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publisher, 1986.

MORTON, D.J. Evolution of the longitudinal arch of the human foot. **Journal of Bone and Joint Surgery** 6: 56-90, 1924.

NIGG, B. **Biomechanics of running shoes**. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publisher, 1986.

SEGESSER, B., PFÖRRINGER, W. **The shoe in sport**. London: Wolfe Publishing, 1989.

VILADOT, A. P. **Dez lições de patologia do pé**. São Paulo: Roca, 1986.

VILADOT, A. P. **Patologia do antepé**. São Paulo: Roca, 1987.