

JOÃO OTACILIO LIBARDONI DOS SANTOS

**ASPECTOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS DO MOVIMENTO DE
EVERSÃO DO CALCANHAR DURANTE A MARCHA**

FLORIANÓPOLIS - SC

2008

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA - UDESC
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO
HUMANO

JOÃO OTACILIO LIBARDONI DOS SANTOS

**ASPECTOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS DO MOVIMENTO DE
EVERSÃO DO CALCANHAR DURANTE A MARCHA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte - CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito para obtenção do grau de mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila

FLORIANÓPOLIS

Abril, 2008

JOÃO OTACILIO LIBARDONI DOS SANTOS

**ASPECTOS CINEMÁTICOS E CINÉTICOS DO MOVIMENTO DE
EVERSÃO DO CALCANHAR DURANTE A MARCHA**

Dissertação aprovada como requisito para obtenção do grau de Mestre no Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, da Universidade do Estado de Santa Catarina.

BANCA EXAMINADORA:

Orientador:

Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Avila
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro:

Prof. Dr. Carlos Bolli Mota
Universidade Federal de Santa Maria – UFSM

Membro:

Prof. Dr. John Peter Nasser
Universidade Federal de Santa Catarina - UFSC

Membro:

Prof^ª. Dr^ª. Eliane Fátima Manfio
Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos - IBTeC

Florianópolis, SC, 25 de abril de 2008.

RESUMO

Título: Aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento de eversão do calcanhar durante a marcha;

Autor: João Otacilio Libardoni dos Santos

Orientador: Prof. Dr. Aluisio Otavio Vargas Ávila

Esta pesquisa teve como objetivo analisar a influência do movimento de eversão do calcanhar sobre as variáveis biomecânicas da marcha relativas à distribuição de pressão plantar (DPP) e o centro de pressão (COP). Participaram do estudo 21 sujeitos do sexo masculino (média de idade 27 anos \pm 8 anos, estatura de 178cm \pm 6cm e massa corporal de 76kg \pm 10kg). Os sujeitos foram divididos em dois grupos, considerando o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar: Grupo Normal (n=11) - sujeitos que apresentavam Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar $< 8^\circ$ e Grupo Overpronado (n=10) - sujeitos que apresentavam Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar $\geq 8^\circ$. A coleta de dados consistiu - se em avaliar o andar de forma descalça em linha reta sobre uma passarela de EVA sem qualquer inclinação em relação à linha do horizonte e com uma velocidade controlada de 5km/h \pm 5%. As variáveis analisadas foram: Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar, Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de contato, Carga Relativa, Velocidade Média do COP e Deslocamento Medial e Lateral do COP. Para a aquisição dos dados cinemáticos foi utilizado o sistema *Spica Technology Corporation*TM com duas câmeras de vídeo sincronizadas, com taxa de amostragem de 955Hz. Para a aquisição dos dados cinéticos utilizou-se o sistema *Novel Emed- XR* com taxa de amostragem de 100Hz. Na análise estatística foi aplicado o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar a normalidade dos dados. Para comparar as variáveis cinéticas intra-grupo nas diferentes regiões do pé, foi utilizado o teste *ANOVA One-Way*. Já comparando estas variáveis inter-grupos, foi utilizado o teste “*t*” de *Student* para amostras independentes. Para verificar possíveis correlações entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar e as variáveis cinéticas analisadas, utilizou-se o teste de *Pearson*. O nível de significância adotado foi de 0,05. Ao comparar as variáveis “Pressão Plantar Média”, “Pico de Pressão Plantar” e “Carga Relativa” entre as diferentes regiões do pé intra-grupo, pode-se observar que ambos os grupos apresentaram um padrão de distribuição de pressão plantar semelhante, diferenciando-se apenas pelas intensidades dessas variáveis. Já ao comparar as variáveis “Pico de Pressão Plantar” e “Área de Contato” nas diferentes regiões do pé inter-grupos, observou-se que o Grupo Normal apresentou maiores valores médios, estatisticamente significativos, principalmente na região do calcanhar e do médio pé. Em relação às variáveis

“Pressão Plantar Média”, “Carga Relativa”, “Velocidade Média do COP” e “Deslocamento Medial e Lateral do COP” não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ao comparar o Grupo Normal e o Grupo Overpronado em nenhuma das regiões analisadas. Ao analisar possíveis correlações entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo e as variáveis cinéticas, pode-se observar que as variáveis “Pressão Plantar Média”, “Pico de Pressão Plantar”, “Área de Contato” e “Carga Relativa” apresentaram correlações positivas estatisticamente significativas com o “Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo”, principalmente na região do médio pé. Já as variáveis “Velocidade Média do COP” e “Deslocamento Medial e Lateral do COP” não apresentaram correlações estatisticamente significativas. Assim, é possível concluir que o aumento do ângulo de eversão do calcâneo (overpronação) afetou consideravelmente algumas variáveis biomecânicas da distribuição de pressão plantar durante a marcha. Isso demonstra a importância da análise da distribuição de pressão plantar no quadro clínico e preventivo, pois a mesma possui um grande potencial para prever movimentos anormais durante a locomoção.

Palavras-chave: Ângulo de Eversão do Calcâneo. Distribuição de Pressão Plantar. Centro de Pressão. Marcha Humana.

Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC
Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID
Mestrado em Ciências do Movimento Humano
Florianópolis, 25 de abril de 2008.

ABSTRACT

Title: Kinematic and kinetic aspects of rearfoot eversion motion during walking;

Author: João Otacilio Libardoni dos Santos

Advisor: Aluisio Otavio Vargas Avila

The aim of this study was to examine the influence of the rearfoot eversion motion on the biomechanical variables of the walking related with the plantar pressure distribution and the center of pressure (COP). Twenty-one male subjects (mean age 27 years \pm 8 years, height 1.78m \pm 0.6m and body mass 76kg \pm 10kg) have participated of the study. Subjects were separate into two groups considering the Maximum Rearfoot Eversion Angle: Normal Group (n=11) - which had an angle $< 8^\circ$ and Overpronation Group (n=10) - which had an angle $\geq 8^\circ$. The experimental data acquisition consisted in the evaluation of the barefoot gait in a straight line on a EVA walkway (flat stuff), and a controlled speed of 5 km / h \pm 5%. The variables examined were: Maximum Rearfoot Eversion Angle, Media Plantar Pressure, Plantar Pressure Peak, Contact Area, Relative Load, Mean Velocity of the COP and Medial and Lateral displacement of the COP. The kinematic data has been acquired by the Spica Technology CorporationTM video system with two video cameras synchronized with a sampling rate of 955 Hz. For the kinetic data acquisition was used the Novel Emed-XR system with a sampling rate of 100 Hz. The Shapiro-Wilk test has been applied for the statistical analysis to verify the normality of the data and the statistical test One-Way ANOVA was used to compare the kinetic variables intra-group in different regions of the foot. The Student t-test was used to compare these inter-groups variables and the *Pearson* statistical test to check possible correlation between the Maximum Rearfoot Eversion Angle and kinetic variables. The level of significance adopted was 0.05. Analyzing the variables Media Plantar Pressure, Plantar Pressure Peak and Relative Load between different regions of the foot intra-groups, had been observed that both groups has shown a similar pattern of distribution of plantar pressure, but differentiating themselves only by the intensities of these variables. Plantar Pressure Peak and Contact Area variables have been compared among themselves in different regions of the foot inter-groups and, it was observed that the Normal Group showed higher mean values significant statistically, especially on the region of the heel and mid-foot. There was no significant statistically difference on the regions examined when the variables Media Plantar Pressure, Relative Load, Mean Velocity of the COP and Medial and Lateral displacement of the COP were compared between Normal Group and Overpronation Group. Analyzing possible correlations between the Maximum Rearfoot Eversion Angle and kinetic variables can be observed that the variables Media Plantar Pressure, Plantar Pressure Peak, Contact Area and Relative Load have shown positive significant statistically correlations with

the Maximum Rearfoot Eversion Angle mainly in the mid-foot. However, there were no correlations on the variables of Mean Velocity of the COP and Medial and Lateral Displacement of the COP. These results suggest that the increase in the rearfoot eversion angle (overpronation) affects considerably some biomechanical variables such as the distribution of plantar pressure during the gait. This study demonstrates the importance of the analysis of the distribution of pressure on the clinical and preventive situation, since it has a great potential to predict abnormal movements during the locomotion.

Keywords: Rearfoot Eversion Angle. Plantar Pressure Distribution. Center of Pressure. Human Gait.

**University of Santa Catarina State – UDESC
Center of Healthy Science and Sport – CEFID
Master in Human Movement Science
Florianopolis, april 25th, 2008.**

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Especificações Câmera <i>MotionVision DALLSTAR CA-D6</i>	40
Quadro 2: Especificações do sistema <i>Emed-XR</i>	42
Quadro 3: Organograma resumindo o tratamento estatístico	53

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Estrutura óssea do pé.....	26
Figura 2: Balança digital.....	40
Figura 3: Câmera modelo <i>MotionVision DALLSTAR CA-D6</i> para aquisição de imagens	40
Figura 4: Calibrador de 13 pontos	41
Figura 5: Sistema <i>Novel Emed- XR</i>	42
Figura 6: Esquema da disposição das fotocélulas e do sistema <i>Novel Emed- XR System</i>	43
Figura 7: Localização dos marcadores reflexivos (Pé Direito)	44
Figura 8: Ângulo relativo entre os segmentos Calcâneo (A-B) - Tíbia (C-D).	45
Figura 9: Posicionamento do pé para marcação dos marcadores reflexivos	48
Figura 10: Divisão do pé em regiões.	51
Figura 11: Divisão do pé em regiões para análise da velocidade média do COP	51
Figura 12: Distribuição dos grupos de acordo com o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:Características Antropométricas dos grupos do estudo.....	39
Tabela 2: Comparação dos valores médios do Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar entre os grupos.....	54
Tabela 3: Comparação dos valores médios da Pressão Plantar Média entre os grupos nas diferentes regiões do pé.....	55
Tabela 4: Comparação dos valores médios dos Picos de Pressão Plantar entre os grupos nas diferentes regiões do pé.....	56
Tabela 5: Comparação dos valores médios da Área de Contato entre os grupos nas diferentes regiões do pé.....	59
Tabela 6: Comparação dos valores médios da Carga Relativa entre os grupos nas diferentes regiões do pé.....	60
Tabela 7: Comparação dos valores médios da Velocidade Média do COP entre os grupos nas diferentes regiões do pé.....	61
Tabela 8: Comparação dos valores médios do Deslocamento Medial e Lateral do COP entre os grupos.....	62
Tabela 9: Correlação entre os valores médios do AEC e a Pressão Plantar Média nas diferentes regiões do pé.....	63
Tabela 10: Correlação entre os valores médios do AEC e os Picos de Pressão nas diferentes regiões do pé.....	63
Tabela 11: Correlação entre os valores médios do AEC e a Área de Contato nas diferentes regiões do pé.....	64
Tabela 12: Correlação entre os valores médios do AEC e a Carga Relativa nas diferentes regiões do pé.....	64
Tabela 13: Correlação entre os valores médios do AEC e das variáveis do COP nas diferentes regiões do pé.....	65

LISTA DE SÍMBOLOS

kPa: kiloPascal

ms: milisegundo

mm: milímetro

kg: Quilograma

Hz: Hertz

g: grama

cm: centímetro

m: metro

\geq : maior ou igual

\leq : menor ou igual

km/h: quilômetro/hora

($^{\circ}$): graus

(σ): ângulo

%: porcentagem

cm²: centímetro quadrado

N.s: Newton . segundo

LISTA DE ABREVIATURAS

AEC: Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar

DPP: Distribuição de Pressão Plantar

COP: Centro de Pressão

IBTeC: Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos

3D: Tridimensional

M01: Região do Calcânhar

M02: Região do Médio-Pé

M03: Região dos Metatarsos

M04: Região dos Dedos

M05 – região dos metatarsos III-V

M06 – região do metatarso II

M07 – região do metatarso I

M08 – região dos dedo II-V

M09 – região do I dedo

A/D: Analógico/Digital

Vx: Velocidade no eixo x

Vy: Velocidade no eixo y

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 PROBLEMA.....	15
1.2 OBJETIVOS	17
1.2.1 <i>Objetivo geral</i>	17
1.2.2 <i>Objetivos específicos</i>	17
1.3 JUSTIFICATIVA	18
1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	19
1.5 LIMITAÇÃO DO ESTUDO	19
1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS.....	19
2 REFERENCIAL TEÓRICO.....	22
2.1 MARCHA HUMANA	22
2.2 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO TORNOZELO E DO PÉ HUMANO	24
2.2.1 <i>O pé humano (conceito, estrutura e função)</i>	24
2.2.2 <i>Morfologia e deformidades dos pés</i>	26
2.2.3 <i>Articulação Subtalar</i>	29
2.3 DISTRIBUIÇÃO DE PRESSÃO PLANTAR (DPP).....	32
2.4 CENTRO PRESSÃO (COP) DURANTE A MARCHA	35
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	38
3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO	38
3.2 SUJEITOS DA PESQUISA	38
3.2.1 <i>Caracterização dos sujeitos</i>	38
3.2.2 <i>Classificação dos sujeitos</i>	39
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA	39
3.3.1 <i>Dados antropométricos</i>	39
3.3.2 <i>Dados cinemáticos</i>	40
3.3.3 <i>Dados cinéticos</i>	41
3.3.4 <i>Sistema de controle de velocidade</i>	43
3.4 DEFINIÇÃO DOS MARCADORES ANATÔMICOS	43
3.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO (DEFINIÇÃO CONCEITUAL E OPERACIONAL).....	44
3.6 CONTROLE DE VARIÁVEIS.....	47
3.7 COLETA DE DADOS	47
3.7.1 <i>Procedimentos preliminares</i>	47
3.7.2 <i>Preparação dos sujeitos</i>	48
3.7.3 <i>Coleta de Dados Biomecânicos</i>	48
3.8 PROCESSAMENTO, ARMAZENAMENTO E TRATAMENTO DOS DADOS	49

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	54
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	66
6 CONCLUSÕES	68
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	69
APÊNDICE	76
ANEXO.....	78

1 INTRODUÇÃO

1.1 PROBLEMA

Por ser uma tarefa funcional que exige interações complexas e coordenação entre muitos segmentos do corpo e desempenhadas de maneira automática após sua aquisição, a locomoção humana vem sendo foco de estudos há alguns séculos. A busca pela compreensão do andar se faz necessária para descrever os movimentos corporais ditos normais e melhor conhecer as condições patológicas (BARR e SHERRY, 2003).

Inman, Ralston e Todd (1981) destacam que o ato de andar possui dois requisitos básicos, os quais compreendem uma suficiente força de reação do solo, aplicada pelos pés, para manter o corpo em pé, e o movimento periódico dos membros inferiores, de uma posição de apoio até o próximo apoio. Este movimento periódico é a essência da natureza cíclica do andar humano.

Nos últimos 100 anos, devido ao acelerado processo de urbanização, o homem busca se adaptar as superfícies na qual se desloca, ou seja, adaptar a estrutura do andar normal e seus detalhes básicos para responder às variações do contexto ambiental, sem que variações de ritmo e amplitude entre os seus componentes afetem a estabilidade. No que se refere ao movimento de adaptação da locomoção, Knackfuss, Rosenbaum e Gomes (1993) destacam que o pé tem papel primordial neste movimento, não só com função de suportar, amortecer e distribuir a força peso do indivíduo, mas também de permitir a adaptação da locomoção às diferentes situações ambientais em que o indivíduo é exposto.

Portanto, as características dos pés são fatores importantes para a avaliação do andar. Uma destas características está relacionada com o arco plantar longitudinal medial, que pode ser funcionalmente afetado por distúrbios anatômicos, como os pés cavos, tipo de pé onde o arco longitudinal medial se apresenta elevado, e os pés planos, nos quais o arco longitudinal

medial é mais baixo (CAILLIET, 2005). Os pés com arco plantar longitudinal medial baixo podem ser resultado de anormalidades no alinhamento dos ossos, frouxidão ligamentar, desequilíbrio muscular, ou uma combinação desses fatores.

O pé plano pode ser classificado como flexível ou rígido, caracterizando o primeiro como tendo um arco plantar que desaparece ao sustentar o peso e em geral se refaz quando o indivíduo sustenta o corpo sobre as pontas dos pés. Já o pé plano rígido, pode estar associado a alterações no movimento de pronação do pé, o que significaria alguns riscos para a estrutura do pé, e até mesmo para todas as articulações do corpo envolvidas, alterando dessa forma o andar normal (CAILLIET, 2005).

Zatsiorsky (2004) afirma que frequentemente há uma associação entre a natureza do arco plantar e a pronação. Assim, um pé plano seria supostamente associado com uma maior pronação (overpronação), enquanto que um pé cavo, rígido, associado com uma menor pronação (subpronação). Estas alterações anatômicas podem afetar o alinhamento do pé, tornozelo, perna, pélvis e região lombar, o que torna o pé um sistema instável resultando em um movimento excessivo e anormal das articulações e modificando determinados parâmetros biomecânicos da marcha (JAMES, BATES e OSTERNING, 1978; HINTERMANN e NIGG, 1998; CHEUNG, NG e CHEN, 2006;). Essas alterações biomecânicas terão seus efeitos percebidos principalmente nas variáveis cinemáticas e cinéticas da marcha, mais especificamente na fase de apoio do andar (WINTER, 1991).

Dentre as variáveis cinemáticas afetadas encontram-se o movimento de pronação do calcânhar, que representa uma combinação dos movimentos de eversão, dorsiflexão e abdução da articulação subtalar durante a fase de apoio da marcha (VILADOT, 1986). A pronação é um movimento de adaptação natural das articulações subtalar e mediotarsal do pé para a absorção do impacto durante a marcha e a corrida (BUCHBINDER, NAPORA e BIGGS, 1979; PERRY e LAFORTUNE, 1995). No entanto, movimentos excessivos de pronação (overpronação) não são desejáveis, pois várias lesões durante a corrida têm sido associadas a essa situação. A overpronação durante o andar resulta na hiper-flexibilidade e instabilidade do pé e ainda pode gerar movimento excessivo na rotação tibial. Portanto, quantificar o movimento de pronação do pé não é uma tarefa fácil, devido a sua natural movimentação tridimensional e a variação na orientação do eixo subtalar em diferentes sujeitos, bem como, pela posição da articulação (KIRBY, 2001). Portanto, o ângulo de eversão do calcânhar é frequentemente usado para estimar a pronação do pé, pois este ângulo é relativamente independente dos movimentos de outras articulações, e isso torna a medida menos propensa a erros (PERRY e LAFORTUNE, 1995).

Já dentre as variáveis cinéticas comumente afetadas estão à distribuição de pressão plantar e a força de reação do solo, as quais podem afetar o comportamento do centro de pressão (COP). O COP é uma variável que está diretamente ligada ao equilíbrio ou estabilidade do corpo, assim sendo, mudanças na estabilidade do corpo levam à alterações em características do COP, tais como amplitude médio-lateral e antero-posterior, velocidade e comprimento da trajetória. Todos estes processos de modificações estão diretamente inter-relacionados, pois o aparelho locomotor funciona como uma cadeia fechada, ou seja, um movimento é dependente do outro.

Assim, a quantificação de cargas corporais e movimentos resultantes dos segmentos do corpo durante o andar tornam-se fundamental, pois fornece informações importantes sobre os efeitos gerados por situações inadequadas a que é exposto o aparelho locomotor (MELLO, 1997), o que permite uma investigação acerca de estratégias de minimização de sobrecargas, principalmente quando se vê o andar como uma das atividades mais executadas pela população em geral, desde a locomoção em si até a prática como atividade física regular.

Em consideração a tais fatos foi formulada a seguinte situação problema para essa dissertação:

“Alterações no ângulo de eversão do calcanhar afetam a distribuição de pressão plantar (DPP) e o comportamento do centro de pressão (COP) durante a marcha?”

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Analisar a influência do ângulo de eversão do calcanhar na distribuição de pressão plantar (DPP) e no comportamento do centro de pressão (COP) durante a marcha.

1.2.2 Objetivos específicos

1. Caracterizar o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar durante a marcha e classificar os sujeitos em grupos (Grupo Normal e Grupo Overpronado);

2. Caracterizar as variáveis biomecânicas da distribuição de pressão plantar (Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de Contato e Carga Relativa) e do COP (Velocidade Média do COP, Deslocamento Medial do COP e Deslocamento Lateral do COP) durante a marcha;
3. Comparar as variáveis biomecânicas da distribuição de pressão plantar (Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de Contato e Carga Relativa) e as variáveis do COP (Velocidade Média do COP, Deslocamento Medial do COP e Deslocamento Lateral do COP) durante a marcha entre os grupos;
4. Correlacionar o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar com as variáveis biomecânicas da distribuição de pressão plantar (Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de Contato e Carga Relativa) e as variáveis do COP (Velocidade Média do COP, Deslocamento Medial do COP e Deslocamento Lateral do COP) durante a marcha.

1.3 JUSTIFICATIVA

Muitos estudos demonstraram as relações entre desconforto e alterações na pressão plantar durante a marcha, mas há poucos que descreveram claramente os fatores que contribuem a estas alterações. Alterações na distribuição de pressão plantar, seja no andar descalço ou calçado, podem vir a afetar o andar normal, prejudicando o aparelho locomotor.

As alterações do padrão normal da marcha exigem que o corpo busque de alguma forma equilibrar/minimizar estas modificações, no entanto, o indivíduo é exposto a uma situação de instabilidade. Para melhor compreender essas alterações, duas variáveis vem sendo foco constante de estudos, o comportamento do movimento de eversão do calcânhar e o comportamento do centro de pressão. Tanto o movimento de eversão do calcânhar quanto o centro de pressão são variáveis que possuem grande importância na quantificação da marcha, sendo assim mostra-se necessário buscar uma compreensão sobre as relações diretas entre um e o outro.

Diversos estudos têm considerado os aspectos cinemáticos do andar, dentre eles, o movimento de eversão do calcânhar (WINTER, 1991; CORNWALL e MCPOIL, 1995;

GHELUWE e MADSEN, 1997; MCCLAY e KURT, 1999; MCCLAY, 1999; DUARTE, HARVEY e ZATSIORSKY, 2001; WILLIAMS III *et al.*, 2001), e também dos aspectos cinéticos, como a distribuição de pressão plantar (HENNIG e CAVANAGH, 1985; HENNIG e MILANI, 1989; HENNIG e ROSENBAUM, 1991; MORAG e CAVANAGH, 1999; HENNIG, 2001; HENNIG, 2002) e o comportamento do centro de pressão (CAVANAGH, 1980; PERRIN *et al.*, 1993; MANAL, *et al.*, 2000), mas, ainda é pouco explorada a relação entre estas variáveis. Assim, torna-se pertinente à elaboração deste estudo, que busca verificar as relações entre o ângulo de eversão do calcanhar, a distribuição de pressão plantar e o comportamento do centro de pressão durante a marcha.

1.4 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O presente estudo delimitou-se em analisar o movimento de eversão do calcanhar e as características cinéticas da marcha em indivíduos do sexo masculino com idade média de 27 anos \pm 8 anos que não apresentavam sintoma de dor ou tenham sido submetidos à cirurgia traumato-ortopédicas. O estudo foi realizado por meio de análise cinemática da marcha (Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar) e da distribuição de pressão plantar, especificamente Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de Contato, Carga Relativa, Velocidade Média do COP, Deslocamento Medial e Lateral do COP, cujas coletas ocorreram no Laboratório de Biomecânica do Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTEC), localizado na cidade de Novo Hamburgo-RS.

1.5 LIMITAÇÃO DO ESTUDO

O presente estudo limitou-se pelo fato de analisar as variáveis do estudo somente no pé direito do sujeito, devido à limitação da instrumentação.

1.6 DEFINIÇÃO DE TERMOS

- **Pronação do Calcanhar** - Movimento da articulação subtalar a partir do toque do calcâneo até o momento de total apoio ao solo (VIEL, 2001). Representa uma combinação dos movimentos de eversão, dorsiflexão e abdução da articulação subtalar durante a marcha (VILADOT, 1986).

- **Overpronação do Calcânhar** - Pronação excessiva e indesejável do pé que resulta durante o andar na hiper-flexibilidade e instabilidade do pé (CHEUNG, NG e CHEN, 2006; HINTERMANN e NIGG, 1998).
- **Grupo Normal:** Sujeitos do estudo que apresentam Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar $< 8^\circ$ durante a marcha.
- **Grupo Overpronado:** Sujeitos do estudo que apresentam Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar $\geq 8^\circ$ durante a marcha.
- **Pé Plano** - Definido como o pé que apresenta queda do arco medial longitudinal, ou seja, um arco longitudinal medial baixo (CAILLIET, 2005).
- **Pé Cavo** - Arco longitudinal medial demonstra-se elevado, ou seja, apresenta um aumento anormal da altura da abóbada plantar. Este aumento quando acentuado, faz a região medial do pé perder totalmente contato com o solo (MANFIO, 2001).
- **Centro de Pressão (COP)** - Definido como o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (DUARTE; HARVEY e ZATSIORSKY, 2001). O seu deslocamento representa o somatório coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade.
- **Distribuição de Pressão Plantar (DPP)** - Definida como o resultado da aplicação da componente vertical da força de reação do solo em uma determinada área (NOVEL, 2006).
- **Máscaras** - São lugares, sobre o desenho da pressão, usados para definir regiões de interesse particular. Essas regiões podem ser avaliadas (NOVEL, 2006).
- **Eixo do pé** - determinado a partir de uma convenção do sistema de avaliação utilizado (*Emed-X*), onde o eixo do pé é definido automaticamente considerando a linha entre o calcânhar e o segundo metatarso (NOVEL, 2006).

- **Ângulo Limite** – é soma do valor mínimo do Ângulo Máximo de Eversão do Calcancar do Grupo Overpronado e o valor máximo do Ângulo Máximo de Eversão do Calcancar do Grupo Normal, dividido por dois.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são abordados os temas que orientam a pesquisa, tais como: Marcha Humana, o Pé Humano (conceito, funções e deformidades), o Movimento de Eversão do Calcâneo, a Distribuição de Pressão Plantar (DPP) e o Centro de Pressão (COP).

2.1 MARCHA HUMANA

A marcha humana, segundo Enoka (2000) tem duas formas: o caminhar (ou andar) e o correr. A distinção entre estas duas formas situa-se na percentagem de cada ciclo em que o corpo é suportado pelo contato do pé com o solo. Durante o andar há sempre pelo menos um pé no solo, e por um breve período de cada ciclo, ambos estão no solo, caracterizando o andar como uma seqüência alternada de apoios simples e duplo. O andar está entre os atos motores mais automatizados, onde a seqüência de eventos é repetida ciclo após ciclo e entre diferentes sujeitos (COSTA, 1995). Esta regularidade permite que se estabeleçam critérios objetivos para a distinção entre padrões normais e patológicos, bem como para discriminar mudanças qualitativas causadas pelo desenvolvimento do indivíduo.

A estrutura do andar normal e seus detalhes básicos adaptam-se para responder a algumas variações do contexto ambiental, sem que variações de ritmo e amplitude entre os seus componentes afetem a estabilidade. Os movimentos de locomoção são variáveis de indivíduo para indivíduo, como também para o mesmo indivíduo a diferentes velocidades e de apoio para apoio, mas existem certas características que possibilitam a padronização do movimento.

O que caracteriza o andar é uma seqüência alternada de simples e duplos apoios (suportes), ou seja, o ciclo da marcha é definido sobre um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessiva e regular se completa.

Pode-se observar que o ciclo do andar é tradicionalmente dividido em duas fases: a de apoio e a de balanço. Este ciclo é definido por um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completam. Sutherland, (1980) descreve o toque do pé e o desprendimento do pé como quatro eventos, em vista de serem dois membros. A fase de apoio pode ser subdividida em três subfases: primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio e a fase de balanço em balanço inicial, balanço medial e balanço final.

David (2000) afirma que considerando os movimentos realizados pelo pé durante cada ciclo são identificados oito eventos; cinco ocorrem na fase de apoio e três durante o balanço. Durante a fase de apoio ocorrem os seguintes eventos:

- Contato do calcanhar: este evento inicia o ciclo e representa o instante em que o centro de massa do corpo está em sua posição mais baixa;
- Pé plano: é o momento em que a maior parte da superfície plantar está em contato com solo;
- Apoio médio: ocorre quando o pé que está em balanço passa pelo pé que está em apoio e representa o instante em que o centro de massa do corpo está em sua posição mais alta;
- Retirada do calcanhar: ocorre com a retirada da carga do peso corporal sustentado pelo antepé, iniciando o pré - balanço;
- Retirada do pé: ocorre no início da fase de balanço.

Para a fase de balanço são três os eventos ocorridos:

- Desaceleração: descreve a ação dos músculos quando eles desaceleram o membro inferior e estabilizam o pé para transferência do peso corporal.
- Balanço médio: ocorre quando o pé passa pelo pé contralateral, coincidindo com o apoio médio do pé de apoio;
- Aceleração: tem início logo que o pé deixa o solo e os músculos flexores do quadril aceleram o membro inferior à frente do corpo;

Na marcha normal, a fase de apoio, constitui 60% do ciclo, é definida como o intervalo em que o pé do membro de referência está em apoio com o solo. Podendo ser dividida em contato inicial, resposta à carga, apoio médio, contato terminal e pré-balanço. A fase de balanço constitui 40% do ciclo, é aquela porção do ciclo em que o membro de referência não contacta o solo, podendo ser dividida em balanço inicial, médio e terminal (VAUGHAN, DAVIS e O'CONNOR, 1992).

A divisão das fases da marcha em eventos específicos é muito importante para podermos compreendê-la. Durante a fase de contato inicial do calcâneo, por exemplo, é possível determinar a quantidade da força peso no decorrer do tempo (impacto), fase essa também conhecida como taxa de aceitação do peso (PERRY, 2005). Já a fase de resposta à carga é determinada pelo instante em que a planta do pé entra em contato com o solo e o peso corporal é aceito pelo membro se encontra na fase de apoio simples. Durante a resposta à carga, o calcâneo realiza um rolamento, enquanto o peso é transferido para o pé contra lateral no instante que o pé oposto esta fase de pré-balanço, e é possível determinar a estabilidade do andar. Sammarco e Hockenbury (2003), afirmam que na fase do toque do calcâneo até a resposta a carga à articulação subtalar se everte, o pé pronado se adaptando as irregularidades do solo, a articulação everte em parte, pelo motivo que o ponto de contato do calcâneo é lateral ao centro da articulação do tornozelo, fazendo um valgo forçado na articulação subtalar.

Portanto, a marcha humana é descrita por uma série de eventos complexos em todos os segmentos corporais, onde, para identificar diferentes aspectos, é essencial identificar e descrever os eventos relacionados a cada etapa. A marcha é uma combinação de força muscular, movimento das articulações entre outros, que tem como objetivo básico deslocar o corpo para frente com o mínimo de energia possível (PERRY, 2005).

2.2 ANATOMIA E BIOMECÂNICA DO TORNOZELO E DO PÉ HUMANO

2.2.1 O pé humano (conceito, estrutura e função)

Desde os primeiros meses de vida até sua especialização como estrutura de suporte e membro para a locomoção, o pé é fundamentalmente um órgão tátil que permite a criança explorar o ambiente. O pé é uma fonte constante de estímulos sensitivos. Estes estímulos, originados do contato do pé com o exterior, viajam através do sistema nervoso e constituem a informação principal necessária para manter o equilíbrio durante a locomoção e o desempenho das atividades humanas (MACHADO, 1994).

É importante saber que para o desenvolvimento de uma marcha normal, o pé precisa exercer as cinco funções seguintes: servir como base de apoio durante a resposta de carga, proporcionar uma estrutura macia e adaptável para o contato do calcanhar com o chão, ajudar a atenuar o impacto das forças no início da fase de apoio, proporcionar uma base de sustentação firme e rígida no final da fase de posição em pé, e finalmente, permitir a rotação do membro inferior no plano transversal, estando o pé apoiado sobre a base de sustentação

(MANOLE, MCPOIL e NITZ, 2000). Neste contexto, o conhecimento dos movimentos do pé e do tornozelo durante o caminhar torna-se relevante. Durante os primeiros 15% da fase de apoio o membro inferior gira internamente. Do toque do calcanhar até o pé-plano a articulação subtalar se everte, o pé prona, e a parte dianteira do pé fica flexível para absorver choque e adaptar-se às irregularidades na superfície do solo. A articulação subtalar everte em parte, porque o ponto de contato do calcanhar é lateral ao centro da articulação do tornozelo, produzindo assim um valgo forçado na articulação subtalar. No meio da fase de apoio, onde ocorre após o contato máximo o primeiro impulso (KAPANDJI, 2000), o membro inferior começa a inverter e girar externamente à mediada que a articulação subtalar se inverte. Com a inversão da articulação subtalar e a supinação do pé, o mesmo é transformado em uma estrutura rígida capaz de realizar a propulsão, o segundo impulso motor (KAPANDJI, 2000; NORDIN e FRANKEL, 2003).

Portanto, o pé é um complexo membro do aparelho locomotor, e tem como principal função à capacidade particular em suportar, amortecer e distribuir a força peso do indivíduo, nas inúmeras situações em que é solicitado funcionalmente (KNACKFUSS, ROSENBAUM e GOMES, 1993). Para Viladot (1986), “o pé do ser humano, ao contrário da mão, sacrifica todas as suas funções para concentrar-se em dois objetivos principais: sustentar o peso do corpo e caminhar”. Partindo disto o mesmo autor afirma que devemos considerar o pé como: suporte essencial para a posição bípede humana, estrutura tridimensional variável, base do mecanismo antigravitacional e peça fundamental para a marcha humana. Concordando com Viladot (1986), Grifka (1989) ressalta que o pé deve desempenhar duas funções essenciais: conferir ao corpo estabilidade, enquanto se está em pé e assegurar a sua locomoção.

As peças ósseas do pé são subdivididas em tarso, metatarso e dedos do pé. Os 26 ossos dos pés consistem em calcâneo, talus, 5 tarsais, 5 metatarsais e 14 falanges (Figura 1) e são responsáveis por suportar as forças de tração. Segundo Viladot (1986) as forças de tração são suportadas, passivamente, pelos feixes ligamentares que reforçam as cápsulas ligamentares, e, ativamente, de forma subsidiária, pelos músculos cuja contração impede o desabamento da abóbada plantar quando os elementos fibroelásticos, durante a dinâmica do pé, são submetidos a uma sobrecarga. Estes auxiliam os ligamentos a vencerem as forças antigravitacionais contrárias a postura bípede.

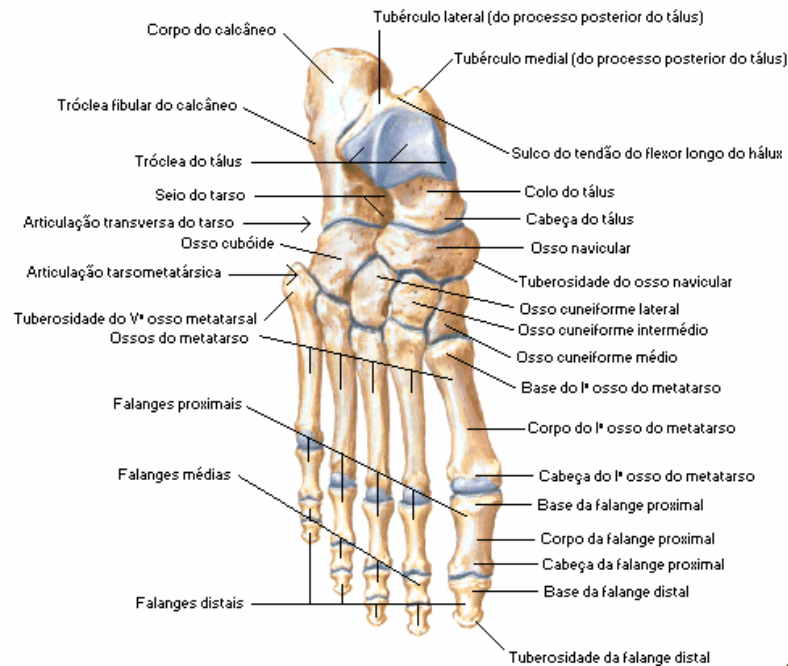


Figura 1: Estrutura óssea do pé.

Portanto, o movimento do pé ocorre em três eixos e em três planos, alguns autores como Lehmkuhl, Smith e Eweiss (1987); Kapandji (2000) e Sammarco e Hockenbury (2003), descrevem como:

- Inversão é uma rotação nas articulações do tarso para virar a sola do pé para dentro e dirige o pé para a extensão ocorrendo no plano frontal ou coronal;
- Eversão este movimento acontece no coronal ou no plano frontal flexionado o pé sobre a perna e projeta sua planta de modo que fique orientada para fora;
- Adução e abdução ocorrem no plano horizontal ou transversal e são movimentos médio-laterais;

2.2.2 Morfologia e deformidades dos pés

Ao realizar uma exploração tanto antropométrica quanto biomecânica do pé, deve-se levar em conta que o pé é uma parte de uma unidade motora que vai desde a pelve até o pé e que, além disso, é um órgão duplo, razão pela qual permite a sua comparação com o contralateral.

As deformidades dos pés podem se desenvolver por muitas causas, tais como má formação congênita dos ossos, paralisia muscular ou espasticidade, deformações na

sustentação do peso e calçados mal adaptados, e Lehmkuhl, Smith e Eweiss (1987), ainda classificam em cinco tipos de deformidades:

- a) Pés valgus: pronação-eversão permanente no pé, sendo que o peso do corpo deprime o arco, e podem-se reconhecer muitos estágios, sendo o ultimo sendo conhecido como pés planus (pé chato).
- b) Pés varus: supinação-inversão mais ou menos permanente do pé, de modo que o peso é transferido para a face externa do pé, e seu lado medial fica fora do solo.
- c) Pés equinus: o sujeito caminha sobre as cabeças dos metatarsianos sendo que o calcâneo fica fora do solo.
- d) Pés cavus: este tipo de pé tem um arco plantar exagerado ou escavação do pé.
- e) Hálux valgus: desvio lateral acentuado do primeiro dedo.

Por tudo isso, antes de iniciar a exploração do pé é importante certificar-se de que não exista nenhuma lesão no resto da unidade motora da qual o pé é parte integrante. Outro fator importante é certificar-se que não existam alterações na estrutura do próprio pé. As alterações mais freqüentes encontradas estão relacionadas com os arcos plantares. À medida que os arcos se deformam durante a sustentação do peso, a energia mecânica é acumulada nos ligamentos distendidos, nos tendões e na fásia plantar dos ossos do pé, assim como, nos músculos que se encontram em contração excêntrica. Portanto essa energia acumulada é liberada para ajudar o pé a afastar-se do solo (HALL, 2000). Modificações nestas estruturas que mantém o arco plantar podem levar a possíveis deformidades no pé. As principais deformidades encontradas são denominadas:

➤ **Pé Plano**

O pé plano ocorre pela queda do arco longitudinal do pé. Os ossos do tarso tendem a formar uma linha reta em vez de um arco, perdendo a função de amortecimento, podendo inclusive gerar desconforto. O pé plano é aquele que apresenta uma deformidade em valgo do retropé.

No pé plano a borda medial do pé perde sua concavidade e parece protuir, enquanto o navicular está abaixado contra o solo, e, além disso, o calcâneo sofre eversão. É interessante que no pé plano ao levantar os dedos, muito do arco longitudinal retorna sendo perdido apenas o apoio.

O pé plano pode ser classificado como relaxado ou rígido caracterizando o primeiro como tendo um arco plantar bom, que desaparece ao sustentar o peso e em geral se refaz quando o individuo se ergue sobre as pontas dos pés, enquanto, o pé plano rígido, é pronado

com um arco deprimido e é decorrente de uma contratura das partes moles, lesão articular, fratura não-reduzida ou deslocamento ósseo (CAILLIET, 2005).

Cailliet (2005) afirma que as pessoas com pé plano também apresentam frouxidão ligamentar generalizada, notada nos quadris, nos joelhos, na região lombar e até nas extremidades superiores. Essa hiper-flexibilidade, na qual há uma extensibilidade do complexo gastrocnêmio-sóleo e tendão calcâneo, causando pronação durante a marcha, pode provocar a pronação do pé. O mesmo autor afirma que no pé plano, se o membro inferior é angulado no fêmur ou na tíbia, o pé pronará, porque o fio de prumo da sustentação do peso cai para dentro da linha mediana normal e sobrecarrega o arco longitudinal fazendo com que o pé sustente o peso em sua face interna.

➤ **Pé Cavo**

O pé cavo, também chamado de pé em garra ou pé oco, tem um arco extraordinariamente alto. O pé é mais curto que o normal, pois o arco longitudinal alto encurta o pé e gera obliquidade das cabeças dos metatarsais quando elas entram em contato com a superfície do solo, onde isso provoca metatarsalgia e geralmente forma calosidades abaixo das cabeças (CAILLIET, 2005). Corroborando com o mesmo, Manfio (2001) afirma que no pé cavo, o arco longitudinal é muito acentuado, há excesso de pressão nas cabeças dos metatarsianos que estão abaixadas, com formação de calosidades e fascite plantar por processo de queda do arco. Quando muito acentuado o arco longitudinal, faz a parte média da planta do pé perder totalmente o contato com o solo.

A extensão compensatória da articulação metatarsal-falângica encurta os tendões extensores com tenodese em flexão da articulação interfalângica proximal. As articulações interfalângicas proximais hiperflexionadas formam calos no dorso dos dedos. As articulações metatarsal-falângicas freqüentemente se deslocam e o antepé torna-se inflexível (CAILLIET, 2005).

Podem-se citar ainda outros tipos de deformidades do pé que serão contemplados nas referências bibliográficas, e que estão relacionadas aos dedos: hálux rígido, hálux varo, dedo de martelo, dedo em garra, dedo retraído e outros, sendo que todos podem resultar do uso de calçados inadequados (MANFIO, 2001).

Segundo Manfio (2001) em seu estudo realizado no Brasil com 1.888 sujeitos de ambos os sexos, entre esses, 1298 do sexo feminino e 590 do sexo masculino, com idades entre 17 e 65 anos sem alterações estruturais, moradores dos estados de São Paulo, Santa Catarina e Rio Grande do Sul, relatou que entre as mulheres 82% tem pés normais, 13%

possuem pés chatos e 5% são cavos e entre os homens 89% possuem pés normais, 6% pés cavos e 5% possuem pés planos.

Vários ligamentos e a fáschia plantar sustentam os arcos plantares. A fáschia consiste em espessas faixas fibrosas interligadas do tecido conjuntivo, estendendo-se por sobre a superfície plantar do pé e ajudando no apoio do arco longitudinal (HALL, 2000). A manutenção dos arcos plantares depende de quatro fatores principais: da arquitetura dos ossos tarsais, da orientação das articulações e dos ligamentos, das forças produzidas pelas contrações musculares e da estrutura forte dos ligamentos planares.

As estruturas dos pés estão interligadas, de forma que a carga é distribuída uniformemente por sobre o pé durante a sustentação do peso (HALL, 2000). Portanto, a arquitetura do pé pode influenciar o padrão de sobrecarga, uma condição de pé plano tende a reduzir a carga sobre o antepé, entretanto uma condição de pé cavo aumenta de maneira significativa a carga imposta ao antepé (HALL, 2000).

2.2.3 Articulação Subtalar

O calcâneo articula com o tálus em dois pontos distintos, uma na anterior e outra na posterior, formando assim as articulações talocalcâneas. Essas articulações sinoviais formam uma unidade funcional conhecida como articulação subtalar.

A articulação subtalar é primordial e essencial para a proteção do sistema músculo-quelético. Essa é responsável juntamente com a junta tarsal transversal (constituído da junta talonavicular e calcâneocubóide) por transformar a rotação tibial em pronação e supinação da parte traseira do pé para absorver o impacto durante a caminhada e a corrida. (NORDIN e FRANKEL, 2003). Portanto, sua principal função é permitir a rotação do membro inferior no eixo transversal na fase de apoio da marcha. Essa rotação é resumida nos movimentos de pronação e supinação do pé.

➤ **Pronação e supinação na articulação subtalar**

Os termos pronação e supinação descrevem um movimento que ocorre simultaneamente em três planos, mas em torno de um eixo só. As articulações do pé que permitem movimentos em três planos são: a articulação talocrural, subtalar, talocalcaneonavicular e calcaneocubóide da região metatarsiana, assim como as articulações dos raios primeiro e quinto.

Para produzir um movimento inteiro do pé, todas as articulações agem em sinergia. A rotação interna da tibia inicia o movimento das articulações do pé quando o membro inferior se encontra em cadeia fechada. Por sua vez a rotação da tibia é causada pela rotação da pelve

no plano transversal. Estes movimentos provocam a pronação ou supinação da articulação subtalar que por si provoca uma reação em cadeia no tarso, na região metatarsiana.

A pronação do pé é definida como uma combinação dos movimentos de eversão do calcânhar, abdução do antepé e dorsiflexão, e é um movimento de adaptação natural das articulações subtalar e médiotarsal do pé para a absorção do impacto durante a caminhada e a corrida (BUCHBINDER, NAPORA e BIGGS, 1979; PERRY e LAFORTUNE, 1995).

Devido à importância desse movimento durante a locomoção, a articulação subtalar tem sido foco de diversos estudos no decorrer dos anos (WINTER, 1991; CORNWALL e MCPOIL, 1995; MCCLAY e KURT, 1999; GHELUWE e MADSEN, 1997; MCCLAY, 1997; DUARTE, HARVEY e ZATSIORSKY, 2001; WILLIAMS III *et al.*, 2001),

O movimento de pronação é observado em relação à movimentação da articulação subtalar. Os movimentos a cerca dessa articulação acontecem em torno de um eixo oblíquo, onde esses ocorrem em um ângulo de 42° no plano transversal, 16° no plano sagital e 74° no plano frontal (O' SEIBEL, 1996). Isso significa que o movimento ocorre nos três planos do corpo simultaneamente, o que produz no plano frontal movimentos de inversão e eversão, no plano sagital movimentos de flexão plantar e dorsiflexão e no plano frontal os movimentos de adução e abdução. Portanto a pronação inclui os movimentos de eversão, dorsiflexão e abdução da articulação subtalar.

Lehmkuhl, Smith e Eweiss (1987) afirmam que durante a postura ereta (o peso é sustentado pelo pé) e particularmente durante a marcha (o peso corporal desloca-se do calcânhar para os artelhos), o arco longitudinal é deprimido (pronado). O movimento de pronação ocorre na articulação subtalar, transversa do tarso e outras articulações. Os arcos rígidos (pé cavo) demonstram pequenos movimentos de pronação enquanto os flexíveis (pé plano) demonstram um maior movimento de pronação.

As modificações de pronação e supinação do pé não envolvem somente a articulação subtalar, portanto os movimentos são complexos e atingem o membro inferior envolvido. A supinação participa da estabilização durante o apoio do calcânhar e a fase de propulsão, enquanto a pronação oferece uma melhor capacidade de adaptação à superfície e absorção de choque. No impacto do calcânhar, o pé está levemente supinado e a tíbia em rotação externa; após o impacto do calcânhar, o pé prona e permanece nesta posição, durante a fase de suporte. Durante a pronação, a tíbia sofre uma rotação sobre o tálus, proporcional ao nível de pronação da articulação subtalar (EDINGTON, FREDERICK e CAVANAGH, 1990). Enquanto estudos geralmente concordam que o giro internamente da tíbia acontece entre 14-21% da fase e então gira externamente (HUNT *et al.*, 2001; LEARDINI *et al.*, 1999), não existe

consenso relativo ao movimento no plano frontal do calcanhar. Portanto, alguns estudos encontraram que o calcanhar everte até 25-35% da fase antes de inverter, enquanto outros sugerem o calcanhar continua a everter até depois de 50% da fase. Esses estudos sugerem que a cinemática é diferente durante a corrida e caminhada.

Uma quantidade moderada de pronação durante a marcha ou a corrida é uma característica normal para atenuar as forças de impacto. Mas, características anatômicas e fisiológicas do sujeito, o uso de calçado inadequado, distúrbios ósteo-mio-ligamentares (patológicos), atividade física inadequada e o meio podem alterar os níveis de pronação considerados normais durante a marcha afetando negativamente o sistema locomotor. Edington, Frederick e Cavanagh (1990) afirmam que quantidades anormais de pronação articular (overpronação) de algum componente da fase de apoio da marcha são um fator comum entre a maioria dos processos patológicos do pé. Essa anormalidade existe em função de um movimento compensatório sobre o eixo triplanar da articulação subtalar, que resulta em uma alteração do alinhamento normal em qualquer parte do pé.

Durante a marcha se a pronação é excessiva, o tornozelo se desloca medialmente e aumenta a rotação interna da tíbia, com repercussões nas estruturas do joelho e pé. A overpronação é um mecanismo compensador para o genuvaro, tíbia vara, encurtamento do tendão de Aquiles, gastrocnêmio e sóleo. Assim, a overpronação não é um movimento desejável, pois várias lesões durante a corrida têm sido associadas com a excessiva pronação do pé. A overpronação durante o andar resulta na hiper-flexibilidade e assim instabilidade do pé. Também, pode gerar movimento excessivo na rotação tibial. Tem sido sugerido também que a síndrome de dor patelo-femoral, síndrome do tibial posterior, fascite plantar e a tendinite do tendão de Aquiles estão associadas com o movimento excessivo do pé (JAMES, BATES e OSTERNING, 1978; HINTERMANN e NIGG, 1998; CHEUNG, NG e CHEN, 2006). Durante a marcha existe uma relação causal de overpronação e lesões por uso excessivo, porém o mecanismo da correlação entre overpronação e lesões ainda não é bem definido.

Entretanto, quantificar o movimento de pronação do pé não é uma tarefa fácil, devido a sua natural movimentação tridimensional e a variação na orientação do eixo subtalar pelo sujeito e pela posição da articulação (KIRBY, 2001). Portanto, o ângulo do calcanhar ou eversão/inversão do pé é frequentemente usado para estimar a pronação/supinação do pé, pois este ângulo é relativamente independente dos movimentos de outras articulações, e isso torna menos propenso aos erros (PERRY e LAFORTUNE, 1995). Assim, a fórmula para calcular a eversão/inversão do calcanhar tem sido previamente informada na literatura e a ênfase está no

ângulo máximo de eversão do calcanhar, o qual é relacionado com várias lesões (NIGG e MORLOCK, 1987; PERRY e LAFORTUNE, 1995; STACOFF, KALIN e STUSSI, 1991).

2.3 Distribuição de Pressão Plantar (DPP)

A Dinamometria é uma ferramenta fundamental para a cinética, que é o ramo da física utilizado como instrumento pela biomecânica, que se refere às causas do movimento humano. A dinamometria engloba todos os tipos de medidas de força e distribuição de pressão. Por meio dessa tem-se estudado com interesse a área da base de sustentação do pé, ou seja, a distribuição de pressão na superfície plantar através de instrumentos adaptados a anatomia do pé humano.

Segundo Viladot (1986), na posição ereta normal, estando em repouso, o peso do corpo passa da pelve para cada uma das extremidades, onde o primeiro osso que recebe a carga é o talus, que tem por função distribuir essa força para os pontos de apoio posteriores e anteriores. O mesmo autor afirma que existem três concepções diferentes de como se realiza o apoio anterior na região da cabeça dos metatarsos:

1^a) o pé se apoiaria em três pontos, no calcanhar e na cabeça dos metatarsos I e V (Tripé);

2^a) o antepé se apoiaria pela cabeça dos metatarsos centrais, essa teoria é inversa a anterior e foi defendida por alguns autores alemães;

3^a) todas as cabeças dos metatarsianos suportam o peso, porém, a cabeça do metatarso I recebe mais forças que os restantes, aproximadamente o dobro.

Atualmente são consideradas todas essas teorias ultrapassadas, pois a maioria dos autores (DUCKWORTH *et al.*, 1985; BETTS *et al.*, 1980 *apud* MANFIO, 1995; CAVANAGH, RODGERS e LIBOSHI, 1999; HUGHES *et al.*, 1989; HUGHES *et al.*, 1991; PLANK, 1995; VILADOT, 1987 *apud* MANFIO *et al.*, 2001) admite que todos os metatarsos suportam carga, e que a maioria dos indivíduos normais apresentam as pressões mais elevadas na região da cabeça dos metatarsos II e III.

Durante a inclinação do corpo para frente e durante a fase de balanceio na marcha, o centro de força progride rapidamente para frente na direção do hálux durante a última parte do apoio, e as cargas aumentadas tendem a ser transmitidas através da segunda cabeça metatarsiana (MACHADO, 1994). Concordando com o mesmo, Meglan e Todd *apud* Manfio (1995) afirmam que na locomoção normal o centro de força progride do calcanhar para o hálux durante o período de apoio, começando mediamente no calcanhar passando para a parte

lateral do médio pé (onde permanece durante o médio apoio) e a seguir movendo-se para o antepé.

Muitos estudos mostram as relações entre desconforto e elevadas pressões na planta do pé, mas há poucos que descrevam claramente os fatores que contribuem para pressões elevadas e assim a aproximação para tratamento e alívio de sintomas são freqüentemente empíricos e este grande interesse na medida da distribuição da pressão plantar é demonstrado pelos diferentes métodos que tem sido projetados e testados.

Segundo Nigg e Herzog (1994) o esforço para quantificar as distribuições de pressão começou a ser realizado no final do século XIX, porém, esforços significativos no desenvolvimento de sistemas de medições disponíveis comercialmente, só foram feitos a partir de 1980. O grande interesse na medida da distribuição de pressão plantar é demonstrado pelos diferentes métodos que tem sido projetados e testados. Mais de 40 diferentes sistemas têm sido documentados. Por causa deste grande número, poucos centros operam com equipamentos similares e a comparação dos resultados dessas diferentes técnicas de medidas se torna difícil.

Através destes diferentes tipos de sistemas, muitos estudos foram realizados para definir o comportamento da distribuição de pressão plantar e também a força de reação do solo, na posição em pé equilibrado, durante o caminhar e em outras atividades, como, por exemplo, saltando, correndo, etc. Esses estudos foram desenvolvidos, pois os autores afirmam que quando se avalia a distribuição de pressão plantar sob os pés, obtêm-se informações da resposta de cargas realizadas durante toda a fase de contato dos pés, seja no movimento do caminhar ou do correr.

Jordan e Barillet (1994) colocam que as medidas da distribuição de pressão plantar podem ser ferramentas eficientes para o diagnóstico na identificação de problemas clínicos. Mas para isso é interessante conhecer padrões normais e anormais de distribuição. Como exemplo de análise cita-se Miyahira *et al.*, (1996), que realizaram estudo da distribuição da pressão plantar durante a marcha em crianças sem patologia com idade entre 10 e 12 anos com pés descalços, chegando às conclusões de que os valores mais elevados de pressão ocorreram bilateralmente sob as regiões correspondentes ao calcâneo, II e III cabeças metatarsais e hálux.

Desta forma, com este intuito, o padrão de distribuição de pressão plantar, durante o caminhar, tem sido extensamente estudado em bebês (HENNIG e ROSENBAUM, 1991; BERTSCH *et al.*, 2004), crianças (HENNIG, STAATS e ROSENBAUM, 1994; PISCIOTTA, *et al.*, 1994; MIYAHIRA *et al.*, 1996); MACHADO, HENNIG e RIEHLE, 2001) e adultos

(ARCAM e BRULL, 1976; HENNIG e CAVANAGH, 1985; CAVANAGH, RODGERS E LIBOSHI, 1999; HENNIG e MILANI, 1989; HENNIG e ROSENBAUM, 1991; MORAG e CAVANAGH, 1999; HENNIG, 2001; HENNIG, 2002).

Cavanagh, Rodgers e Liboshi (1987) analisaram a distribuição de pressão plantar com o sujeito descalço, estando na posição em pé equilibrado. Os autores não encontraram relação entre o peso do corpo e os picos de pressão, de tal modo que se pode esperar que mulheres de pouco peso tenham pressões plantares tão grandes quanto homens pesados. Já para determinar às diferentes proporções das cargas na região plantar, na posição em pé equilibrado, descalço, Arcam e Brull (1976), medindo a pressão plantar e a força de reação do solo de cinco sujeitos, encontraram que em quatro dos sujeitos, 45 a 65% do peso do corpo está distribuído sob o calcanhar e 30 a 47% está sob a parte anterior, com o restante sobre o meio pé. Sammarco (1989) afirma que das porções do pé que tem contato com o solo, aproximadamente 50% da carga é suportada pelo calcanhar e 50% é transmitida através da cabeça dos metatarsianos. Ainda relatou que durante a fase de apoio da marcha, o centro de cargas progride rapidamente para frente em direção do hálux. No entanto, nos estudos realizados por Cavanagh, Rodgers e Liboshi (1987), na análise da distribuição das cargas, com uma amostra de 107 sujeitos (66 homens e 41 mulheres) na posição em pé e parado, encontraram que 60,5% do peso estaria distribuído sobre o calcanhar, 7,8% no meio pé, 28,1% na parte anterior do pé e 3,6% nos dedos.

Betts *et al apud* Manfio (1995) afirma que a proporção dos picos de pressão, entre o calcanhar e a parte anterior do pé, segundo um estudo com um grupo de 29 crianças normais, na posição em pé, encontraram que a pressão no calcanhar foi aproximadamente 1,94 vezes maior do que a pressão na parte anterior. Já para Grieve e Rashdi (1984) *apud* Manfio (1995), em estudos similares, encontraram que a pressão foi 1,74 vezes maior no calcanhar, enquanto que Cavanagh, Rodgers e Liboshi (1987) encontraram que os picos de pressão sob o calcanhar foram em média 2,6 vezes maiores do que na parte anterior.

Quando se está analisando a distribuição de pressão plantar e comparando dados deve-se levar em conta primeiramente o sistema que foi utilizado para obter estes dados. Outro fator importante é esclarecer como estes dados foram adquiridos, por exemplo, se o sujeito estava na posição em pé estático ou de forma dinâmica durante a marcha, se este se encontrava descalço ou com calçado. Devem-se levar em conta estes fatores, pois de acordo com Betts *et al apud* Manfio (1995) as medições estáticas são somente uma fração de informação disponível, a partir do sistema sugerido e que mais informações de valores poderão resultar da análise da distribuição de pressão e cargas, durante um passo completo. O

mesmo afirma que durante o caminhar ocorre uma variação na força e na pressão da região plantar, conforme o aumento da velocidade. Esta assertiva é confirmada pelos estudos de Huges *et al apud* Manfio (1995), que encontraram durante o caminhar em três diferentes velocidades, que a força total e os picos de pressão total do pé crescem linearmente com o aumento da velocidade do caminhar. Outros estudos, também comparando situações descalço/calçado, salientam que ocorre uma diferenciação entre as duas situações.

Num contexto mais amplo Cavanagh (1989) *apud* Manfio (2001) salienta que na verdade, a estrutura do pé é tão importante como sua função e os efeitos da função apresentam ainda, uma grande variedade em relação às formas dos pés. Os valores dos picos de pressão em toda a área do pé independem do tempo de contato. Nos pés cavos, pressões elevadas são observadas no calcanhar e não são observadas pressões no meio do pé. Em contraste, o pé normal e o pé plano mostram pressões elevadas no meio do pé e picos na área anterior do pé. O autor ainda salienta que, na comparação da pressão plantar nos três tipos de pés durante o caminhar lento, no qual ocorreram um aumento do contato do pé com o solo, as cargas decrescem consideravelmente. Nos pés cavos, os valores dos picos de pressão foram baixos, mas não ocorreram alterações na pressão plantar em relação às áreas de contato. Estas medidas reforçam observações anteriores, isto é, os pés cavos são rígidos e não apresentam um bom índice de absorção, enquanto que os pés planos podem alterar sua estrutura para amortecer as forças de reação do solo. Desta forma, esses dois tipos de pés requerem diferentes tipos de calçados.

Segundo Wilson *apud* Manfio (1995), embora assumindo que o desconforto é causado por pressões elevadas embaixo dos pés, e que uma distribuição de pressão mais uniforme seria mais satisfatória, existem áreas do pé, tais como embaixo do arco plantar, onde, mesmo baixas pressões, poderiam ser desconfortáveis. Desta maneira Jordam e Barillet (1994) relatam que várias pesquisas têm procurado materiais e construção de calçados que reduzam a pressão plantar para prevenir danos e aliviar a dor daquelas pessoas que sofrem de doenças, tais como diabetes mellitus, doença de Hansen e artrite reumática.

2.4 Centro Pressão (COP) durante a marcha

O corpo humano é constituído por sistemas complexos que se encontram frequentemente sujeitos as mais diversas formas de modificação. O controle postural é um destes sistemas que está constantemente propicio as perturbações, e isso, faz com que o corpo crie mecanismos para minimizar estes efeitos.

O centro de pressão (COP) é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de suporte, e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força de gravidade (DUARTE; HARVEY e ZATSIORSKY, 2001). O COP também é uma medida de deslocamento e é dependente do centro de gravidade. A amplitude máxima do centro de pressão é a representação da oscilação que o corpo apresenta sem modificar a postura que esta sendo mantida. Para a mensuração do COP, este é decomposto em vetores ortogonais que representam a sua trajetória ântero-posterior e médio-lateral.

Para o controle da postura ereta, o deslocamento do centro de pressão acontece devido à necessidade de gerar momento de força e força de reação do solo aplicados no corpo para contrabalançar o deslocamento do centro de gravidade, a fim de garantir a estabilidade do sistema (WINTER, 1991). Entretanto, a oscilação do centro de gravidade é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo e a grandeza COP é o resultado da resposta neuromuscular ao balanço do centro de gravidade.

Estas alterações acontecem quando perturbações ocorrem, tanto durante a postura quasi-estática quanto na dinâmica unipodal ou quando a base de apoio é menor ou ainda quando o aparelho locomotor apresenta algum distúrbio. Nessas situações de instabilidade postural, o ajuste postural antecipatório pode minimizar as perturbações. Estas perturbações geram alterações no centro de gravidade o que faz com que ocorram movimentos compensatórios para manter o equilíbrio. Mas, enquanto os movimentos do centro de gravidade são causados pelos movimentos corporais, o deslocamento do COP surge pela variação da força de reação do solo, pela aceleração do centro de gravidade, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas ao tornozelo (WINTER, 1991).

Durante a marcha normal, segundo Meglan e Todd (1998) o centro de pressão (COP) progride do calcanhar para o hálux durante o período de apoio, começando medialmente no calcanhar passando para a parte lateral do médio pé (onde permanece durante o médio apoio) e a seguir movendo-se para o antepé.

Porém, medir o COP não é uma tarefa fácil, pois envolve o manejo de instrumentos de medidas sofisticados e de difícil operação e compreensão. Mas, nos últimos anos dez anos a análise das variáveis do COP a partir das medidas da distribuição de pressão plantar tem-se demonstrado uma forma mais prática e fácil de realizar. Instrumentos como o *F-Scan*, *Emed/pedar*, *Musgrave*, *Electrodynogram (EDG)* são amplamente usados na avaliação da função do pé.

Estudos a cerca do centro de pressão a partir das medidas da distribuição de pressão plantar vêm aumentando a cada dia devido a importância dessas variáveis na identificação de

patologias, pois mudanças nas variáveis do centro de pressão (COP) têm sido mensuradas e usadas como ferramentas importantes para diferenciar e identificar grupos de sujeitos com características diferentes.

No estudo de McPoil, Adrian e Pidcoe (1989) os autores avaliaram os efeitos de órteses no comportamento do COP em 18 mulheres com deformidades na região do antepé (nove mulheres com antepé varus e nove mulheres com antepé valgus), e os resultados indicaram que no grupo de varus, somente os calçados reduziram significativamente a área do COP. Considerando que no grupo de valgus, o calçado somente, e todos os três tipos de órteses reduziram a área do COP comparada com a condição descalça, porém não houve nenhuma diferença significativa entre os diferentes tipos de órteses. Assim, baseado nos dados do COP, os autores sugerem que as órteses não têm nenhum benefício sobre o calçado com boa estabilidade do calcanhar para as mulheres com deformidade de antepé varus. Em contraste, as mulheres com deformidade de antepé valgus tiveram benefícios desde as órteses tão bem como o calçado estável.

Scherer e Sobiesk (1994) também avaliaram os efeitos de órteses funcionais no comportamento do COP em 18 sujeitos. Eles encontraram que o COP mudou lateralmente em 92% de participantes cujo índice do COP (área lateral do COP dividido pela área medial do COP) estava inicialmente medialmente deslocado. Porém, o método para determinar o índice do COP neste estudo pode estar totalmente propenso a erro, pois o cálculo foi realizado sobre uma impressão plantar a cerca de um papel impresso. Um estudo adicional achou uma mudança lateral semelhante no “instante do centro força” com “apoio do arco medial”, porém o teste só foi executado em cinco participantes. Já Vicenzino *et al.*, (2006) analisaram sujeitos com overpronação antes e após a aplicação de bandagem e concluíram que os sujeitos que reduziram o ângulo de eversão do calcanhar apresentaram também uma redução do deslocamento medial do COP, demonstrando assim a importância da análise do COP. Reforçando os achados de Vicenzino *et al.*, (2006), De Cock *et al.*, (2007) também conseguiram diferenciar sujeitos normais e com alterações nas características funcionais do pé, afirmando que o deslocamento medial e lateral do COP é uma ferramenta importante na identificação de distúrbios.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados os procedimentos metodológicos que norteiam o presente estudo. São descritos: características do estudo, sujeitos da pesquisa, instrumentos de medidas, controle das variáveis, procedimentos para a coleta de dados, estratégias de processamento dos dados e o tratamento estatístico empregado.

3.1 CARACTERIZAÇÃO DO ESTUDO

Esta pesquisa é caracterizada como empírica descritiva de inter-relação do tipo causal-comparativa (THOMAS e NELSON, 2002). Descritiva com o objetivo de descrever variáveis dinâmicas do andar (Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar, Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de Contato, Carga Relativa, Velocidade Média do COP e Deslocamento Medial e Lateral do COP,) e de inter-relação do tipo causal-comparativa, por verificar a influência do movimento de eversão do calcanhar sobre variáveis cinéticas da marcha. Os procedimentos experimentais da pesquisa foram realizados no laboratório de biomecânica do IBTeC na cidade de Novo Hamburgo - RS.

3.2 SUJEITOS DA PESQUISA

3.2.1 Caracterização dos sujeitos

Participaram do estudo 21 sujeitos do sexo masculino com média de idade de 27 anos \pm 8 anos, média de estatura de 178 cm \pm 6 cm e média de massa corporal 76 kg \pm 10 kg, moradores da região metropolitana da grande Porto Alegre – RS. A amostragem foi do tipo

não-probabilística intencional, conforme Barbetta (1994), pois não se fez uso de uma forma aleatória de seleção, sendo constituída e selecionada voluntariamente. Sendo assim, os sujeitos participantes foram homens, e demonstravam interesse em participar do estudo.

3.2.2 Classificação dos sujeitos

Os sujeitos foram classificados em 2 grupos, conforme o Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo durante a marcha. Foram considerados os sujeitos que apresentavam Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo $< 8^\circ$ como sendo Grupo Normal e os sujeitos que apresentavam Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo $\geq 8^\circ$ como sendo Grupo Overpronado.

Na Tabela abaixo estão descritas as características antropométricas de cada grupo:

Tabela 1: Características Antropométricas dos grupos do estudo

Grupos	Idade (anos)	Estatura (cm)	Massa Corporal (kg)
	$(\bar{X} \pm DP)$	$(\bar{X} \pm DP)$	$(\bar{X} \pm DP)$
Normal (n=11)	25 ± 4	177 ± 7	70 ± 7
Overpronado (n=10)	29 ± 10	179 ± 5	84 ± 7

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Para a análise dos dados antropométricos, cinemáticos e cinéticos foram utilizados os seguintes instrumentos:

3.3.1 Dados antropométricos

➤ Balança Digital

Para a análise da variável antropométrica massa corporal (utilizada para descrever o grupo de estudo e para normalizar os dados cinéticos), foi utilizada uma balança da marca *Balmak*, modelo *BK-50FA*, com resolução de 50 g (Figura 2).



Figura 2: Balança digital

3.3.2 Dados cinemáticos

Para a análise do Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo foi utilizado o sistema *Spica Technology Corporation*TM composto por duas câmeras de vídeo de alta frequência modelo *MotionVision DALLSTAR CA-D6* (Figura 3), sincronizadas, com taxa de amostragem de 955 Hz. No Tabela 2 podem ser observadas as especificações das câmeras:



Figura 3: Câmera modelo *MotionVision DALLSTAR CA-D6* para aquisição de imagens

Resolução	260 x 260
Tamanho do Pixel (μm)	10 x 10
Máximo de linha/Quadro (fps)	955

Quadro 1: Especificações Câmera *MotionVision DALLSTAR CA-D6*

Fonte: *Spica Technology*TM

As imagens foram capturadas por duas câmeras, passadas por um conversor *A/D* e armazenadas em disco rígido. As imagens coletadas permitiram uma análise cinemática

tridimensional (3D), onde, para reconstrução 3D, após a calibração do volume espacial foi utilizado o método DLT (*Direct Linear Transformation*), sendo que a coordenada X representou a direção médio lateral, Y a direção antero-posterior e Z a direção vertical.

Para calibração do sistema de medição foi utilizado um calibrador, com 198 mm de comprimento, 194 mm de profundidade e 206 mm de altura, onde foram definidos 13 pontos proposto por Nasser, 1999 (Figura 04). A calibração foi realizada após reconhecimento dos pontos marcados no calibrador, sendo que as medidas entre os pontos foram automaticamente reconhecidas pelo *software* de calibração. Após o reconhecimento dos 13 pontos o erro calculado foi inferior a 1,8 mm. A calibração do sistema permitiu a reconstrução para conversão dos valores em pixels, utilizando o método DLT (*Direct Linear Transformation*). A calibração do sistema foi refeita (filmar e digitalizar o calibrador) sempre antes do início de cada coleta, ou sempre que o posicionamento das câmeras fosse alterado.

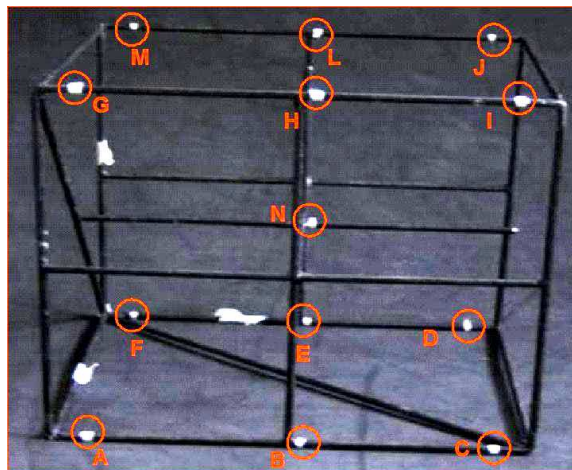


Figura 4: Calibrador de 13 pontos

Fonte: NASSER e AVILA, 1999.

Os dados foram coletados e processados através do *software DMAS6[®] da Spica Technology Corporation[™]*. Para a digitalização dos pontos diminui-se a sensibilidade do brilho através do *software DMAS6* até o reconhecimento automático dos pontos no espaço por meio do alto contraste, e por fim foram informados ao *software* os pontos de acordo com o modelo espacial criado anteriormente.

3.3.3 Dados cinéticos

Para a aquisição dos dados das variáveis cinéticas (Pico de Pressão Plantar, Pressão Plantar Média, Área de Contato, Carga Relativa, Velocidade Média do COP, Deslocamento

Medial e Lateral do COP) foi utilizado o sistema *Novel Emed-XR* (Figura 05) que é um sistema de baropodometria formado por sensores capacitivos (possuem um material dielétrico ao meio) e pelos seguintes componentes:

- Plataforma capacitiva *emed - x* sensorizada (a);
- Adaptador da fonte de energia (b);
- Cabos de comunicação USB (c);
- Cabo de sincronismo com vídeo (conectado com a entrada do microfone de câmera de vídeo (d));



Figura 5: Sistema *Novel Emed- XR*

Fonte: Novel, 2006.

No Quadro 2 constam as especificações do sistema *Novel Emed- XR*:

Dimensão (mm)	690x403x19(22)
Sensores por área (mm)	475x320
Número de Sensores	6080
Resolução (sensores/ cm²)	4
Frequência (Hz)	100
Pressão Média (kPa)	10-1270
Ponto inicial da Pressão (kPa)	10
Precisão	±5%
Força Total Máxima (N)	193000

Quadro 2: Especificações do sistema *Emed-XR*

Fonte: Novel, 2006.

Este sistema possibilitou a aquisição dos dados referente à distribuição de pressão plantar e comportamento do centro de pressão de forma dinâmica durante a marcha com uma taxa de amostragem de 100 Hz. Os dados foram processados pelo *Software Novel* próprio do sistema. A calibração do sistema foi feita a partir da massa corporal de cada sujeito.

3.3.4 Sistema de controle de velocidade

Para controlar a velocidade da marcha durante a coleta de dados foi utilizado um conjunto de 4 fotocélulas, desenvolvidas no laboratório de pesquisa do IBTeC, e um cronômetro. As fotocélulas foram dispostas a uma distância de 3 m entre si, sendo que o transmissor ficou ao lado direito e o receptor do lado esquerdo da marcha. No centro da disposição das fotocélulas foi posicionada a plataforma (*Novel Emed- XR System*) (Figura 6). O sistema de fotocélulas considerava o instante em que o sujeito passava pela primeira fotocélula, e quando o sujeito passava pela segunda fotocélula, no final de 3 m. Por meio do conhecimento da distância entre as fotocélulas e do tempo utilizado para transcorrer a distância foi determinada a velocidade da marcha.

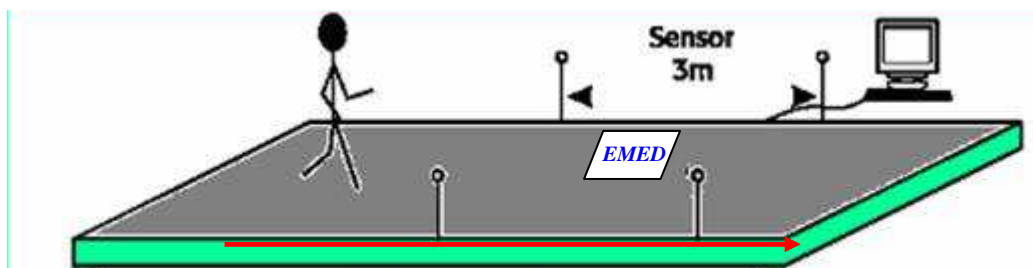


Figura 6: Esquema da disposição das fotocélulas e do sistema *Novel Emed- XR System*

3.4 DEFINIÇÃO DOS MARCADORES ANATÔMICOS

➤ Ângulo Máximo de Eversão do Calcânar

Para a análise do Ângulo Máximo de Eversão do Calcânar os marcadores reflexivos foram localizados da seguinte forma (Figura 7) (NIGG e MORLOCK, 1987; STACOFF, KALIN e STUSSI, 1991; PERRY e LAFORTUNE, 1995; CHEUNG e NG, 2007):

A: 20 mm do solo na região central do calcâneo (parte inferior mais saliente do calcâneo);

B: 50 mm do solo na região central do calcâneo (parte superior mais saliente do calcâneo);

C: na região do tendão do calcâneo, correspondente a altura da parte mais saliente do maléolo lateral;

D: 150 mm acima do marcador três na região do centro da perna;

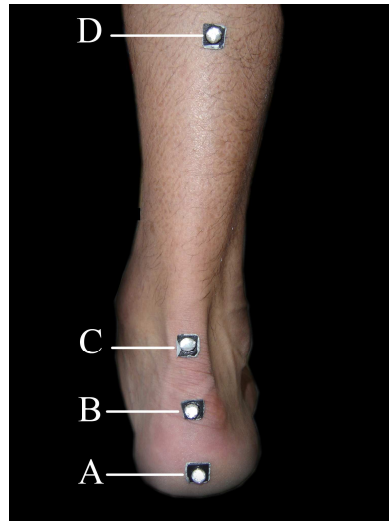


Figura 7: Localização dos marcadores reflexivos (Pé Direito)

3.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO (Definição conceitual e operacional)

Para contemplar os objetivos propostos no estudo foram selecionadas as seguintes variáveis:

- **Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar (°)**

- Conceitualmente definido como o movimento angular do calcâneo no plano frontal posterior durante a marcha (JAMES e JONES, 1990; TIBERIO, 1987).

- Operacionalmente calculado pela diferença entre o ângulo relativo (α) entre os segmentos calcâneo-tíbia no contato inicial e o ângulo relativo máximo entre os segmentos calcâneo-tíbia (Figura 8) que ocorre até 35% da fase de apoio durante a marcha (HUNT *et al.*, 2001; LEARDINI *et al.*, 1999). Medido pelo sistema *Spica Technology Corporation*TM e expresso em graus (°).

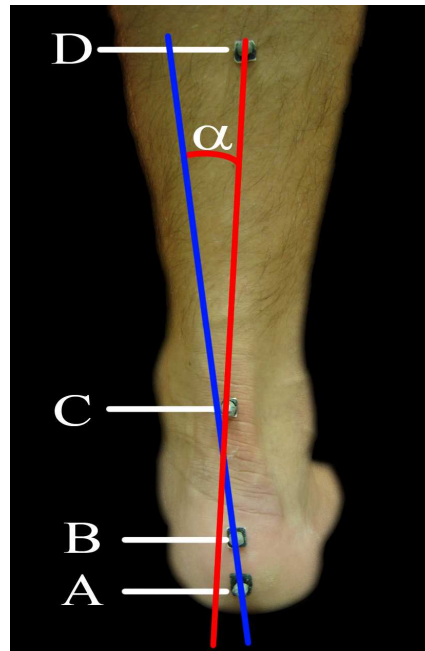


Figura 8: Ângulo relativo entre os segmentos Calcâneo (A-B) - Tíbia (C-D).

- **Pressão Plantar Média (kPa)**

- Conceitualmente definida como o valor médio de pressão que pode ser representativo da área plantar total ou de áreas plantares específicas, ou seja, regiões anatômicas selecionadas (NOVEL, 2006).
- Operacionalmente calculada por meio do sistema *Novel Emed- XR* e expresso em kPa.

- **Pico de Pressão Plantar (kPa)**

- Conceitualmente definido como o valor máximo de pressão que pode ser representativo da área plantar total ou de áreas plantares específicas, ou seja, regiões anatômicas selecionadas (NOVEL, 2006).
- Operacionalmente calculado por meio do sistema *Novel Emed- XR* e expresso em kPa.

- **Área de Contato (cm²)**

- Conceitualmente definida como a área calculada no período em que os sensores de uma determinada região forem ativados, ou seja, pressionados (NOVEL, 2006).
- Operacionalmente foi obtida por meio do sistema *Novel Emed- XR* e expressa em cm².

- **Carga Relativa (%Peso Corporal)**

- Conceitualmente definida pela relação dos impulsos locais de uma determinada região anatômica e o somatório do impulso de todas as regiões. Portanto, a Carga Relativa é obtida através da integral de força-tempo (N.s) - o impulso, ou seja, a quantidade média de força, aplicada perpendicularmente a uma área durante um intervalo de tempo (HENNIG, STAATS, ROSENBAUM, 1994).
- Operacionalmente obtida por meio do sistema *Novel Emed- XR* e expresso kPa, e calculada a Carga Relativa, por meio do Excel, sendo expressa em termos percentuais (%).

- **Velocidade Média do COP (ms)**

- Conceitualmente definida como a velocidade resultante do centro de pressão do pé nas componentes x e y, sendo que V_x descreve a componente médio-lateral da velocidade e V_y a componente ântero/posterior (NOVEL, 2006).
- Operacionalmente calculada pela razão entre a soma de cada velocidade em cada frame dividida pelo número de frames ($V_{média} = \frac{\sum V_i}{n}$) (NOVEL, 2006). Obtida pelo sistema *Novel Emed- XR* e expressa em m/s.

- **Deslocamento Medial do COP (% deslocamento total)**

- Conceitualmente definido como a área entre o eixo do pé e a trajetória do centro de pressão (NOVEL, 2006).
- Calculada pela área localizada a esquerda, entre o eixo do pé e a trajetória do centro de pressão (NOVEL, 2006). Obtido pelo sistema *Novel Emed- XR* e expressa em % deslocamento total.

- **Deslocamento Lateral do COP (% deslocamento total)**

- Conceitualmente definido como definido como a área entre o eixo do pé e a trajetória do centro de pressão (NOVEL, 2006).

- Calculada pela área localizada a direita, entre o eixo do pé e a trajetória do centro de pressão (NOVEL, 2006). Obtido pelo sistema *Novel Emed- XR* e expressa em % deslocamento total.

3.6 CONTROLE DE VARIÁVEIS

Com a finalidade de assegurar a qualidade do estudo, foram controladas as seguintes variáveis durante os procedimentos de coleta:

- Ambiente de coleta de dados: Os sujeitos tiveram um tempo para adaptação em um ambiente silencioso, livres de ruídos ou qualquer perturbação que pudesse interferir nos testes.
- Velocidade: foi controlada a velocidade do andar descalço conforme procedimento de coleta ($5 \text{ km/h} \pm 5 \%$), baseada na norma de conforto NBR 14834.
- Temperatura e Umidade Ambiente: Foi controlada a temperatura e a umidade do ambiente de coletada de dados, onde essas permaneceram na faixa de $23^\circ \pm 2^\circ$ e $50\% \pm 5 \%$ respectivamente (NBR 14834:2002).

3.7 COLETA DE DADOS

A fim de se atingir os objetivos da pesquisa, foram elaborados procedimentos que incluem: revisão de materiais e instrumentos de mensuração das variáveis cinemáticas e cinéticas da marcha humana, o projeto previamente aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da UDESC (Anexo 2), sob o protocolo n° 184/06 incluindo o termo de consentimento informado (Apêndice "A") e coletas dos dados.

3.7.1 Procedimentos preliminares

Foram realizados os seguintes procedimentos preliminares:

- 1) contato com indivíduos;
- 2) autorização dos indivíduos através do termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice "A");
- 3) agendamento do dia da coleta de dados;
- 4) preparação laboratorial.

3.7.2 Preparação dos sujeitos

No dia da coleta de dados os sujeitos foram conduzidos pelos pesquisadores até Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos - IBTeC. No IBTeC os indivíduos receberam códigos contendo um número da ordem de coleta de dados para assegurar um posterior anonimato dos sujeitos. Depois passaram por um período de familiarização com o ambiente e adaptação com os instrumentos e com os pesquisadores.

Em seguida, foi realizada a seguinte tarefa:

1. Marcadores Anatômicos: para realizar as marcações para colocação dos marcadores reflexivos para a análise do Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo foi solicitado ao sujeito permanecer em pé, em posição ortostática, com o peso distribuído de forma quasi-igual em ambos os pés. Para garantir o mesmo alinhamento de todos os sujeitos durante a colocação dos marcadores reflexivos os sujeitos foram instruídos a posicionar o pé sobre uma linha reta marcado no solo (Figura 9), fazendo com que o centro do calcâneo ficasse no meio dessa linha e também o segundo dedo posicionado sobre à mesma.



Figura 9: Posicionamento do pé para marcação dos marcadores reflexivos

3.7.3 Coleta de Dados Biomecânicos

Primeiramente foi medida a massa corporal dos sujeitos, onde os mesmos subiram na balança digital com o mínimo de roupa possível e permaneceram de forma ortostática para a mensuração da massa corporal.

A coleta de dados dinâmica consistiu em o sujeito andar de forma descalça em linha reta sobre uma passarela de *EVA* de treze metros de comprimento sem qualquer inclinação em relação à linha do horizonte a uma velocidade de $5 \text{ km/h} \pm 5\%$. Foi analisado um passo para cada tentativa válida, onde foi considerada válida a tentativa em que o sujeito tocou na área útil da plataforma *Novel Emed-XR* com o pé direito, estando dentro do campo de visão das câmeras e estando dentro da velocidade determinada. Foram realizadas 7 (sete) tentativas válidas.

Para aquisição dos dados cinemáticos foram utilizadas 2 câmeras, modelo *MotionVision DALLSTAR CA-D6*, com taxa de amostragem de 955 Hz , onde uma câmera estava perpendicular ao movimento e a outra câmera posicionada formando um ângulo de aproximadamente 40° , entre si, e ambas a uma altura de 30 cm do solo (garantindo que todos os pontos poderiam ser vistos ao mesmo tempo pelas duas câmeras). Para a calibração do sistema foi utilizado um calibrador, com 13 pontos, conforme descrito anteriormente nos dados cinemáticos. Para aquisição dos dados referentes a distribuição de pressão plantar e centro de pressão durante a marcha foi utilizado o sistema *Novel Emed- XR* com uma taxa de amostragem de 100 Hz . Através dos dados referentes à distribuição de pressão plantar foram calculadas as variáveis referentes ao centro de pressão.

Para buscar uma relação entre os dados das variáveis cinemáticas e cinéticas, e para saber o momento em que o calcanhar tocava no solo, o sistema *Spica Technology Corporation™* foi alinhado com o sistema *Novel Emed- XR*. O alinhamento entre os sistemas de aquisição foi realizado por meio de um *LED* (sinal luminoso) do sistema *Novel Emed- XR* que era acionado pelo toque do calcanhar (contato inicial) na plataforma sensorizada. O *LED* emitia um sinal luminoso quando os sensores capacitivos da plataforma *Novel Emed- XR* estiverem carregados com carga superiores a 10 kPa (NOVEL, 2006). A partir do momento em que o LED era ativado, foi considerado o início da análise dos dados do Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar.

3.8 PROCESSAMENTO, ARMAZENAMENTO E TRATAMENTO DOS DADOS

Os dados referentes à cinemática foram digitalizados e processados (automaticamente) pelo *software DMAS6®* da *Spica Technology Corporation™*. O Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar foi obtido por meio das coordenadas no plano frontal, até 35% da fase de apoio, por meio do próprio sistema *Spica Technology Corporation™*. Os 35% da fase de apoio foram calculado em relação aos 100% da fase de contato, onde a fase de contato foi

determinada a partir do contato inicial do calcanhar com o solo até o desprendimento total dos dedos (fase de propulsão). O Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar foi calculado pela diferença entre o ângulo relativo entre os segmentos calcâneo-tibia no contato inicial e o ângulo relativo máximo entre os segmentos calcâneo-tibia até 35% da fase de apoio. Para filtrar os dados foi utilizado o filtro média-móvel com interpolação de 10 em 10 pontos, próprio do sistema *Spica*. Os dados foram exportados e armazenados no *software Excel 2003*[®] da *Microsoft*, em forma de planilha. Das sete tentativas válidas de cada sujeito, foram consideradas a média de cinco valores, sendo desconsiderados os dois extremos. Os dados foram normalizados para cada sujeito, considerando o primeiro valor do Ângulo de Eversão do Calcanhar sendo 0 (zero). Primeiramente foram coletados e processados os dados de todos os sujeitos do estudo para posteriormente dividi-los em grupos.

Para classificar os sujeitos em grupos em relação ao Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar foi determinado o valor limite entre os valores do Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar dos grupos de sujeitos da pesquisa, melhor visualizado por meio dos gráficos *Boxplot*.

Os dados cinéticos foram processados pelo *software Novel Gmbh*[®], e assim também foram exportados e armazenados (planilhas) no *software Excel 2003*[®] da *Microsoft*. Esses dados não foram filtrados. Também, foram considerados a média dos valores das 5 tentativas de cada sujeito, excluindo os extremos, para cada variável em cada região do pé.

Para a obtenção mais detalhada dos dados referentes à Pressão Plantar Média, Pico de Pressão Plantar, Área de Contato e Carga Relativa foi elaborado um sistema de máscaras no próprio *software software Novel Gmbh*[®]. Estas máscaras dividiram o pé em (Figura 10):

- M01 – região do calcanhar lateral
- M02 – região do calcanhar medial
- M03 – região do médio pé lateral
- M04 – região do médio pé medial
- M05 – região dos metatarsos III-V
- M06 – região do metatarso II
- M07 – região do metatarso I
- M08 – região dos dedos II-V
- M09 – região do dedo I

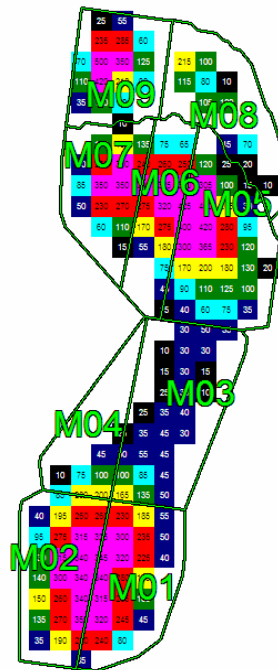


Figura 10: Divisão do pé em regiões.

Já para a análise da variável Velocidade Média do COP foi elaborado um sistema de máscaras que dividiu o pé em somente quatro regiões, calcânhar (01), médio pé (02), antepé (03) e dedos (04) (Figura 11).

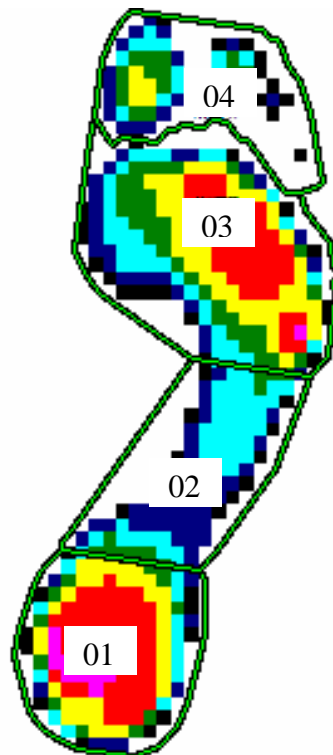
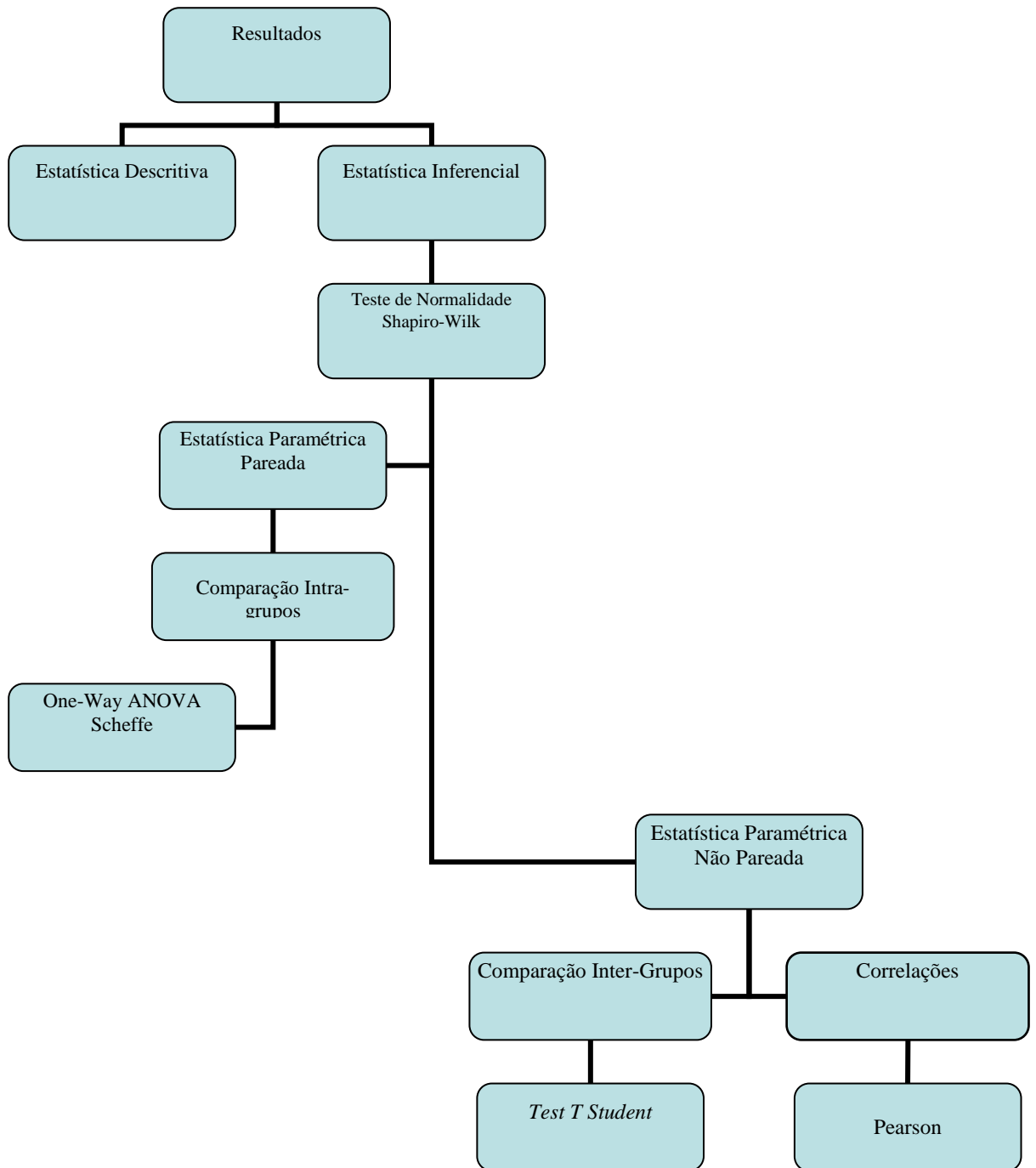


Figura 11: Divisão do pé em regiões para análise da velocidade média do COP

Depois de processados e armazenados os dados, foi aplicada a estatística descritiva e inferencial. Primeiramente os sujeitos foram divididos nos respectivos grupos, como descrito anteriormente. A partir da classificação dos sujeitos em dois grupos foi realizado o seguinte tratamento estatístico:

Primeiramente foi realizado um teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* para todas as variáveis do estudo (cinemáticas e cinéticas) para cada grupo, onde essas demonstraram seguir um padrão de distribuição normal.

Para garantir que os sujeitos do Grupo Normal possuíam valores médios do Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo estatisticamente diferentes do Grupo Overpronado foi aplicado um *Test t de Student* para amostras independentes. Após, para verificar se existiam diferenças estatisticamente significativas entre as médias das variáveis cinéticas entre o Grupo Normal e o Grupo Overpronado foi realizado novamente o *Test t de Student* para amostras independentes. Já para verificar se existiam diferenças significativas entre os valores médios nas mascaradas dentro do próprio grupo, ou seja, a área do pé com maiores valores, foi aplicada uma análise de variância por meio do teste *One-Way ANOVA*, e posteriormente para localizar essas diferenças foi aplicado o teste de *Scheffe*. Já para verificar se existia associação entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcâneo e as variáveis cinéticas do estudo foi utilizado o teste de correlação de *Pearson*. Para todos os testes estatísticos foi utilizado um nível de significância de 0,05. No organograma abaixo podemos observar a seqüência dos testes estatísticos:



Quadro 3: Organograma resumindo o tratamento estatístico

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

De acordo com o primeiro objetivo específico que foi caracterizar o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar dos sujeitos do estudo, foi possível dividir os sujeitos em dois grupos (Tabela 2), onde os sujeitos que apresentaram Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar $< 8^\circ$ foram classificados como sendo Grupo Normal e os sujeitos que apresentaram Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar $\geq 8^\circ$ como Grupo Overpronado.

Tabela 2: Comparação dos valores médios do Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar entre os grupos.

Ângulo Máximo de Eversão ($^\circ$)	Grupos $\bar{X} \pm DP$		<i>t-teste</i>	<i>p</i>
	Grupo Normal (n = 11)	Grupo Overpronado (n = 10)		
	6,28 \pm 0,89	10,7 \pm 2,0	-6,45	0,000*

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Para garantir que os grupos fossem selecionados de acordo com a proposta deste estudo, foram realizadas comparações dos valores médios do Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar entre os grupos (Tabela 2), encontrando assim diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo Normal e o Grupo Overpronado, o que garantiu que os grupos fossem selecionados de forma a atender as características da pesquisa. Além disso, foi realizado uma análise onde foi calculado o ângulo limite entre os grupos, que pode ser melhor visualizado por meio dos gráficos *Boxplot* (Figura 12). Como se pode observar abaixo, os gráficos não se sobrepõem o que garante que os valores médios dos grupos se diferenciam.

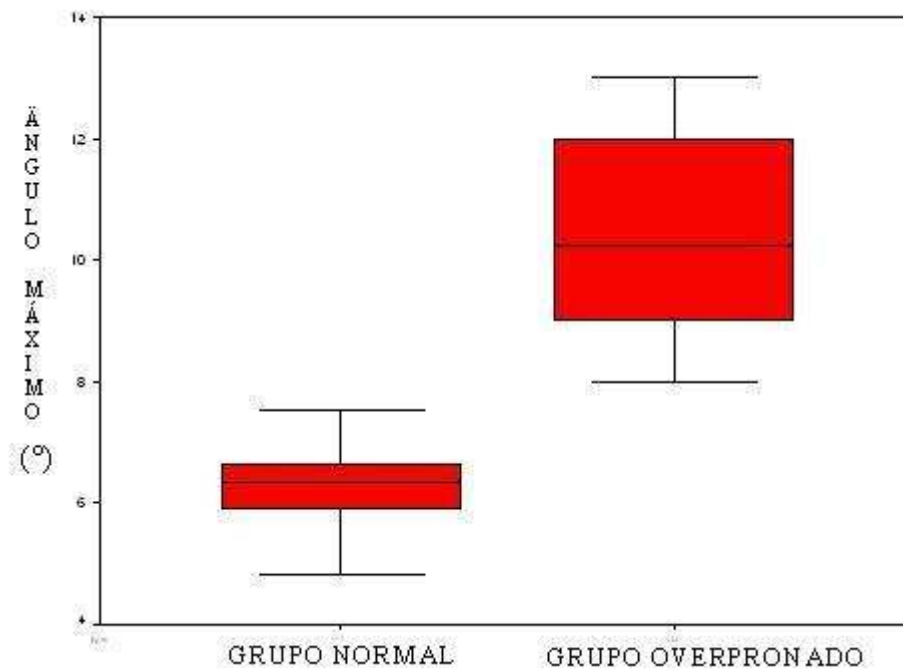


Figura 12: Distribuição dos grupos de acordo com o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânar

A seguir são apresentados para cada grupo nas nove regiões do pé os valores médios das variáveis cinéticas da distribuição de pressão plantar e do centro de pressão do Grupo Normal e do Grupo Overpronado, e os resultados do teste “*t*” para a comparação dos níveis de significância entre os grupos.

Na Tabela 3 são apresentados os valores médios da variável Pressão Plantar Média nas diferentes regiões do pé, e os resultados da comparação das médias desses valores entre os grupos:

Tabela 3: Comparação dos valores médios da Pressão Plantar Média entre os grupos nas diferentes regiões do pé.

Pressão Plantar Média (kPa) $\bar{X} \pm DP$			
Regiões do pé	Grupo Normal (n=11)	Grupo Overpronado (n=10)	<i>p</i>
Calcânar Lateral	22,34 ± 4,4	24,14 ± 4,4	0,365
Calcânar Medial	23,10 ± 5,0	26,60 ± 5,6	0,149
Médio Pé Lateral	4,00 ± 4,4	6,71 ± 4,3	0,167
Médio Pé Medial	2,55 ± 3,8	6,30 ± 5,0	0,069
Metatarso III-V	32,40 ± 5,8	40,38 ± 16,9	0,155
Metatarso II	36,65 ± 8,9	42,50 ± 10,2	0,176
Metatarso I	24,24 ± 8,3	27,70 ± 5,8	0,288
Dedos II-V	5,15 ± 4,3	5,38 ± 5,8	0,918
Dedo I	21,49 ± 6,5	24,21 ± 9,0	0,434

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Quando comparado o Grupo Normal com o Grupo Overpronado a Pressão Plantar Média não apresentou diferenças estatisticamente significativas, em nenhuma das regiões analisadas. Portanto essa variável demonstrou características semelhantes entre os grupos, onde os valores médios de pressão plantar mais elevados foram encontrados principalmente na cabeça do metatarso II e dos metatarsos III-V (Anexo B), para ambos os grupos. Na região dos metatarsos III-V, as pressões plantares mais elevadas ocorreram na região do metatarso III. Esses dados estão de acordo com Stott *et al.*, (1973), Hutton e Dhanedran (1981) e Hughes *et al.*, (1991), onde os autores puderam evidenciar também, em seus estudos, que o comportamento da distribuição de pressão plantar na região dos metatarsos não é homogênea, ou seja, não distribui as pressões de forma igual em todas as cabeças do metatarsos.

Na Tabela 4 são apresentados os valores médios da variável Pico de Pressão Plantar e às comparações desses valores entre os grupos nas diferentes regiões do pé.

Tabela 4: Comparação dos valores médios dos Picos de Pressão Plantar entre os grupos nas diferentes regiões do pé.

Regiões do pé	Pico Pressão Plantar (kPa) $\bar{X} \pm DP$		
	Grupo Normal (n=11)	Grupo Overpronado (n=10)	<i>p</i>
Calcanhar Lateral	373,81 ± 54,96	453,80 ± 98,35	0,031*
Calcanhar Medial	391,21 ± 62,32	468,57 ± 91,46	0,034*
Médio Pé Lateral	90,76 ± 29,24	129,14 ± 45,60	0,032*
Médio Pé Medial	78,48 ± 28,80	133,41 ± 63,31	0,018*
Metatarso III-V	342,64 ± 42,91	405,76 ± 140,89	0,172
Metatarso II	410,96 ± 74,27	470,32 ± 92,25	0,119
Metatarso I	277,37 ± 82,30	311,40 ± 82,11	0,355
Dedos II-V	122,01 ± 57,15	116,77 ± 52,72	0,830
Dedo I	358,92 ± 112,33	348,88 ± 125,86	0,849

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Analisando o comportamento da distribuição dos Picos de Pressão Plantar, nas diferentes regiões do pé, verificou-se que os sujeitos do Grupo Normal apresentaram características semelhantes aos sujeitos do Grupo Overpronado (Anexo C), porém o Grupo Overpronado apresentou Picos de Pressão Plantar significativamente mais elevados do que o Grupo Normal, na região do calcanhar e do médio pé. Os Picos de Pressão Plantar no Grupo Overpronado foram aproximadamente 18% maiores na região do calcanhar medial ($p \leq 0,031$), 17% maiores na região do calcanhar lateral ($p \leq 0,034$), 30% maiores na região do médio pé lateral ($p \leq 0,032$) e 41% maiores na região do médio pé medial ($p \leq 0,018$). Milani

e Hennig (1993) e Milani, Schnabel e Hennig (1995), realizaram um estudo semelhante envolvendo o ângulo de eversão do calcanhar, onde os autores compararam três tipos de calçados (um calçado que induzia ao aumento do Ângulo de Eversão do Calcanhar, um calçado sem alterações e um calçado que limitava o Ângulo de Eversão do Calcanhar) e também encontraram aumentos significativos dos Picos de Pressão na região lateral do calcanhar em indivíduos overpronados.

Tais resultados sugerem que sujeitos que possuem ângulo de eversão do calcanhar excessivo durante a marcha apresentam um aumento dos Picos de Pressão Plantar nas regiões do calcanhar e médio pé. Concordando com isso, Subotnick *apud* Hennig e Rosenbaum (1991) sugerem uma associação da condição de coxa vara/genu valgum em crianças com a distribuição de pressão plantar e indicam que com acentuados e prolongados movimentos excessivos de eversão do calcanhar durante a marcha ocorre aumento do estresse na região medial do pé, modificando as pressões na região lateral e medial do calcanhar. Assim, essas diferenças de pressões nas regiões do calcanhar e médio pé podem ser um bom indicador para identificar eversão excessiva do calcanhar avaliada a partir da distribuição de pressão plantar, que constitui em uma avaliação de fácil aplicação e tempo reduzido comparada a cinemática.

O aumento dos Picos de Pressão pode estar associado à hiper-flexibilidade e instabilidade do pé gerada pelo movimento de eversão excessivo e mais intenso do calcanhar durante a marcha (JAMES, BATES e OSTERNING, 1978; HINTERMANN e NIGG, 1998; CHEUNG, NG e CHEN, 2006). Entretanto, maiores pressões em áreas específicas levam a necessidade de maiores cuidados em quadros clínicos, pois o aumento dos Picos de Pressão Plantar está relacionado com dores no pé e com o surgimento de lesões (JORDAM e BARLLET, 1994; WILSON *apud* MANFIO, 1995; MORAG e CAVANAGH, 1999), o que se tornam ainda mais graves em sujeitos com doenças circulatórias ou diabetes (CAVANAGH, RODGERS e LIBOSHI, 1999).

Na Tabela 4 pode ser observado também que tanto o Grupo Normal quanto o Grupo Overpronado apresentaram uma tendência dos Picos de Pressão mais elevados na região do metatarso II, seguido das regiões do calcanhar (medial e lateral) (Anexo C). Esses resultados concordam com os achados de Grieve e Rashdi (1984), Hughes *et al.*, (1987), Gross e Bunch (1988), Jacob (1989) e Kogler e Shorten (2001), onde esta região também foi descrita como recebendo os maiores Picos de Pressão, sendo o mais alto Pico de Pressão experimentado pela cabeça do metatarso II. Já Hennig e Rosenbaum (1991), Meyring *et al.*, (1997), Bryant, Tinley e Singer (1999) e Nass, Hennig e Fischer (2000) descreveram que maiores Pico de

Pressão Plantar, em adultos, ocorrem na região do *hálux*, seguido da região do metatarso III e do metatarso I.

Talvez a melhor discussão destes resultados e a teoria mais aceita atualmente, com relação ao antepé, tenha sido apresentada pelos estudos de Betts *et al.*, (1980), Duckworth *et al.*, (1985), Cavanagh e Rodgers (1987) e Viladot (1987) *apud* Manfio (2001), onde em seus estudos, os autores relataram que a maioria dos indivíduos normais apresentavam as pressões mais elevadas na região da cabeça dos metatarsos II e III. Reforçando essa teoria, Hughes *et al.*, (1989) (41% de 160 sujeitos assintomáticos), Hughes *et al.*, (1991) (39% de 100 sujeitos normais) e Plank (1995) (39% de 15 sujeitos normais), também encontraram maior incidência de pressões máximas em sujeitos considerados assintomáticos sobre a cabeça dos metatarsos II e III.

As divergências encontradas na literatura com relação aos valores dos Picos de Pressão Plantar podem estar associada aos diferentes tipos de instrumentos de medidas utilizado em cada estudo (*Fscan System, Mat-Scan, Emed System, Pedar System*), pois atualmente é possível mapear de forma mais precisa as diferentes regiões do pé. Outros fatores podem ser influentes nessa divergência de resultados, tais como diferenças no momento de classificação dos indivíduos em grupos, o número de indivíduos, o número de tentativas coletadas, a idade dos indivíduos, o alinhamento articular dos indivíduos (quadril, joelho e pé), as características antropométricas do pé e a mobilidade articular do pé. Portanto, estas observações são muito importantes no momento de analisar a distribuição de pressão plantar e suas variáveis relacionadas, pois interferem diretamente no comportamento das mesmas.

Na Tabela 5 são apresentados os valores médios da variável Área de Contato e às comparações desses valores nas diferentes regiões do pé:

Tabela 5: Comparação dos valores médios da Área de Contato entre os grupos nas diferentes regiões do pé.

Regiões do pé	Área de Contato (cm ²) $\bar{X} \pm DP$		
	Grupo Normal (n=11)	Grupo Overpronado (n=10)	<i>p</i>
Calcânhar Lateral	19,37 ± 1,69	20,78 ± 1,09	0,038*
Calcânhar Medial	19,36 ± 1,64	21,26 ± 1,22	0,008*
Médio Pé Lateral	19,55 ± 8,47	24,02 ± 7,03	0,206
Médio Pé Medial	2,97 ± 0,92	4,81 ± 2,55	0,036*
Metatarso III-V	25,95 ± 2,12	30,75 ± 3,20	0,001*
Metatarso II	11,89 ± 1,18	13,26 ± 1,61	0,038*
Metatarso I	15,26 ± 2,23	16,70 ± 2,04	0,140
Dedos II-V	11,10 ± 4,78	8,92 ± 3,74	0,265
Dedo I	13,33 ± 1,59	13,56 ± 2,44	0,797

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Ao analisarmos a variável Área de Contato, observaram-se diferenças significativas com valores médios mais elevados para o Grupo Overpronado em comparação ao Grupo Normal, sendo 6,8% maior na região do calcânhar medial ($p \leq 0,038$), 8,9% na região do calcânhar lateral ($p \leq 0,008$), 38,3% na região do médio pé medial ($p \leq 0,036$) e 15,6% na região do metatarso III-V ($p \leq 0,001$) e 10,3% na região do metatarso II ($p \leq 0,038$). Essas diferenças dos valores médios da Área de Contato entre os grupos, tornam também essa variável um bom indicador para se identificar eversão excessiva do calcânhar avaliada a partir de medida de distribuição de pressão plantar somente.

Esse aumento da Área de Contato, principalmente na região medial do pé, pode estar relacionado à mobilidade excessiva dos ligamentos do joelho e a falta de tônus muscular, onde a rotação excessiva da tíbia leva ao aumento do ângulo de eversão do calcânhar (HINTERMANN e NIGG, 1998; CHEUNG, NG e CHEN, 2006). Isto tornaria o pé mais instável (hiper-móvel), e explicaria o aumento nas áreas de contatos. Concordando com isso, Vicenzino *et al.*, (2006) relacionaram a diminuição do ângulo de eversão do calcânhar por meio do processo de bandagem, e concluíram que os sujeitos que utilizaram a bandagem (ângulo de eversão do calcânhar reduzido) apresentaram também uma redução significativa na área de contato da região medial do calcânhar.

Na Tabela 6 estão apresentadas os valores médios da variável Carga Relativa e a comparação desses valores nas diferentes regiões do pé entre os grupos:

Tabela 6: Comparação dos valores médios da Carga Relativa entre os grupos nas diferentes regiões do pé.

Regiões do pé	Carga Relativa (% peso corporal) $\bar{X} \pm DP$		
	Grupo Normal (n=11)	Grupo Overpronado (n=10)	<i>p</i>
Calcânhar Lateral	7,57 ± 1,40	6,88 ± 0,96	0,208
Calcânhar Medial	8,40 ± 1,10	8,40 ± 1,31	0,999
Médio Pé Lateral	2,43 ± 1,49	3,16 ± 2,06	0,360
Médio Pé Medial	0,41 ± 0,31	0,83 ± 0,62	0,066
Metatarso III-V	13,56 ± 2,00	14,39 ± 4,19	0,565
Metatarso II	9,56 ± 1,79	10,13 ± 1,34	0,427
Metatarso I	7,29 ± 1,90	8,10 ± 1,80	0,332
Dedos II-V	1,42 ± 1,26	0,99 ± 0,73	0,359
Dedo I	4,14 ± 0,93	4,13 ± 1,46	0,992

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Quando comparado os valores médios da Carga Relativa entre o Grupo Normal e o Grupo Overpronado não foram observadas diferenças estatisticamente significativa em nenhuma das regiões do pé analisadas. Ainda assim, pode-se observar que o padrão de distribuição das Cargas Relativas foi semelhante entre os grupos (Anexo D), o que garante que o Grupo Overpronado desse estudo possui o mesmo padrão de distribuição de carga que o Grupo Normal. Esses dados não concordam com os achados de Milani, Schnabel, e Hennig (1995), onde os autores induziram os sujeitos a um ângulo excessivo de eversão do calcânhar por meio da utilização de um determinado calçado e encontraram aumento da carga relativa na região do calcânhar medial e metatarso I, com uma redução dessa carga na região lateral do médio-pé e do metatarso III quando comparados à marcha normal.

É notório também na Tabela 6 que tanto para o Grupo Normal quanto o Grupo Overpronado, as maiores cargas aplicadas durante o andar foram encontradas na região do metatarso III-V (Anexo E). Hennig e Rosenbaum (1991) compararam adultos normais e crianças e também encontraram maiores cargas aplicadas sobre a região do metatarso III. Essa maior carga aplicada na região do metatarso III contradiz claramente a concepção da existência de um arco transversal na região do antepé. Isso demonstra que este arco não existe, pois caso existisse seria esperado uma diminuição das cargas na região central da cabeça dos metatarsos e um aumento na região dos metatarsos I e IV.

Na Tabela 7 estão apresentados os valores médios da variável Velocidade Média do COP e às comparações desses valores nas diferentes regiões do pé:

Tabela 7: Comparação dos valores médios da Velocidade Média do COP entre os grupos nas diferentes regiões do pé.

Regiões do pé	Velocidade Média do COP (m/s) $\bar{X} \pm DP$		
	Grupo Normal (n=11)	Grupo Overpronado (n=10)	P
Calcanhar	0,535 \pm 0,133	0,601 \pm 0,130	0,261
Médio Pé	0,541 \pm 0,106	0,518 \pm 0,097	0,601
Metatarsos	0,286 \pm 0,027	0,281 \pm 0,030	0,692
Dedos	0,779 \pm 0,110	0,925 \pm 0,393	0,251

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Ao observar os padrões das Velocidades Médias do COP nas diferentes regiões do pé encontrou-se que as maiores velocidades ocorrem na região dos dedos, e a menor velocidade na região dos metatarsos, tanto para o Grupo Normal quanto para o Grupo Overpronado (Anexo E). Essa característica já havia sido relatada por Santos *et al.*, (2007), que ao analisar a marcha normal também encontraram maior velocidade média do COP na região dos dedos e menor velocidade na região dos metatarsos. De Cock *et al.*, (2007) ao analisar o comportamento da velocidade da trajetória do COP durante o andar também encontrou um padrão semelhante.

Ao comparar a Velocidade Média do COP entre os grupos nas diferentes regiões do pé não houve diferenças estatisticamente significativas, demonstrando que o aumento do ângulo de eversão do calcanhar não influenciou essa variável. Esses resultados não estão de acordo com os achados de Ray, Needham e Snyder (1997), onde os autores na comparação entre sujeitos normais e sujeitos com ângulo de eversão do calcanhar excessivo constataram diferenças significativas na Velocidade Média do COP, sendo que sujeitos com ângulo de eversão do calcanhar excessivo apresentaram um comportamento mais constante. Os autores ainda ressaltaram que a Velocidade do COP seria um bom indicador para diferenciação entre sujeitos normais e com anormalidades no ângulo de eversão do calcanhar. Concordando com Ray, Needham e Snyder (1997), De Cock *et al.*, (2007) também analisaram a Velocidade Média do COP durante o andar, e conseguiram distinguir três grupos de sujeitos com características funcionais do pé diferentes (pé normal, pé plano e pé cavo), e reforçaram que as características relacionadas a velocidade do COP poderiam servir como referência para estudos futuros do andar. Porém essas conclusões não se confirmam nesse estudo, pois a Velocidade Média do COP não se demonstrou sensivelmente capaz de diferenciar sujeitos normais de sujeitos com ângulo de eversão do calcanhar excessivo.

Na Tabela 8 estão apresentados os valores médios das variáveis Deslocamento Medial e Lateral COP e às comparações desses valores entre os grupos:

Tabela 8: Comparação dos valores médios do Deslocamento Medial e Lateral do COP entre os grupos.

Variáveis	Deslocamento Medial e Lateral COP (% Deslocamento Total) $\bar{X} \pm DP$		
	Grupo Normal (n=11)	Grupo Overpronado (n=10)	<i>p</i>
Deslocamento Medial do COP	30,52 ± 19,16	36,42 ± 24,65	0,969
Deslocamento Lateral do COP	66,48 ± 25,30	66,86 ± 18,01	0,545

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

No presente estudo, as variáveis Deslocamento Medial e Lateral do COP não apresentaram diferenças estatisticamente significativas quando comparados o Grupo Normal e o Grupo Overpronado, demonstrando assim que o Grupo Normal apresentou tanto um Deslocamento Medial quanto um Deslocamento Lateral do COP semelhante ao Grupo Overpronado. Baurle *et al.*, (1999), Baur *et al.*, (2001) e De Cock, Willems e De Clercq (2005) também utilizaram a análise do deslocamento do COP como uma forma de diferenciar sujeitos normais, de sujeitos com anormalidades e não conseguiram encontrar diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, concluindo assim que a análise da distribuição de pressão plantar forneceria informações mais relevantes do que a análise de variáveis relacionadas ao comportamento do COP.

Porém Vicenzino *et al.*, (2006) analisaram sujeitos com overpronação antes e após a aplicação de bandagem e concluíram que os sujeitos que reduziram o ângulo de eversão do calcanhar apresentaram também uma redução do Deslocamento Medial do COP. Reforçando os achados de Vicenzino *et al.*, (2006), De Cock *et al.*, (2007) também conseguiram diferenciar sujeitos normais e com alterações nas características funcionais do pé, afirmando que o Deslocamento Medial e Lateral do COP é uma ferramenta importante na identificação de distúrbios.

Seguindo os objetivos específicos deste estudo, o quarto objetivo foi verificar a correlação entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar e as variáveis cinéticas. Os resultados de tais correlações entre essas variáveis e seus níveis de significância estão apresentados a seguir.

Na Tabela 9 estão apresentados os resultados das correlações entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar e a Pressão Plantar Média durante a marcha nas diferentes regiões do pé.

Tabela 9: Correlação entre os valores médios do AEC e a Pressão Plantar Média nas diferentes regiões do pé.

n=21	Pressão Plantar Média (Correlação de Pearson)								
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9
Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar	0,360	0,411	0,471*	0,561*	0,128	0,220	0,200	-0,24	-0,011

* correlações estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Existe correlação estatisticamente significativa entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar e a Pressão Plantar Média nas regiões do médio pé (Tabela 9). Apesar de haver uma correlação fraca, é possível notar que as alterações no AEC estão positivamente ligadas às alterações de Pressão Plantar Média nas regiões medial e lateral do médio pé, ou seja, à medida que os valores do AEC aumentam as pressões plantares médias nessas regiões também aumentam.

Na Tabela 10 a seguir estão apresentados os resultados das correlações entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar e os Picos de Pressão Plantar durante a marcha nas diferentes regiões do pé.

Tabela 10: Correlação entre os valores médios do AEC e os Picos de Pressão nas diferentes regiões do pé.

n=21	Pico de Pressão Plantar (Correlação de Pearson)								
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9
Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar	0,485*	0,434*	0,504*	0,607*	0,175	0,299	0,220	-0,115	-0,132

* correlações estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

A Tabela 10 é possível observar correlações fracas estatisticamente significativas encontradas entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar e o Pico de Pressão Plantar nas regiões do calcânhar (medial e lateral) e médio pé lateral. Também foi possível notar a existência de uma correlação positiva moderada na região do médio pé medial, o que

demonstra que sujeitos com o ângulo de eversão do calcanhar excessivo apresentam um aumento dos Picos de Pressão principalmente nessa região.

Na Tabela 11 a seguir estão apresentados os resultados das correlações entre o ângulo de eversão do calcanhar e a Área de Contato durante a marcha nas diferentes regiões do pé.

Tabela 11: Correlação entre os valores médios do AEC e a Área de Contato nas diferentes regiões do pé.

n=21	Área de Contato (Correlação de Pearson)								
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9
Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar	0,387	0,483*	0,212	0,593*	0,537*	0,581*	0,413	-0,191	0,191

* correlações estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Em relação à Área de Contato, uma correlação positiva fraca foi encontrada nas regiões do calcanhar medial e metatarsos III-V, e correlação positiva moderada nas regiões do médio pé medial e metatarso II. Esse aumento da Área de Contato na região medial do pé pode estar associado à hiper-mobilidade do pé, gerada pela eversão excessiva do calcanhar, que causa um possível desabamento do arco longitudinal medial.

Na Tabela 12 a seguir estão apresentados os resultados das correlações entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar e Carga Relativa durante a marcha nas diferentes regiões do pé.

Tabela 12: Correlação entre os valores médios do AEC e a Carga Relativa nas diferentes regiões do pé.

n=21	Carga Relativa (Correlação de Pearson)								
	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9
Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar	-0,127	0,244	0,234	0,581*	-0,086	0,161	0,281	-0,207	0,008

* correlações estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Ao correlacionar o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar e a Carga Relativa foi observado uma correlação positiva moderada, na região do médio pé medial, demonstrando que com o aumento do o ângulo de eversão do calcanhar aumenta diretamente a carga relativa nessa região.

Esses resultados encontrados nas Tabelas 9, 10, 11 e 12 demonstram que existe uma relação direta entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar e a distribuição de pressão

plantar principalmente nas regiões do calcanhar (medial e lateral) e do médio pé medial. É possível observar que o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar está diretamente relacionado com alterações principalmente nas regiões do calcanhar (medial e lateral), bem como médio pé (medial e lateral), talvez principalmente pelas mudanças que a overpronação causa no contato do pé com o solo. Isso é extremamente importante, pois demonstra mais uma vez a utilidade da distribuição de pressão na identificação de alterações na funcionalidade do pé. Concordando com isso, Robinson, e Lake (2005) também encontraram uma boa correlação entre a rotação da tíbia, que segundo McClay e Manal (1997) está diretamente relacionado com o movimento de eversão do calcanhar, e alterações na distribuição das pressões, principalmente nas regiões medial e lateral do calcanhar e médio pé. Esses autores ainda afirmam que a análise da distribuição de pressão plantar pode ter um grande potencial para prever movimentos anormais durante a locomoção.

Já ao observar as variáveis ligadas ao COP, nem a Velocidade Média e nem os Deslocamentos Medial e lateral apresentaram correlação estatisticamente significativa com o Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar (Tabela 13).

Tabela 13: Correlação entre os valores médios do AEC e das variáveis do COP nas diferentes regiões do pé.

n=21	COP (Correlação de Pearson)					
	Velocidade Média do COP				Deslocamento COP	
	Calcanhar	Médio Pé	Antepé	Dedos	Deslocamento Medial	Deslocamento Lateral
Ângulo Máximo de Eversão do Calcanhar	0,077	-0,300	0,106	0,113	0,083	0,113

* correlações estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

Isso demonstra que as variáveis relacionadas ao COP analisadas nesse estudo não apresentaram sensibilidade suficiente para diferenciar sujeitos normais de sujeitos com ângulo de eversão do calcanhar excessivo. Mas mesmo assim é necessário tomar-se alguns cuidados, pois o fato dessas variáveis não demonstrarem associação pode estar relacionado à maneira de como as ferramentas de análise foram utilizadas.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo analisou as variáveis cinemáticas do movimento de eversão do calcanhar e as variáveis cinéticas da distribuição de pressão plantar e do centro de pressão em diferentes regiões do pé em um Grupo Normal e um Grupo Overpronado.

Ao comparar estas variáveis entre os grupos, pode-se concluir:

1. Em relação à Pressão Plantar Média, o Grupo Normal e o Grupo Overpronado não apresentam diferenças estatisticamente significativas em nenhuma das regiões do pé analisadas. Mas, ambos os grupos, apresentaram características semelhantes, demonstrando maiores valores médios de pressão na cabeça do metatarso II e metatarso III-V respectivamente.
2. O Grupo Normal e o Grupo Overpronado possuem distribuição dos Pico de Pressão Plantar nas diversas regiões do pé semelhantes, onde ambos, apresentam uma tendência de maiores picos na região do metatarso II, seguido das regiões do calcanhar medial e lateral.
3. O Grupo Overpronado apresentou valores médios de Pico de Pressão Plantar estatisticamente maiores que o Grupo Normal nas regiões do calcanhar (medial e lateral) e médio pé (medial e lateral).
4. O Grupo Overpronado apresentou valores médios de Área de Contato maiores nas regiões do calcanhar (medial e lateral), médio pé medial e nas regiões do metatarso III-V e metatarso II em relação ao Grupo Normal.
5. O Grupo Normal e o Grupo Overpronado não apresentaram valores médios de Carga Relativa estatisticamente diferentes em nenhuma das regiões do pé analisadas. Portanto, ambos os grupos, demonstraram maiores valores

médios de Carga Relativa na região dos metatarsos III-V, quando comparada às demais regiões.

6. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ao comparar a Velocidade Média do COP nas diferentes regiões do pé entre o Grupo Normal e o Grupo Overpronado. Mas, ambos os grupos, apresentaram maiores velocidades médias na região dos dedos e menores valores médios dessa variável na região dos metatarsos, quando comparadas com as demais regiões.
7. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ao comparar o Deslocamento Medial e Lateral do COP entre o Grupo Normal e o Grupo Overpronado.

Ao verificar possíveis relações entre o Ângulo Máximo de Eversão do Calcânhar e as variáveis da distribuição de pressão plantar (DPP) e do centro de pressão (COP) pode-se concluir:

1. Existe correlação fraca estatisticamente significativa entre o aumento do ângulo de eversão do calcânhar e o aumento da Pressão Plantar Média nas regiões do médio pé (medial e lateral).
2. Existe correlação fraca estatisticamente significativa entre o ângulo de eversão do calcânhar e o Pico de Pressão Plantar nas regiões do calcânhar (medial e lateral) e médio pé lateral, e correlação moderada estatisticamente significativa com a região do médio pé medial.
3. Existe correlação fraca estatisticamente significativa entre o aumento do ângulo de eversão do calcânhar e o aumento da Área de Contato nas regiões medial do calcânhar e do médio pé e na região do metatarso II e metatarso III-V.
4. Existe correlação moderada estatisticamente significativa entre o ângulo de eversão do calcânhar e a Carga Relativa na região medial do médio pé.
5. Não existe correlação estatisticamente significativa entre o ângulo de eversão do calcânhar e a Velocidade Média do COP nas diferentes regiões do pé.
6. Não existe correlação estatisticamente significativa entre o ângulo de eversão do calcânhar e o Deslocamento Medial e Lateral do COP.

6 CONCLUSÕES

É possível concluir com os resultados desse estudo que o aumento do ângulo de eversão do calcanhar (overpronação) afetou consideravelmente variáveis biomecânicas da distribuição de pressão plantar durante a marcha, o que pode significar alguns riscos para a estrutura do pé, e até mesmo para todas as articulações do corpo envolvidas, alterando dessa forma o andar normal. Isso demonstra cada vez mais a importância da análise da distribuição de pressão plantar no quadro clínico e preventivo, pois essa tem um grande potencial para prever movimentos anormais durante a locomoção. Já, em relação as variáveis biomecânicas do centro de pressão não se encontraram diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo Normal e o Grupo Overpronado, o que demonstrou que nesse estudo essas variáveis não foram sensivelmente capazes de diferenciar os grupos envolvidos, demonstrando assim que essas variáveis não são as mais indicadas para esse tipo de análise. Portanto, em relação aos resultados encontrados no nosso estudo, é preciso se ter cuidado quanto a esta afirmação, pois os valores encontrados para essa variável apresentam uma grande variabilidade, e também outro fato que sugerimos que deve ser levado em consideração é a ferramenta utilizada para a análise dessa variável, que pode ter sido inadequada.

Outro fator interessante que se pode concluir com essa pesquisa é que o Grupo Normal e o Grupo Overpronado demonstraram padrões de distribuição de pressão plantar e do comportamento das variáveis do COP semelhantes, podendo assim, serem diferenciados somente em relação às intensidades com que essas variáveis se apresentaram. A partir disso, se pode concluir, que não existe a possibilidade de diferenciar sujeitos normais de sujeitos overpronados apenas por meio de uma análise qualitativa de um plantograma de distribuição de pressão plantar, sendo necessário uma análise quantitativa.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AMADIO, A. C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica/ EEFUSP, 1996.
- ARCAN, M.; BRULL, M. A. A fundamental characteristic of the human body and foot, the foot ground pressure pattern. **Journal of Biomechanics**, 9, p.453-457, 1976.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14834**: Normas para avaliação de calçados, 2002.
- BARBETTA, P. A. **Estatística aplicada às ciências sociais**. Florianópolis: Ed. Da UFSC, 1994.
- BARR, A. E.; SHERRY, I. B. Biomecânica da marcha. **In: NORDIN, M.; FRANKEL, V. H.** (Org.), **Biomecânica do sistema músculo esquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 379-396, 2003.
- BAUR, H.; BÄURLE, W.; GRAU, S.; HIRSCHMÜLLER, A.; MAYER, F. Selected pressure distribution quantities of healthy runners and runners with achilles tendinitis while running barefoot and shod. **Proceedings 5th Symposium on Footwear Biomechanics**, p.44-45. Zürich, 2001.
- BERTSCH, C. *et al.* Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year results of 42 children. **Gait and Posture**, 19, p.235-242, 2004.
- BRYANT, A.; TINLEY, P.; SINGER, K. Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. **The Foot** 9, p.115-119, 1999.
- BUCHBINDER, M. R.; NAPORA, N. J.; BIGGS, E. W. The relationship of abnormal pronation to chondromalacia of the patella in distance runners. **Journal of the American Podiatry Association**, 69, p.159-162, 1979.
- CAILLIET, R. **Dor no pé e no tornozelo**. 3ª Ed. Porto Alegre: Artmed, 2005. 292p
- CASTRO, S. V. **Anatomia fundamental**. Makron Books: São Paulo, 1985.
- CAVANAGH, P. R. A technique for the display of pressure distribution beneath the foot. **Journal of biomechanics**, 13, p.67-75, 1980.

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

CAVANAGH, P. R.; RODGERS, M. M.; LIBOSHI, A. Pressure distribution under symtonfree feet during barefoot standing. **Foot & Ankle**, 7 (5), 1999.

CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F. Efficacy of motion control shoes for reducing excessive rearfoot motion in fatigued runners. **Physical Therapy in Sports**, 8, p.75-81, 2007.

CHEUNG, R. T. H.; NG, G. Y. F.; CHEN, B. F. C. Association of footwear with patellofemoral pain syndrome in runners. **Sports Medicine**, 36, p.199–205, 2006.

CORNWALL, M. W., MCPOIL, T. G. Comparison of 2- dimensional and 3-dimensional rearfoot motion during walking. **Clinical Biomechanics**, 10, p.36–40, 1995.

COSTA, P. H. Abordagem biomecânica da locomoção: parâmetros da função coordenativa em crianças durante o subir e descer escadas e o andar no plano. **Dissertação** (Mestrado em educação Física). Universidade de São Paulo, 1995.

DAVID, A. C. de. Aspectos biomecânicos do andar em crianças: cinemática e cinética. **Tese** (Doutorado em ciências do movimento humano). Universidade Federal de Santa Maria, 2000.

DE COCK , A.; VANRENTERGHEM, J.; WILLEMS, T.; WITVROUW, E.; DE CLERCQ, D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. **Gait and Posture**, 2007.

DE COCK, A.; WILLEMS, T.; DE CLERCQ, D. Evaluation of the medio-lateral plantar pressure distribution in barefoot jogging as a risk factor for exercise related lower leg pain. **6th Symposium on Footwear Biomechanics** (Cleveland). 2005

DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V. Stabilographic analysis of unconstrained standing. **Ergonomics**, 43 (11), p.1824-1839, 2001.

DUCKWORTH, T.; BOULTON, A.J.M.; BETTS, R.P.; FRANKS, C.I.; WARD, J.D. Plantar pressure measurements and the prevention of ulcer-ation in the diabetic foot. **Journal of Bone and Joint Surgery**, 67B, p.79-85. 1985.

EDINGTON, C. J.; FREDERICK, E. C.; CAVANAGH, P. R. Rearfoot motion in distance running. In: Cavanagh P.R., ed. Biomechanics of distance running. **Illinois: Human Kinetics Books**, p.135-164, 1990.

ENOKA, R. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

GHELUWE, B. V.; MADSEN, C. Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. **J Appl Biomech**, 13, p.66-75, 1997.

GRIFKA, J. A construção do calçado de esporte e os problemas dos pés. **Técnicouro**, 11 (4), p.56-60, 1989.

HALL, S. **Biomecânica básica**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HENNIG, E. M. Gender differences for running in athletic footwear. **Proceedings 5th Symposium on Footwear Biomechanics**, p.44-45. Zürich, 2001

HENNIG, E. M. Pressure patterns under the feet of children, adults and overweight persons _ the influence of gender. **Proceedings World Congress of Biomechanics**. Calgary, 2002.

HENNIG, E. M.; STAATS, A.; ROSENBAUM, D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. **Foot & Ankle**, 15, p.35-40, 1994.

HENNIG, E. M.; CAVANAGH, P. R. Pressure distribution under the impacting human foot. In B. Jonsson (Eds.) *Biomechanics X-A. Champaign, Illions, USA: Human Kinectis*; p.375-380, 1985.

HENNIG, E. M.; MILANI, T. L. Pressure distribution patterns inside of a running shoe during up and downhill running. Abstract N. 415. **XII ISB Congress held**. Los Angeles: 1989.

HENNING, E.M.; MILANI, T.L.; LAFORTUNE, M.A. Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial acceleration in running. **Journal of Applied Biomechanics**, 9, p.306-314. 1993

HENNIG, E. M.; ROSENBAUM, D. Plantar pressure distribution patterns under the feet of childrens in comparason whit adults. **Foot & Ankle**, 11 (5), p.306-311, 1991.

HINTERMANN, B.; NIGG, B. M. Pronation in runners: Implications for injuries. **Sports Medicine**, 26, p.169-176, 1998.

HUGHES, J.; PRATT, L.; LINGE, K.; CLARK, P.; KLENERMAN. Reliability of pressure measurements: the EMED F system. **Clinical Biomechanics**, 6, p.14-18. 1991.

HUNT, A. E.; SMITH, R. M.; TORODE, M.; KEENAN, A. M. Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. **Clin Biomech**, 16, p.592-600, 2001.

INFOOT, Compact. **Manual. I- Ware Laboratory Co., Ltd**, 2004.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. **Human walking**. Baltimore: Williams and Wilkins, 1981.

JAMES, S. J.; JONES, D. C. Biomechanical aspects of distance running injuries. In: Cavanagh PR, editor. *Biomechanics of distance running*. **Champaign: Human Kinetics**, 1990.

JAMES, S. L.; BATES, B. T.; OSTERNIG, L. R. Injuries to runners. **American Journal of Sports Medicine**, 6, p.40-50, 1978.

JORDAN, C.; BARLLET, R. The relationship between plantar pressure distribution and perception of confort in casual footwear. **IV Emed user meeting Ulm, Germany: Novel Gmph Munchen**, 1994.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**. v. 2. São Paulo: Panamericana, 2000.

KAPANDJI, J. Membros inferiores. **In: Fisiologia articular**. Tradução de Maria A. Madail. São Paulo: Manole, 2000.

KIRBY, K. A. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, 91, p.465-487, 2001.

KNACKFUSS, I. G.; ROSENBAUM, S.; GOMES, E. S. Análise biomecânica do pé: comportamento das pressões na região plantar. V CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 5. 1993 – **ANAIS...** Santa Maria: Ufsm, 1993.

KOGLER, G. F.; SHORTEN M. R. Plantar pressure distribution during gait in a subject without adipose tissue in the heel and ball of the foot. **5th Symposium on Footwear Biomechanics** (Zuerich).2001

LEARDINI, A.; BENEDETTI, M. G.; CATANI, F.; SIMONCINI, L.; GIANNINI, S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. **Clin Biomech**, 14, p.528-36, 1999.

LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K.; WEISS, E. L. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1987.

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

MACHADO, D. B.; HENNIG, E.; RIEHLE, H. Plantar pressure distribution in children: movement patterns ant footwear influences. **Revista Brasileira de Biomecânica**, 2 (2), p.19-25, 2001.

MALONE, T.; MCPOIL, T.; NITZ, A. J. **Fisioterapia em ortopedia e medicina no esporte**. São Paulo: Santos, 2000.

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

MANFIO, E. F. Estudo de parâmetros antropométricos do pé. **Tese** (Doutorado em Ciências do Movimento Humano). Santa Maria, 2001.

MCCLAY, I.; KURT, M. Three-dimensional analysis of running: significance of secondary planes of motion. **Med. Science Sports Exercise**, 31 (11), p.1629-1637, 1999.

MCCLAY, I. S; MANAL K. Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. **Journal of Applied Biomechanics**, 13, p.109–24, 1997.

MCCLAY, I. S. Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. **Journal of Applied Biomechanics**, 13, 109-124, 1997.

MCPOIL, TG.; ADRIAN, M.; PIDCOE, P. Effects of foot orthoses on center of pressure patterns in women. **Physical Therapy**, 69(2), p.149-154, 1989.

MEGLAN, D.; TODD, F. Cinética da locomoção humana. **In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G.**, Marcha humana. 2.ed. Premier: São Paulo, 1998.

MELLO, O. S. Análise da postura do digitador em situações experimentais utilizando um protótipo denominado "simulador de posturas sentadas". **Dissertação** (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Campinas, 1997.

MEYRING, S.; DIEHL, R. R.; MILANI, T. L.; HENNIG, E. M.; BERLIT, P. Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. **Clinical Biomechanics**, 12(1), p.60-65, 1997.

MILANI, T. L.; HENNIG, E. M. Pressure distribution under the foot at the take off in volleyball jumps and fosbury flop high jumps. In S. Bouisset, S. Métral, & H. Monod (Ed.), **Biomechanics XIV**, (pp. 874-875). Paris: International Society of Biomechanics. 1993

MILANI, T. L.; SCHNABEL, G.; HENNIG, E. M. Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. **Journal of Applied Biomechanics**, 11(2), p.177-187, 1995.

MORAG, E.; CAVANAGH, P. R. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. **Journal of Biomechanics**, 32, p.359-370, 1999.

NASS, D.; HENNIG, E. M.; FISCHER, B. The relationship of barefoot to inshoe pressure distributon. **XXV Conference of the Canadian Society for Biomechanics**, Montréal, Canada, Département de kinésiologie, Université de Montréal, p. 13, 2000.

NASSER, J. P.; AVILA, A. O. V. Distribuição de força relativa na região do pé em diferentes alturas de apoio do calcâneo. VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1, p.609-613. **Anais...** Florianópolis: 1999.

NIGG, B. M.; MORLOCK, M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 19, p.294-302, 1987.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the muscle-skeletal system**. John Wiley & Sons, 1994.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2003.

NOVEL. Emed sistem. **Disponível em** < www.novel.de > acesso em 08 de abril de 2006.

PERRIN, D. *et al.* Relationship between isokinetic average force, peak force, average torque, and peak torque of the shoulder internal and external rotator muscle groups. **Isok and Ex. Sc**, 3 (2), 1993.

PERRY, S. D.; LAFORTUNE, M. A. Influences of inversion/ eversion of the foot upon impact loading during locomotion. **Clinical Biomechanics**, 10, p.253–257, 1995.

PISCIOTTA, J.; SIMON, S.; QUESADA, S.; LEURGANS, S. Foot pressure patterns in children and infants. ISB - International Society of Bimechanics, Symposium on the Biomechanics of Functional Footwear. Eighth Biennel Conference of the Canadian Society of Biomechanics Proceedings, **Anais...** Calagary, p.8-9, 1994.

RAY, J.; NEEDHAM, D.; SNYDER, D. Utilizing gaitline velocity in dynamic gait analysis. 1997.

PERRY, J. **Análise de Marcha**. Barueri, SP: Manole, v.1, 2005.

ROBINSON, M.; LAKE, M. Plantar pressure measurements during barefoot and shod running – relationships to lower limb kinematics. **6th Symposium on Footwear Biomechanics** (Cleveland).2005.

SAMMARCO, G. J. Biomechanics of the foot. In: **Nordin, M.; Frankel, V. H.**, Basic biomechanical of the musculoskeletal system. 2a Ed. Philadelphia: Lea e Febiger. P.163-183, 1989.

SANTOS, J. O. L.; NAZARIO, P. F.; PALHANO, R.; MANFIO, E.; NABINGER, E.; ZARO, M. A.; AVILA, A. O. A. Análise do movimento de eversão do calcanhar e comportamento do centro de pressão plantar (COP) durante a marcha em diferentes velocidades. **Tecnicouro**, 231, p.42-46, 2007.

SAMMARCO, G. J.; HOCKENBURY, R. T. **Biomecânica básica do sistema músculo-esquelético**. Guanabara Koogan S. A. 2003.

SCHERER PR.; SOBIESK GA. The centre of pressure index in the evaluation of foot orthoses in shoes. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**,11(2), p.355-363, 1994.

SPICA TECHNOLOGY - INSTRUCTION MANUAL 2006.

STACOFF, A.; KALIN, X.; STUSSI, E. The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 23, p.482-490, 1991.

SUTHERLAND, D. The development of mature gait. **The journal of bone and joint sugery**, p. 336-353, 1980.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Método de pesquisa em atividade física**. 3. ed. São Paulo: Artmed, 2002. p.35

TIBERIO, D. Evaluation of functional ankle dorsiflexion using subtalar neutral position. A clinical report. **Phys Ther**, 67 (6), p.955-7, 1987.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONOR, J. C. **Dynamics of human gait**. Champaig: 1992.

VIEL, E. **A marcha humana, a corrida e o salto**. São Paulo: Manole, 277 p, 2001.

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

VINCENZINO, B.; McPOIL, T.; RUSSEL, T.; PEISKER, S. Anti-pronation tape changes foot posture but not plantar ground contact during gait. **The Foot**, 16, p.91-7, 2006.

WILLIAMS III, D. S.; MCCLAY, I. S.; HAMILL, J.; BUCHANAN, S. T. Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. **Journal Of Applied Biomechanics**, 17, p.153-163, 2001.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait:** Normal, elderly and pathological. 2^a ed. University of Waterloo press: Waterloo, 1991.

ZATSIORSKY, V. M. **Biomecânica no esporte.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2004. 519 p

APÊNDICE

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido.

APÊNDICE "A"

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA

CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título: “Aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento de eversão do calcanhar durante marcha”

O (a) Senhor (a)..... está sendo convidado (a) a participar de um estudo onde o qual fará uma investigação da “Aspectos cinemáticos e cinéticos do movimento de eversão do calcanhar durante marcha”. Para esta avaliação será realizada uma filmagem durante uma caminhada em superfície plana sem inclinação, com velocidade controlada, onde se avaliará fatores relacionados ao movimento de eversão do calcanhar, a distribuição de pressão plantar e a comportamento do centro de pressão.

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão um profissional de Educação Física, Prof. João Otacílio Libardoni dos Santos orientado pela Prof^a. Eliane Fátima Manfio e pelo Prof. Dr. Aluisio Otavio Avila Vargas.

O (a) Senhor (a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

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

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

Dr. Aluisio Otavio Avila Vargas.

(Pesquisador Responsável)

Endereço:

Rua Paschoal Simone, 358 Coqueiros.

Florianópolis - SC

E-mail: biomecanica@ibtec.org.br

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

Nome _____.

Assinatura _____.

Novo Hamburgo, ____/____/____.

ANEXO

ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

ANEXO B – Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Pressão Plantar Média entre as regiões diferentes do pé intra-grupo.

ANEXO C - Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Pico de Pressão Plantar entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

ANEXO D - Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Área de Contato entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

ANEXO E - Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Carga Relativa entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

ANEXO F - Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Velocidade Média do COP entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

ANEXO A

UDESC

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS

Florianópolis, 13 de dezembro de 2006

Nº. de Referência 184/06

Ao Pesquisador Prof. Aluisio Otavio Vargas Avila

Prezados Senhores,

Analizamos o projeto de pesquisa intitulado **“Relação entre movimento de pronação do calcanhar e a trajetória do centro de pressão plantar durante a marcha em indivíduos normais e com Overpronação”** enviado previamente por V. S.^a. Desta forma, vimos por meio desta, comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado a **aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos sujeitos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaria de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverão ser informadas imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,



Prof. Dr. Rudney da Silva

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – UDESC

ANEXO B

Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Pressão Plantar Média entre as regiões diferentes do pé intra-grupo;

Grupo Normal			Grupo Overpronado		
Pressão Plantar Média			Pressão Plantar Média		
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Calcânhar Lateral	Calcânhar Medial	1.000	Calcânhar Lateral	Calcânhar Medial	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,011*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,008*
	Metatarsos III-V	0.06		Metatarsos III-V	0,025*
	Metatarso II	0,001*		Metatarso II	0,005*
	Metatarso I	1.00		Metatarso I	0.999
	Dedos II-V	0,001*		Dedos II-V	0,004*
	Dedo I	1.000		Dedo I	1.000
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Calcânhar Medial	Calcânhar Lateral	1.000	Calcânhar Medial	Calcânhar Lateral	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,002*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,001*
	Metatarsos III-V	0.119		Metatarsos III-V	0.113
	Metatarso II	0,001*		Metatarso II	0,032*
	Metatarso I	1.000		Metatarso I	1.000
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	1.000		Dedo I	1.000
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Médio Pé Lateral	Calcânhar Lateral	0,000*	Médio Pé Lateral	Calcânhar Lateral	0,011*
	Calcânhar Medial	0,000*		Calcânhar Medial	0,002*
	Médio Pé Medial	1.000		Médio Pé Medial	1.000
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,001*
	Dedos II-V	1.000		Dedos II-V	1.000
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,010*
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Médio Pé Medial	Calcânhar Lateral	0,000*	Médio Pé Medial	Calcânhar Lateral	0,008*
	Calcânhar Medial	0,000*		Calcânhar Medial	0,001*
	Médio Pé Lateral	1.000		Médio Pé Lateral	1.000
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,000*
	Dedos II-V	0.998		Dedos II-V	1.000
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,008*
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Metatarsos III-V	Calcânhar Lateral	0.063	Metatarsos III-V	Calcânhar Lateral	0,025*
	Calcânhar Medial	0.119		Calcânhar Medial	0.113
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*

	Metatarso II	0.945			Metatarso II	1.000
	Metatarso I	0.264			Metatarso I	0.196
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,028*			Dedo I	0,027*
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarso II	Calcânhar Lateral	0,001*		Metatarso II	Calcânhar Lateral	0,005*
	Calcânhar Medial	0,001*			Calcânhar Medial	0,032*
	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0.945			Metatarso III-V	1.000
	Metatarso I	0,006*			Metatarso I	0.064
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,000*			Dedo I	0,006*
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarso I	Calcânhar Lateral	1.000		Metatarso I	Calcânhar Lateral	0.999
	Calcânhar Medial	1.000			Calcânhar Medial	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,001*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0.264			Metatarso III-V	0.196
	Metatarso II	0,006*			Metatarso II	0.064
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,000*			Dedo I	0.999
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,000*		Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,004*
	Calcânhar Medial	0,000*			Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	1.000			Médio Pé Lateral	1.000
	Médio Pé Medial	0.998			Médio Pé Medial	1.000
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*			Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*			Metatarso I	0,000*
	Dedo I	0,000*			Dedo I	0,004*
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Dedo I	Calcânhar Lateral	1.000		Dedo I	Calcânhar Lateral	1.000
	Calcânhar Medial	1.000			Calcânhar Medial	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,010*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,008*
	Metatarso III-V	0,028*			Metatarso III-V	0,027*
	Metatarso II	0,000*			Metatarso II	0,006*
	Metatarso I	0.997			Metatarso I	0.999
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,004*

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

ANEXO C

Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Pico de Pressão Plantar entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

Grupo Normal			Grupo Overpronado		
Pico de Pressão Plantar			Pico de Pressão Plantar		
Regiões do Pé		<i>p</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Calcanhar Lateral	Calcanhar Medial	1.000	Calcanhar Lateral	Calcanhar Medial	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0.996		Metatarsos III-V	0.995
	Metatarso II	0.986		Metatarso II	1.000
	Metatarso I	0.172		Metatarso I	0.163
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	1.000		Dedo I	0.608
Regiões do Pé		<i>p</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Calcanhar Medial	Calcanhar Lateral	1.000	Calcanhar Medial	Calcanhar Lateral	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0.930		Metatarsos III-V	0.969
	Metatarso II	1.000		Metatarso II	1.000
	Metatarso I	0,046*		Metatarso I	0.092
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0.995		Dedo I	0.417
Regiões do Pé		<i>p</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Médio Pé Lateral	Calcanhar Lateral	0,000*	Médio Pé Lateral	Calcanhar Lateral	0,000*
	Calcanhar Medial	0,000*		Calcanhar Medial	0,000*
	Médio Pé Medial	1.000		Médio Pé Medial	1.000
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,022*
	Dedos II-V	0.996		Dedos II-V	1.000
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,002*
Regiões do Pé		<i>p</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Médio Pé Medial	Calcanhar Lateral	0,000*	Médio Pé Medial	Calcanhar Lateral	0,000*
	Calcanhar Medial	0,000*		Calcanhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	1.000		Médio Pé Lateral	1.000
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,029*
	Dedos II-V	0.963		Dedos II-V	1.000
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,002*
Regiões do Pé		<i>p</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarsos III-V	Calcanhar Lateral	0.996	Metatarsos III-V	Calcanhar Lateral	0.995
	Calcanhar Medial	0.930		Calcanhar Medial	0.969
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso II	0.649		Metatarso II	0.964
	Metatarso I	0.705		Metatarso I	0.739
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	1.000		Dedo I	0.983
Regiões do Pé		<i>p</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarso II	Calcanhar Lateral	0.998	Metatarso II	Calcanhar Lateral	1.000
	Calcanhar Medial	1.000		Calcanhar Medial	1.000

	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0.649			Metatarso III-V	0.964
	Metatarso I	0,007*			Metatarso I	0.084
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0.898			Dedo I	0.395
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarso I	Calcânhar Lateral	0.172		Metatarso I	Calcânhar Lateral	0.183
	Calcânhar Medial	0,048*			Calcânhar Medial	0.092
	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,022*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,029*
	Metatarso III-V	0.705			Metatarso III-V	0.739
	Metatarso II	0,007*			Metatarso II	0.084
	Dedos II-V	0,001*			Dedos II-V	0,010*
	Dedo I	0.394			Dedo I	0.999
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,000*		Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0.0008
	Calcânhar Medial	0,000*			Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0.996			Médio Pé Lateral	1.000
	Médio Pé Medial	0.963			Médio Pé Medial	1.000
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*			Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,001*			Metatarso I	0,010*
	Dedo I	0,000*			Dedo I	0,001*
Regiões do Pé		<i>p</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Dedo I	Calcânhar Lateral	1.000		Dedo I	Calcânhar Lateral	0.608
	Calcânhar Medial	0.995			Calcânhar Medial	0.417
	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,002*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,002*
	Metatarso III-V	1.000			Metatarso III-V	0.983
	Metatarso II	0.898			Metatarso II	0.395
	Metatarso I	0.394			Metatarso I	0.999
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,001*

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

ANEXO D

Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Área de Contato entre as diferentes regiões do pé intra-grupo

Grupo Normal			Grupo Overpronado		
Área de Contato			Área de Contato		
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Calcanhar Lateral	Calcanhar Medial	1.000	Calcanhar Lateral	Calcanhar Medial	1.000
	Médio Pé Lateral	1.000		Médio Pé Lateral	0.758
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0,025*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,005*		Metatarso II	0,002*
	Metatarso I	0.51		Metatarso I	0.457
	Dedos II-V	0,001*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0.06		Dedo I	0,005*
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Calcanhar Medial	Calcanhar Lateral	1.000	Calcanhar Medial	Calcanhar Lateral	1.000
	Médio Pé Lateral	1.000		Médio Pé Lateral	0.887
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0,024*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,005*		Metatarso II	0,001*
	Metatarso I	0.514		Metatarso I	0.295
	Dedos II-V	0,001*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0.060		Dedo I	0,002*
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Médio Pé Lateral	Calcanhar Lateral	1.000	Médio Pé Lateral	Calcanhar Lateral	0.758
	Calcanhar Medial	1.000		Calcanhar Medial	0.887
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0,033*		Metatarsos III-V	0,012*
	Metatarso II	0,003*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0.445		Metatarso I	0,004*
	Dedos II-V	0,001*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,045*		Dedo I	0,000*
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Médio Pé Medial	Calcanhar Lateral	0,000*	Médio Pé Medial	Calcanhar Lateral	0,000*
	Calcanhar Medial	0,000*		Calcanhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,001*		Metatarso I	0,000*
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0.448
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,000*
Regiões do Pé		p	Regiões do Pé		p
Metatarsos III-V	Calcanhar Lateral	0,025*	Metatarsos III-V	Calcanhar Lateral	0,000*
	Calcanhar Medial	0,024*		Calcanhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0,033*		Médio Pé Lateral	0,012*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,000*
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,000*

Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Metatarso II	Calcânhar Lateral	0,005*		Metatarso II	Calcânhar Lateral	0,002*
	Calcânhar Medial	0,005*			Calcânhar Medial	0,001*
	Médio Pé Lateral	0,003*			Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso I	0.767			Metatarso I	0.695
	Dedos II-V	1.000			Dedos II-V	0.369
	Dedo I	0.999			Dedo I	1.000
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Metatarso I	Calcânhar Lateral	0.508		Metatarso I	Calcânhar Lateral	0.457
	Calcânhar Medial	0.514			Calcânhar Medial	0.295
	Médio Pé Lateral	0.445			Médio Pé Lateral	0,004*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0.767			Metatarso II	0.695
	Dedos II-V	0.491			Dedos II-V	0,001*
	Dedo I	0.99			Dedo I	0.793
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,001*		Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,000*
	Calcânhar Medial	0,001*			Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0,001*			Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,001*			Médio Pé Medial	0.448
	Metatarso III-V	1.000			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*			Metatarso II	0.369
	Metatarso I	0.491			Metatarso I	0,001*
	Dedo I	0.974			Dedo I	0.274
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Dedo I	Calcânhar Lateral	0.059		Dedo I	Calcânhar Lateral	0,005*
	Calcânhar Medial	0.06			Calcânhar Medial	0,002*
	Médio Pé Lateral	0,045*			Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0.999			Metatarso II	1.000
	Metatarso I	0.99			Metatarso I	0.793
	Dedos II-V	0.974			Dedos II-V	0.274

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

ANEXO E

Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffe*) da variável Carga Relativa entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

Grupo Normal			Grupo Overpronado		
Carga Relativa - Grupo Normal			Carga Relativa		
Regiões do Pé		<i>P</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Calcânhar Lateral	Calcânhar Medial	0.986	Calcânhar Lateral	Calcânhar Medial	0.920
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,023*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0.251		Metatarso II	0.085
	Metatarso I	1.000		Metatarso I	0.978
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,001*		Dedo I	0.255
Regiões do Pé		<i>P</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Calcânhar Medial	Calcânhar Lateral	0.988	Calcânhar Medial	Calcânhar Lateral	0.920
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0.889		Metatarso II	0.840
	Metatarso I	0.918		Metatarso I	1.000
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,004*
Regiões do Pé		<i>P</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Médio Pé Lateral	Calcânhar Lateral	0,000*	Médio Pé Lateral	Calcânhar Lateral	0,023*
	Calcânhar Medial	0,000*		Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Medial	0.236		Médio Pé Medial	0.489
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,000*
	Dedos II-V	0.951		Dedos II-V	0.594
	Dedo I	0.473		Dedo I	0.995
Regiões do Pé		<i>P</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Médio Pé Medial	Calcânhar Lateral	0,000*	Médio Pé Medial	Calcânhar Lateral	0,000*
	Calcânhar Medial	0,000*		Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0.235		Médio Pé Lateral	0.489
	Metatarsos III-V	0,000*		Metatarsos III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,000*
	Dedos II-V	0.951		Dedos II-V	1.000
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0.074
Regiões do Pé		<i>P</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarsos III-V	Calcânhar Lateral	0,000*	Metatarsos III-V	Calcânhar Lateral	0,000*
	Calcânhar Medial	0,000*		Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso II	0,000*		Metatarso II	0,004*
	Metatarso I	0,000*		Metatarso I	0,000*
	Dedos II-V	0,000*		Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,000*		Dedo I	0,000*
Regiões do Pé		<i>P</i>	Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarso II	Calcânhar Lateral	0.251	Metatarso II	Calcânhar Lateral	0.085
	Calcânhar Medial	0.889		Calcânhar Medial	0.840
	Médio Pé Lateral	0,000*		Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*		Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0,000*		Metatarso III-V	0,004*

	Metatarso I	0.111			Metatarso I	0.683
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0,000*			Dedo I	0,000*
Regiões do Pé		<i>P</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Metatarso I	Calcânhar Lateral	1.000		Metatarso I	Calcânhar Lateral	0.978
	Calcânhar Medial	0.918			Calcânhar Medial	1.000
	Médio Pé Lateral	0,000*			Médio Pé Lateral	0,000*
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0,000*
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0.111			Metatarso II	0.683
	Dedos II-V	0,000*			Dedos II-V	0,000*
	Dedo I	0.003			Dedo I	0,011*
Regiões do Pé		<i>P</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,000*		Dedos II-V	Calcânhar Lateral	0,000*
	Calcânhar Medial	0,000*			Calcânhar Medial	0,000*
	Médio Pé Lateral	0.951			Médio Pé Lateral	0.594
	Médio Pé Medial	0.951			Médio Pé Medial	1.000
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*			Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,000*			Metatarso I	0,000*
	Dedo I	0,020*			Dedo I	0.111
Regiões do Pé		<i>P</i>		Regiões do Pé		<i>p</i>
Dedo I	Calcânhar Lateral	0,001*		Dedo I	Calcânhar Lateral	0.255
	Calcânhar Medial	0,000*			Calcânhar Medial	0,004*
	Médio Pé Lateral	0.473			Médio Pé Lateral	0.995
	Médio Pé Medial	0,000*			Médio Pé Medial	0.074
	Metatarso III-V	0,000*			Metatarso III-V	0,000*
	Metatarso II	0,000*			Metatarso II	0,000*
	Metatarso I	0,003*			Metatarso I	0.011
	Dedos II-V	0,020*			Dedos II-V	0.111

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)

ANEXO F

Quadro com o resultado dos níveis de significância das comparações dos valores médios (*One-Way ANOVA – Scheffé*) da variável Velocidade Média do COP entre as diferentes regiões do pé intra-grupo.

Grupo Normal				Grupo Overpronado		
Velocidade do COP				Velocidade do COP		
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Calcânhar	Médio Pé	0,999		Calcânhar	Médio Pé	0,855
	Metatarsos	0,000*			Metatarsos	0,019*
	Dedos	0,000*			Dedos	0,018*
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Médio Pé	Calcânhar	0,999		Médio Pé	Calcânhar	0,855
	Metatarsos	0,000*			Metatarsos	0,125
	Dedos	0,000*			Dedos	0,002*
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Metatarsos	Calcânhar	0,000*		Metatarsos	Calcânhar	0,019*
	Médio Pé	0,000*			Médio Pé	0,125
	Dedos	0,000*			Dedos	0,000*
Regiões do Pé		p		Regiões do Pé		p
Dedos	Calcânhar	0,000*		Dedos	Calcânhar	0,018*
	Médio Pé	0,000*			Médio Pé	0,002*
	Metatarsos	0,000*			Metatarsos	0,000*

* diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0,05$)