

UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GUARATINGUETÁ

2011

ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO PARA MEDIDA DA PRESSÃO
PLANTAR DURANTE A MARCHA, COM E SEM O USO DE UM DISPOSITIVO
DE AUXÍLIO

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

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini
Co-orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento

Guaratinguetá
2011

ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEÓDORO

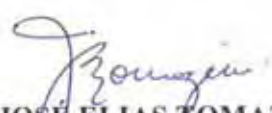
**ESTA TESE FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“DOUTOR EM ENGENHARIA MECÂNICA”**

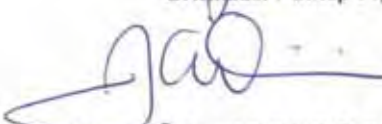
**PROGRAMA: ENGENHARIA MECÂNICA
ÁREA: PROJETOS**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

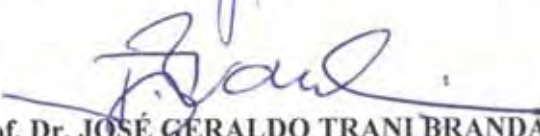

Prof. Dr. Marcelo dos Santos Pereira
Coordenador

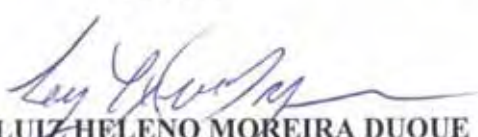
BANCA EXAMINADORA:


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


Prof. Dr. JOÃO ALBERTO DE OLIVEIRA
Unesp-Feg


Prof. Dr. RODRIGO SILVA E SANTOS
UNITAU


Prof. Dr. JOSÉ GERALDO TRANI BRANDÃO
Unesp-Feg


Prof. Dr. LUIZ HELENO MOREIRA DUQUE
UFF

Junho de 2011

DADOS CURRICULARES

ELAINE CRISTINA MARTINEZ TEODORO

NASCIMENTO	18.09.1979 – Lorena / SP
FILIAÇÃO	Maria Elsa Martinez Puentes Teodoro Luiz Gonzaga Teodoro
1997/2002	Curso de Graduação em Fisioterapia Universidade de Taubaté – UNITAU
2003/2004	Curso de Pós-Graduação em Fisiologia do Exercício, nível Especialização, na Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP/EPM
2003/2006	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Semiológica, nível Mestrado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá
2006/2011	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Semiológica, nível Doutorado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá

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

A minha família pelo carinho e apoio durante
toda caminhada.

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

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

A vocês, muito obrigada. Elaine.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus pelo dom da vida.

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

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

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

Aos professores *Dr. João Alberto de Oliveira* e *Dr. Rodrigo Silva e Santos*, pela participação no exame de qualificação.

Ao *Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento*, pela co-orientação no trabalho e orientação com a análise estatística dos dados experimentais.

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

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da FEG/UNESP, Regina Célia Galvão Faria Alves, Maria Cristina Silva de Oliva e Sidney Eustáquio Ramos Rabelo, pela dedicação e presteza no atendimento.

Ao funcionário Eduardo Batista pelo apoio concebido nas correções gramaticais.

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

Aos grandes amigos que conquistei durante toda essa jornada, em especial, à Sandra Regina de G. P. Galera, Felipe Fernandes Lemos e Tiago da Silva Alexandre.

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

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

Este trabalho contou com o apoio da seguinte entidade:
CNPq – através do protocolo nº 7766138107331180.

“Que sua colheita seja abundante e eterna e o sorriso da felicidade e do sucesso
enfeitem os seus lábios”

Lauro Trevisan

TEODORO, E. C. T. **Desenvolvimento de um protótipo para medida da pressão plantar durante a marcha, com e sem o uso de um dispositivo de auxílio.** 2011. 129 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

RESUMO

Atualmente, o andar humano é o padrão de locomoção mais investigado. Uma marcha normal depende de um funcionamento adequado do sistema locomotor, em todos os seus níveis. Mediante a presença de uma marcha anormal, muitas vezes torna-se necessária a utilização de dispositivos auxiliares, sendo a bengala o mais utilizado. Dentre as suas várias utilidades, encontra-se uma possível redução das pressões plantares em regiões específicas dos pés, durante a caminhada. Devido a escassez de estudos que envolvem a correlação entre as pressões plantares e as forças aplicadas na bengala durante a caminhada, o objetivo do presente estudo foi construir um protótipo capaz de mensurar as pressões plantares durante a marcha de sujeitos, com e sem a utilização de uma bengala em três alturas diferentes, ou seja, na altura preconizada, cinco centímetros acima desta e cinco centímetros abaixo. Trata-se de um estudo transversal analítico que foi constituído por 15 sujeitos hígidos, sendo 13 (86,7%) do gênero feminino e 2 (13,3%) do gênero masculino. Inicialmente, eles caminharam duas vezes em um corredor de aproximadamente cinco metros de comprimento, utilizando em cada pé uma sandália sensorizada. Em seguida, caminharam por mais seis vezes com as sandálias e com uma bengala nas três alturas diferentes. Com relação aos resultados obtidos, pode-se observar que as pressões plantares se mostraram diferentes em algumas regiões específicas dos pés durante a marcha dos

sujeitos com e sem a utilização da bengala, independentemente da altura desta. O tempo médio de uma passada se mostrou menor tanto no retropé direito como no esquerdo durante a marcha sem utilização da bengala, quando comparado à marcha utilizando o dispositivo de auxílio. Concluiu-se que a altura da bengala não influenciou diretamente na distribuição das pressões plantares em regiões específicas dos pés dos sujeitos, bem como no tempo da passada nos retropés direito e esquerdo, durante a marcha.

PALAVRAS-CHAVE: Bengala. Marcha. Pressão. Transdutores. Pé.

TEODORO, E. C. T. **Development of a prototype to measure plantar pressure during the gait, with and without the use of an assistive device.** 2011. 129 p. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2011.

ABSTRACT

Currently, the human walking is the most investigated pattern of locomotion. A normal gait depends on a proper functioning of the locomotor system at all levels. By the presence of an abnormal gait, often becomes necessary the use of assistive devices, being the cane the most utilized. Among its many uses, it is found a possible reduction of plantar pressures in specific regions of the foot during walking. Due to the lack of studies involving the correlation between plantar pressures and forces applied to the cane during the walk, the aim of this study was to build a prototype able to measure plantar pressures during the gait of individuals, with and without the use of a cane at three different heights, at the recommended height, five centimeters above it and five centimeters below. It is a cross-sectional analysis consisted of 15 healthy individuals, being 13 (86.7%) females and 2 (13.3%) males. At first, they walked two times in a corridor of about five meters long, using a sensorized sandal in each foot. Then, they walked for more six times with the sandals and with a cane at the three different heights. Regarding the obtained results, it was observed that the plantar pressures were different in some specific regions of the foot during the gait of the individuals with and without the use of the cane, regardless its height. The mean time of a step showed to be lower in the right and the left hind foot during the gait without the use of the cane, when compared to the gait using the assistive device. We concluded that the height of

the cane does not influence directly the distribution of the plantar pressures in specific regions of the foot of the subject, as well as in the time of the step in the right and left hindfoot, during the gait.

KEYWORDS: Cane. Gait. Pressure. Transducers. Foot.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Ilustração referente ao passo (contato de um pé seguido de contato do pé contralateral na superfície) e da passada (dois contatos sucessivos do mesmo pé na superfície).....	35
FIGURA 2 -	Representação das fases (apoio e balanço) e dos eventos (contato inicial, resposta à carga, médio apoio, apoio terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal) do andar	36
FIGURA 3 -	Parâmetros cinemáticos relacionados ao ciclo da marcha: comprimento da passada, largura do passo, base de apoio	38
FIGURA 4 -	Definições dos ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo) e segmentares (tronco, coxa, perna e pé) dos membros inferiores. Ângulos articulares são os ângulos entre os segmentos corporais adjacentes e ângulos segmentares são os ângulos relativos à horizontal	42
FIGURA 5 -	Valores médios dos ângulos articulares (em graus) do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo da marcha de indivíduo adulto em velocidade confortável auto-selecionada. Nota: valores positivos e negativos indicam movimentos de flexão e extensão, respectivamente.....	43
FIGURA 6 -	Trajetória do centro de aplicação da força no pé durante um passo da marcha	46
FIGURA 7 -	Sequência do apoio da superfície plantar durante um passo na marcha.....	46
FIGURA 8 -	Força de reação do solo representada nas suas componentes ortogonais: forças horizontais	48

FIGURA 9 -	Componentes da Força de Reação do Solo (FRS) normalizadas pelo Peso Corporal (PC) durante um ciclo do andar. Linha contínua representa a componente vertical, linha pontilhada representa a componente ântero-posterior e linha tracejada representa a componente médio-lateral da FRS. Dados referentes a adultos normais andando em velocidade confortável auto-selecionada.....	49
FIGURA 10 -	Variáveis e características da FRS: Fz max 1= pico ativo; Fz max 2= pico ativo, Fz min; Δ Fz= deflexão da força passiva, Δ t1= intervalo de tempo entre o início do contato e o pico passivo.....	50
FIGURA 11 -	Ativação típica dos maiores grupos musculares durante o ciclo da marcha.....	53
FIGURA 12 -	Bengala simples de madeira, a qual deve ser ajustada ao comprimento apropriado do paciente.....	57
FIGURA 13 -	Bengala simples de alumínio. O comprimento é regulável.....	57
FIGURA 14 -	Bengala com recuo. O comprimento é regulável.....	58
FIGURA 15 -	Bengala de quatro apoios. Os quatro apoios da bengala estabelecem contato simultaneamente com o chão.....	59
FIGURA 16 -	Bengalas tipo andadores. São mais indicados para pacientes que necessitam de um suporte de peso contínuo, utilizando apenas uma mão.....	60
FIGURA 17 -	Sistema EMED [®]	65
FIGURA 18 -	Sistema Pedar [®] Novel [®]	65
FIGURA 19 -	Dois modelos da plataforma Kistler [®]	66
FIGURA 20 -	(a) Palminha do sistema F-Scan [®] , (b) palminha do sistema F-Scan [®] sendo cortada e (c) colocação da palmilha no sujeito.....	67
FIGURA 21 -	(a) Cuff (unidade do tornozelo), (b) colocação do cuff no sujeito e (c) sujeito com F-Scan [®]	68
FIGURA 22 -	Visualização da distribuição da pressão da pressão plantar do sistema F-Scan [®] , através da tela do microcomputador.....	69
FIGURA 23 -	Sistema Parotec [®]	70

FIGURA 24 -	Desenho esquemático da célula de carga, com os respectivos extensômetros colados no centro dela, indicados pelas setas vermelhas, A e B	72
FIGURA 25 -	Esquema da meia ponte de Wheatstone	72
FIGURA 26-	Desenho esquemático da célula de carga com seus respectivos parâmetros, A (vista frontal) e B (vista posterior)	73
FIGURA 27 -	Desenho esquemático de uma célula de carga, com os seus respectivos valores numéricos descritos em milímetros	75
FIGURA 28 -	Fase inicial de construção das células de carga, em três posições.....	75
FIGURA 29 -	Extensômetro (indicado pela seta vermelha) colado na célula de carga.....	76
FIGURA 30 -	Soldagem dos fios nas células de carga (indicado pela seta vermelha) e os respectivos conectores	76
FIGURA 31 -	Células de carga inseridas no solado da sandália.....	77
FIGURA 32 -	Sandálias em fase final de acabamento	78
FIGURA 33 -	Dispositivo montado para a realização da calibração das células de carga.....	79
FIGURA 34 -	Borracha colocada sobre a sandália e abaixo da barra superior	79
FIGURA 35 -	Curva de calibração da célula de carga 1 do pé direito	81
FIGURA 36 -	Curva de calibração da célula de carga 2 do pé direito	81
FIGURA 37 -	Curva de calibração da célula de carga 3 do pé direito	82
FIGURA 38 -	Curva de calibração da célula de carga 4 do pé direito	82
FIGURA 39 -	Curva de calibração da célula de carga 5 do pé esquerdo	83
FIGURA 40 -	Curva de calibração da célula de carga 6 do pé esquerdo	83
FIGURA 41 -	Curva de calibração da célula de carga 7 do pé esquerdo	84
FIGURA 42 -	Curva de calibração da célula de carga 8 do pé esquerdo	84
FIGURA 43 -	Sujeito caminhando com as sandálias	86
FIGURA 44 -	Bengala de alumínio com altura regulável adaptada a célula de carga de 50 kg da HBM	87
FIGURA 45 -	Sujeito caminhando com as sandálias e a bengala na altura adequada.....	88

FIGURA 46 - Ponte amplificadora e do microcomputador utilizados durante o procedimento experimental.....	89
FIGURA 47- Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C1 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	92
FIGURA 48 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C5 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	93
FIGURA 49 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C2 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	93
FIGURA 50 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C6 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	94
FIGURA 51 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C3 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	94
FIGURA 52 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C7 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	95
FIGURA 53 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C4 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	95

FIGURA 54 - Distribuição das pressões plantares médias na célula de carga C8 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB)	96
FIGURA 55 - Representação gráfica dos eventos da marcha de um sujeito, durante uma passada.	97
FIGURA 56 - Resultados da primeira coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala na altura preconizada (CBN). ..	99
FIGURA 57 - Resultados da segunda coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala na altura preconizada (CBN). ..	99
FIGURA 58 - Resultados da primeira coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala acima da altura preconizada (CBA).....	100
FIGURA 59 - Resultados da segunda coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala acima da altura preconizada (CBA).....	100
FIGURA 60 - Resultados da primeira coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala abaixo da altura preconizada (CBB).....	101
FIGURA 61 - Resultados da segunda coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala abaixo da altura preconizada (CBB).....	101
FIGURA 62 - Resultados da primeira coleta das forças aplicadas na bengala com altura preconizada (FBN), durante a marcha	102
FIGURA 63 - Resultados da segunda coleta das forças aplicadas na bengala com altura preconizada (FBN), durante a marcha	102
FIGURA 64 - Resultados da primeira coleta das forças aplicadas na bengala com altura acima da preconizada (FBA), durante a marcha	103

FIGURA 65 - Resultados da segunda coleta das forças aplicadas na bengala com altura acima da preconizada (FBA), durante a marcha.	103
FIGURA 66 - Resultados da primeira coleta das forças aplicadas na bengala com altura abaixo da preconizada (FBB), durante a marcha	104
FIGURA 67 - Resultados da segunda coleta das forças aplicadas na bengala com altura abaixo da preconizada (FBB), durante a marcha.	104

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Valores médios dos ranques das pressões médias (MÉD) nas células de carga 1 (C1), 5 (C5), 2 (C2), 6 (C6), 3 (C3), 7 (C7), 4 (C4), 8 (C8) de sujeitos submetidos a caminhada sem utilização da bengala e utilizando bengala na altura normal (BN), baixa (BB) e alta (BA)	105
TABELA 2 -	Valores médios dos ranques das pressões médias (MÉD) nas células de carga 1 (C1), 2 (C2), 3 (C3), 4 (C4), 5 (C5), 6 (C6), 7 (C7), 8 (C8) de sujeitos submetidos a caminhada utilizando bengala na altura normal (BN), alta (BA), baixa (BB) e sem bengala (SB) e valores médios do tempo de uma passada nos sensores 4 (C4T) e 8 (C8T).....	108

LISTAS DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A/D	-	Analógico/Digital
C	-	Célula de Carga
CBA	-	Com Bengala Acima da Altura Preconizada
CBB	-	Com Bengala Abaixo da Altura Preconizada
CBN	-	Com Bengala na Altura Preconizada
CEP	-	Comitê de Ética e Pesquisa
COP	-	Centro de Aplicação de Pressão
EMG	-	Eletromiografia
et al	-	E colaboradores
FAPI	-	Faculdade de Pindamonhangaba
FBA	-	Força na Bengala Acima da Altura Preconizada
FBB	-	Força na Bengala Abaixo da Altura Preconizada
FBN	-	Força na Bengala na Altura Preconizada
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FRS	-	Força de Reação do Solo
HBM	-	Hottinger Baldwin Mess Technick
HP	-	Hewlett-Packard

LISTAS DE SÍMBOLOS

ε	-	Deformação específica	[]
σ	-	Tensão	[MPa]
ΔE	-	Tensão de saída da ponte	[mV]
b	-	Largura da célula de carga	[m]
c	-	Distância do eixo neutro até a fibra superior	[m]
E	-	Módulo de elasticidade do material da célula de carga (aço)	[GPa]
I	-	Momento de Inércia	[m ⁴]
k	-	Fator do extensômetro	[1]
l_e	-	Distância do ponto de aplicação de força até o extensômetro	[m]
M	-	Momento fletor	[N.m]
P	-	Carga aplicada sobre a célula de carga	[N]
V	-	Tensão de excitação da ponte	[V]

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	24
1.1 Objetivos	28
1.2 Estrutura da Tese	28
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	30
2.1 Locomoção	30
2.2 História da análise da marcha	31
2.3 A importância da análise da marcha.....	34
2.4 Termos usados na análise da marcha.....	35
2.5 Métodos para análise da marcha	39
2.5.1 Cinemática.....	39
2.5.2 Cinética	44
2.5.2.1 Distribuição de pressão plantar e trajetória de aplicação de pressão	45
2.5.2.2 Força de Reação do Solo (FRS)	47
2.5.3 Eletromiografia (EMG).....	51
2.6 Dispositivos auxiliares de marcha	54
2.6.1 Avaliação do paciente	54
2.6.2 Bengalas	55
2.6.3 Seleção do dispositivo correto	60
2.6.4 Ajuste do dispositivo	61
2.7 Sistemas utilizados para medida de pressão plantar.....	61
2.7.1 Resolução	62
2.7.2 Frequência de Amostragem	62
2.7.3 Fidedignidade	63
2.7.4 Calibração	63
2.7.5 Tipos de sistemas de instrumentação de palmilhas sensorizadas	64
2.7.5.1 Transdutores capacitivos.....	64
2.7.5.2 Transdutores piezocerâmicos	66
2.7.5.3 Transdutores resistivos	67
2.7.5.4 Hidrocélula.....	69
2.7.5.5 Princípio Ótico	70

3. METODOLOGIA.....	71
3.1 Construção da célula de carga.....	71
3.1.1 Cálculos para a construção das células de carga.....	72
3.1.2 Colagem dos extensômetros.....	75
3.2 Construção das sandálias de borracha	77
3.3 Calibração das células de carga.....	78
3.4 Descrição do estudo.....	85
3.4.1 Avaliação dos voluntários.....	85
3.4.2 Coletas dos dados	85
3.4.3 Análise estatística	90
3.4.4 Considerações éticas	90
4. RESULTADOS e DISCUSSÃO	92
4.1 Análise descritiva	92
4.2 Análise das pressões plantares médias de um sujeito, a título de ilustração	92
4.3 Análise dos eventos da marcha	96
4.4 Resultados das pressões plantares de uma célula de carga durante a marcha, com utilização da bengala em três alturas diferentes de todos os indivíduos	98
4.5 Análise dos resultados das pressões plantares médias	105
5. CONCLUSÕES.....	112
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	113
APÊNDICE A – Autorização do vice-chefe do departamento de mecânica.....	123
APÊNDICE B – Termo de consentimento livre e esclarecido	124
APÊNDICE C – Consentimento da participação do sujeito como voluntário (a)	126
APÊNDICE D – Ficha de avaliação.....	127
ANEXO A – Certificado de aprovação do comitê de ética em pesquisa da FAPI.....	129

1 INTRODUÇÃO

Todo ato locomotor depende de interações dinâmicas entre o sistema motor e as forças externas. Portanto, a compreensão da locomoção humana enquanto fenômeno complexo só pode ser entendido se diferentes aspectos forem considerados concomitantemente e de maneira integrada (SACCO, 2001).

O movimento humano é controlado pelo sistema neuromuscular. Desse modo, o padrão de marcha resulta da interação ou do processo de organização própria de sistemas neurais e mecânicos, entre os quais se incluem a dinâmica músculo-esquelética, a modulação pelos centros nervosos superiores e a modulação aferente (SOUSA, 2006).

Atualmente, o andar humano é sem dúvida o padrão de locomoção mais investigado. Em cada investigação, as variáveis sob estudo refletem o interesse na compreensão de problemas específicos (SACCO, 2001).

A marcha humana é um dos movimentos mais comuns e pode ser definida por comportamentos motores compostos por movimentos integrados do corpo humano. Trata-se de comportamentos cíclicos que permitem estabelecer critérios objetivos para a distinção entre estrutura de movimentos normais e anormais (SACCO, 2001).

Durante a execução da marcha, o ser humano está exposto a forças externas constantes e, portanto, por meio do estudo dessas forças torna-se possível a compreensão dos seus mecanismos dinâmicos (SACCO, 2001).

A marcha humana é constituída por uma sequência de eventos reflexos, os quais compõem movimentos altamente complexos, que, uma vez assimilados, tornam-se subconscientes. Vários mecanismos de controle motor atuam na geração e no controle deste padrão de movimento. A compreensão destes mecanismos dinâmicos e reflexos da marcha permitem ao indivíduo intervir na reeducação da mesma, o que representa um dos objetivos terapêuticos mais importantes (SACCO, 2001). Desse modo, torna-se necessário uma análise criteriosa deste mecanismo.

Atualmente, a análise da marcha é constituída por quatro elementos: medidas de parâmetros gerais, análises cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas (EMG) (WHITTLE, 1996b).

As medidas cinemáticas são geralmente realizadas por câmeras, acopladas a um computador, as quais definem movimentos das maiores articulações dos membros inferiores em três dimensões. A medida cinética primária é aquela obtida por meio da força abaixo de cada pé durante a caminhada. Por meio da combinação dos dados cinemáticos e cinéticos, é possível calcular os momentos e as potências, novamente nas três dimensões. O ângulo articular, o momento, a potência e a atividade eletromiográfica de músculos específicos, proporcionam uma descrição detalhada dos mecanismos da marcha (WHITTLE, 1996b).

Uma marcha normal depende de um funcionamento satisfatório do sistema locomotor, em todos os seus níveis. Espera-se que haja integridade do córtex motor e de outros centros cerebrais superiores, tais como o cerebelo, além dos receptores proprioceptivos, como: órgãos tendinosos de golgi, fusos musculares, entre outros. Os músculos devem ser capazes de responder aos níveis de ativação neural, a fim de desenvolverem níveis de tensão apropriados. As articulações devem se mover por meio de uma série apropriada de movimentos, sem dores e com angulações articulares normais e os ossos devem estar livres de deformidades e capazes de transmitir as forças necessárias (PERRY, 1992).

A natureza exata da desordem da marcha depende particularmente de déficits no cérebro, medula espinhal, nervos periféricos, músculos, articulações e ossos. Severas anormalidades podem levar à incapacidade de andar, mas, por outro lado, anormalidades menos severas podem produzir uma marcha anormal e a análise da mesma pode contribuir para a identificação detalhada dos déficits presentes no paciente e, desse modo, sugerir o melhor tratamento para o indivíduo (PERRY, 1992).

Uma marcha anormal tem sido associada a um maior risco de consequências adversas, principalmente para os idosos, tais como: imobilidade, lesões, quedas, diminuição da autoconfiança, depressão e demência, as quais contribuem para menor independência funcional e até morte (VERGHESE, 2006).

A fim de evitar alguns dos problemas já mencionados, mediante a presença de uma marcha anormal, muitas vezes torna-se necessária a utilização de dispositivos auxiliares de marcha.

Os dispositivos auxiliares de marcha, tais como bengalas, muletas e andadores, são utilizados por pessoas de todas as idades que apresentam várias desordens locomotoras. Por exemplo, pacientes que possam necessitar de auxílio para deambulação, dentre eles: crianças com paralisia cerebral, atletas que tenham sofrido entorse de tornozelo, pessoas de meia-idade com quadro de artrite ou hemiplegia e pessoas idosas que apresentam uma marcha instável (JOYCE; KIRBY, 1991).

As bengalas estão entre os dispositivos auxiliares de marcha mais comumente prescritos. Elas possuem vários modelos de cabos, os quais permitem uma melhor preensão e vários pontos de apoio para aumentar a estabilidade. Entretanto, muitas vezes são pouco utilizadas ou utilizadas inapropriadamente (JOYCE; KIRBY, 1991).

São úteis para as articulações que não podem suportar pesos devido a quadros dolorosos, para aumentar a ação muscular, para a estabilização durante a deambulação de pacientes com deficits de equilíbrio e também podem ser utilizadas para reduzir as pressões plantares em regiões específicas dos pés durante a caminhada, tais como a região do antepé (KUMAR; ROE; SCREMIN, 1995; KWON; MUELLER, 2001).

A distribuição da pressão entre as regiões plantares e uma superfície de suporte pode revelar informações sobre a estrutura e função do pé, além do controle postural de todo o corpo. A análise das pressões plantares tem relevância para diversos grupos de profissionais, como médicos, fisioterapeutas e engenheiros, e está fundamentalmente associada à análise biomecânica (LORD, 1981).

Estudos sobre medidas de distribuição de pressão entre a superfície plantar e o solo foram desenvolvidos no final do século XIX, porém progressos significativos no desenvolvimento de sistemas de medição disponíveis comercialmente só foram realizados a partir de 1980 (LORD, 1981; MANN et al., 2008).

Existem três maneiras de mensurar as pressões entre a região plantar e o solo. São elas: o registro da superfície plantar descalça sobre o solo, o registro entre a sola do calçado e o solo e o registro entre a superfície plantar e a palmilha do calçado. Todos os métodos possuem vantagens e desvantagens (LORD, 1981).

As plataformas de forças medem a força entre o pé e o solo. Elas proporcionam uma indicação da função do pé e do tornozelo durante a marcha e outras atividades funcionais. Entretanto, dados da pressão plantar têm sido reconhecidos como importantes elementos para a avaliação de pacientes com diabetes e neuropatia periférica. Informações derivadas dos dados da pressão plantar também podem contribuir na determinação e no tratamento de prejuízos associados a várias desordens musculoesqueléticas e neurológicas (ORLIN; McPOIL, 2000).

Os dispositivos para análise da distribuição de pressão, tais como palmilhas sensorizadas, medem a força e a pressão dentro do calçado. Eles proporcionam informações sobre as pressões ocorridas no interior do calçado, entre a interface calçado e pé. São de suma importância quando avaliam o efeito de sapatos especialmente projetados ou órteses prescritas para modificar as pressões que agem na superfície plantar. Baseando-se nas análises dos dados das pressões no interior do calçado, os clínicos podem modificar os sapatos ou órteses, a fim de maximizar seus benefícios ao paciente (ORLIN; McPOIL, 2000).

Devido a escassez de estudos que envolvem a correlação entre as pressões plantares e as forças aplicadas na bengala com alturas diferentes, durante a caminhada, no presente estudo foi realizada a análise das pressões plantares por meio de um par de sandálias sensorizadas durante a caminhada de sujeitos utilizando um dispositivo auxiliador de marcha sensorizado, do tipo bengala simples de alumínio, em três alturas diferentes.

A justificativa da presente pesquisa parte do princípio de que a bengala deve ter um comprimento correto e ser sustentada pela mão contralateral ao membro afetado ou pela mão dominante, caso não exista comprometimento específico neste lado. Poucos estudos, entretanto têm investigado a eficácia destas prescrições (DEAN et al., 1993).

Alguns pesquisadores, no entanto, verificaram que as bengalas quando não ajustadas ao comprimento correto para os pacientes podem se tornar perigosas e contribuir para quedas e outras complicações (SAINSBURY; MULLEY, 1982).

Eles acreditam que a bengala quando muito baixa força o paciente a inclinar-se sobre a mesma e diminui sua estabilidade. Por outro lado, quando muito alta, pode

reduzir a estabilidade por limitar a eficácia do músculo tríceps braquial (JOYCE; KIRBY, 1991; DEAN et al., 1993; McDONNEL, 1991).

Além disso, a bengala, tanto baixa quanto alta demais, pode resultar em desconforto e aumento do consumo energético para o paciente durante a marcha (JOYCE; KIRBY, 1991).

1.1 Objetivos

São objetivos do presente trabalho:

1. Desenvolver um par de sandálias constituídas por células de carga para medida da pressão plantar em áreas específicas sob o pé;
2. Adaptar uma bengala de alumínio simples com uma célula de carga para medidas das forças na mesma;
3. Comparar a pressão plantar de sujeitos utilizando bengala, em três alturas diferentes, como um dispositivo auxiliador de marcha, com sujeitos sem o uso da mesma.

1.2 Estrutura da Tese

As informações expostas no presente trabalho encontram-se divididas ao longo de quatro Capítulos.

No Capítulo 1 é elaborada uma introdução, com justificativa e destaque aos seus principais objetivos.

No Capítulo 2 é realizada a revisão bibliográfica sobre todos os assuntos mencionados no trabalho. São introduzidos comentários sobre locomoção, história, importância, termos e métodos para análise da marcha, conceitos sobre cinemática, cinética, distribuição de pressão plantar e trajetória de aplicação de pressão, força de reação do solo, eletromiografia, dispositivos auxiliadores da marcha, avaliação do paciente, bengalas, seleção e ajuste do dispositivo correto, sistemas utilizados para medida de pressão plantar, tipos de sistemas de instrumentação de palmilhas

sensorizadas, transdutores capacitivos, piezocerâmicos e resistivos, hidrocélula e princípio ótico.

No Capítulo 3 é mencionada toda a metodologia do presente trabalho, com a descrição das etapas da construção das células de carga, os cálculos realizados, a colagem dos extensômetros, a construção das sandálias de borracha, o procedimento de calibração, delineamento experimental, considerações éticas, análises propostas, avaliação dos voluntários, coleta dos dados e análise estatística.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos na forma de gráficos e de tabelas, além das discussões desses resultados.

No Capítulo 5 estão expostas as conclusões do presente estudo.

O trabalho é finalizado com a apresentação da bibliografia necessária à sua realização.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Locomoção

A locomoção é o processo em que os seres vivos mudam de um lugar para outro e sua finalidade é transportar o corpo pelo espaço (BARELA, 2005). É considerada uma classe de movimentos muito comum no comportamento motor humano, sendo composta por movimentos integrados e complexos dos segmentos do corpo humano (BRUNIERA, 1994). Ela ocorre através de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (muscular e articular) e das forças externas (inercial, gravitacional e friccional) (BERSTEIN, 1967).

Ao se considerar o andar como uma ação aprendida, certas peculiaridades pessoais podem ser observadas, uma vez que cada indivíduo tem sua característica própria para andar. Há similaridades na maneira como a maioria das pessoas anda, que são facilmente identificadas. Desse modo, ao se analisar o andar humano, as similaridades e as diferenças devem ser consideradas com o objetivo de descrever como essas variações podem representar mudanças no padrão de locomoção (BARELA, 2005).

Os atos locomotores pertencem à categoria dos movimentos filogeneticamente mais antigos e permitem o estabelecimento de relações entre o processo motor e os mais variados níveis estruturais do sistema nervoso central (SACCO, 2001).

Aparentemente, o andar parece ser uma ação simples. Porém, ao se considerar as suas características, é possível perceber quão complexo ele é (BARELA, 2005). Além de complexo, o andar bípede é uma ação instável, uma vez que para se manter ereto, o centro de massa deve ser mantido em equilíbrio sobre a base de suporte, com tendência de permanecer dentro da pelve (INMAN; RALSTON; TOOD, 1994).

O andar está entre os atos motores mais automatizados, pois a sequência de eventos que geram esta ação é altamente repetitiva de ciclo após ciclo e também entre diferentes sujeitos. Tal regularidade permite que se estabeleçam critérios objetivos para a distinção entre padrões normais e patológicos, bem como para a discriminação

daquelas mudanças qualitativas causadas pelo desenvolvimento do indivíduo (SACCO, 2001).

Em indivíduos sem queixas de comprometimento no aparelho locomotor, o andar pode ser definido como um método de locomoção que envolve o uso das duas pernas, alternadamente, para propiciar suporte e propulsão (WHITTLE, 1996a).

Em Biomecânica, a locomoção necessita da aplicação simultânea de diversos métodos de mensuração qualitativa e quantitativa de forma a abranger toda complexidade da sua investigação (BRUNIERA, 1994).

2.2 História da análise da marcha

Durante toda História, sempre houve o interesse pelos movimentos envolvidos na marcha humana. Pintores e escultores das antigas Grécia e Roma demonstraram que os artistas daquela época possuíam certo conhecimento da forma e alinhamento dos membros durante diferentes atividades (WHITTLE, 1996b).

Por todo o período da Renascença, tais conhecimentos avançaram na direção humana, na tentativa de compreender os rudimentos da biomecânica, particularmente através de notáveis indivíduos, como Leonardo da Vinci, Galileu, Newton e especialmente Borelli, o qual determinou o centro de gravidade do corpo e introduziu conceitos fundamentais da análise da marcha. Galvani, no final do século XVIII, verificou que os músculos produzem corrente elétrica detectável quando se contraem (WHITTLE, 1996b; STEINDLER, 1953).

No início do século XIX, as primeiras investigações biomecânicas formais foram realizadas pelos irmãos Weber, na Alemanha. Eles realizaram valiosas observações e medidas de parâmetros cinemáticos da marcha. Desde aquela época, avanços em quatro diferentes áreas da ciência têm contribuído para o desenvolvimento da análise da marcha. Estas quatro áreas compreendem: cinemática, cinética, eletromiografia e engenharia mecânica. Excelentes pesquisas relacionadas ao início da história da análise da marcha foram iniciadas por Garrison (1929), Bresler e Frankel (1950) e Steindler (1953) (WHITTLE, 1996b; STEINDLER, 1953).

O interesse pelo movimento do corpo também foi objeto de atenção de Hipócrates, Aristóteles, Galeno, Vesalius, Da Vinci, entre outros (STEINDLER, 1953).

Os primeiros estudos cinemáticos da marcha humana foram desenvolvidos em 1870 por Marey, em Paris e Muybridge, na Califórnia. Estas primeiras investigações foram realizadas utilizando câmeras imóveis. Consideráveis aperfeiçoamentos na acurácia das medidas seguiram por meio do desenvolvimento da cinematografia, a qual se tornou o principal método para realizar medidas cinemáticas, que são utilizadas até recentemente (WHITTLE, 1996b).

Porém, se deve a Marey e Muybridge a primeira tentativa bem-sucedida de registrar o movimento e a contribuição científica para a análise da marcha. Muybridge, um fotógrafo americano do final do século XIX, no ano de 1870, através de fotografias múltiplas e sequenciais expostas rapidamente, criou a ilusão de movimento. Ele documentou uma série de movimentos de animais, pessoas normais e deficientes (STEINDLER, 1953). A cinematografia predominou neste tipo de análise por aproximadamente 100 anos, quando os sistemas óptico-eletrônicos foram introduzidos.

No início do século XX, Scherb foi o primeiro a definir o padrão da sequência da ação muscular dos membros inferiores. Começou seus estudos com métodos palpatórios dos membros de indivíduos em esteiras rolantes, e posteriormente valeu-se da eletromiografia. Também nesta época, Schwartz iniciou estudos sobre as pressões e forças envolvidas com a marcha. Inman enriqueceu o conhecimento de marcha com informações qualitativas e quantitativas da cinemática e eletromiografia dinâmica (STEINDLER, 1953).

O primeiro estudo da cinemática da marcha foi empreendido entre 1940 e 1950, por um grupo de trabalhadores ativos na Califórnia. A medida das posições dos membros necessitava da digitalização manual de centenas de imagens de cine filmes, seguida por uma série de cálculos complexos. Mais tarde, em 1970 e no início de 1980, ocorreu o desenvolvimento de sistemas de medidas baseados nas câmeras televisivas, as quais foram conectadas diretamente dentro dos computadores, realizando todo o processo de modo muito mais rápido e conveniente (WHITTLE, 1982).

Vários estudos foram desenvolvidos independentemente do número de países, incluindo Canadá, Itália, Escócia, Suécia e os Estados Unidos. Vários destes sistemas antigos evoluíram para equipamentos comercialmente disponíveis atualmente (WHITTLE, 1996b).

Sistemas de medidas cinéticas concentram-se grandemente nas forças que atuam entre o pé e o solo, as quais são medidas por uma seção instrumentada no chão conhecida como plataforma de força (ELFTMAN, 1938). Apesar da maioria das pesquisas sobre cinéticas da marcha ser concentrada nas forças de reação do solo, alguns trabalhos foram realizados pelas acelerações dos membros (MORRIS, 1973). Sistemas modernos de análise da marcha proporcionam informação cinética adicional na forma de um conjunto de momentos e um conjunto de forças, baseados na cinemática, nos dados da plataforma de força e no uso da engenharia mecânica (WHITTLE, 1996b).

Desenvolvida durante a primeira metade do século vinte, a eletromiografia (EMG) é a medida da atividade elétrica dos músculos. Os primeiros estudos da EMG durante a marcha foram desenvolvidos entre 1940 e 1950 pelo grupo de Californianos. Ocorreram consideráveis aprimoramentos nos procedimentos e equipamentos desde então, e a medida da eletromiografia na marcha é agora um elemento rotineiro na análise laboratorial da marcha (WHITTLE, 1996b).

A primeira utilização da matemática para compreensão da mecânica da marcha ocorreu em 1890, quando um estudo detalhado foi publicado na Alemanha por Braune e Fischer. Este estudo foi posteriormente aprimorado em 1930 por Bernstein, por pesquisadores em Moscou e pelo grupo de Californianos em 1950. De 1960 em diante, importantes estudos foram publicados sobre a transmissão de forças e momentos em diferentes articulações, formas de utilização e conservação de energia na marcha (CAVAGNA; MARGARIA, 1966; WINTER, 1983).

A maioria das análises da marcha envolve o uso de cálculos da “dinâmica inversa” para obter os momentos e forças articulares, utilizando como “*inputs*” dados dos movimentos dos membros (provenientes de um sistema cinemático) e a força de reação do solo (proveniente de uma plataforma de força). Nos anos de 1940 e 1970, a análise biomecânica da marcha de um indivíduo foi possível, apesar de não muito

prática, devido à complexidade dos cálculos envolvidos, os quais foram aprimorados. Os cálculos tornaram-se mais fáceis com o avanço das calculadoras eletrônicas e muito mais simples quando os computadores tornaram-se disponíveis (WHITTLE, 1996b).

2.3 A importância da análise da marcha

A marcha humana compreende uma sequência de eventos rápidos e complexos. É difícil, à observação clínica, analisar estes fenômenos e quantificar seu grau de afastamento da normalidade. Tais limitações levaram médicos, engenheiros e estudiosos do movimento a desenvolverem recursos de registro para sua análise (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

A análise da marcha tem fundamental importância no estudo e tratamento de patologias que envolvem o aparelho locomotor (WINTER; QUANBURY; REIMER, 1976). Esta sistemática fornece dados que contribuem para compreensão do mecanismo fisiopatológico inicial, direcionamento do tratamento, planejamento cirúrgico, prescrição adequação de órteses, próteses e dispositivos auxiliares da marcha, comparação pré e pós-tratamento em qualquer intervenção e orientação de desempenho para atletas de elite (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

A análise da marcha pode ser clínica (visando o estudo de um determinado paciente) ou científica (visando o estudo das repercussões de várias patologias ou outras condições sobre a marcha) (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

Os principais campos de aplicação da análise da marcha podem ser esquematizados como (LAUGHMAN et al., 1984; WINTER, 1993):

- Pesquisa Clínica: compreensão dos mecanismos envolvidos na marcha normal, compreensão dos mecanismos envolvidos na marcha em condições patológicas;
- Fisioterapia: prescrição e adequação de órteses e próteses, de dispositivos auxiliares de locomoção, bloqueios neuromusculares e outras intervenções locais e sistêmicas, abordagem pré-tratamento, escolha da conduta terapêutica, avaliação pós-tratamento.

- Cirurgia Ortopédica: abordagem pré-cirúrgica, tomada da decisão cirúrgica, seguimento pós-operatório;
- Clínica Médica: pacientes portadores de diabetes, artrite reumatóide, entre outras inúmeras patologias;
- Medicina Esportiva: estudo de lesões atléticas, aperfeiçoamento do desempenho de atletas de elite;

2.4 Termos usados na análise da marcha

A marcha é composta por ciclos repetitivos de passos e passadas. Um ciclo de marcha corresponde ao período entre o toque de calcanhar de um pé até o próximo toque de calcanhar do mesmo pé. Este também é o conceito de passada. Já um passo é o período entre o toque de calcâneo de um pé e o próximo toque de calcâneo do outro pé. Assim, uma passada contém dois passos (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

Tipicamente, o evento para delimitar o passo ou a passada é o toque do calcanhar no chão, conforme mostra a Figura 1.

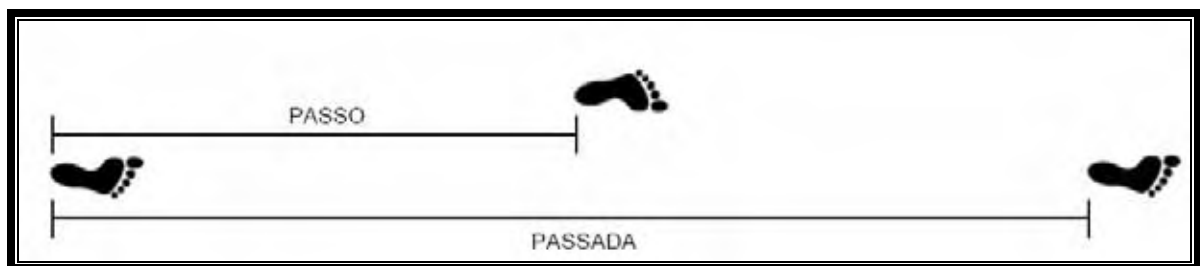


Figura 1 – Ilustração referente ao passo (contato de um pé seguido de contato do pé contralateral na superfície) e da passada (dois contatos sucessivos do mesmo pé na superfície), (Adaptado de PERRY, 2005).

Em cada passo, o corpo acelera e desacelera levemente, levanta e abaixa alguns centímetros e desloca levemente de um lado para o outro (INMAN; RALSTON; TODD, 1994). Em cada passada, três tarefas funcionais devem ser realizadas (PERRY, 1992), sendo:

1. Aceitação do peso, em que ocorre transferência do peso corporal sobre um membro;
2. Apoio sobre um único membro, uma vez que o membro contralateral perde o contato com o chão;
3. Avanço do membro em balanço, de modo que para avançar o membro à frente, este oscila no mesmo sentido.

Há uma variação com referência à nomenclatura adotada por cada grupo de estudiosos para classificar as divisões e subdivisões do andar, porém, independente da nomenclatura utilizada, a descrição de cada divisão do ciclo do andar é praticamente a mesma (BARELA, 2005).

Durante um ciclo da marcha, a ocorrência de oito eventos pode ser observada (PERRY, 1992), das quais cinco ocorrem durante a fase de apoio e três ocorrem durante a fase de balanço, Figura 2.

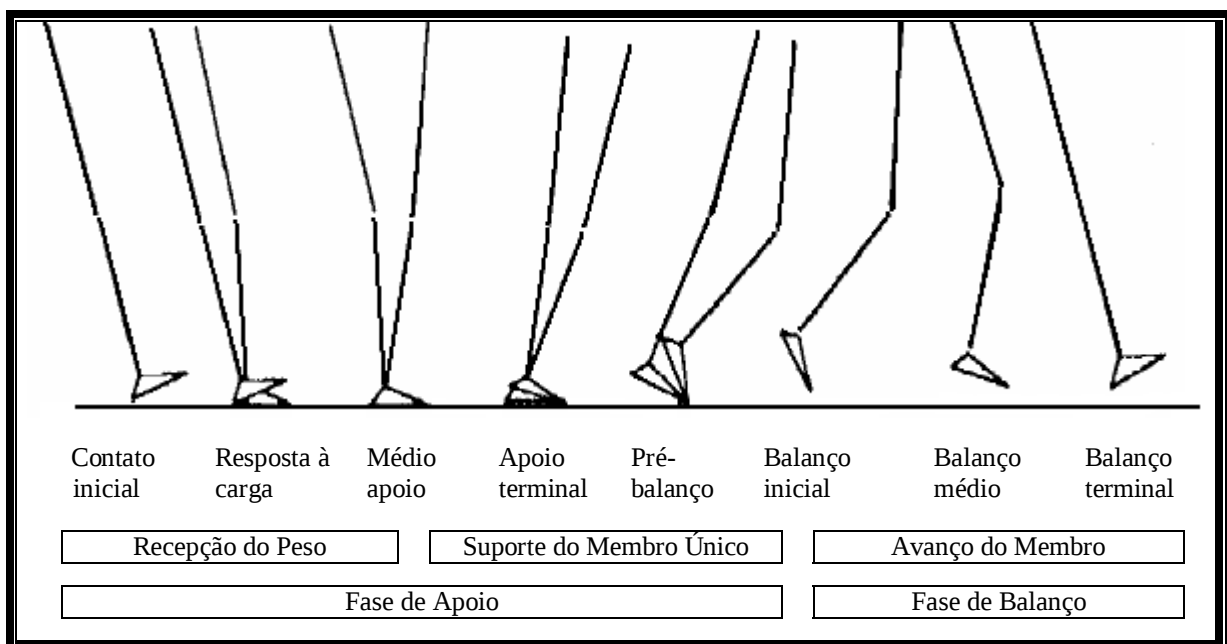


Figura 2 – Representação das fases (apoio e balanço) e dos eventos (contato inicial, resposta à carga, médio apoio, apoio terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal) do andar (Adaptado de HARRIS; WERTSCH, 1994).

De acordo com a Figura 2, o ciclo de marcha é dividido em fases para sistematizar seu estudo (HARRIS; WERTSCH, 1994):

Fase de Apoio, a qual é constituída por cinco eventos:

- Contato Inicial: quando o calcanhar contata o solo e começa o ciclo da passada;
- Resposta de Carga: *flat foot* ou pé aplanado, quando a superfície plantar toca a superfície de contato;
- Médio apoio: quando o pé contralateral (em balanço) passa a fase de apoio;
- Apoio Terminal: retirada do calcanhar, ou seja, o pé perde o contato com a superfície e o peso é suportado pelo antepé;
- Pré-Balanço ou Desprendimento: retirada dos dedos, que finaliza o período de apoio, conforme o pé deixa a superfície de contato.

Fase de Balanço, a qual é constituída por três eventos:

- Balanço Inicial: fase de aceleração que começa imediatamente após a perda de contato do pé com a superfície e a perna é acelerada à frente;
- Balanço Médio: corresponde ao apoio médio, quando os dois pés estão lado a lado;
- Balanço Terminal: fase de desaceleração que ocorre quando a perna se prepara para o próximo toque do pé na superfície de contato.

Os eventos referentes ao ciclo da marcha supracitados são considerados eventos temporais. Outros parâmetros cinemáticos podem ser analisados, tais como: velocidade, duração do período de apoio e do período de balanço, cadência, ângulo de saída do pé, base de apoio, comprimentos do passo e da passada (BARELA, 2005; SACCO, 2001). A Figura 3 ilustra alguns destes parâmetros.

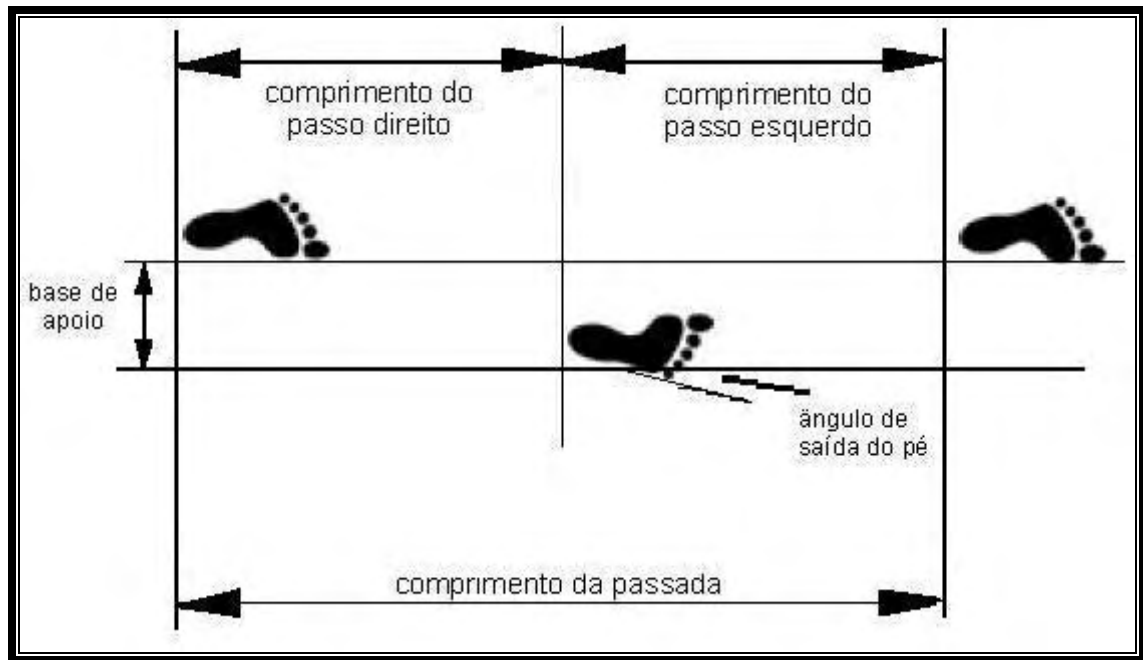


Figura 3 – Parâmetros cinemáticos relacionados ao ciclo da marcha: comprimento da passada, largura do passo, base de apoio (Adaptado de ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995).

A velocidade da marcha é considerada uma medida fundamental, uma vez que ela define a razão do deslocamento das pessoas pelo tempo necessário para percorrer uma determinada distância (PERRY, 1992). Normalmente, os indivíduos são solicitados a selecionarem uma velocidade confortável para andar. Para adultos normais, essa velocidade é em média 1,37 m/s (PERRY, 1992).

Cadência é o número de passos (ou passadas) realizados por um determinado período de tempo e é determinado, normalmente, como passos por minuto (ou passadas por minuto). Desse modo, a cadência pode ser calculada pela razão entre a velocidade da passada e o comprimento da passada. A cadência livre ou natural do andar é aquela que o indivíduo atinge quando for orientado a caminhar o mais naturalmente possível (WINTER, 1991). Para adultos normais, o valor médio é de 113 passos por minuto ou 1,88 passos por segundo (PERRY, 1992).

O comprimento da passada, por outro lado, é a distância horizontal percorrida durante uma passada (WINTER, 1991). Essa distância, para adultos normais, é em média 1,41 metros (PERRY, 1992).

As características temporais e espaciais do andar bípede são decorrentes da combinação natural de vários fatores, tais como mobilidade articular, controle neural e força muscular, o que torna o andar uma ação complexa (PERRY, 1992).

A abordagem que parece ser mais adequada para descrever a complexidade do andar vem do domínio da biomecânica, o qual tem a maior responsabilidade para estabelecer o conhecimento científico relevante (CAPOZZO, 1984).

Desta forma, análises cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas podem ser utilizadas para descrever o andar bípede.

2.5 Métodos para análise da marcha

O método para análise da marcha mais natural é a observação clínica (HARRIS; WERTSCH, 1994). O conhecimento das características das fases da marcha permite analisar quantitativamente o padrão apresentado por um indivíduo. A análise observacional permite extrair a velocidade (cronometrando-se o tempo para percorrer uma distância conhecida) e cadência (contando quantos passos são dados em uma unidade de tempo) (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

O podograma (impressão da planta dos pés sobre uma esteira de papel) permite conhecer o comprimento do passo, da passada, e o padrão de apoio dos pés. O uso de eletrogoniômetros acoplados às articulações fornece informações sobre os ângulos destas durante o movimento (SMIDT, 1974).

2.5.1 Cinemática

Uma sofisticação da análise observacional é a filmagem da marcha do indivíduo, e a exibição em *videotape*. Isto tem como vantagens a possibilidade de repetir a observação várias vezes, o registro para comparação pré e pós-tratamento, e a análise em câmera lenta. O resultado poderá ser bem melhor se for utilizado um dispositivo que permita um congelamento nítido para análise quadro-a-quadro, avanço e retrocesso bastante práticos da imagem (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

Toda a análise cinemática realizada manualmente, como descrita acima, pode ser executada pelo computador (HARRIS; WERTSCH, 1994). Os modernos sistemas automáticos de rastreamento de movimento captam a imagem, transferem-na ao computador e este se encarrega de extrair todos os dados cinemáticos. Para a captação da imagem, marcas especiais são acopladas a pontos anatômicos do paciente, e o computador utiliza estes pontos para construir um modelo tridimensional do corpo em ação (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

Dentre as várias análises possíveis utilizadas para investigar o andar, a análise cinemática é a mais utilizada para descrever tal movimento (BARELA, 2005).

O aumento no uso da análise da marcha durante a década passada seguiu os avanços tecnológicos nos dados coletados pela cinemática. Embora no passado diferentes tipos de sistemas cinemáticos terem sido usados, incluindo aqueles baseados na filmagem e marcadores ativos (células emissoras de luzes), quase todos os laboratórios clínicos de marcha atualmente utilizam sistemas baseados em câmera (WHITTLE, 1996b).

Vários sistemas comerciais são utilizados, além dos sistemas desenvolvidos em laboratórios de universidades. Os dois tipos de sistemas baseados em televisão são aqueles que utilizam *videotape* e aqueles nos quais as câmeras de televisão estão conectadas diretamente ao computador. Os sistemas baseados em *videotape* são, geralmente, mais baratos, mas são menos convenientes para o uso e podem não ser tão precisos (WHITTLE, 1996b).

Em um laboratório clínico de marcha, o paciente necessita de uma vestimenta que exponha a maior parte dos membros inferiores, de modo que os marcadores reflexivos possam ser fixados à pele em posições particulares. Diferentes tipos e disposições de marcadores são usados, mas o objetivo é definir a posição dos segmentos dos membros e as articulações que os contêm no espaço tridimensional (WHITTLE, 1996b).

O paciente é assistido por um número de câmeras televisivas, sendo duas o número mínimo. Porém, para examinar ambas as pernas ao mesmo tempo e minimizar problemas com os marcadores que estiverem obscuros, os melhores resultados são obtidos usando cinco ou seis câmeras. As câmeras utilizam uma fonte de luz (visível

ou infravermelha) fechada para as lentes, de modo que os marcadores reflexivos funcionem como sinais luminosos para tudo o que também esteja na fotografia que seja de difícil visualização (WHITTLE, 1996b).

Para cada conexão direta dentro do computador, ou gravação no *videotape* e repetição posterior dentro do computador, os sinais luminosos no campo de visão são identificados em duas imagens dimensionais para cada câmera. Separadamente da coleta dos dados para o paciente, as câmeras visam um objeto de calibração com refletores em posições conhecidas, os quais estabelecem a relação entre as imagens das câmeras e a localização dos objetos dentro do laboratório. Utilizando os dados da calibração, as posições dos marcadores nos membros do paciente podem ser calculadas no espaço tridimensional, tipicamente com uma acurácia de poucos milímetros (WHITTLE, 1996b).

A maioria dos sistemas coleta dados em 25, 30, 50 ou 60 Hertz (Hz), embora sistemas com velocidades mais altas também sejam utilizáveis (WHITTLE, 1996b).

Conhecendo a posição de cada um dos segmentos dos membros, é possível calcular o ângulo de cada uma das maiores articulações (em três dimensões) e com eles as mudanças durante o ciclo da marcha. De modo geral, as medidas são realizadas pela orientação da pelve e o movimento do quadril, joelho e articulações do tornozelo. Na prática, geralmente, não é possível distinguir os movimentos que ocorrem em diferentes partes do pé. Desse modo, a palavra “tornozelo” é usada para a complexa articulação, consistindo das articulações talocrural, subtalar e médio-társica. Alguns laboratórios também mensuram os movimentos do tronco, cabeça e braços (WHITTLE, 1996b).

A cinemática é considerada uma área da biomecânica que estuda as posições, deslocamentos e acelerações do corpo ou dos segmentos corporais durante determinado movimento (BARELA, 2005). No caso do andar, por meio da análise cinemática é possível descrever de maneira objetiva como os segmentos corporais se movimentam durante esta ação (PRINCE; CORRIVEAU; HÉBERT; WINTER, 1997). Por meio desta análise, o movimento pode ser descrito em termos espaciais e temporais, com o auxílio de eletrogoniômetros, acelerômetros, filmagens ou equipamentos oticoeletrônicos.

Para descrever os movimentos do corpo, os seus segmentos que são considerados corpos rígidos são geralmente definidos como pé, perna, coxa, pelve, braços, cabeça e tronco. As principais articulações entre os segmentos adjacentes incluem o tornozelo, joelho, quadril, cotovelo e ombro, sendo que, na maioria das vezes, somente os movimentos dos segmentos inferiores são considerados na análise do andar. Provavelmente, isto ocorre pelo fato de que funcionalmente os membros inferiores são os responsáveis pelo deslocamento do corpo e os membros superiores são considerados como passageiros, por serem carregados pelos membros inferiores (PERRY, 1992).

Normalmente, marcadores externos são afixados na superfície cutânea para definir a posição dos segmentos corporais. Ângulos articulares e ângulos segmentares são definidos a partir dos referidos marcadores. Enquanto que ângulos articulares se referem aos ângulos entre dois segmentos e são considerados ângulos relativos, ângulos segmentares se referem aos ângulos com relação à horizontal e são considerados ângulos absolutos, segundo a Figura 4 (BARELA, 2005).

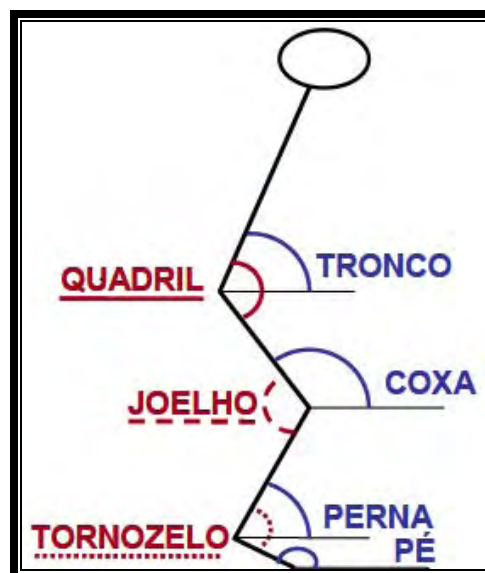


Figura 4 – Definições dos ângulos articulares (quadril, joelho e tornozelo) e segmentares (tronco, coxa, perna e pé) dos membros inferiores. Ângulos articulares são os ângulos entre os segmentos corporais adjacentes e ângulos segmentares são os ângulos relativos à horizontal (BARELA, 2005).

O deslocamento do corpo pelo espaço é descrito como um movimento de translação, decorrente de deslocamentos angulares dos segmentos do corpo ao redor

das articulações. Os movimentos de translação são resultantes, entre outros fatores, dos deslocamentos angulares de cada segmento corporal e esses são discerníveis e mensuráveis. Tais deslocamentos angulares podem ser usados como um conjunto de parâmetros para a descrição da passada do andar (INMAN; RALSTON & TOOD, 1994).

O padrão típico dos ângulos articulares que são observados em adultos normais está representado na Figura 5. É importante ressaltar que os valores absolutos desses ângulos podem variar entre diferentes indivíduos analisados e condições de medição. No entanto, o comportamento geral das séries temporais dos ângulos articulares, como os apresentados nesta Figura, tende a ser reprodutível, motivo pelo qual esse comportamento é referido como padrão (BARELA, 2005).

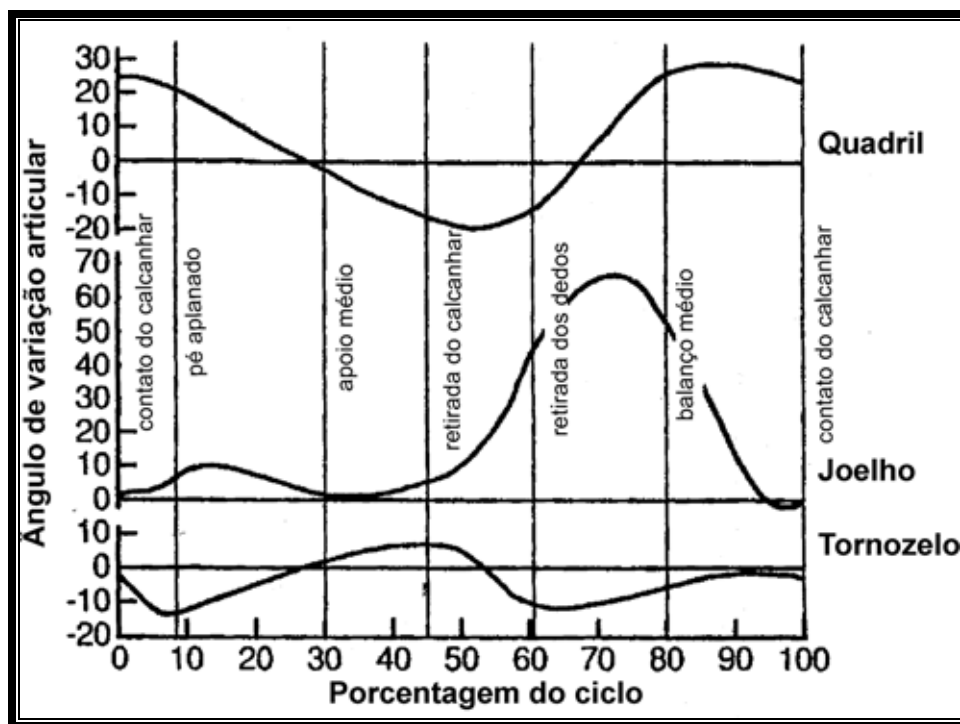


Figura 5 – Valores médios dos ângulos articulares (em graus) do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital durante um ciclo da marcha de indivíduo adulto em velocidade confortável auto-selecionada. Nota: valores positivos e negativos indicam movimentos de flexão e extensão, respectivamente (Adaptado de ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995).

Durante o andar, tem-se o constante deslocamento da linha de gravidade à frente da articulação do tornozelo, o que tende a desequilibrar o corpo para frente obrigando que estratégias de restabelecimentos do equilíbrio sejam impostas pelo sistema

neuromuscular, a fim de conferir uma situação de equilíbrio dinâmico durante todo o ciclo (SACCO, 2001).

Como pode ser observado na figura anterior, o tornozelo inicia o ciclo do andar em posição neutra e, em seguida, estende (doze graus, aproximadamente). Ainda no período de apoio, realiza os movimentos de flexão (oito graus, aproximadamente) e extensão novamente (doze graus, aproximadamente). No período de balanço, esta articulação realiza o movimento de flexão até a posição neutra (Figura 5, porção inferior). O joelho realiza movimentos de flexão e extensão, alternadamente, durante o ciclo do andar. No contato inicial, o joelho se encontra flexionado cerca de dois graus, e a flexão máxima (sessenta e cinco graus, aproximadamente) ocorre no período de balanço (Figura 5, porção intermediária). O quadril inicia o ciclo do andar flexionado (vinte e cinco graus, aproximadamente), realiza o movimento de extensão durante o período de apoio (por volta de 50% do ciclo) e, ainda, durante o mesmo período, realiza o movimento de flexão até o final do ciclo (Figura 5, porção superior) (PERRY, 1992).

2.5.2 Cinética

A cinética é o estudo das forças envolvidas com o movimento (tanto as causadas por contração muscular quanto as causadas por momentos inerciais). As forças que atuam no corpo podem ser divididas em duas categorias: externas, que representam todas as interações físicas entre o corpo e o ambiente (por exemplo, força da gravidade e força de reação do solo), e internas, que são forças musculares transmitidas pelos tecidos corporais, forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e aquelas transmitidas através das áreas de contato articular (CAPOZZO, 1984).

Para a análise cinética, plataformas de força instaladas no piso dão informações sobre a pressão plantar. O programa computacional calcula, então, as forças envolvidas que resultaram nesta pressão. Uma variação destas plataformas são os sistemas de palmilhas, colocadas dentro do calçado do indivíduo, que também fornecem informações da cinética (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

Ao mesmo tempo em que as câmeras de vídeo estão coletando informação sobre a posição e orientação dos segmentos dos membros, uma ou mais plataformas de força são usadas para mensurar a força de reação do solo sob um ou ambos os pés. Os dados da plataforma de força possuem valores limitados quando usados isoladamente, mas eles são de grande valia quando combinados com os dados cinemáticos de um sistema de vídeo, desde que, este permita que uma análise mecânica da marcha seja executada. Além dos dados cinéticos e cinemáticos, esses cálculos requerem a massa e o momento de inércia de cada membro e a localização do respectivo centro de gravidade. Tais informações não são diretamente utilizadas, mas elas podem ser estimadas pelo peso do corpo e um número de medidas lineares. Dinâmicas inversas são usadas para calcular os momentos articulares e as forças (WHITTLE, 1996b).

Certa quantidade de potência pode ser absorvida pelo estiramento dos ligamentos; isto pode, mais tarde, ser demonstrado como geração de potência. Entretanto, a maior absorção e geração de toda força na marcha requer contração muscular. No local em que um músculo se contrai concentricamente, a potência é gerada; onde um músculo se contrai excentricamente, a potência é absorvida. Músculos contraídos consomem energia metabólica, independentemente de a contração ser concêntrica, isométrica ou excêntrica (WHITTLE, 1996b).

A absorção da potência é uma parte necessária do processo da marcha, embora a energia envolvida seja amplamente desperdiçada (WINTER; QUANBURY; REIMER, 1976).

2.5.2.1 Distribuição de pressão plantar e trajetória de aplicação de pressão

A trajetória do Centro de Aplicação da Pressão (COP) durante o andar passa ligeiramente medialmente em relação à linha média do calcanhar e ao longo da borda medial do pé. O COP progride sucessivamente em direção à cabeça do 2º metatarso, deslocando-se medialmente por baixo da 1ª cabeça metatarsiana, progredindo rapidamente ao longo do hálux, conforme segue a Figura 6 (SAMMARCO, 1989).

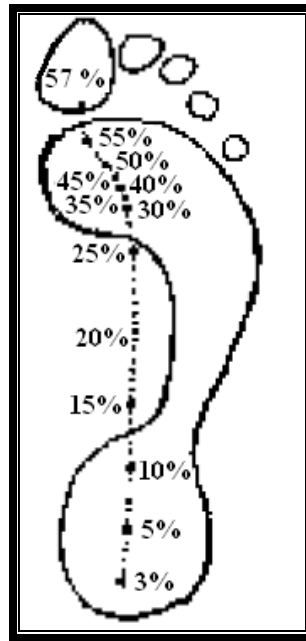


Figura 6 – Trajetória do centro de aplicação da força no pé durante um passo da marcha (Adaptado de SAMMARCO, 1989).

A Figura 7 ilustra a sequência do apoio do pé durante o andar. Pode-se observar que, após o ataque do calcanhar no solo, o médio-pé tem uma discreta participação na marcha em cerca de 70% dos indivíduos (VILADOT, 1989), seguido de um apoio importante da região do antepé e hálux, conferindo a fase de propulsão do corpo à frente.

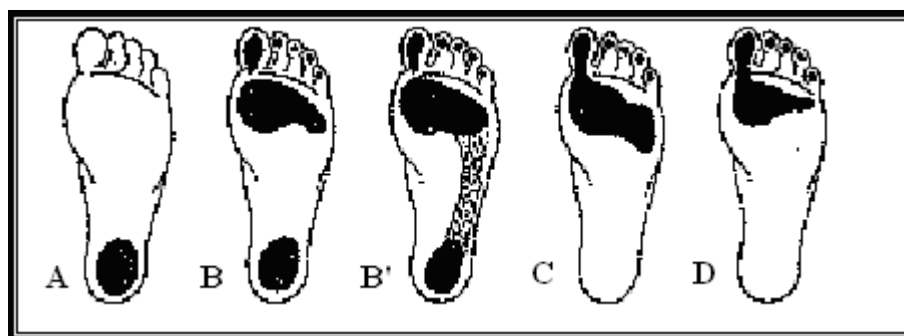


Figura 7 – Sequência do apoio da superfície plantar durante um passo na marcha (Adaptado de SAMMARCO, 1989).

Durante o início e o fim do apoio (fase de entrada do calcanhar no solo e fase de propulsão) as pressões na superfície plantar são muito mais significativas do que na fase do médio apoio. Na fase final do apoio, quando as pressões são maiores na região

da 2ª cabeça metatarsiana, pode-se chegar a picos de pressão de até 300 kN em sistema resistivo de medição de pressão (SACCO; SÁ; AMADIO, 1996) e este suporte de cargas maiores por esta proeminência óssea pode ser devido ao fato do 2º metatarso ser mais comprido que os restantes, característica esta considerada a mais frequente em 56% dos casos em estudos de Viladot (1989).

Por tratar-se de uma grandeza física extremamente variável, ainda não se pode definir um padrão de distribuição de pressão na superfície plantar durante as tarefas de locomoção. Este parâmetro biomecânico, por ser dependente da área de contato e da força resultante em cada instante do movimento, apresenta um alto coeficiente de variabilidade ao analisar dados intra e interindivíduos. Além disso, deve-se considerar o sistema de medição utilizado, o que confere à medida outros fatores de erro e, conseqüentemente, variabilidade nos valores. Portanto, há necessidade de se padronizar este parâmetro considerando todos os fatores intervenientes da medida (SACCO, 2001).

2.5.2.2 Força de Reação do Solo (FRS)

Uma das variáveis cinéticas mais comumente investigada na locomoção é a força de reação do solo (WHITTLE, 1996a), que é verificada com a utilização da plataforma de força.

Dentre os estudos biomecânicos que buscam indicadores do comportamento das variáveis dinâmicas durante a marcha, têm-se usado muito a FRS como componente descritivo primário para indicar a sobrecarga no aparelho locomotor durante a fase de apoio, pois ela reflete a somatória dos produtos da aceleração e massa de todos os segmentos do corpo (WINTER, 1991).

A FRS representa uma das mais importantes grandezas para análises biomecânicas do movimento, por ser soma algébrica da aceleração e massa de todos os segmentos corporais, ou seja, o total líquido de todas as forças musculares e gravitacionais atuando em cada instante durante a fase de apoio (WINTER, 1984).

Esta variável biomecânica mostrou-se sob a forma de um padrão constante e repetitivo independente das condições do solo, idade dos sujeitos ou velocidades da

marcha, conforme ilustra a Figura 8. Este padrão apresenta determinadas características que podem ser alteradas devido às condições ambientais ou do sujeito, como a presença de uma patologia, por exemplo; porém, sua forma geral é constante e regular (SACCO, 2001).

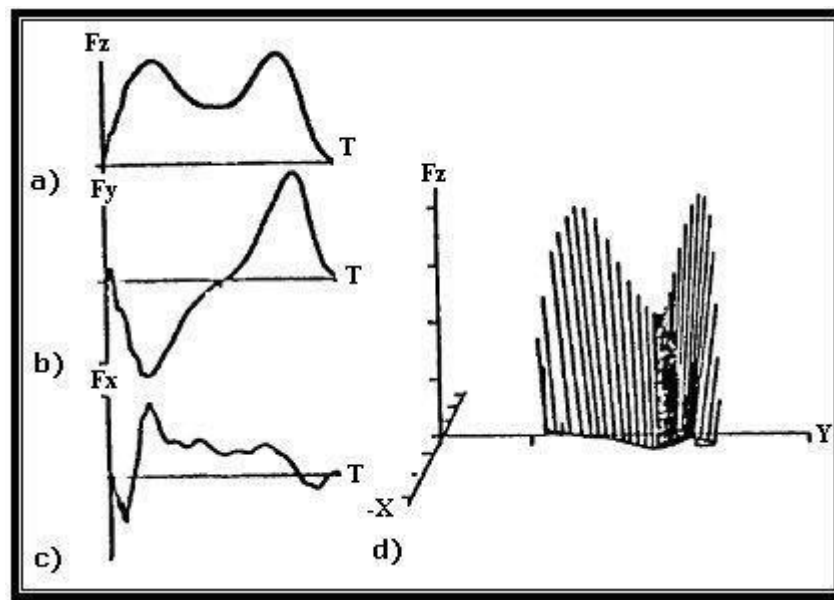


Figura 8 – Força de reação do solo representada nas suas componentes ortogonais: forças horizontais (ântero-posterior (F_y), médio-lateral (F_x)) e força vertical (F_z) (Adaptado de Debrunner¹ (1985 apud SACCO, 2001)).

Com o auxílio da plataforma de força, as componentes das forças vertical e horizontal que atuam nos três eixos de movimento (longitudinal, médio-lateral e ântero-posterior) de sua superfície são obtidas, Figura 9. Normalmente, a FRS é positiva nos sentidos para cima, para frente e para a direita. Porém, de acordo com Whittle (1996a), não há um consenso geral sobre as convenções dos sinais.

¹ DEBRUNNER, H. U. **Biomechanik des Fußes**. Stuttgart: Ferdinand Enke, 1985 apud SACCO, I. C. N. **Apostila didática/ biomecânica da marcha humana: análise do andar normal e aplicações clínicas**, 2001. Disponível em: <http://www.belusp.hpg.ig.com.br/siae/pdf/txt_marcha.pdf>. Acesso em: 06 set. 2010.

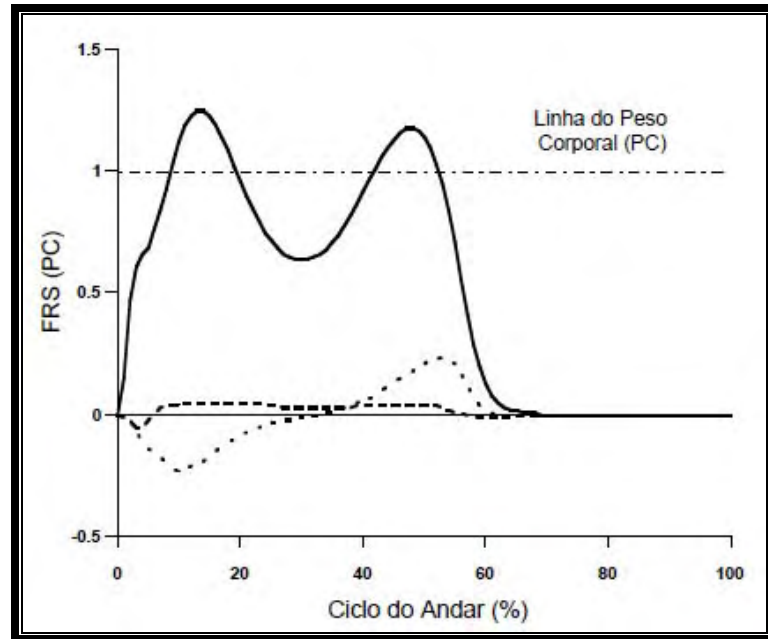


Figura 9 – Componentes da Força de Reação do Solo (FRS) normalizadas pelo Peso Corporal (PC) durante um ciclo do andar. Linha contínua representa a componente vertical, linha pontilhada representa a componente ântero-posterior e linha tracejada representa a componente médio-lateral da FRS. Dados referentes a adultos normais andando em velocidade confortável autoselecionada (WHITTLE, 1996a).

Quando se analisam estes componentes da curva FRS em diferentes estágios do desenvolvimento humano, podem-se verificar algumas diferenças significativas nestes valores, muito embora o padrão da curva permaneça constante (SACCO, 2001).

À medida que uma criança cresce e se desenvolve, as modificações somáticas quantitativas em conjunto com os processos de diferenciação estrutural produzem uma resposta típica para o andar, que representa o padrão motor característico de cada grupo etário. Uma criança passa a caminhar independentemente a partir de aproximadamente 10 a 16 meses, porém seu padrão adulto será somente adquirido a partir de aproximadamente 4 anos de idade (ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995). A partir de então, a cadência e o comprimento do passo vão se alterando em função do crescimento, mas o padrão adquirido não se altera. Consequentemente, as características biomecânicas do andar podem ser descritas a partir de uma perspectiva ontogênica.

A componente vertical da FRS, durante o período de apoio do andar, apresenta uma magnitude maior que as demais componentes e é caracterizada por dois picos e um vale, demonstrado pela linha contínua, na Figura 9. Geralmente, esses dois picos

apresentam uma magnitude um pouco maior que o peso corporal, sendo que o primeiro pico é observado durante a primeira metade do período de apoio e caracteriza parte do apoio quando a perna está recebendo o peso corporal, logo após o contato do pé com o solo (LARISH; MARTIN; MUNGIOLE, 1988).

O segundo pico é observado no final do período de apoio e representa o impulso contra o solo para iniciar o próximo passo (HAMILL; KNUTZEN, 1999). O vale entre os dois picos é ligeiramente menor em magnitude que o peso corporal e ocorre quando o pé se encontra na posição plana em relação ao solo. A Figura 10 mostra algumas variáveis e características da força vertical que também podem ser consideradas para a análise da marcha.

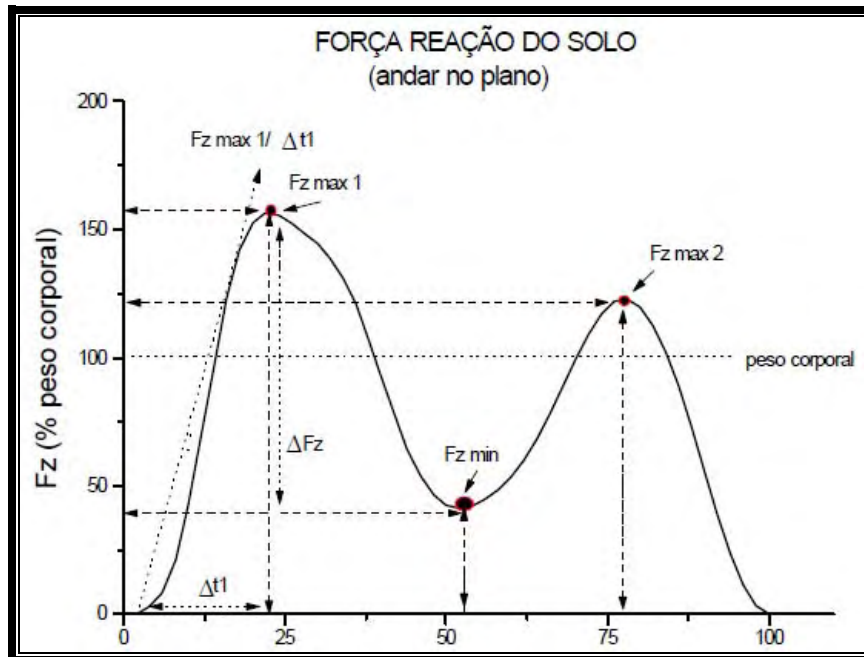


Figura 10 – Variáveis e características da FRS: Fz max 1= pico ativo; Fz max 2= pico ativo, Fz min; ΔFz = deflexão da força passiva, $\Delta t1$ = intervalo de tempo entre o início do contato e o pico passivo (SACCO, 1997).

A componente horizontal ântero-posterior da FRS (Figura 9, linha pontilhada) apresenta uma fase negativa (desaceleração) durante a primeira metade do período de apoio e uma fase positiva (aceleração) durante a outra metade desse período. Na primeira metade do período de apoio, o pé empurra o solo para frente e, conseqüentemente, a força de reação da plataforma de força é direcionada para trás.

Na segunda metade do período de apoio, o pé empurra o solo para trás e, consequentemente, a força de reação da plataforma de força é direcionada para frente. Sendo assim, a fase negativa representa uma diminuição da velocidade do corpo todo e a fase positiva representa uma aceleração do corpo à frente (WINTER, 1991).

Os picos da força de cada uma dessas fases durante o andar equivalem aproximadamente a 15% da magnitude do peso corporal e quase que coincidem temporalmente com os dois picos da componente vertical da FRS (LARISH; MARTIN; MUNGIOLE, 1988).

A componente horizontal médio-lateral da FRS (Figura 9, linha tracejada), por outro lado, apresenta magnitude muito pequena (WHITTLE, 1996a) e é inconsistente, tanto intra quanto interindivíduos, o que dificulta a sua interpretação. Para Hamill e Knutzen (1999), a variabilidade observada nessa componente pode ser em virtude da diversidade no posicionamento do pé, que pode estar apontando para dentro (adução do pé) ou para fora (abdução do pé) durante o período de apoio.

Com relação às componentes de FRS, para Nigg e Herzog² (2002 apud BARELA, 2005) há um pico nos primeiros instantes do período de apoio, nem sempre evidente no andar, que tem sido associado à força de impacto. Força de impacto na locomoção humana, segundo estes autores, é uma força que resulta da colisão entre dois corpos (no caso, o pé e o solo) e que atinge magnitude máxima antes de 50 ms após o contato inicial dos dois corpos. A magnitude do pico da força de impacto pode sofrer influência de vários fatores, entre eles, velocidade do andar, tipo de calçado e ausência deste.

2.5.3 Eletromiografia (EMG)

A eletromiografia dinâmica é o estudo do padrão de ativação dos músculos para gerar o movimento e, portanto, difere da eletromiografia clínica, a qual pode ser

² NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. 2nd. ed. Chichester: John Wiley & Sons, 2002 apud BARELA, A. M. F. **Análise da biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. 2005. 112 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

definida como o estudo da integridade da unidade motora (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

A eletromiografia pode ser mensurada por eletrodos de superfície ou eletrodos finos com fios elétricos intramusculares. Cada um destes tem suas aplicações mais indicadas e a escolha envolve vantagens e desvantagens para ambas as técnicas. Eletrodos de superfície coletam dados de músculos superficiais, os quais podem ser contaminados pela interferência de outros músculos próximos. Os eletrodos finos com fios elétricos são inseridos dentro dos músculos por agulha hipodérmica. Eles fornecem com detalhe a atividade de poucas unidades motoras dentro de um músculo particular, mas infelizmente eles tendem a ser desconfortáveis ou constantemente doloridos (WHITTLE, 1996b).

Segundo Davis³ (1988 apud WHITTLE, 1996b) geralmente os eletrodos de superfície são usados quando apenas uma informação geral ou atividade muscular seja exigida e os eletrodos finos com fios elétricos são usados para responder questões específicas em um músculo particular, dependendo da área de secção transversa deste.

O aparelho pode receber os sinais elétricos musculares através de cabos, ou por radiotelemetria. Os cabos limitam o paciente ao comprimento destes, porém são uma forma barata e confiável de transmitir a informação (SODERBERG, 1984).

A atividade elétrica dos músculos também é mensurada no mesmo tempo da coleta dos dados cinético/cinemáticos, ou durante uma série separada da marcha.

A EMG fornece informação da atividade elétrica dos músculos, mas não pode identificar se um músculo está se contraindo concentricamente, isometricamente ou excentricamente. Além disso, não pode mensurar que força o músculo está gerando. A EMG é melhor utilizada para determinar o tempo de atividade muscular, embora ele também possa fornecer uma indicação geral que a contração está leve, moderada ou forte. A Figura 11 mostra um modelo típico de ativação dos maiores grupos musculares, durante o ciclo da marcha em indivíduos normais, embora exista considerável variação entre um indivíduo e outro.

³ DAVIS, R. B. Clinical gait analysis. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, New York, p.35-40, sept. 1988 apud WHITTLE, M. W. Clinical gait analysis: a review. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.15, p.369-387, 1996b.

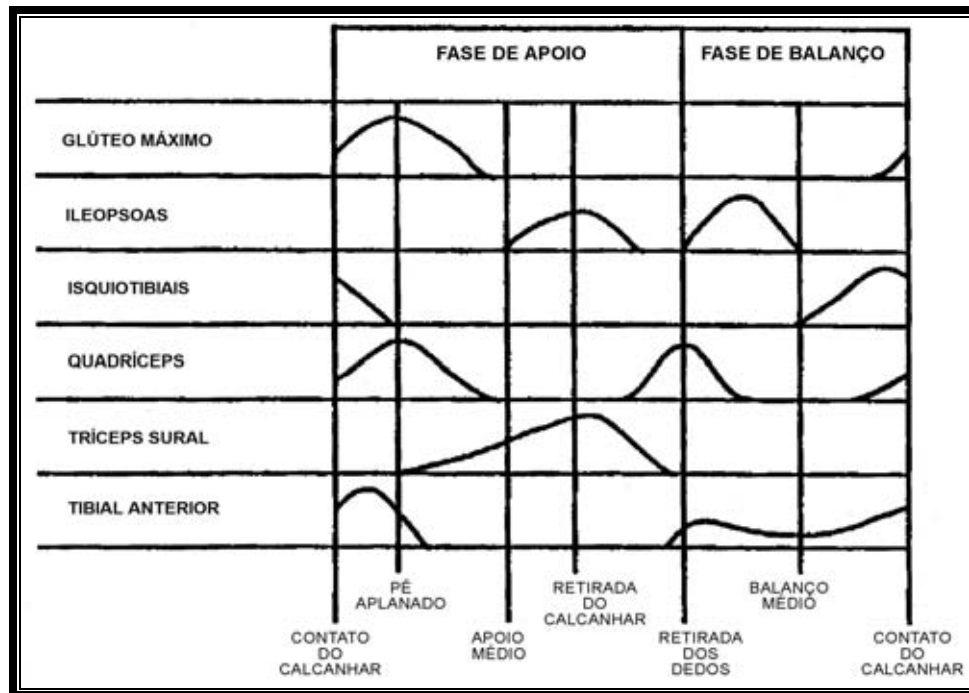


Figura 11 – Ativação típica dos maiores grupos musculares durante o ciclo da marcha (adaptado ALLARD; STOKES; BLANCHI, 1995).

A EMG é um método utilizado para verificar o sinal elétrico do músculo ativo e para examinar, portanto, a função muscular por meio da análise desse sinal (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985). Por meio da EMG, é possível analisar, também, os processos fisiológicos que geram a força e produzem movimento (DE LUCA, 1997). Provavelmente, EMG é a melhor forma para representar o sinal neurológico do músculo esquelético (WINTER, 1990), uma vez que informações sobre o sistema neuromuscular podem ser adquiridas a partir de investigações sobre a relação que existe entre os diferentes músculos.

É muito difícil interpretar os sinais EMG brutos e é impossível quantificar qualquer variabilidade desses sinais entre diferentes passadas (WINTER, 1991). Desse modo, antes de quantificar qualquer sinal EMG, é necessário aplicar algum tratamento a este sinal. Um tratamento comum consiste em retificar e filtrar esse sinal para se obter o envoltório linear e, posteriormente, normalizar o sinal. Normalmente, duas técnicas de processamento podem ser utilizadas em pesquisas biomecânicas:

processamentos no domínio do tempo e no domínio de frequências (CLARYS; CABRI, 1993).

A primeira técnica é utilizada quando o interesse é, por exemplo, a coordenação motora e a magnitude da atividade EMG. Já a segunda técnica é apropriada para investigar, por exemplo, fadiga muscular (DE LUCA, 1997). No caso do andar, o envoltório linear parece ser a maneira mais viável para produzir um padrão dos sinais eletromiográficos (WINTER; YACK, 1987).

Esses sinais podem fornecer informações sobre quando ocorre a ativação muscular e qual o nível de ativação muscular durante o andar (CHUNG & GIULIANI, 1997).

2.6 Dispositivos auxiliares de marcha

As alterações na marcha afetam 8 a 19% de idosos não institucionalizados, necessitando que estes obtenham assistência de outra pessoa ou utilizem um dispositivo auxiliador de marcha (ALEXANDER, 1996). Dentre esses dispositivos, incluem-se as bengalas, muletas e andadores. Eles auxiliam a deambulação pela recuperação do equilíbrio e capacidade de suportar peso (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

Vários pacientes recebem pouca ou nenhuma assistência profissional quando selecionam um dispositivo de auxílio a marcha (KUAN; TSOU; SU, 1999). A seleção inadequada de um dispositivo pode resultar em um tipo de marcha alterada, a qual aumenta o gasto energético e o risco de quedas (JOYCE; KIRBY, 1991).

2.6.1 Avaliação do paciente

Os dispositivos auxiliares de marcha são a forma de tratamento para a maioria das desordens de marcha (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

Muitos fatores estão envolvidos na determinação se o paciente é um candidato apropriado para o uso de um dispositivo auxiliador. Esses fatores incluem função cognitiva do paciente, vontade do próprio paciente, visão, função vestibular, força nos

membros superiores, desempenho físico e estilo de vida. Dependendo da severidade do caso, prejuízos em algumas dessas funções poderiam tornar impossível o uso seguro do dispositivo para o paciente (IEZZONI, 2000).

Se todos os fatores supracitados indicarem que o paciente é um potencial candidato para um dispositivo auxiliador, o próximo passo é uma avaliação para verificar se o paciente necessita utilizar os membros superiores para o equilíbrio ou suporte de peso, enquanto caminha (TRUEBLOOD; RUBENSTEIN, 1991; SUDARSKY, 1990). O médico ou o fisioterapeuta podem realizar esta avaliação utilizando suas mãos para suportar um ou ambos os membros superiores do paciente, enquanto o mesmo tenta caminhar. Se a marcha e o equilíbrio do paciente melhorar com o suporte do profissional, o paciente provavelmente será beneficiado com um dispositivo auxiliador. Tal exame também é útil para prescrever o dispositivo auxiliador específico para o paciente utilizar no emprego, e para demonstrar se alguns deles melhoram a marcha e a estabilidade do mesmo (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

2.6.2 Bengalas

As bengalas são exclusivamente os dispositivos auxiliadores de marcha mais utilizados pela população em geral, principalmente pelos idosos (MANN et al., 1995).

Segundo Lofkvist et al.⁴ (1988 apud HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003), em muitos casos, os dispositivos são usados na sua forma básica, mas todos podem ser ajustados com acessórios para modificar suas funções. Por exemplo, os cabos de apoio feitos sob medida podem melhorar o conforto e a função em pacientes com artrite reumatóide severa.

As bengalas aumentam a base de suporte, proporcionando, desse modo, um maior equilíbrio. Enquanto as bengalas têm sido tradicionalmente usadas apenas para o

⁴ LOFKVIST, U. B. et al. Individually adapted lightweight walking aids with moulded handles for patients with severely deforming chronic arthritis. **Scandinavian Journal of Rheumatology**, Stockholm, v.17, p.167-173, 1988 apud HOOK, F. W. V.; DEMONBREUN, D.; WEISS, B. D. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. **American Family Physician**, Kansas City, v.67, n.8, p.1717-1724, apr. 2003.

equilíbrio e não para suportar peso, modelos modificados permitem vários graus de suporte de peso através da bengala (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

Uma bengala geralmente é usada quando apenas uma extremidade superior é solicitada para manutenção do equilíbrio ou suporte de peso. Alguns modelos modificados de bengalas são: com recuo, quatro pontos e semi-andadores. Existe um número limitado de pesquisas comparando a eficácia dos diferentes tipos de bengalas (MILCZAREK et al., 1993).

O padrão da marcha de uma pessoa que utiliza uma bengala, geralmente, envolve a colocação da bengala na mão oposta à perna com maior deficiência. A bengala é então movida conjuntamente com a perna oposta (deficiente), compatível com uma marcha normal (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

As bengalas simples de madeira são baratas, leves e devem ser ajustadas a altura de cada paciente, Figura 12.



Figura 12 – Bengala simples de madeira, a qual deve ser ajustada ao comprimento apropriado do paciente (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

As bengalas simples de alumínio são mais caras, mas o comprimento delas é facilmente regulado, evitando, desse modo, a necessidade de manutenção para o seu ajuste (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003), Figura 13.



Figura 13 – Bengala simples de alumínio. O comprimento é regulável (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

As bengalas de madeira e alumínio são úteis em pacientes que necessitam de um ponto adicional de contato com o chão para o equilíbrio e para aqueles que possuem pouca ou nenhuma necessidade de suporte de peso nos membros superiores. As bengalas padrão podem ser usadas em pacientes com disfunção vestibular, deficiência visual ou ataxia (ASHTON-MILLER et al., 1996, p.446).

As bengalas com recuo permitem que o peso do paciente seja transferido sobre a haste da bengala. Elas geralmente são feitas de alumínio e seu comprimento é regulável (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003), Figura 14.



Figura 14 – Bengala com recuo. O comprimento é regulável (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

Em comparação com as bengalas simples, as bengalas com recuo podem ser usadas por pacientes que possuam necessidade de suporte de peso ocasional. Elas podem, então, ser prescritas a pacientes com alterações no padrão de marcha e dores, tais como marcha antálgica de média a moderada, causada por osteoartrose de quadril e joelho (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

As bengalas de quatro apoios fornecem um aumento da base de suporte e permitem mais suporte de peso. Elas podem ser prescritas a pacientes com uma marcha antálgica de moderada a severa, devida à osteoartrose, Figura 15 (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).



Figura 15 – Bengala de quatro apoios. Os quatro apoios da bengala estabelecem contato simultaneamente com o chão (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

A principal vantagem das bengalas de quatro apoios é que elas podem permanecer verticalmente sobre o chão quando não estiverem sendo utilizadas e, desse modo, liberam as mãos do paciente para desempenharem outras tarefas (JOYCE; KIRBY, 1991; MILCZAREK et al., 1993). Sua principal desvantagem é a necessidade de todos os apoios estarem simultaneamente em contato com o chão. Isto é algo que incomoda muito os pacientes. Se a velocidade da marcha do paciente for muito rápida, pode ser consistentemente impossível colocar todos os apoios da bengala no chão simultaneamente. Este problema pode ser resolvido pela mudança no tamanho da base dos apoios da bengala; uma base menor é usada se a marcha do paciente for rápida e se for necessário um menor suporte de peso (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

As bengalas tipo andadores são dispositivos de alumínio, com uma base larga que possui um componente vertical com um apoio de mão e duas pernas e outro componente com duas pernas adicionais anguladas distante do paciente, Figura 16 (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).



Figura 16 – Bengala tipo andador. São mais indicados para pacientes que necessitam de um suporte de peso contínuo, utilizando apenas uma mão (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

As bengalas tipo andadores proporcionam uma base de suporte maior do que as bengalas simples, com recuo ou de quatro apoios. As bengalas tipo andadores são ideais para pacientes que necessitam de um suporte de peso contínuo com apenas um braço. Por exemplo, um paciente portador de hemiplegia e que possui perda moderada à severa da função dos membros inferiores poderia ser um candidato a utilizar este dispositivo (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

2.6.3 Seleção do dispositivo correto

O primeiro passo é determinar se o paciente necessita utilizar uma ou ambas as extremidades superiores para manter o equilíbrio ou suporte de peso. Se uma extremidade superior for necessária, a bengala será melhor para o paciente (HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003).

Para Jebsen⁵ (1967 apud ELY; SMIDT, 1977), ela não deverá ser utilizada se a força aplicada exceder 20 a 25% do peso do corpo, pois pode tornar-se instável. A decisão por qual tipo de bengala será determinada, então, pela necessidade e frequência do suporte de peso.

2.6.4 Ajuste do dispositivo

Todos os dispositivos deveriam ser ajustados ao tamanho apropriado para cada indivíduo.

Com uma bengala ou andador, a maneira mais aceita para o ajuste é selecionar um dispositivo com um comprimento que iguale a distância entre o trocânter maior do fêmur do paciente ao chão, mensurado quando o paciente estiver utilizando os sapatos que serão utilizados durante a caminhada (WRIGHT; KEMP, 1992). O comprimento do trocânter maior do fêmur é definido como a distância vertical da parte mais proeminente do trocânter maior ao solo (LU et al., 1997). O paciente deverá realizar uma flexão de cotovelo de 15 a 30° quando mantiver o dispositivo em contato com o solo (WRIGHT; KEMP, 1992).

Para Kumar, Roe e Scremin (1995); Sainsbury e Mulley⁶ (1982 apud HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003), outra maneira é selecionar um dispositivo com um comprimento que iguale a distância do solo à dobra cutânea do punho, com os braços relaxados ao lado do paciente. O comprimento da dobra cutânea do punho é definido como a distância vertical da dobra cutânea ao solo (LU et al., 1997). Novamente, um dispositivo mensurado corretamente, permitirá que o paciente realize flexão de cotovelo de 15 a 30° quando o mantiver em contato com o solo.

2.7 Sistemas utilizados para medida de pressão plantar

⁵ JEBSEN, R. H. Use and abuse of ambulation aids. **JAMA**, Chicago, v.199, p.63-68, 1967 apud ELY, D. D.; SMIDT, G. L. Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. **Physical Therapy**, New York, v.57, n.5, may 1977.

⁶ SAINSBURY R., MULLEY G. P. Walking sticks used by the elderly. **British Medical Journal - Clinical Research Ed**, London, v.284, p.1751, 1982 apud HOOK, F. W. V.; DEMONBREUN, D.; WEISS, B. D. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. **American Family Physician**, Kansas City, v.67, n.8, p.1717-1724, apr. 2003.

Segundo Nigg e Herzog⁷ (1994 apud MANN et al., 2008), o esforço para quantificar a pressão plantar começou a ser realizado no final do século XIX, porém progressos significativos no desenvolvimento de sistemas de medição disponíveis comercialmente só foram realizados a partir de 1980.

Em um olhar breve sobre a literatura, no que diz respeito às forças de reação do solo sobre o pé, empregam-se para medição plataformas de forças que medem a força entre o pé e o solo e/ou dispositivos para análise da distribuição de pressão, tais como palmilhas sensorizadas que medem a força e a pressão dentro do calçado. Neste item serão abordados diversos sistemas de medidas de palmilhas sensorizadas.

As especificações que deveriam ser consideradas quando se seleciona um sistema de medidas de pressão incluem: resolução, frequência de amostragem, fidedignidade e calibração (ORLIN; McPOIL, 2000).

2.7.1 Resolução

A resolução se refere ao tamanho e ao número de sensores utilizados no sistema, ou seja, a maior resolução do sistema, o maior número de sensores (ROY, 1988).

O tamanho do sensor também é importante, devido ao fato de diferentes tamanhos dos sensores poderem alterar a leitura da pressão, visto que, a pressão é dependente de ambos, força e área. A força aplicada em um amplo sensor não proporcionará a mesma leitura de pressão que a mesma força aplicada sobre um pequeno sensor. Isto ocorre porque a resolução espacial do sistema não é alta o suficiente. Considerando a imensa variação anatômica no tamanho das cabeças metatársicas, hálux e dedos a no tamanho dos pés, a resolução dos sistemas de medidas de pressão tornou-se uma importante consideração para clínica (ORLIN; McPOIL, 2000).

2.7.2 Frequência de Amostragem

⁷ NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system**. 2nd. ed. Chichester: John Wiley & Sons, 2002 apud MANN, L. et al. Dinamometria: utilização do f-scan e da plataforma para obtenção da força de reação do solo. **Revista digital**, Buenos Aires, v.12, n.118, mar. 2008. Disponível em: <<http://www.efdesportes.com>>. Acesso em: 30 sept.2010.

A frequência de amostragem é um importante fator na determinação da resolução espacial do sistema. Ela se refere ao número de amostragens mensuradas por cada sensor por segundo e é registrada em ciclos por segundo ou em Hertz (ROY, 1988).

Mittlemeier e Morlock⁸ (1993 apud ORLIN; McPOIL, 2000) examinaram o efeito das pressões plantares obtidas utilizando quatro diferentes frequências de amostragem e relataram que os dados de pressão coletados entre 45 e 100 Hz foram adequados para caminhada. A maioria dos sistemas comercialmente avaliados (por exemplo, Emed[®], Pedar[®] e F-Scan[®]) oferece taxas de amostragens entre 50 e 100 Hz. Para atividades que envolvem velocidades maiores, tais como corrida, frequências de amostragem de 200 Hz ou maiores são necessárias (SCHAFF, 1993).

2.7.3 Fidedignidade

A fidedignidade das medidas obtidas com sensores de pressão é essencial para uma mensuração precisa. Hughes et al. (1991) sugeriram que utilizar a média de três a cinco coletas de caminhada intensifica a fidedignidade da medida de pressão, embora 100% de fidedignidade não possa ser esperada por causa das diferenças inerentes a cada coleta de caminhada. Vários pesquisadores avaliaram a fidedignidade das medidas obtidas por diferentes tecnologias de sensores usadas por ambas, plataforma e sistemas de medidas de pressão do tipo palmilhas. Devido ao fato deles relatarem variações na fidedignidade das medidas obtidas com os diferentes sistemas avaliados para mensurar as pressões plantares, é imprescindível para o clínico estar consciente da fidedignidade (erro) do sistema selecionado (HUGHES et al., 1993; WOODBURN; HELLIWEL, 1996).

2.7.4 Calibração

A calibração é importante para estabelecer a validade das medidas de ambas, força e pressão. Embora um sistema possa fornecer medidas consistentes repetidas,

⁸ MITTLEMEIER, T. W. F.; MORLOCK, M. Pressure distribution measurements in gait analysis: dependency on measurement frequency. In: ANNUAL MEETING OF THE ORTHOPAEDIC RESEARCH SOCIETY, 39., 1993, San Francisco. **Annals...** San Francisco: Calif, 1993 apud ORLIN, M. N.; McPOIL, T. G. Plantar pressure assessment. **Physical Therapy**, New York, v.80, n.4, p.399-409, apr. 2000.

isto é, ter fidedignidade, as medidas não proporcionam uma representação precisa da força ou pressão reais agindo na superfície plantar (ORLIN; McPOIL, 2000).

2.7.5 Tipos de sistemas de instrumentação de palmilhas sensorizadas

Discretos transdutores e sistemas de palmilhas sensorizadas são utilizados comercialmente a fim de analisar as forças plantares, investigar fatores que contribuem para ulcerações plantares, comparar a redução de pressão causada pelo uso de diferentes modelos de sapatos e auxiliar na avaliação clínica dos riscos nos pés e na prescrição de órteses (LORD, 1995).

Sistemas de instrumentação de palmilhas apresentam um método atrativo de registro das cargas nos pés durante a realização de atividades diárias. As palmilhas são suficientemente finas e podem ser introduzidas dentro de qualquer sapato e proporcionar uma avaliação da interação do pé com um sapato. Têm importante relevância para os estudos de sapatos com objetivos especiais, tais como, sapatos ortopédicos. Podem ser capazes de fornecer registros de passos sucessivos durante a caminhada (LORD, 1981).

Os sistemas de medição se baseiam nos seguintes princípios: sensores capacitivos, piezoresistivos, hidrocélulas e pedobarógrafos (GONSALEZ, 2007).

2.7.5.1 Transdutores capacitivos

O princípio capacitivo utiliza uma espuma de borracha com célula fechada como elemento dielétrico (isolante) entre duas placas de cobre que formam um capacitor pela aplicação de corrente elétrica. Alternando-se a carga elétrica aplicada e, simultaneamente, variando-se a distância entre as placas do capacitor, modifica-se a constante, o que determina a capacitância, a qual pode ser transformada em sinal de corrente elétrica, proporcionalmente (GONSALEZ, 2007).

A qualidade do transdutor depende fundamentalmente da escolha da espuma de borracha (HENNING et al., 1982). Como exemplos, podem ser citados os sistemas

comerciais EMED[®] e Pedar[®] Novel[®], segundo ilustram as Figuras 17 e 18, respectivamente (NOVEL.DE, 2010; PINHO, 2005).

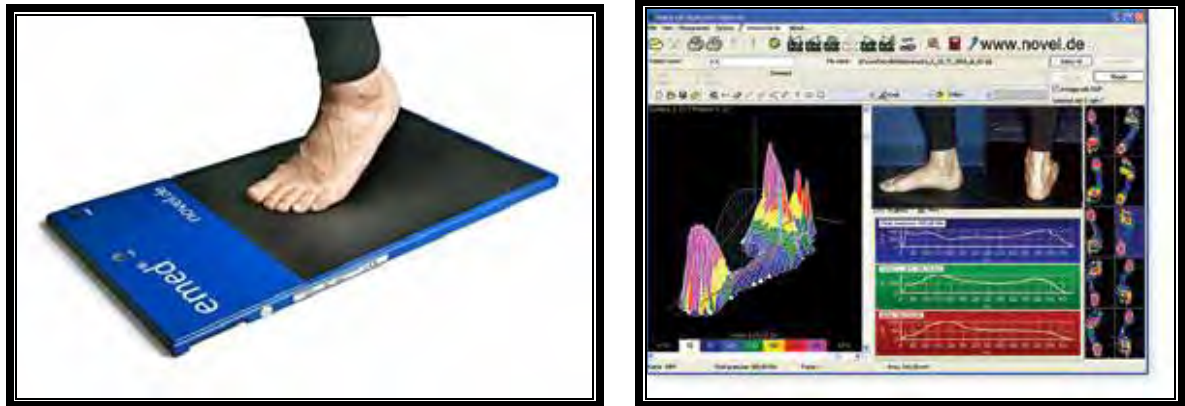


Figura 17 – Sistema EMED[®] (NOVEL.DE, 2010).

O sistema Pedar[®] Novel[®] é composto por duas palmilhas com 99 sensores do tipo capacitivos, conectados por intermédio de cabos a um sistema de aquisição, que encaminha os dados adquiridos para um amplificador de sinais, sendo capturado por uma placa instrumentada e, posteriormente, processado por um programa computacional de análise estatística (PINHO, 2005).



Figura 18 – Sistema Pedar[®] Novel[®] (PINHO, 2005).

Este sistema possui diversos aplicativos para análises diferenciadas, com caracterizações relacionadas a vários parâmetros de estudo da marcha e com objetivos específicos para o qual cada programa computacional foi desenvolvido. Para que a análise se processe em seus aplicativos, devem-se seguir procedimentos que permitam a interação de dados entre os programas computacionais (PINHO, 2005).

2.7.5.2 Transdutores piezocerâmicos

O princípio baseado em materiais piezocerâmicos é constituído de transdutores de cerâmica polarizada, os quais geram cargas elétricas na superfície, quando sofrem tensão. As cargas geradas com esse tipo de transdutor podem ser maiores que dos transdutores de quartzo que, normalmente, são usados como transdutores de força piezoelétricos. Por isso, os transdutores piezocerâmicos permitem: simplificar o processamento eletrônico, baixo custo, alta resolução da distribuição de pressão e a construção de esteiras com centenas de transdutores (GONSALEZ, 2007).

Como exemplo, pode ser citado a plataforma Kistler®, a qual é produzida com transdutores de quartzo (HENNING et al., 1982). A seguir, a Figura 19 ilustra alguns modelos da plataforma Kistler® (KISTLER, 2010).

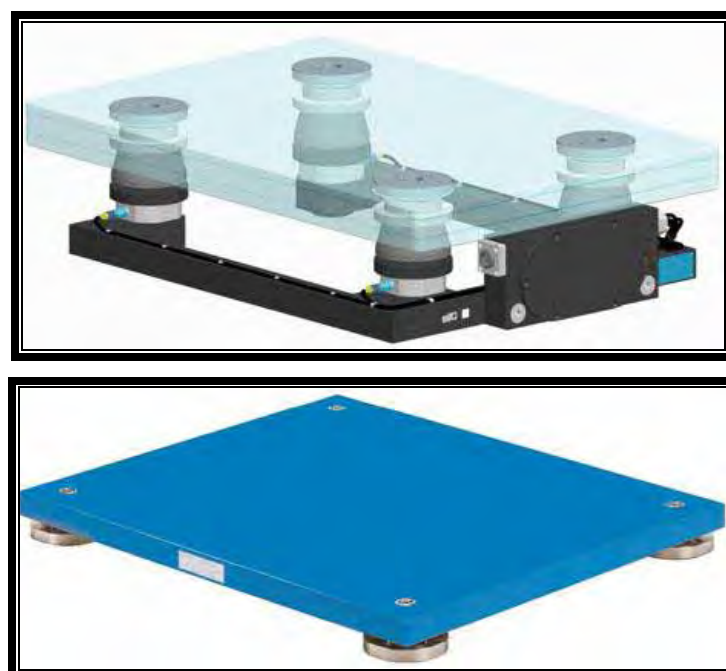


Figura 19 – Dois modelos da plataforma Kistler® (KISTLER, 2010).

2.7.5.3 Transdutores resistivos

O sistema baseado no princípio resistivo é constituído por uma rede resistiva de linhas e colunas sobrepostas, sendo que cada ponto registra a pressão exercida sob o pé do indivíduo. O sistema de palmilhas F-Scan[®] é baseado neste princípio (GONSALEZ, 2007).

Segundo Machado (1994), este sistema consiste de sensores flexíveis, circuitos de coletas de dados e sistema de programação computacional. O sensor caracteriza-se em seu tamanho original por 960 pontos sensíveis localizados sobre sua superfície. Seus métodos de produção foram originalmente desenvolvidos para circuitos impressos flexíveis e baseiam-se numa combinação de tinta condutiva, dielétrica e resistiva.

As palmilhas que compõem o sistema (ilustradas na Figura 20a) podem ser cortadas (ilustradas na Figura 20b) para serem ajustadas aos diferentes tamanhos de pés (MANN et al., 2008).



Figura 20 - (a) Palminha do sistema F-Scan[®], (b) palminha do sistema F-Scan[®] sendo cortada e (c) colocação da palminha no sujeito (MANN et al., 2008).

Quanto ao programa computacional do sistema, são necessários os circuitos eletrônicos para medir o sinal do sensor, divididos em dois componentes. A unidade do tornozelo, como ilustra a Figura 21a e Figura 21b e a conversão A/D das resistências medidas. Os dados digitais são então arranjados de forma serial e transmitidos através de um cabo coaxial ao resto dos circuitos, localizado em uma

placa em um computador. Este receptor manipula os dados oriundos da unidade do tornozelo e coloca-os na memória do computador (MANN et al., 2008).



Figura 21 - (a) Cuff (unidade do tornozelo), (b) colocação do cuff no sujeito e (c) sujeito com F-Scan® (MANN et al., 2008).

Para Machado (1994) o sistema de *software* do F-Scan® é projetado para demonstrar, comparar, armazenar e imprimir os dados coletados a partir dos sensores.

O sistema opera em tempo real, em que a informação da distribuição de pressão aparece na tela enquanto o sujeito caminha sobre o sensor (Figura 21c), e no modo "*playback*", que apresenta informações pré-gravadas. Nos dois modos os dados tomam a forma de gráficos bidimensionais codificados por cores ou gráficos tridimensionais (estrutura de arame). O gráfico bidimensional usa um espectro de cores a partir do azul escuro (pressões baixas) até vermelho (as pressões mais altas). O usuário pode ajustar a sensibilidade do gráfico para que toda a gama de cores corresponda à faixa de pressões de interesse. O gráfico tridimensional usa o eixo z para mostrar o nível de pressão. Cada interseção das linhas do gráfico representa um ponto sensor. Cada gravação consiste de diversos "quadros" de dados que fazem um "filme" dos movimentos que os sujeitos estão realizando (MANN et al., 2008).

A Figura 22, a seguir, ilustra a visualização da distribuição da pressão no sistema F-Scan® (MANN et al., 2008; TEKSCAN, 2010).

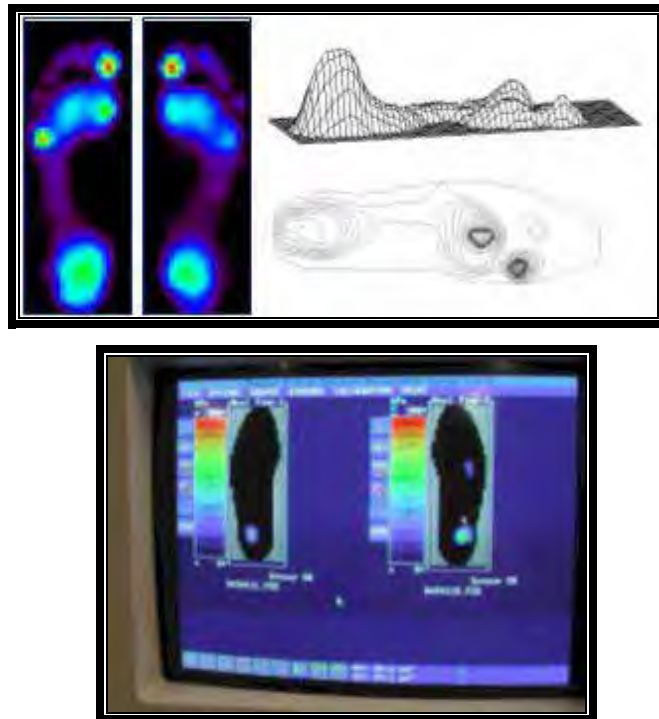


Figura 22 - Visualização da distribuição da pressão plantar do sistema F-Scan®, através da tela do microcomputador (MANN et al., 2008; TEKSCAN, 2010).

2.7.5.4 Hidrocélula

O sistema baseado em uma hidrocélula consiste num sensor discreto piezoresistivo inserido numa célula contendo um fluido. Quando é aplicada uma força, provoca um aumento de resistência dentro do fluido da hidrocélula, fazendo com que o sensor piezoresistivo varie a sua tensão de saída (GONSALEZ, 2007). Como exemplo, pode-se citar o sistema Parotec®, ilustrado na Figura 23 (ORLIN; McPOIL, 2000; PAROMED, 2010).

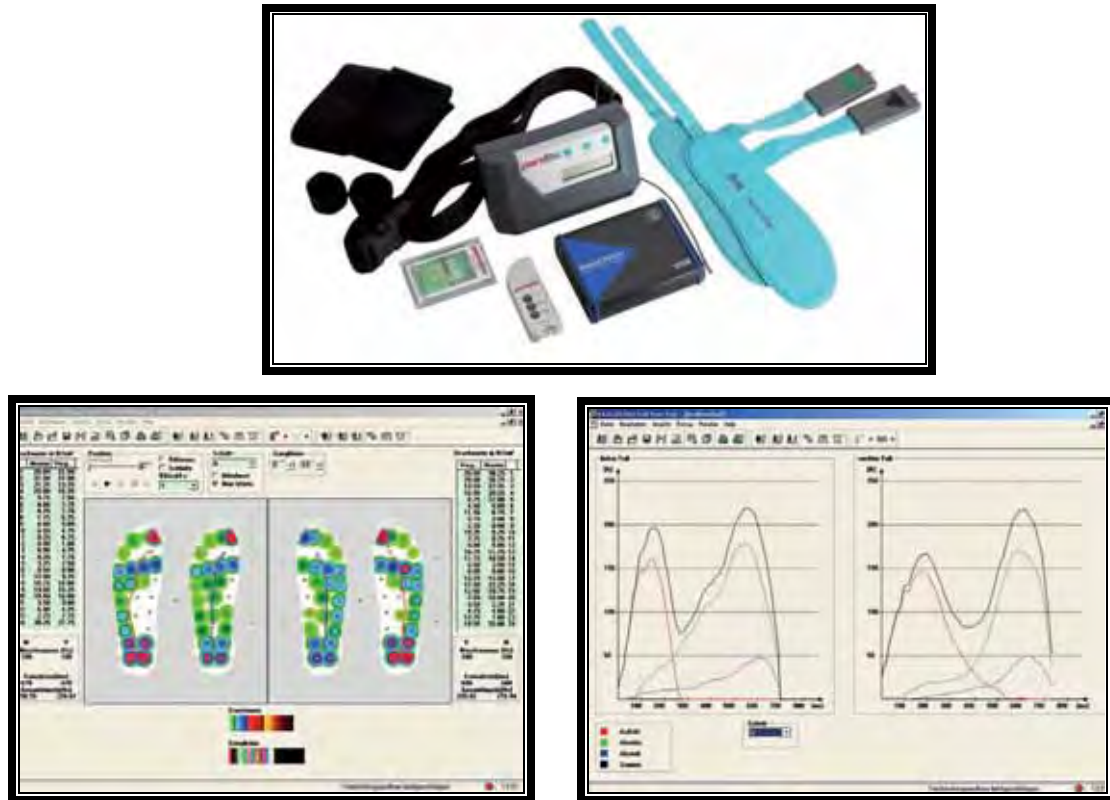


Figura 23 - Sistema Parotec[®] (PAROMED, 2010).

2.7.5.5 Princípio ótico

O princípio ótico é baseado na refração da luz que atravessa uma placa de vidro ou acrílico transparente, que é iluminada pelos lados de forma que a luz seja refletida internamente. A parte superior da placa é revestida com uma camada opaca de material plástico, na qual a pressão é exercida. Antes da aplicação da pressão a superfície é escura, vista por baixo. Mediante a pressão no topo da superfície de vidro ocorrem áreas iluminadas, porque a luz atravessa a camada de ar existente entre a placa de vidro e o material plástico, alterando a refração. A imagem é gravada por uma câmera ajustada para estimar a pressão. O sistema sucintamente descrito é o pedobarógrafo Mini-Emed[®] (GONSALEZ, 2007).

3 METODOLOGIA

Para que os objetivos deste trabalho fossem atingidos, ele foi constituído das seguintes etapas:

- 3.1 Construção das células de carga, utilizando extensômetros elétricos de resistência;
- 3.2 Confecção do par de sandálias de borracha, nas quais as células de carga foram acopladas;
- 3.3 Calibração das células de carga, já acopladas no interior das sandálias;
- 3.4 Delineamento experimental;
- 3.5 Coletas dos dados dos indivíduos caminhando utilizando as sandálias e uma bengala adaptada com uma célula de carga.

Todos os dispositivos que foram utilizados para a realização do procedimento experimental foram desenvolvidos no laboratório de Biomecânica da FEG-UNESP, sendo: um par de sandálias sensorizadas e uma bengala de alumínio com altura regulável, a qual foi adaptada com uma célula de carga.

3.1 Construção das células de carga

O primeiro passo foi a construção das oito células de carga utilizadas para a medida das pressões plantares. Optou-se pelo desenvolvimento de uma célula de carga de aço, em formato de um C, por ser de fácil construção e adaptação à sandália, como mostrado na Figura 24. Para a medida da pressão, foram utilizados dois extensômetros elétricos de resistência em cada célula, formando uma meia ponte de Wheatstone. Na Figura 24, pode-se verificar a posição destes extensômetros.

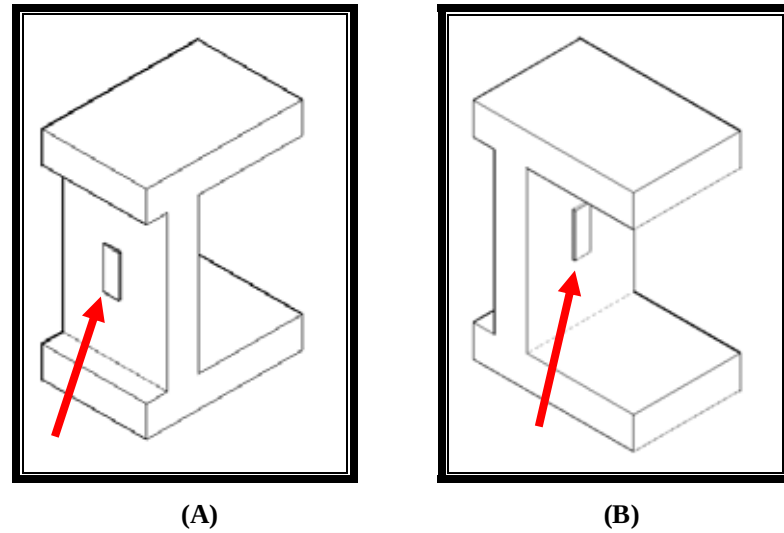


Figura 24 – Desenho esquemático da célula de carga, com os respectivos extensômetros colados no centro dela, indicados pelas setas vermelhas, A e B.

3.1.1 Cálculos para a construção das células de carga

Para a realização da medição das forças plantares utilizou-se um circuito de meia-ponte de Wheatstone, conforme ilustra a Figura 25.

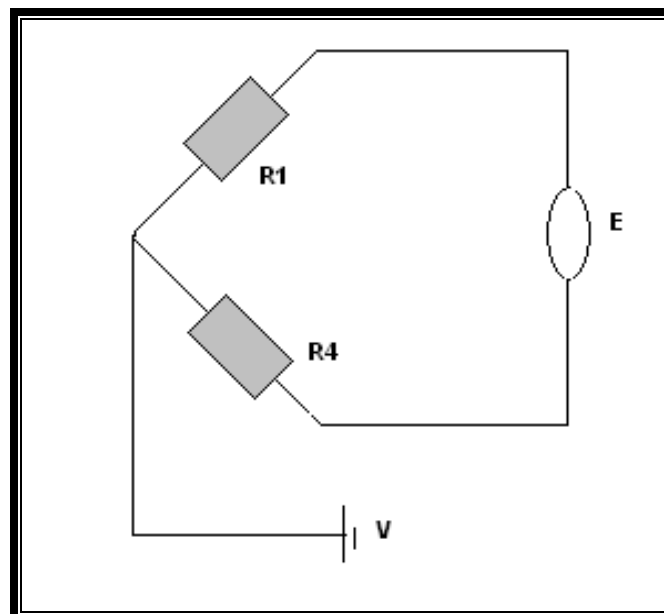


Figura 25 – Esquema da meia ponte de Wheatstone.

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

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

onde ΔE é a tensão elétrica na saída da ponte de Wheatstone, V a tensão de excitação da ponte, k o fator do extensômetro e ε_i as deformações específicas nas seções onde estão colados os extensômetros.

Observando-se que as deformações ε_1 e ε_4 são iguais, porém de sinais contrários (tração e compressão), e que ε_2 e ε_3 são zero, tem-se:

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

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

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

A Figura 26 mostra a célula de carga com os seus respectivos parâmetros.

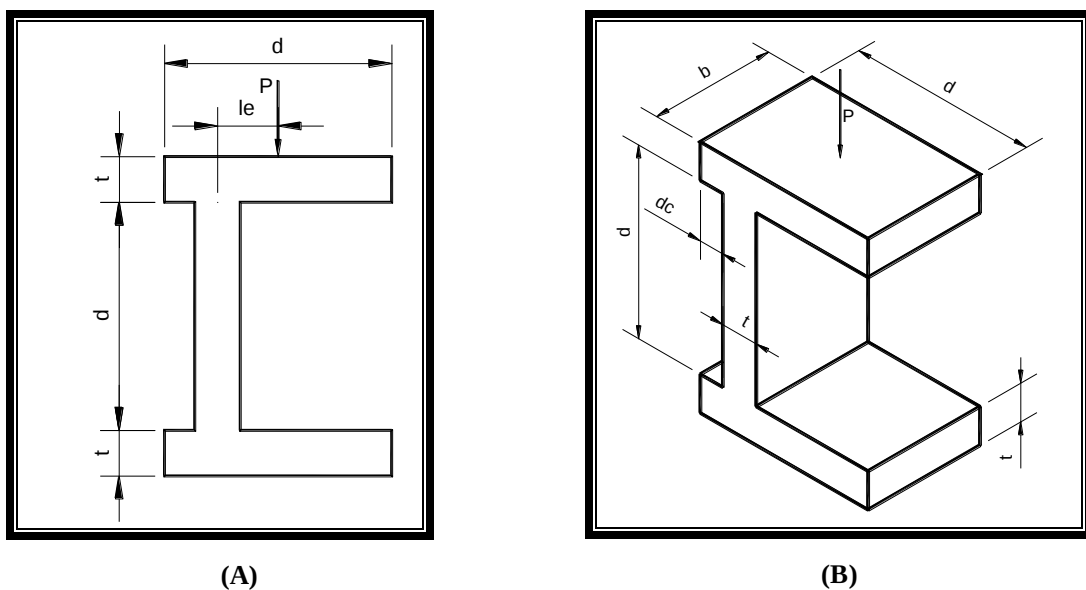


Figura 26 – Desenho esquemático da célula de carga com seus respectivos parâmetros, A (vista frontal) e B (vista posterior).

A tensão mecânica na seção onde os extensômetros estão colados é:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \quad (4)$$

E, de acordo com a Figura 27, tem-se:

$$M = Pl_e$$

$$c = \frac{t}{2}$$

$$I = \frac{bt^3}{12}$$

Substituindo I, M, c nas equações (3) e (4) tem-se:

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

Nesta expressão, P é a carga aplicada sobre a célula, considerada atuando no centro da aba superior da célula; l_e é a distância do ponto de aplicação de carga até a seção onde estão os extensômetros; E é o módulo de elasticidade do material da célula, no caso o aço; b é a largura da célula e t é a sua espessura.

Os parâmetros geométricos foram inicialmente calculados considerando que $(\Delta E/V)_{\max}$ ficasse entre os valores 0,001 e 0,003 para uma carga máxima de 80 kgf. Após os cálculos, os parâmetros geométricos foram aproximados para valores adequados à construção.

Os valores numéricos dos parâmetros geométricos das células de carga construídas foram: $d=15$ mm, $b=10$ mm, $t=3$ mm, $d_c = 2$ mm. A seguir a Figura 27 mostra o esquema de uma célula de carga, com os seus respectivos valores numéricos.

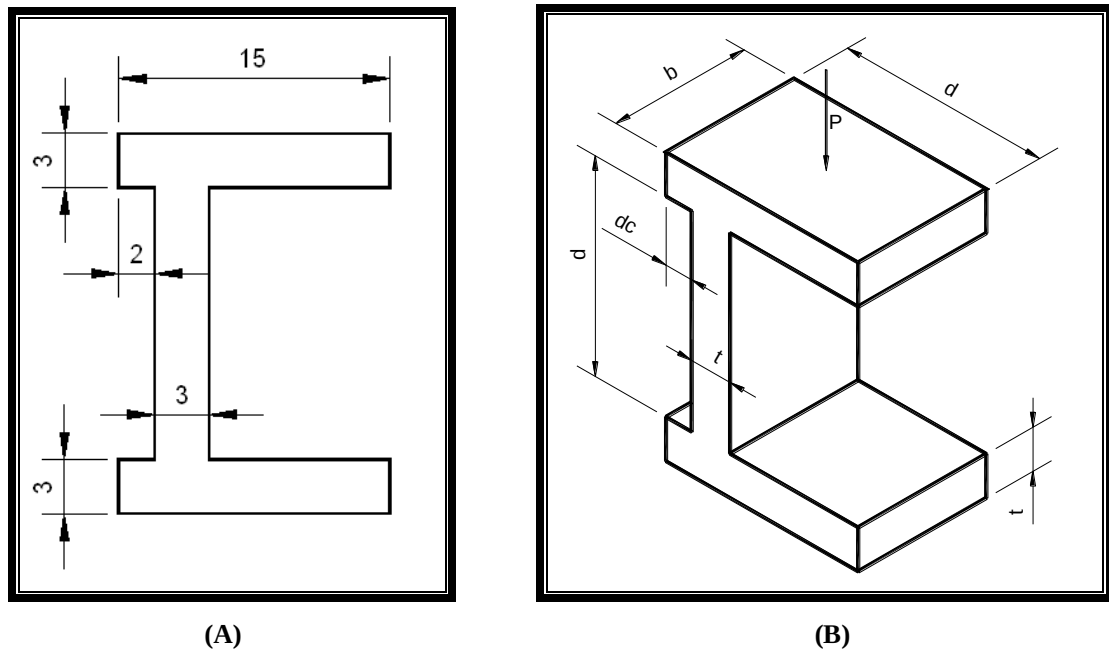


Figura 27 – Desenho esquemático de uma célula de carga, com os seus respectivos valores numéricos descritos em milímetros.

A Figura 28 ilustra a fase inicial de construção das células de carga.

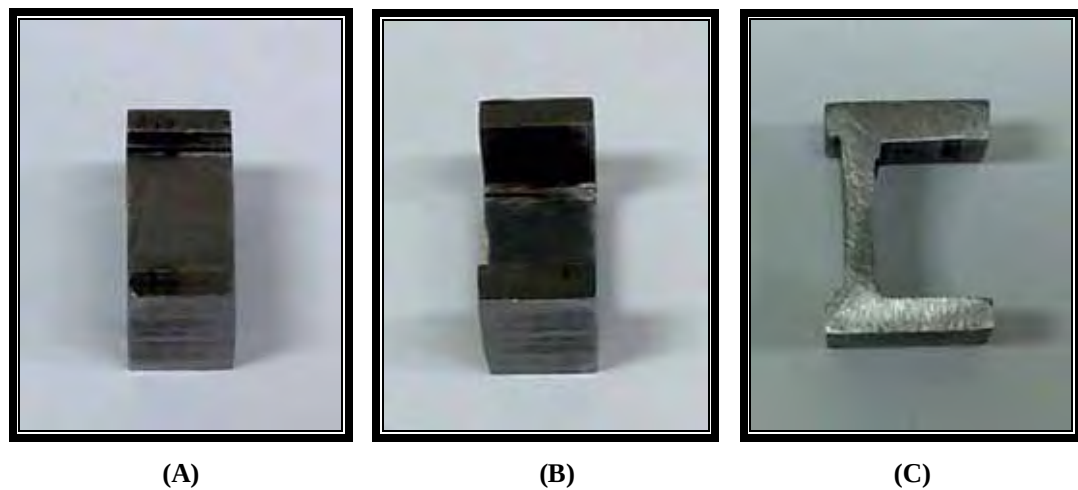


Figura 28 – Fase inicial de construção das células de carga, em três posições.

3.1.2 Colagem dos extensômetros

O próximo passo foi a colagem de dois extensômetros elétricos de resistência (strain gages) da marca Kyowa KFG-3-120-C1-11, com fator $k = 2,10$, um em cada

lado de cada célula, os quais por meio de um circuito de meia-ponte de Wheatstone, foram utilizados para a medição das pressões plantares atuantes nas células, Figura 29.



Figura 29 – Extensômetro (indicado pela seta vermelha) colado na célula de carga.

Paralelamente, foram soldados dois fios de pequeno diâmetro nas terminações de cada extensômetro, os quais foram acoplados à célula, utilizando-se fita isolante, e fixados a um conector DB 15. A Figura 30 mostra as células e os respectivos conectores.



Figura 30 – Soldagem dos fios nas células de carga (indicado pela seta vermelha) e os respectivos conectores.

3.2 Construção das sandálias de borracha

Inicialmente, foi realizada a escolha das regiões específicas dos pés onde seriam acopladas as células de carga para a mensuração das pressões plantares, sendo: primeiro e quinto metatarsos, região lateral do mesopé e centro do retropé.

Em seguida, realizou-se a construção de um par de sandálias de borracha de cor preta, com numeração aproximada de 37, a qual foi fabricada por um sapateiro.

Após a confecção dos solados das sandálias, as células de carga foram inseridas nas regiões pré-determinadas, conforme ilustra a Figura 31.

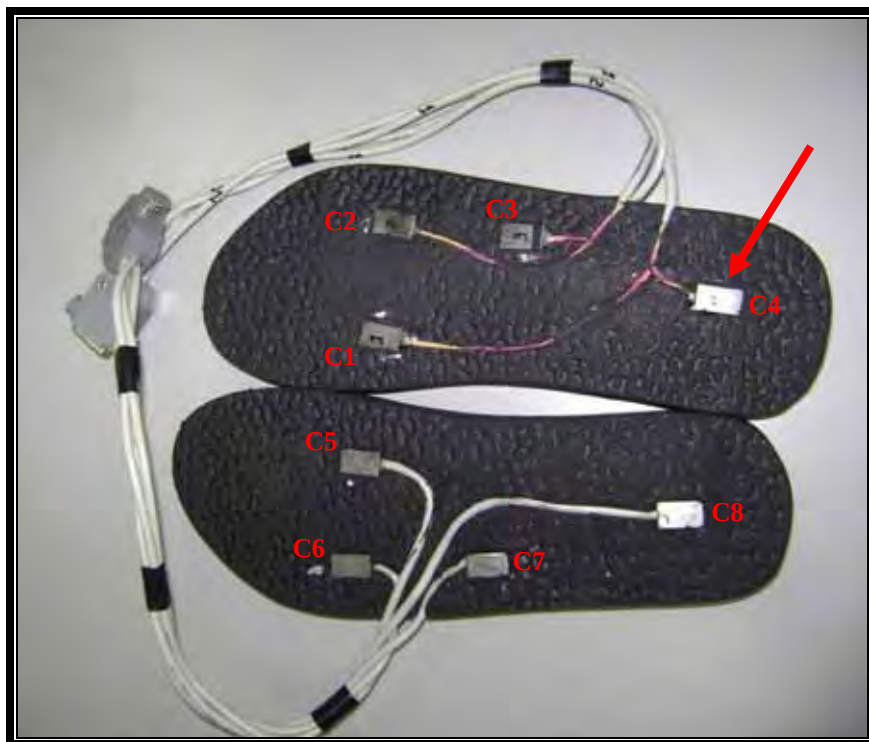


Figura 31 – Células de carga inseridas no solado das sandálias.

Por último, foi realizado o acabamento das sandálias, colando uma palmilha preta sobre a parte superior do solado, onde as presilhas foram acopladas, a qual era constituída, ainda, por duas alças de couro, conforme mostra a Figura 32.



Figura 32 – Sandálias em fase final de acabamento.

3.3 Calibração das células de carga

Por meio de um condicionador de sinais modelo Spider 8[®] (Hottinger Baldwin Mess Technik, HBM, 4,8 KHz/DC; Darmstadt, Alemanha), os sinais elétricos provenientes dos extensômetros (mV/V), foram previamente amplificados e enviados para o microcomputador, onde através de um programa computacional conveniente (Catman Easy[®]), foram aquisitados, armazenados e manipulados adequadamente por intermédio de um microcomputador.

Para a realização da calibração, foi montado um dispositivo de aço, onde foram acopladas duas barras, medindo 50 mm de largura x 10 mm de espessura x 160 mm de comprimento, entre as quais foi disposta a sandália, comprimindo-a. Na barra inferior, foi fixada uma haste com um prato de aço, o qual serviu de apoio para anilhas que foram aplicadas durante o processo de calibração, conforme ilustra a Figura 33.

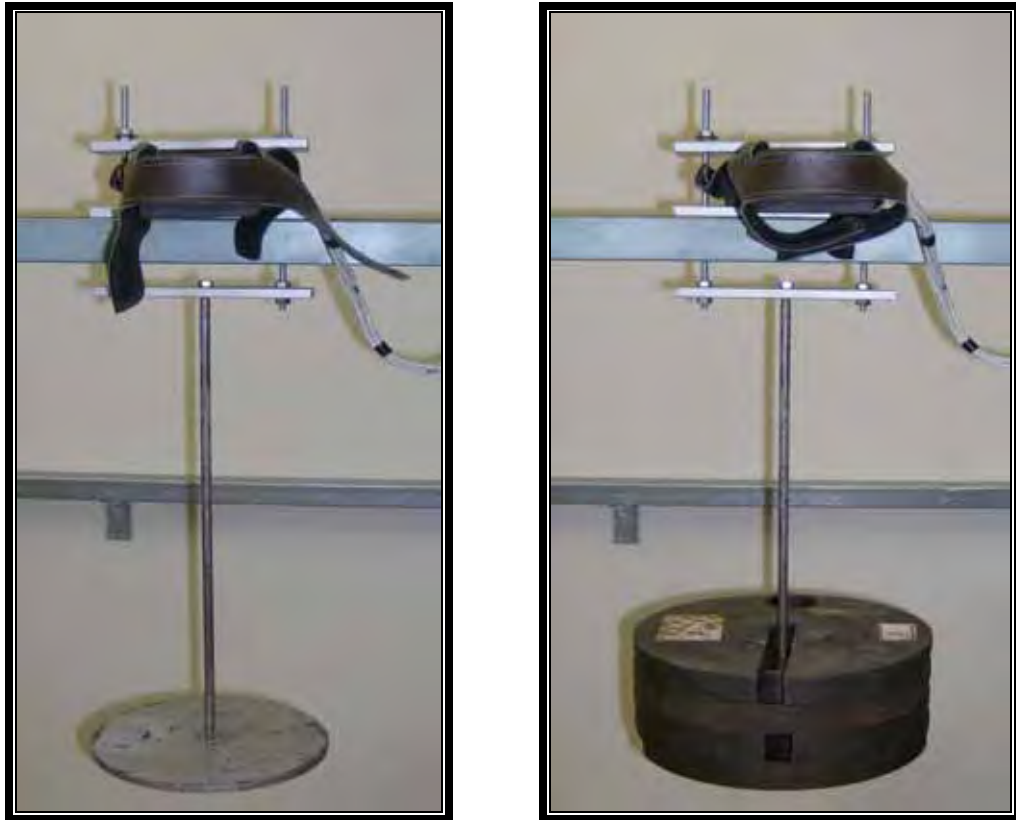


Figura 33 – Dispositivo montado para a realização da calibração das células de carga.

Inicialmente, foram calibradas as células de carga 1 e 2 do pé direito, as quais representavam a porção do antepé. Para isto, sobre a sandália e abaixo da barra superior colocou-se uma placa de borracha medindo 5 cm de largura por 7 cm de comprimento, segundo a Figura 34.

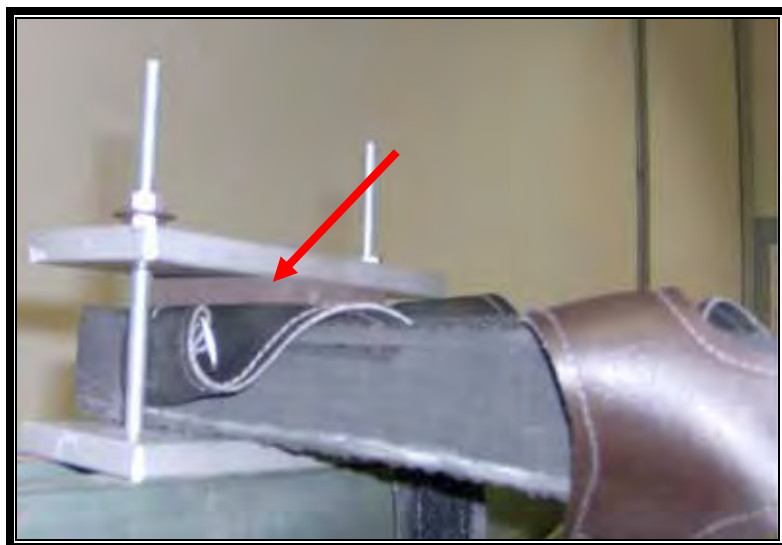


Figura 34 – Borracha colocada sobre a sandália e abaixo da barra superior.

Sobre o prato de aço foram aplicadas massas de 1,98 kg (massa do prato), 9,6 kg, 17,2 kg, 24,8 kg e 32,5 kg, as quais foram medidas em uma balança com precisão de cargas de 0,0005 kg, correspondendo respectivamente às forças de 19,4 N, 94,2 N, 169 N, 244 N, 318,4 N, e para cada massa mediu-se a tensão na saída da ponte formada pelos extensômetros.

Em seguida, outra placa de borracha medindo 5 cm de largura por 5 cm de comprimento foi colocada sobre a sandália, abaixo da barra superior, para a calibração da célula de carga 3, a qual representava o mesopé e foram aplicadas as mesmas cargas supracitadas. O mesmo ocorreu para a calibração da célula de carga 4, que representava o retropé. Para a calibração das células de carga do pé esquerdo 5 e 6 (antepé), 7 (mesopé) e 8 (retropé), foi realizado o mesmo procedimento.

Dessa forma, obteve-se uma medida da pressão média sobre cada célula de carga, dividindo-se o peso das massas aplicadas pelas áreas das borrachas. Através do programa computacional Catman Easy[®], foi possível efetuar uma calibração automática. O sinal proveniente da ponte montada com os extensômetros em mV/V era automaticamente transferido em sinal de pressão em [kPa] através da aplicação das massas sobre as células de carga.

Esta calibração foi introduzida no programa computacional citado acima e qualquer outro esforço aplicado sobre as células de carga, automaticamente era convertido em pressão. De acordo com as Figuras 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41 e 42, puderam-se verificar os resultados das calibrações em cada célula de carga, onde se observa linearidade entre o sinal elétrico e as pressões aplicadas.

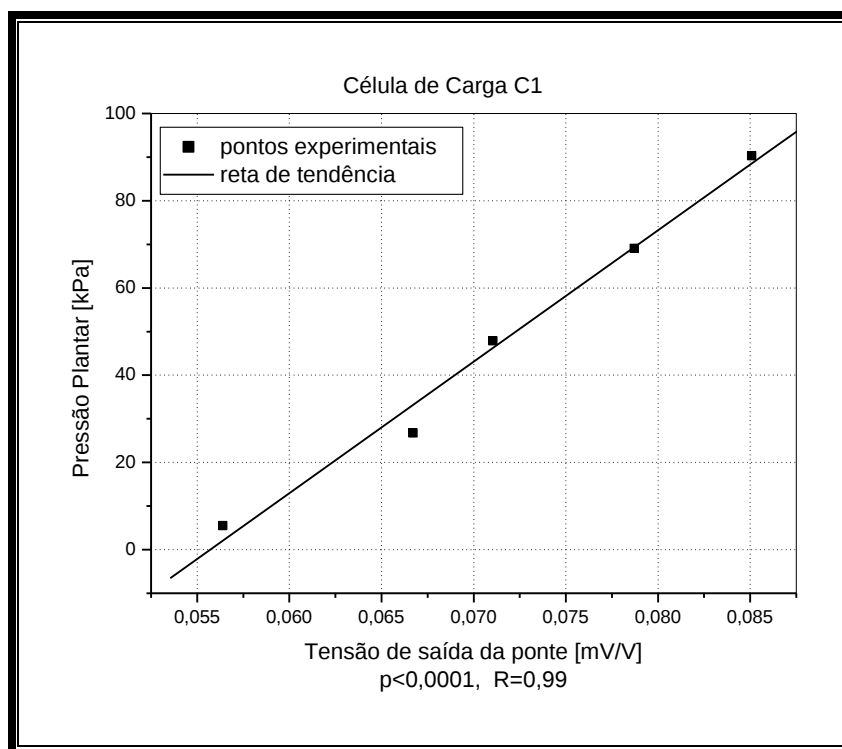


Figura 35 – Curva de calibração da célula de carga 1 do pé direito.

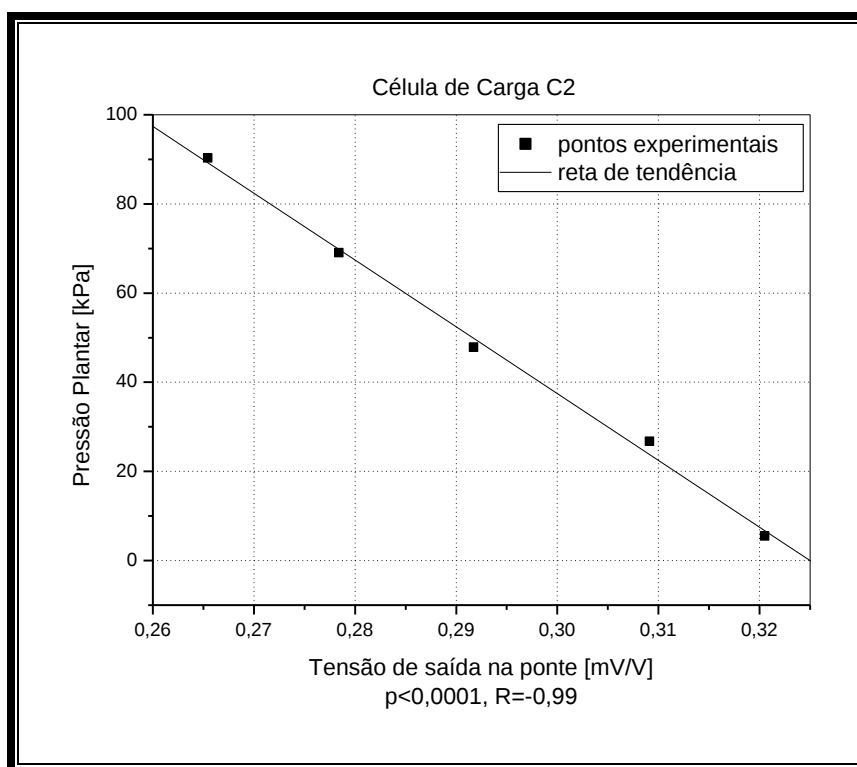


Figura 36 – Curva de calibração da célula de carga 2 do pé direito.

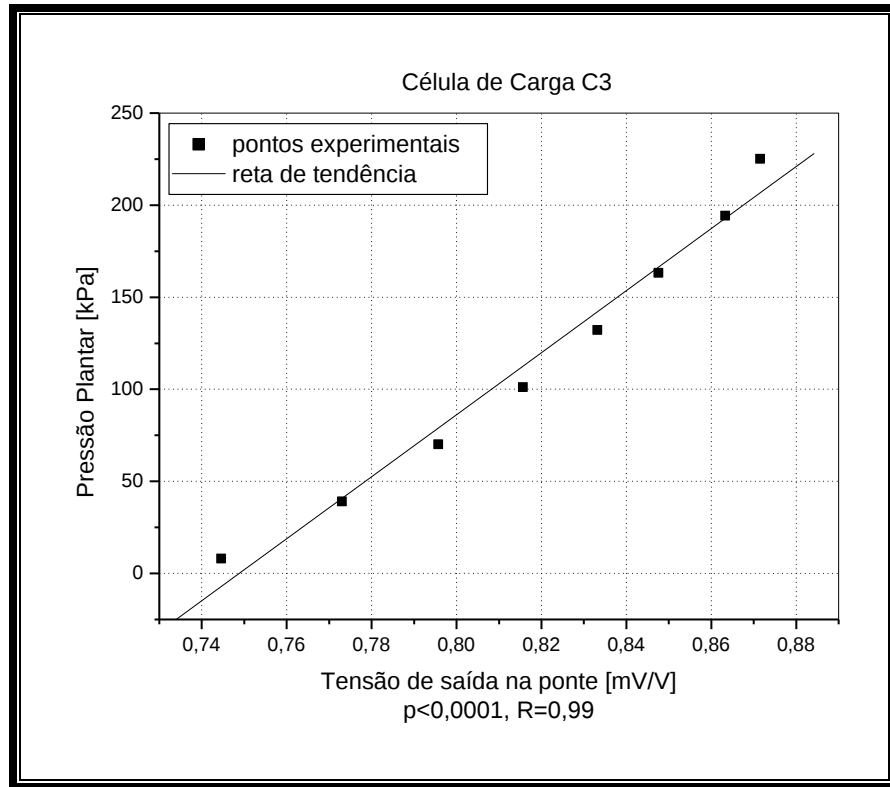


Figura 37 – Curva de calibração da célula de carga 3 do pé direito.

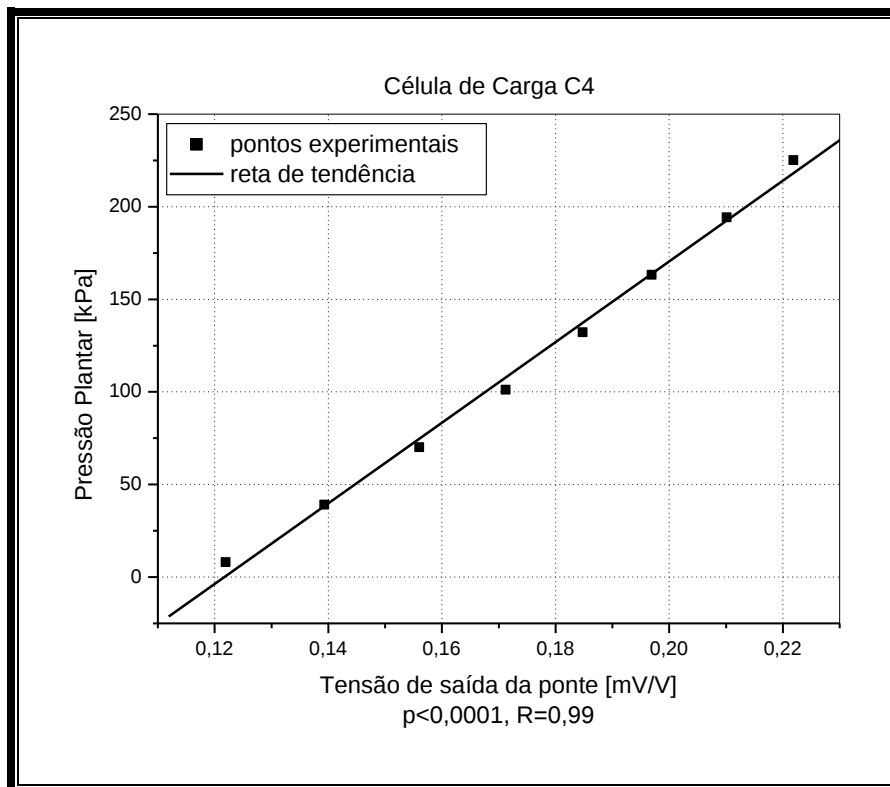


Figura 38 – Curva de calibração da célula de carga 4 do pé direito.

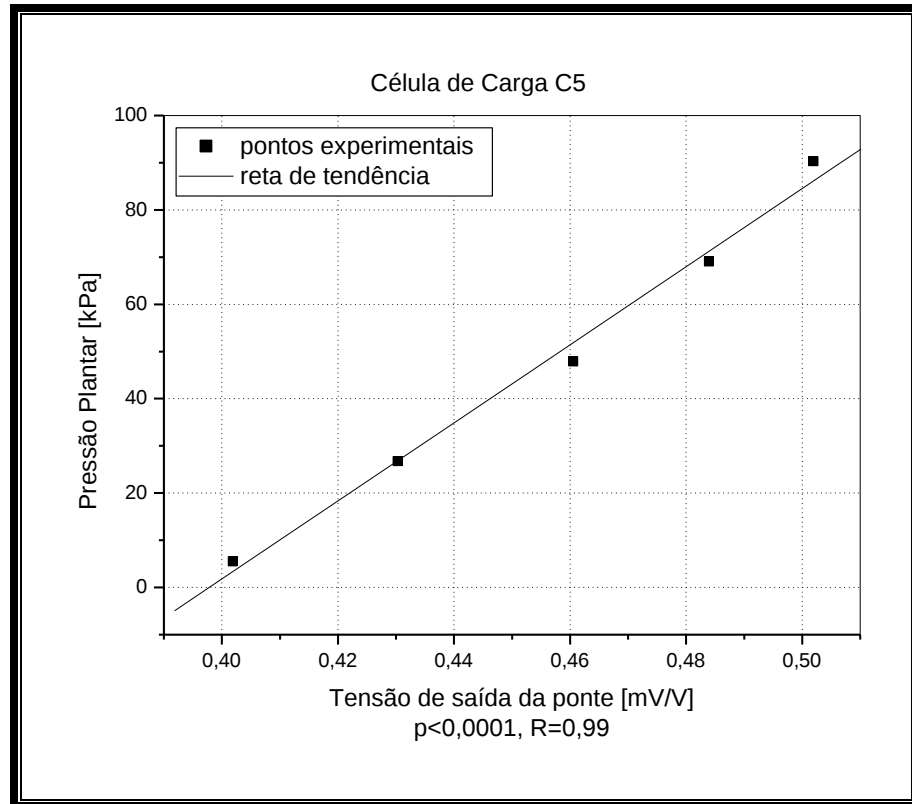


Figura 39 – Curva de calibração da célula de carga 5 do pé esquerdo.

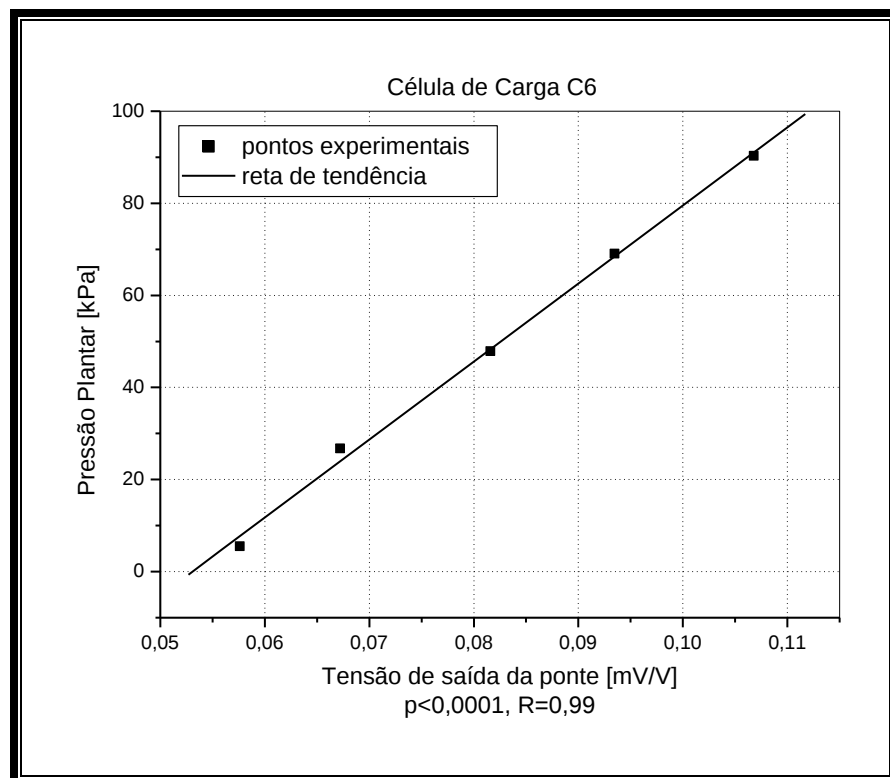


Figura 40 – Curva de calibração da célula de carga 6 do pé esquerdo.

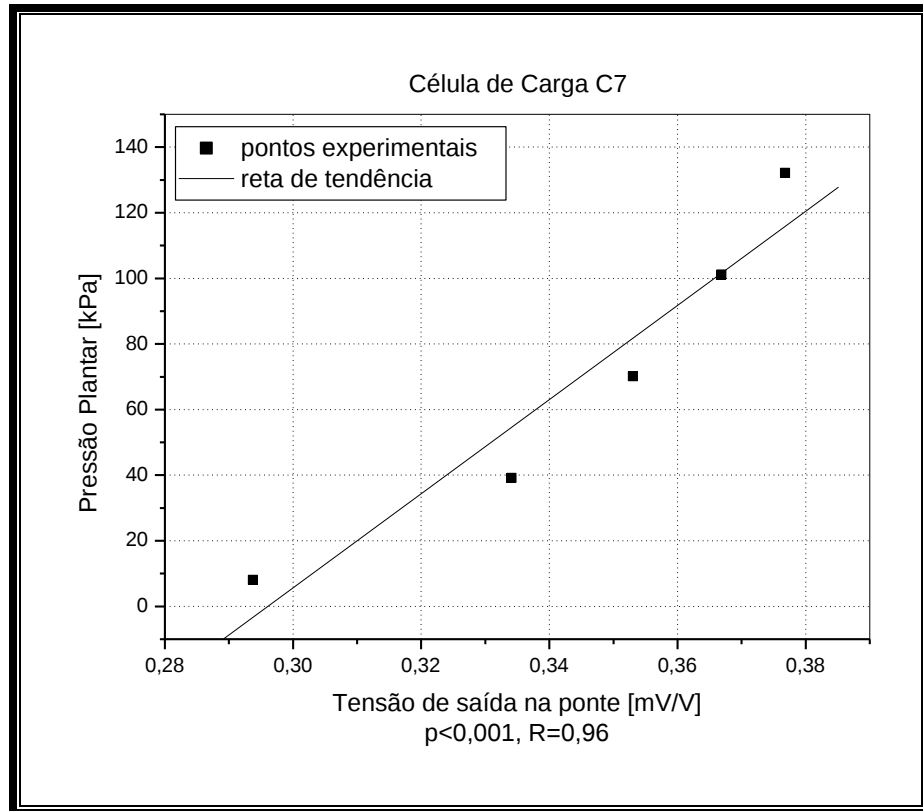


Figura 41 – Curva de calibração da célula de carga 7 do pé esquerdo.

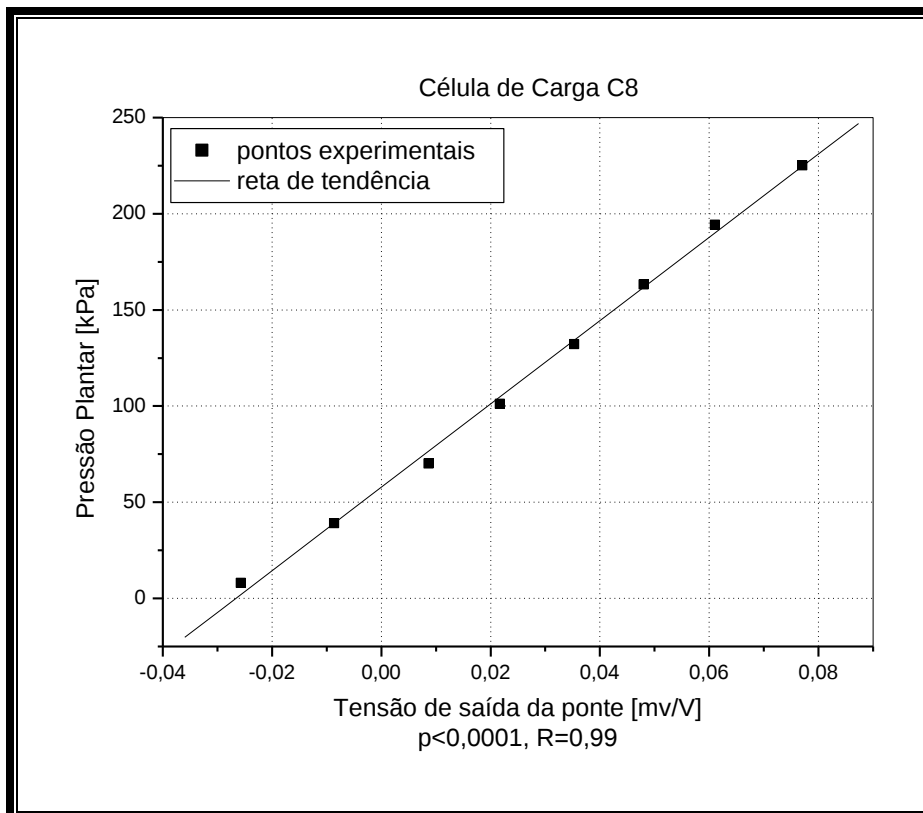


Figura 42 – Curva de calibração da célula de carga 8 do pé esquerdo.

3.4 Descrição do Estudo

Este foi um estudo do tipo transversal e analítico, realizado no Departamento de Mecânica da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá (FEG/UNESP). Os voluntários que participaram do estudo deveriam se enquadrar nos seguintes critérios:

- Critérios de Inclusão: homens e mulheres com idades de 30 a 60 anos, massa menor ou igual a 80 kg e utilizar calçados com tamanhos entre 35 e 37.
- Critérios de Exclusão: presença de enfermidades musculoesqueléticas, ortopédicas, neurológicas e ou reumatológicas que pudessem comprometer a marcha e fazer uso de dispositivos auxiliares de marcha.

Os participantes do estudo deveriam comparecer ao Laboratório de Biomecânica no dia e horário previamente agendados para a realização do procedimento experimental.

3.4.1 Avaliação dos voluntários

Inicialmente, os indivíduos que se dispuseram a participar do trabalho foram submetidos à anamnese, utilizando a Ficha de Avaliação (Apêndice C).

3.4.2 Coletas dos Dados

Posteriormente à avaliação supracitada, os voluntários foram submetidos a caminhar por duas vezes em um corredor de aproximadamente cinco metros de comprimento, utilizando em cada pé uma sandália previamente desenvolvida, Figura 43.



Figura 43 – Sujeito caminhando com as sandálias.

Em seguida, caminharam por mais seis vezes com as sandálias e utilizaram uma bengala de alumínio, com altura regulável, tendo as seguintes especificações: fabricada em bastão de alumínio anodizado pela empresa Dilepé[®], com diâmetros do tubo, interno e externo, de 18,1 e 22 mm, respectivamente, regulável por um pino com nove furos de 8,1 mm de diâmetro cada, tendo altura mínima de 730 mm e máxima de 930 mm. O cabo da bengala é anatômico e fabricado em nylon e a ponteira aduente, resistente e flexível de poliuretano ou borracha, com 44,4 mm de altura. Tal bengala foi suportada sempre pelo membro superior dominante, sob a qual estava acoplada uma célula de carga do fabricante HBM 2005[®], modelo S40/50kg, segundo Figura 44, a fim de mensurar as forças aplicadas sobre a mesma, durante a marcha.



Figura 44 – Bengala de alumínio com altura regulável adaptada a célula de carga de 50 kg da HBM.

Os dados da caminhada com a utilização da bengala foram coletados após um período de treino, de aproximadamente dez minutos, com o dispositivo de auxílio.

Após este período, foram realizadas duas caminhadas utilizando as sandálias e a bengala na altura adequada para cada indivíduo, duas caminhadas com as sandálias e com a bengala cinco centímetros acima da altura adequada e duas caminhadas com as sandálias e com a bengala cinco centímetros abaixo da altura adequada, Figura 45.



Figura 45 – Sujeito caminhando com as sandálias e a bengala na altura adequada.

Para adequação da altura correta da bengala, o método mais aceito é aquele que iguale a distância entre o trocânter maior do fêmur do paciente ao chão, mensurado quando o paciente estiver calçando os sapatos que serão utilizados durante a caminhada (WRIGHT; KEMP, 1992). O comprimento do trocânter maior do fêmur é definido como a distância vertical da parte mais proeminente do trocânter maior ao solo (LU et al., 1997). O paciente deverá realizar uma flexão de cotovelo de 15 a 30° quando mantiver o dispositivo em contato com o solo (WRIGHT; KEMP, 1992).

As sandálias e a bengala estavam conectadas a um amplificador de sinais modelo Spider 8[®] (HBM, Darmstadt, Alemanha), o qual amplificou e enviou os sinais obtidos durante as coletas para o microcomputador, segundo Figura 46, onde, por meio de um software conveniente Catman Easy[®], os mesmos foram aquisitados, armazenados e manipulados adequadamente.

Foram utilizados dois equipamentos modelo Spider 8[®] (HBM), cada um com oito canais sendo os mesmos interligados, não necessitando de uma sincronização externa para estabelecer a mesma base de tempo dos sinais em ambos os equipamentos.



Figura 46 – Ponte amplificadora e microcomputador utilizados durante o procedimento experimental.

A frequência de amostragem utilizada na coleta foi de 100 Hertz e o tempo de aquisição de 25 segundos.

Cada voluntário caminhou duas vezes em um corredor de 5 metros, sem a utilização da bengala e com a utilização do dispositivo, em três alturas diferentes. Iniciada a coleta, eles caminharam até a extremidade final, sentaram em uma cadeira e elevaram ambos os pés do solo para indicar o término da primeira caminhada. Em seguida, ficaram em posição ortostática e seguiram até a outra extremidade final.

Os instantes iniciais, quando os sujeitos se levantavam da cadeira para iniciar a caminhada foram ignorados para obtenção das pressões. E os instantes finais da caminhada, quando eles paravam e se preparavam para nova medida também foram ignorados.

Para as oito células de carga (C1 a C8), no decorrer de toda a caminhada (ida e volta) sem utilização da bengala e com o dispositivo nas três alturas diferentes, foram considerados os seis picos de pressão plantar, sendo três na ida e três na volta. Destes seis picos foi obtida uma média (variável dependente). Além disso, para as células de carga C4 e C8, as quais representam respectivamente o retropé direito e esquerdo, foi analisado o tempo de uma passada em cada caminhada (ida e volta) e posteriormente

obtida uma média desses dois tempos. Foram tomados também os valores médios das forças aplicadas na bengala, nas três alturas diferentes, utilizadas durante a marcha.

Depois dos valores acima serem coletados para todos os voluntários, eles foram comparados e analisados estatisticamente.

3.4.3 Análise Estatística

Para a análise estatística dos dados coletados utilizou-se o teste não paramétrico de Mann-Whitney e o teste pareado de Friedman, por se tratar de pequena amostra. Para identificar se os dados tinham uma distribuição normal foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. A significância estatística adotada neste estudo foi $\alpha = 10\%$ ($p < 0,10$). Os dados foram apresentados de forma descritiva para a média e desvio padrão e em tabelas com os valores médios dos *ranks* de acordo com as células de carga, com as alturas da bengala – normal, alta e baixa e com ausência da mesma e os respectivos p-valores.

Neste estudo foram utilizados os programas computacionais Origin versão 6.0[®] e SPSS[®] versão 17.0.

3.4.4 Considerações Éticas

Os voluntários receberam um material informativo contendo a explicação do procedimento que foi realizado, as recomendações da vestimenta adequada para o dia da coleta, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice B). Neste termo, estavam explicados os objetivos e justificativas para a realização do estudo, os riscos e benefícios aos quais seriam expostos, e demais itens descritos nas Diretrizes do Conselho Nacional de Saúde (Resolução 196/96).

Após a leitura do documento, foram esclarecidas todas as dúvidas dos voluntários, que posteriormente assinaram duas vias do termo. Uma das vias ficou com o voluntário e a outra com a pesquisadora.

Foi garantido ao voluntário o direito de se recusar a participar do estudo em qualquer momento, sem nenhum prejuízo. Também lhe foi informado o telefone da pesquisadora para a solução de quaisquer dúvidas que poderiam surgir posteriormente.

Este estudo foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Pindamonhangaba – CEP/FAPI, o qual o considerou aprovado, protocolo nº 139/2010 (Anexo A).

4 RESULTADOS e DISCUSSÃO

4.1 Análise Descritiva

Fizeram parte do estudo 15 sujeitos hígidos, sendo 13 (86,7%) do gênero feminino e 2 (13,3%) do gênero masculino. Com relação às variáveis antropométricas, os sujeitos apresentaram idade média de 42,8 anos ($DP \pm 8,6$), massa média de 62,3 kg ($DP \pm 7,6$) e altura média de 1,6 m ($DP \pm 0,1$).

4.2 Análise das pressões plantares médias de um sujeito, a título de ilustração

As Figuras 47 e 48 ilustram as distribuições das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão nas células de carga do pé direito (C1) e do pé esquerdo (C5) de um sujeito durante a caminhada sem utilização de bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

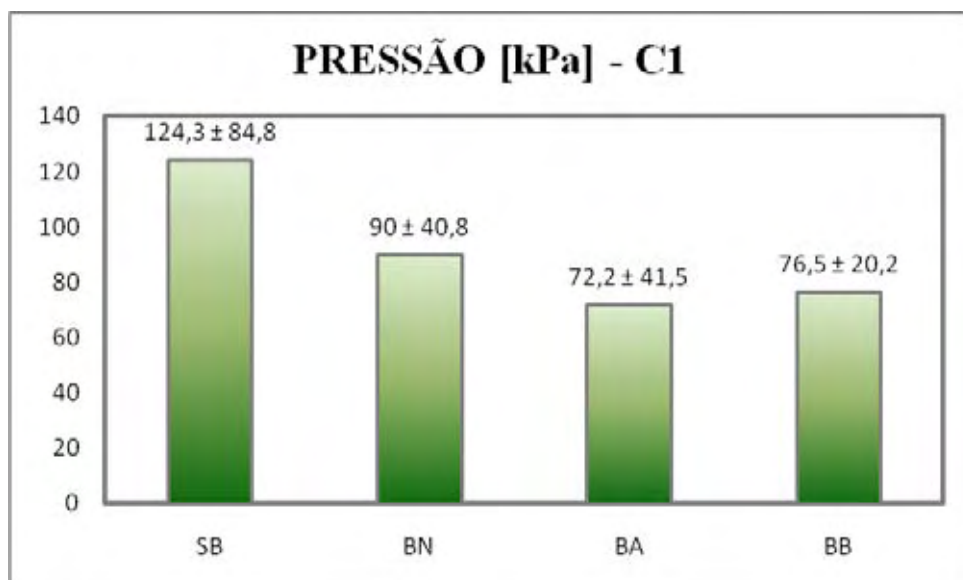


Figura 47 – Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C1 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

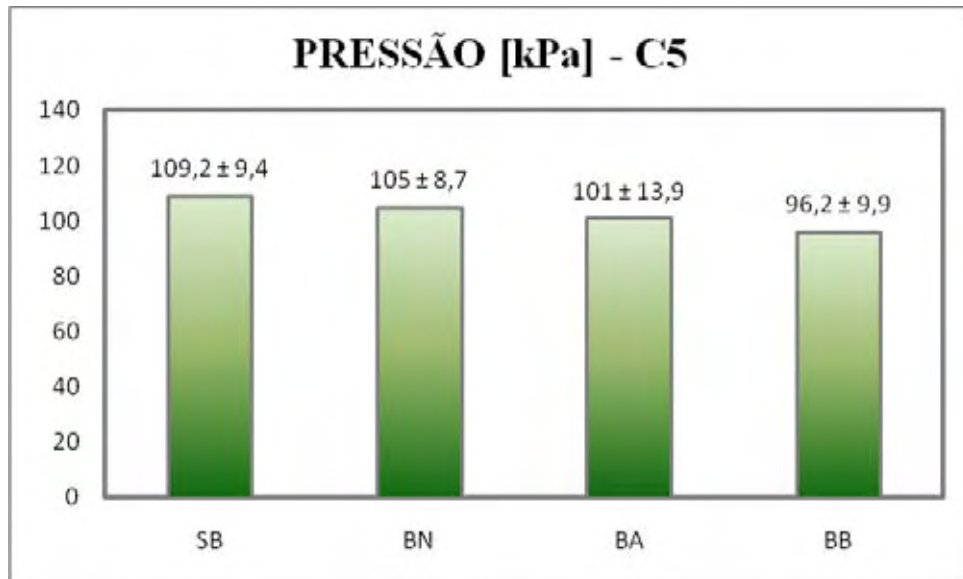


Figura 48 – Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C5 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

As Figuras 49 e 50 ilustram as distribuições das pressões médias e os respectivos desvios-padrão nas células de carga do pé direito (C2) e do pé esquerdo (C6) do sujeito durante a caminhada sem utilização de bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

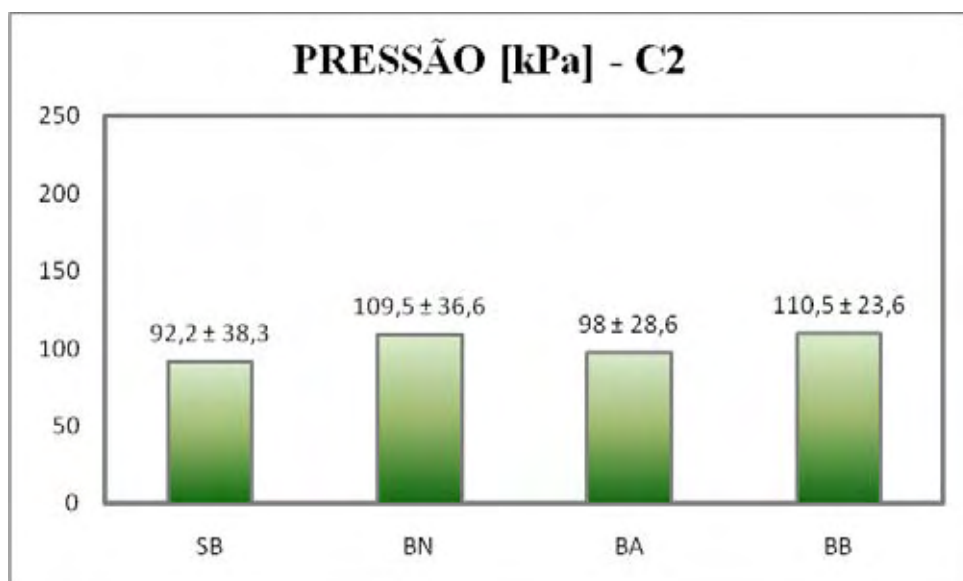


Figura 49 – Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C2 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

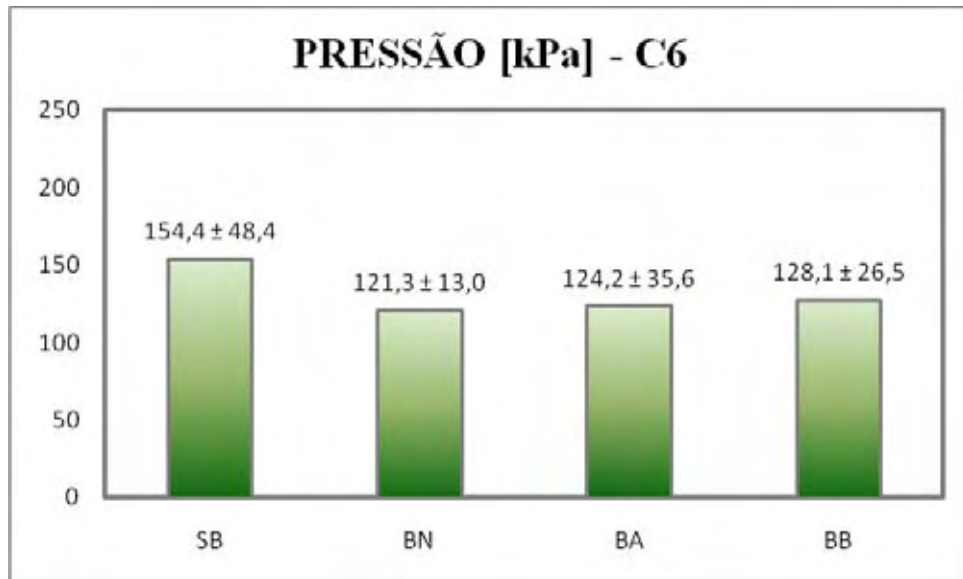


Figura 50 – Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C6 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

As Figuras 51 e 52 mostram as distribuições das pressões médias e os respectivos desvios-padrão nas células de carga do pé direito (C3) e do pé esquerdo (C7) do sujeito durante a caminhada sem utilização de bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

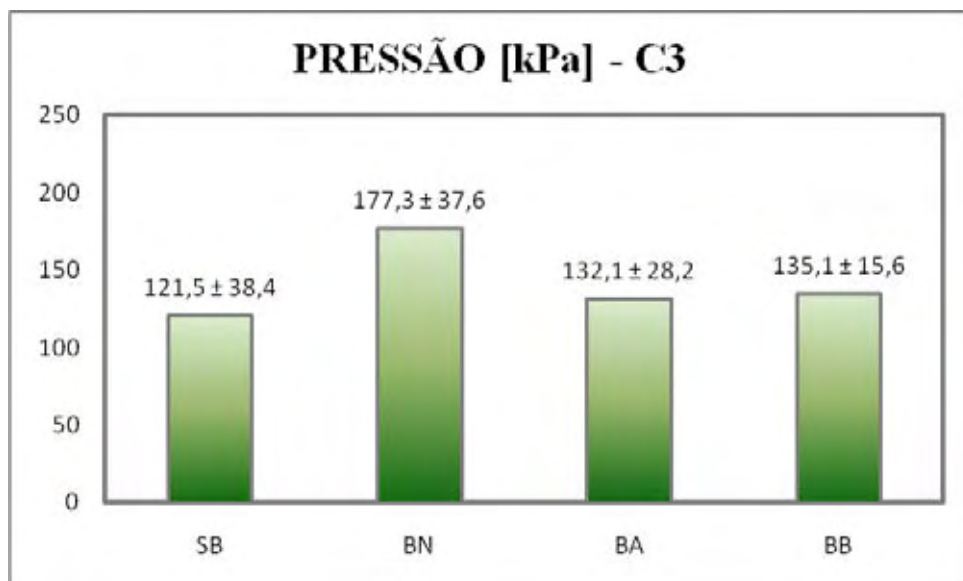


Figura 51 - Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C3 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

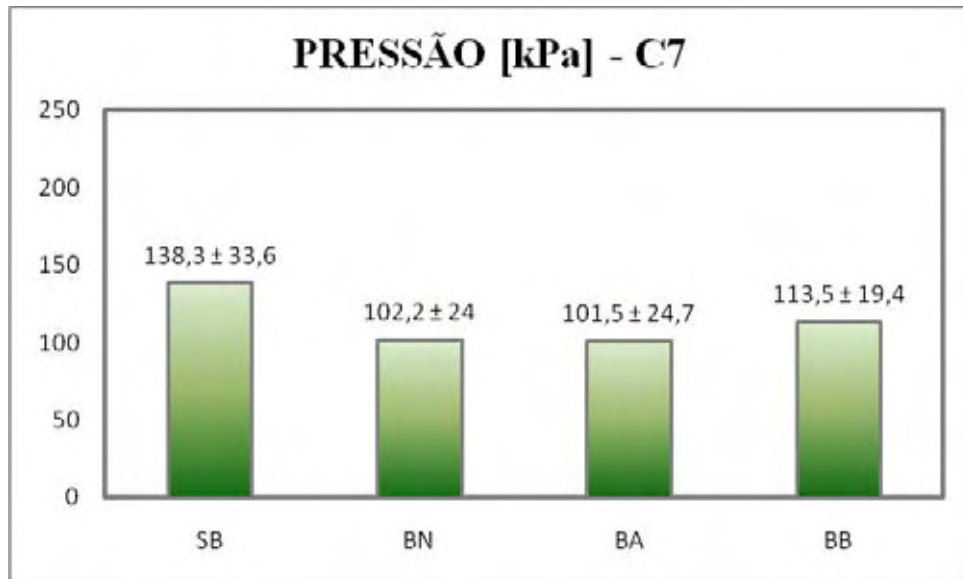


Figura 52 - Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C7 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

As Figuras 53 e 54 ilustram as distribuições das pressões médias e os respectivos desvios-padrão nas células de carga do pé direito (C4) e do pé esquerdo (C8) do sujeito durante a caminhada sem utilização de bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

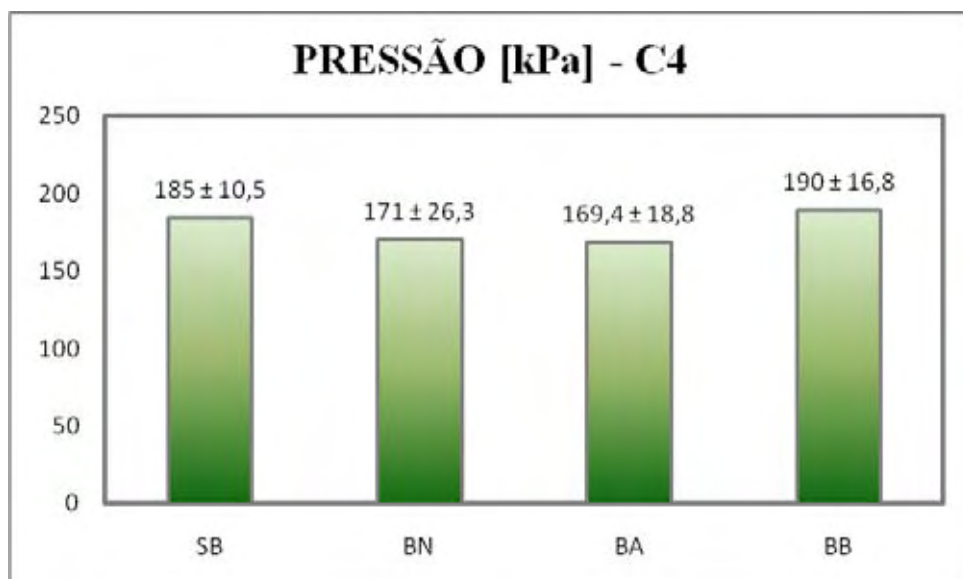


Figura 53 - Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C4 do pé direito de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

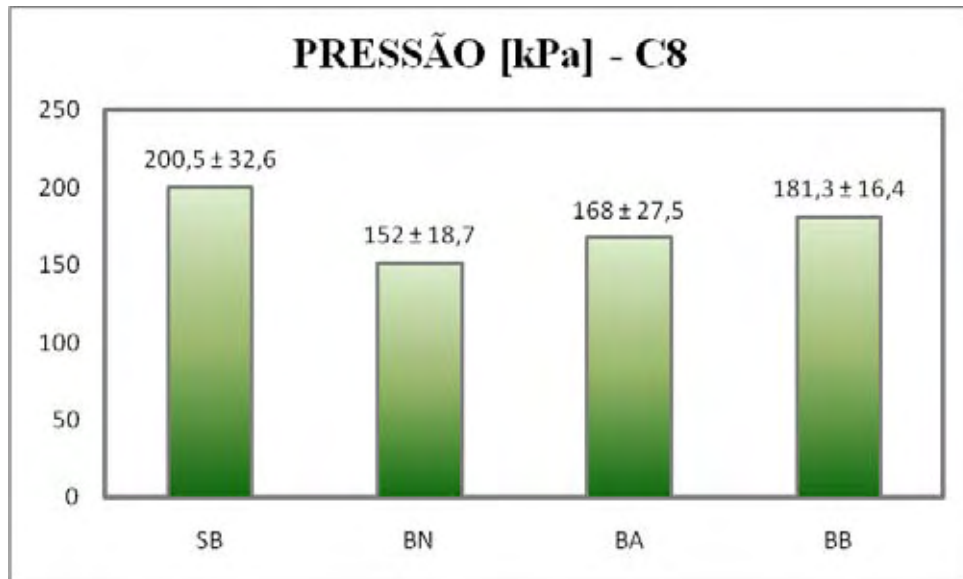


Figura 54 - Distribuição das pressões plantares médias e os respectivos desvios-padrão na célula de carga C8 do pé esquerdo de um sujeito durante a caminhada sem utilização da bengala (SB), com utilização da bengala na altura preconizada (BN), acima (BA) e abaixo da altura preconizada (BB).

4.3 Análise dos eventos da marcha

O gráfico a seguir ilustra os principais eventos da marcha durante uma passada de um sujeito.

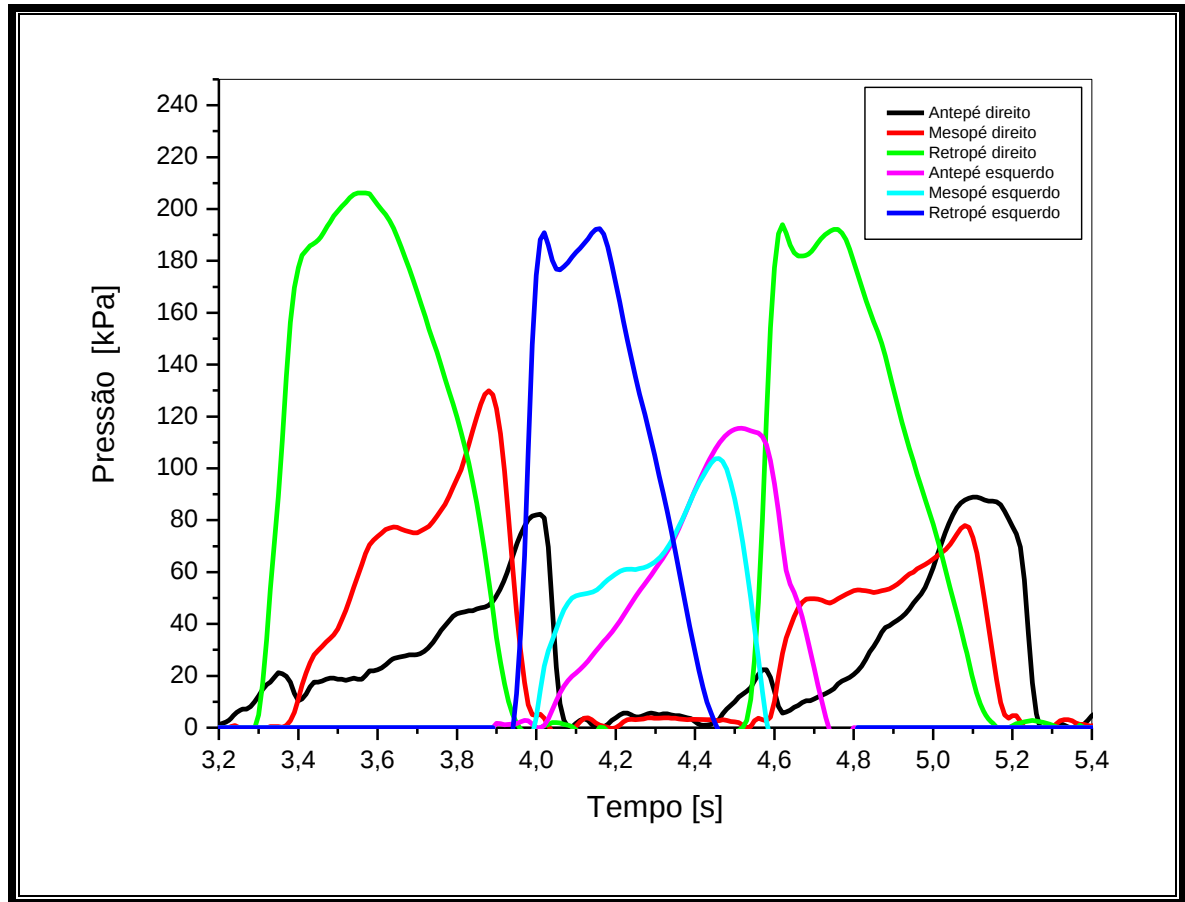


Figura 55 – Representação gráfica dos eventos da marcha de um sujeito, durante uma passada.

Para Winter (1991), normalmente o ciclo do andar é normalizado pela porcentagem do ciclo, iniciando com o primeiro contato do pé no chão (0%) até o próximo contato deste no chão (100%). Com essa normalização, comparações entre indivíduos ou condições que apresentem durações diferentes são possíveis de serem realizadas.

De acordo com o gráfico mostrado na Figura 55, em aproximadamente 3,3 segundos percebe-se o contato inicial do calcanhar do pé direito no chão, em seguida a pressão aumenta indicando a resposta a carga até aproximadamente 3,95 segundos, quando o pé contralateral inicia sua fase de apoio. De aproximadamente 4,1 a 4,5 segundos ocorre o avanço do membro, caracterizando a fase de balanço.

Observa-se no gráfico que o intervalo da passada foi de 3,3 a 4,5 segundos mostrando um tempo de passada de 1,2 segundos, o que condiz com dados da literatura, onde Perry (1992) relata que a duração da passada é em média 1,03

segundos. Pôde-se verificar também que o intervalo do passo foi de 3,3 a 3,95 segundos, sendo o tempo do passo igual a 0,65 segundos.

Constatou-se ainda que, o período total de apoio foi de 0,7 segundos, correspondendo a aproximadamente 58% do tempo da passada. O período de balanço foi de aproximadamente 4,1 a 4,5 segundos, com duração de 0,4 segundos, correspondendo a 33% do tempo da passada. Pode-se verificar que estes resultados ficaram próximos aos relatados na literatura, pois de acordo com Whittle (1996a) a duração dos períodos de apoio e balanço é apresentada em relação à porcentagem do ciclo do andar (uma passada). Para cadência natural, a duração do período de apoio é de aproximadamente 60% enquanto que do período de balanço é de aproximadamente 40%.

Em relação ao período do apoio duplo observou-se que o mesmo no final do passo teve duração de 0,15 segundos, ou seja, foi de 3,95 a 4,1 segundos, correspondendo a 12,5% do tempo da passada, segundo Whittle (1996a) dentro do período de apoio, a duração do período de apoio duplo é de aproximadamente 20% do ciclo do andar, sendo 10% durante o apoio duplo inicial e 10% durante o apoio duplo final.

4.4 Resultados das pressões plantares de uma célula de carga durante a marcha, com utilização da bengala em três alturas diferentes, de todos os sujeitos

Os gráficos a seguir ilustram os picos das pressões plantares de uma célula de carga (C3) durante duas coletas utilizando a bengala nas alturas normal, alta e baixa, além das forças aplicadas sobre a bengala nas três alturas diferentes.

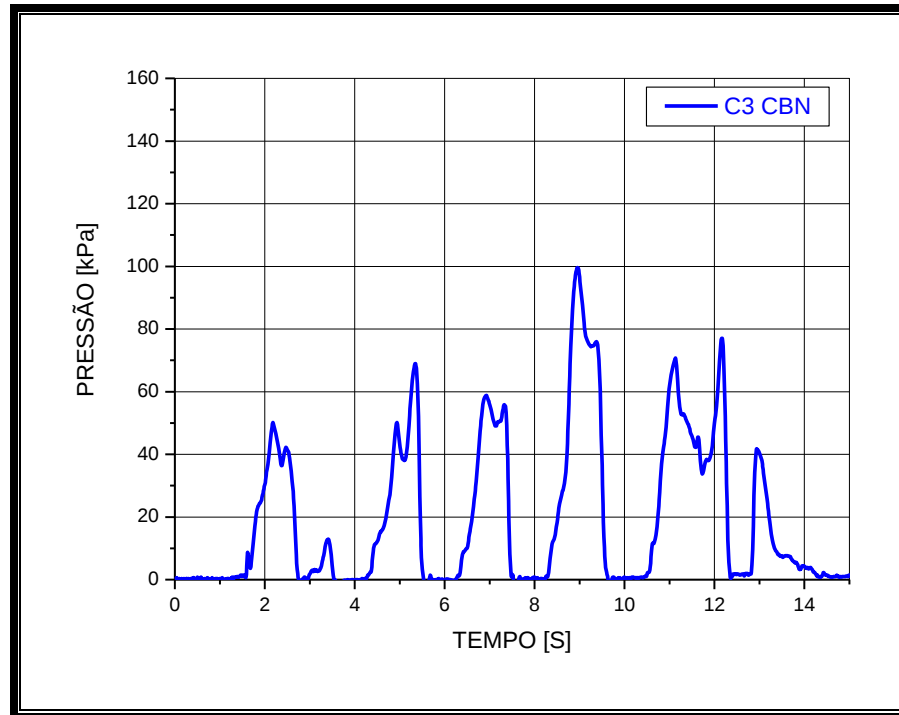


Figura 56 – Resultados da primeira coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala na altura preconizada (CBN).

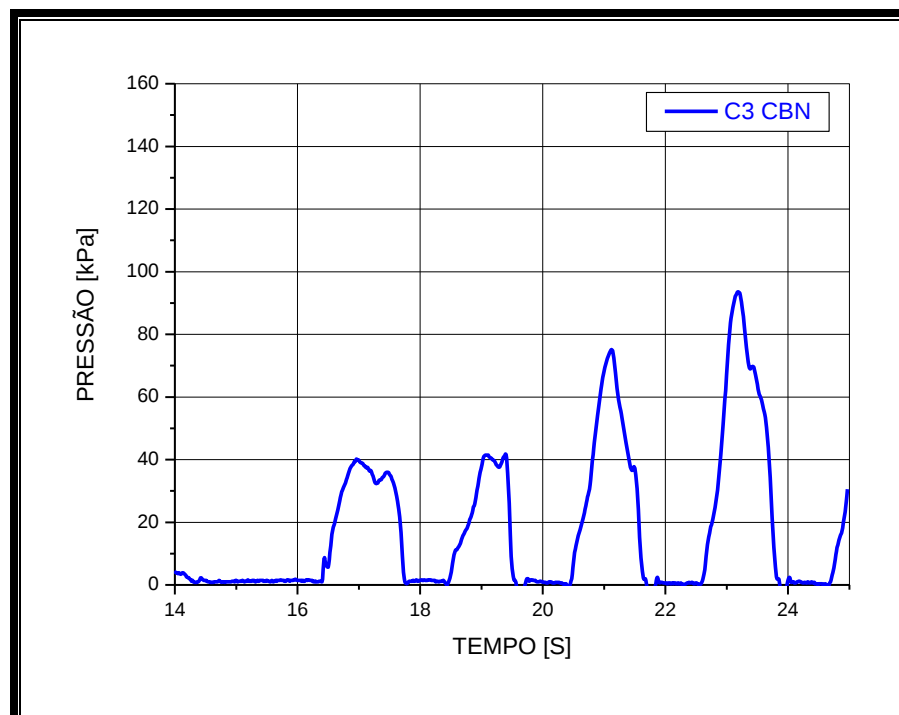


Figura 57 – Resultados da segunda coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala na altura preconizada (CBN).

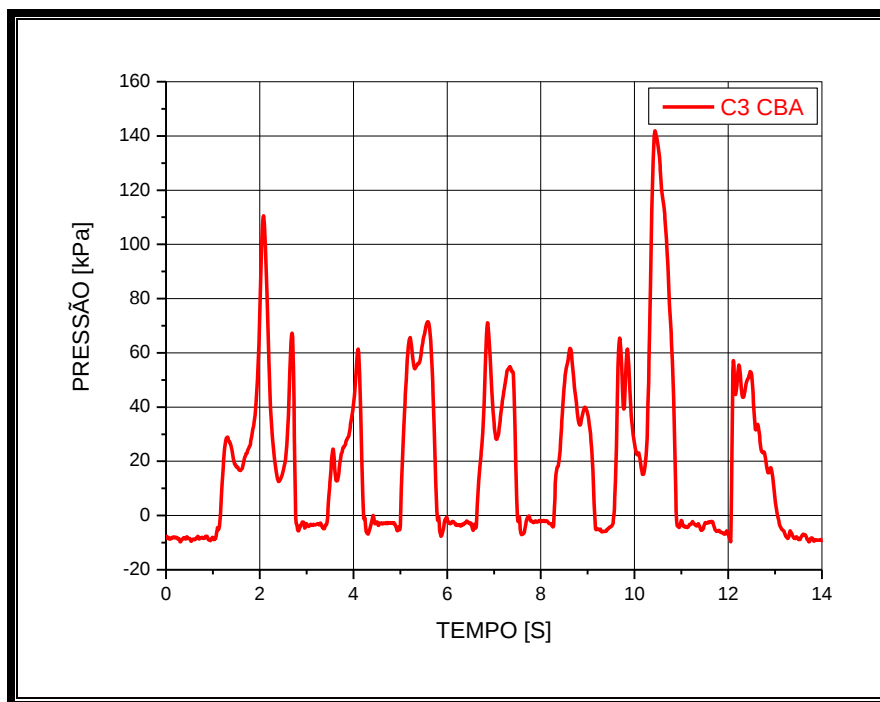


Figura 58 – Resultados da primeira coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala acima da altura preconizada (CBA).

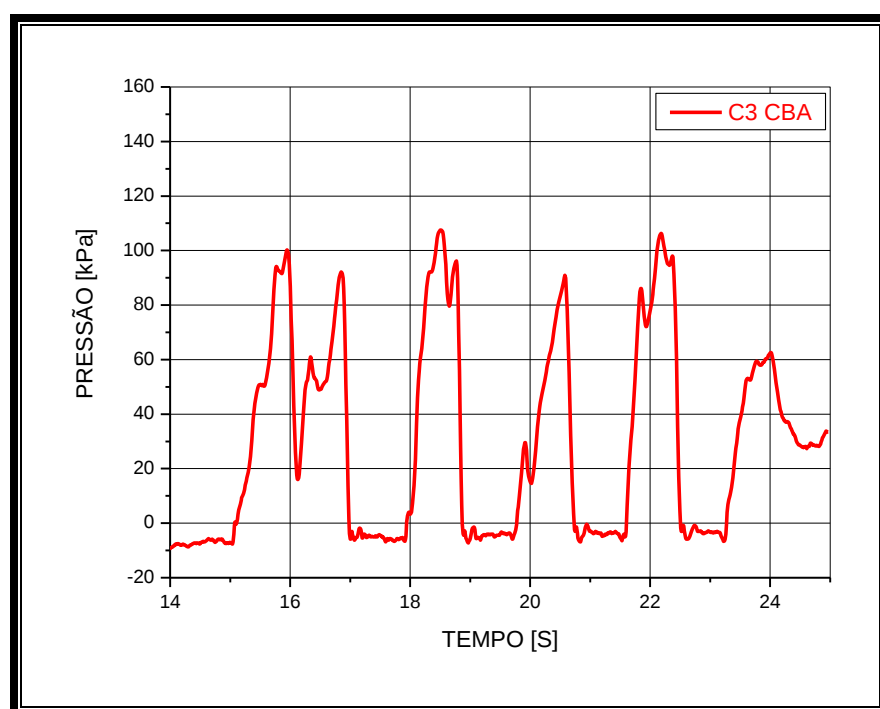


Figura 59 – Resultados da segunda coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala acima da altura preconizada (CBA).

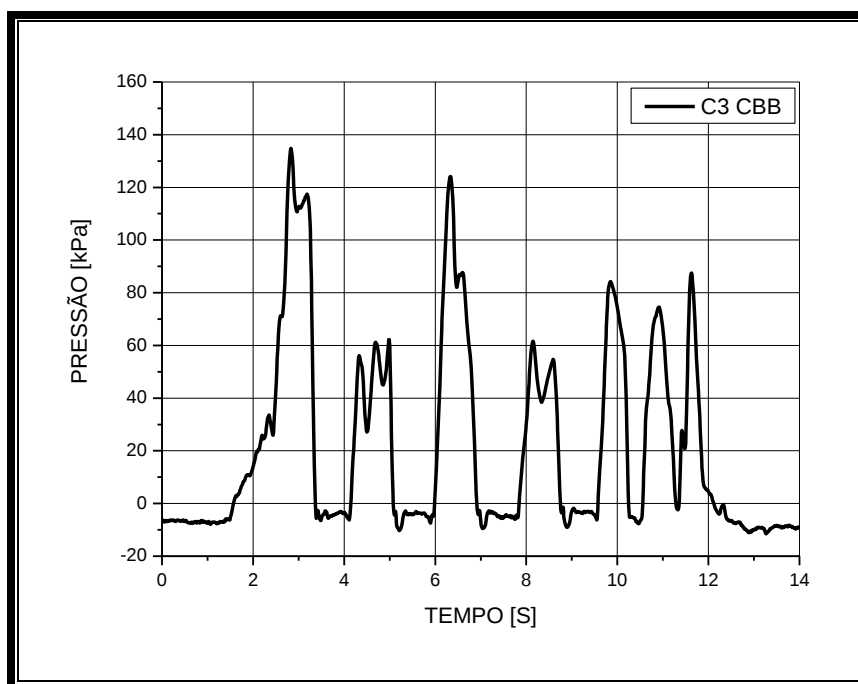


Figura 60 – Resultados da primeira coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala abaixo da altura preconizada (CBB).

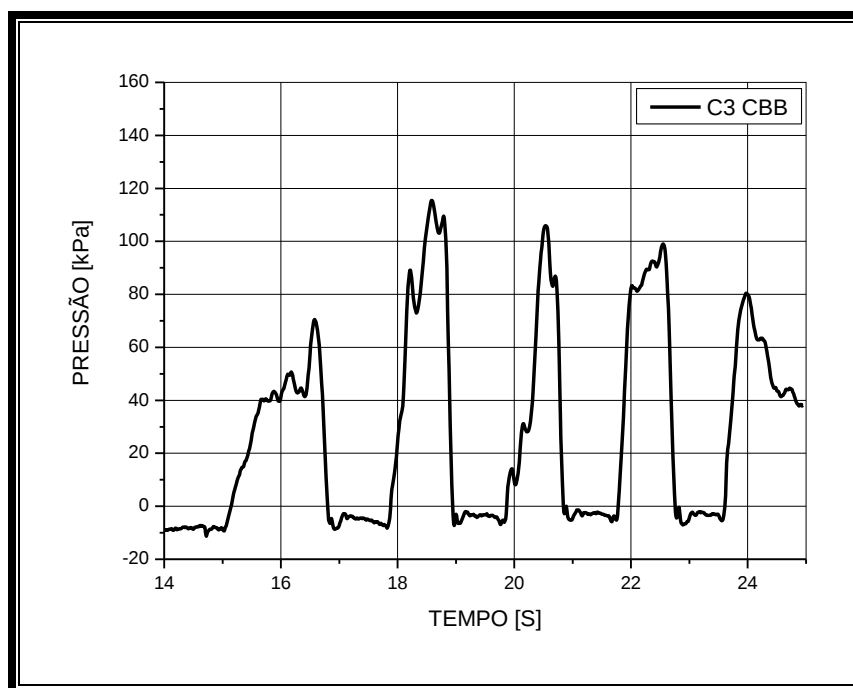


Figura 61 – Resultados da segunda coleta da Célula de Carga (C3) durante a marcha do sujeito utilizando a bengala abaixo da altura preconizada (CBB).

Os gráficos seguintes ilustram as forças aplicadas na bengala durante duas coletas, com a mesma nas alturas, normal, alta e baixa.

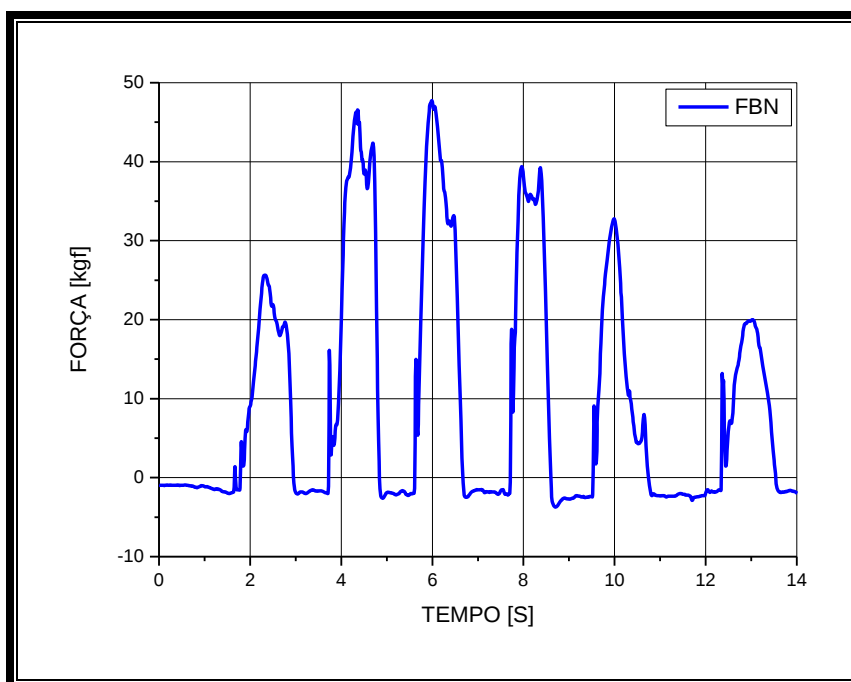


Figura 62 – Resultados da primeira coleta das forças aplicadas na bengala com altura preconizada (FBN), durante a marcha.

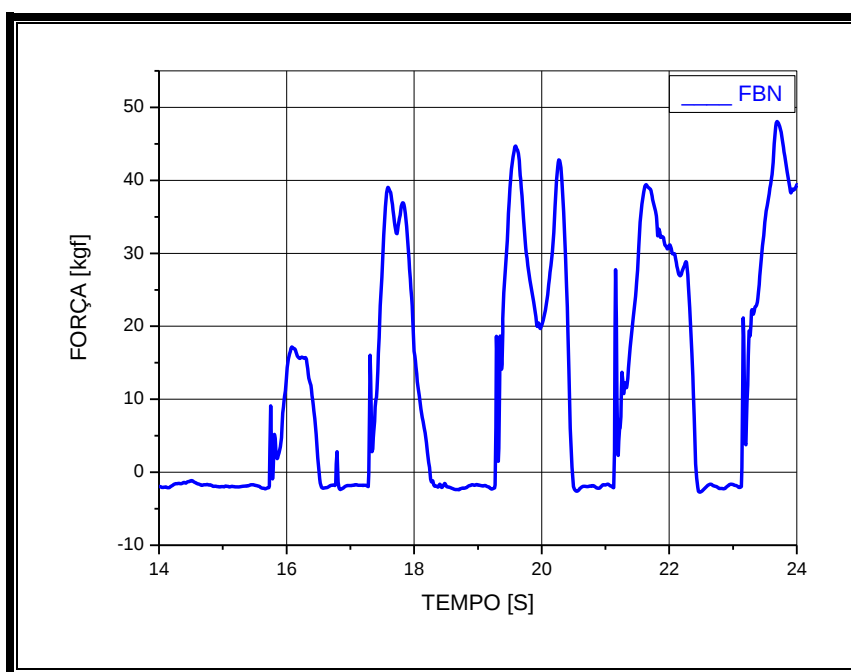


Figura 63 – Resultados da segunda coleta das forças aplicadas na bengala com altura preconizada (FBN), durante a marcha.

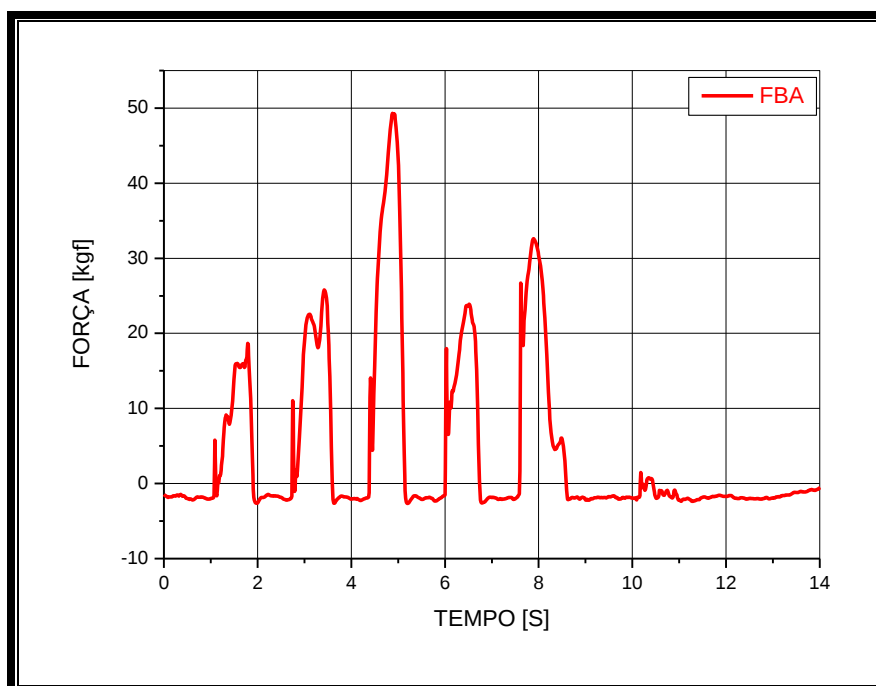


Figura 64 – Resultados da primeira coleta das forças aplicadas na bengala com altura acima da preconizada (FBA), durante a marcha.

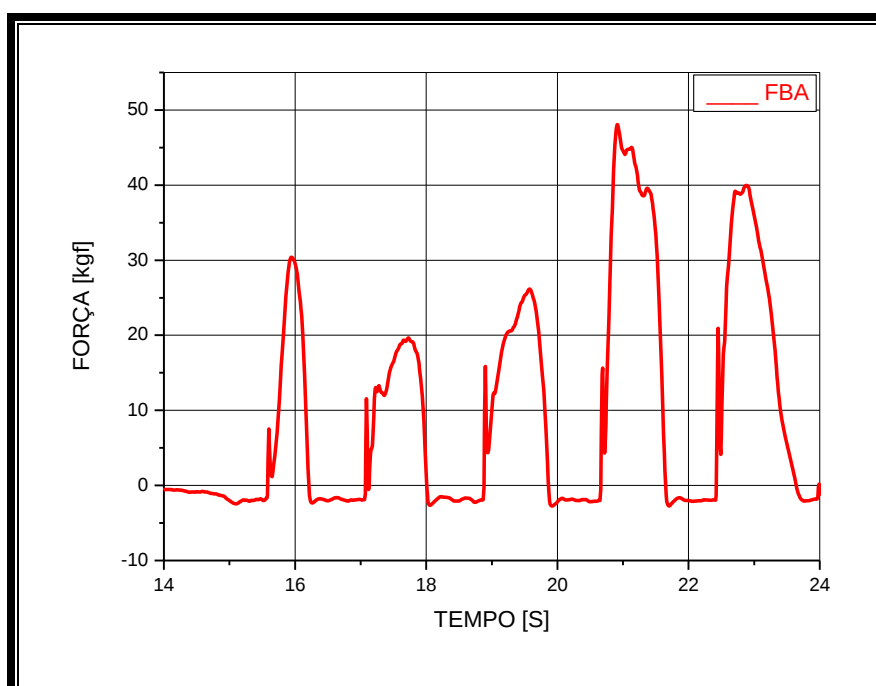


Figura 65 – Resultados da segunda coleta das forças aplicadas na bengala com altura acima da preconizada (FBA), durante a marcha.

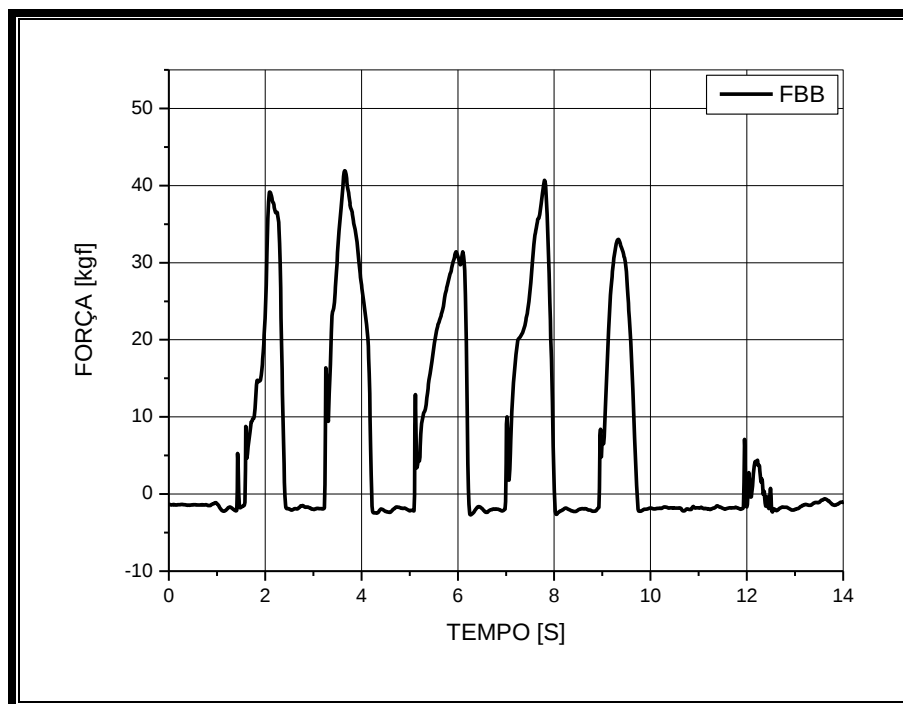


Figura 66 – Resultados da primeira coleta das forças aplicadas na bengala com altura abaixo da preconizada (FBB), durante a marcha.

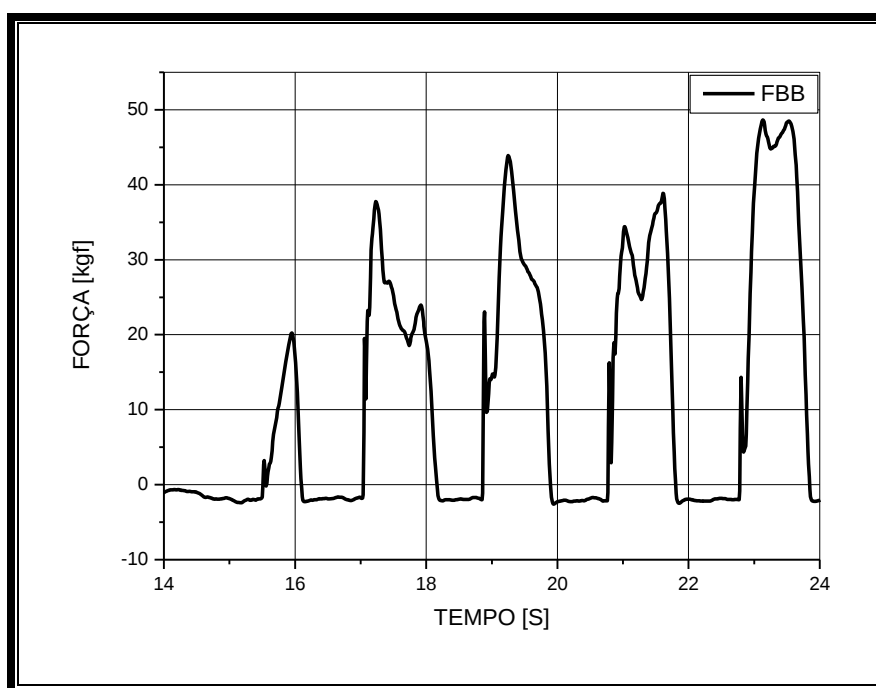


Figura 67 – Resultados da segunda coleta das forças aplicadas na bengala com altura abaixo da preconizada (FBB), durante a marcha.

Com relação às forças aplicadas na bengala de todos os sujeitos durante a caminhada, não foi possível analisá-las estatisticamente, pois durante a marcha observou-se que os sujeitos não apoiavam a bengala adequadamente no solo. A

bengala tocava o chão sob a forma de um impacto, registrando picos de força muito altos, dificultando desse modo, a análise dos dados.

4.5 Análise dos resultados das pressões plantares médias

Segundo Van Hook et al. (2003), o padrão de marcha de um indivíduo que utiliza bengala, normalmente envolve segurá-la no lado oposto ao membro com déficit mais severo, sendo que durante o andar a bengala é avançada em fase com o membro deficiente. Como no presente estudo os sujeitos não apresentavam nenhuma enfermidade nos membros inferiores, o dispositivo foi sustentado durante todas as caminhadas pela mão dominante dos sujeitos, no caso, a mão direita.

A Tabela 1 mostra os valores médios dos ranques das pressões plantares médias em todas as células de carga durante a caminhada dos sujeitos sem utilização da bengala e com a utilização da bengala nas alturas normal, baixa e alta.

Tabela 1 – Valores médios dos ranques das pressões médias (MÉD) nas células de carga 1 (C1) e 5 (C5), 2 (C2) e 6 (C6), 3 (C3) e 7 (C7), 4 (C4) e 8 (C8) de sujeitos submetidos a caminhada sem utilização da bengala e utilizando bengala na altura normal (BN), baixa (BB) e alta (BA).

	SB MÉD (15)	BN MÉD (15)	BB MÉD (11)	BA MÉD (15)
C1	15,1	17,9	13,8*	17,7
C5	15,9	13,1	9,1	13,3
C2	11,1	12,1	8,4	12,4
C6	19,9***	18,9**	14,6**	17,8*
C3	12,8	16,5	11,5	15,9
C7	18,2*	14,5	11,4	15,2
C4	15,3	14,3	10,5	14,0
C8	15,7	16,7	12,4	17,0

*** p<0,01; * p<0,10; ** p<0,05

Pode-se notar que os valores médios das pressões médias foram maiores na célula de carga C1 (cabeça do primeiro metatarso direito) quando comparados com os

valores da célula C5 (cabeça do primeiro metatarso esquerdo), durante a marcha dos sujeitos com a bengala a abaixo da altura preconizada ($p < 0,10$), o que condiz com alguns estudos como o de Wertsch et al. (1990), os quais analisaram a marcha com utilização de bengala ipsilateral e contralateral a mão, sendo observado um aumento nas pressões plantares da cabeça do primeiro metatarso ipsilateral a bengala. Por outro lado, estes achados contradizem com alguns autores como Bateni e Maki (2005), os quais verificaram em seus estudos que durante a marcha, o quadril contralateral à bengala poderá sofrer uma redução de carga de até 60%, o que possivelmente poderia contribuir para uma diminuição nas pressões plantares de regiões específicas do pé contralateral à bengala.

As pressões médias na célula C6 (cabeça do quinto metatarso esquerdo) quando comparadas as pressões médias na célula C2 (cabeça do quinto metatarso direito) foram maiores durante a caminhada dos sujeitos sem a utilização da bengala ($p < 0,01$), com a bengala na altura preconizada ($p < 0,05$), abaixo da altura preconizada ($p < 0,05$) e acima da altura preconizada ($p < 0,10$), o que condiz com os estudos de Wertsch et al. (1990), os quais analisaram o efeito do uso da bengala na mão ipsilateral versus contralateral de nove sujeitos sem doenças conhecidas ou prejuízos que pudessem afetar a marcha, quando tentavam descarregar as pressões no pé. Por meio de um sistema de palmilha sensorizada portátil, foram medidas as pressões plantares em sete regiões específicas de cada pé, sendo observado que no pé contralateral a bengala houve um aumento de 35% da carga, principalmente na região lateral, sendo concluído que possivelmente exista uma maior predisposição para o desenvolvimento de ulcerações na cabeça do quinto metatarso contralateral a bengala.

Na célula de carga C7 (mesopé esquerdo), as pressões médias foram maiores em relação à célula C3 (mesopé direito) durante a caminhada dos sujeitos sem a bengala ($p < 0,10$), o que não concorda com os estudos Wertsch et al. (1990), onde foi observado uma diminuição nas cargas da superfície plantar contralateral a bengala de até 25%, quando comparado com a marcha sem a utilização da bengala. Apesar de nenhuma diferença estatística significativa ter sido observada nestas células, durante a caminhada com a bengala na altura preconizada, abaixo e acima dela, as pressões mostraram-se maiores na célula C3 o que concorda com alguns autores como Joyce e

Kirby (1991), os quais verificaram que durante a marcha, os músculos abdutores do quadril contralaterais à bengala não necessitam agir tão vigorosamente, isto reduz as forças ao redor da articulação do quadril em cerca de 50% abaixo do normal, dependendo da quantidade de força exercida na bengala, o que talvez possa contribuir para uma diminuição nas regiões plantares contralaterais a bengala. Além disso, Ajemian et al. (2004), concluíram que o padrão da atividade muscular do quadril durante o andar fica modificado com o uso da bengala, tanto no lado ipsilateral do dispositivo, quanto no contralateral.

Apesar de não ter sido observada diferença estatística significativa, as pressões médias na célula de carga C8 (retropé esquerdo) mostraram-se maiores quando comparadas a célula C4 (retropé direito), durante as marchas sem utilização da bengala e com a bengala nas três alturas diferentes. De acordo com Bateni e Maki (2005) esta situação pode ter ocorrido possivelmente pelo fato de que no decorrer da marcha com utilização da bengala, durante o apoio da perna esquerda no solo e da mão direita sobre o dispositivo de auxílio, o peso do corpo desenvolve um momento de instabilidade com relação ao pé apoiado, fazendo com que o centro de massa seja desviado para o lado esquerdo, podendo talvez contribuir para um aumento das pressões plantares no retropé esquerdo.

A Tabela 2 mostra os valores médios dos ranques das pressões médias em todas as células de carga, durante a caminhada dos sujeitos sem bengala, com bengala na altura preconizada, acima e abaixo da altura preconizada, além dos valores médios do tempo de uma passada nas células C4 e C8.

Tabela 2 – Valores médios dos ranques das pressões médias (MÉD) nas células de carga 1 (C1), 2 (C2), 3 (C3), 4 (C4), 5 (C5), 6 (C6), 7 (C7), 8 (C8) de sujeitos submetidos a caminhada utilizando bengala na altura normal (BN), alta (BA), baixa (BB) e sem bengala (SB) e valores médios do tempo de uma passada nos sensores 4 (C4T) e 8 (C8T).

N = 11	SB MÉD	BN MÉD	BA MÉD	BB MÉD	P
C1	2,3	3,1	2,2	2,5	0,34
C2	3,3	1,9	2,4	2,5	0,09*
C3	2,2	2,9	2,3	2,6	0,52
C4	2,7	2,4	2,3	2,6	0,86
C5	3,5	2,2	2,3	2,0	0,02**
C6	3,7	2,2	1,8	2,3	0,002***
C7	3,2	2,4	1,9	2,5	0,14
C8	2,8	2,1	2,5	2,5	0,61
C4 T	1,6	3,0	2,8	2,6	0,03**
C8 T	1,1	3,3	3,0	2,7	0,00***

***p<0,01; *p<0,10; **p<0,05

Pode-se verificar que os valores das pressões médias foram diferentes estatisticamente nas células C2 (p<0,10), C5 (p<0,05) e C6 (p<0,01) durante a marcha dos sujeitos sem bengala, com a bengala na altura preconizada, acima e abaixo da altura preconizada. Na célula C2 (cabeça do quinto metatarso direito) observou-se um possível maior valor das pressões médias durante a marcha sem utilização da bengala quando comparado com a marcha utilizando o dispositivo na altura normal (p<0,10), enquanto que na célula C5 (cabeça do primeiro metatarso esquerdo) também foi observado um maior valor das pressões médias durante a marcha sem bengala quando comparado com a marcha utilizando a bengala abaixo da altura preconizada (p<0,05). Já na célula C6 (cabeça do quinto metatarso esquerdo) verificou-se um maior valor das pressões médias durante a marcha sem utilização do dispositivo de auxílio quando comparado com a marcha utilizando a bengala acima da altura preconizada (p<0,01).

A partir destes resultados pode-se salientar que, com relação às células de carga C2, C5 e C6 os possíveis maiores valores das pressões médias foram mensurados durante a marcha dos sujeitos sem utilização da bengala e os possíveis menores valores foram mensurados durante a marcha com a utilização da bengala nas alturas

normal, baixa e alta, respectivamente, o que concorda parcialmente com os estudos de Kwon e Mueller (2001), os quais afirmaram que a bengala pode ser utilizada como um dispositivo auxiliador capaz de reduzir as pressões plantares durante a marcha, em regiões específicas dos pés, como o antepé contralateral à bengala e aumentar a carga no antepé ipsilateral a bengala, principalmente na região da cabeça do primeiro metatarso. No entanto, Brown e Mueller (1998) em seus estudos realizados com dez sujeitos saudáveis caminhando com e sem bengala, não observaram redução nos picos das pressões plantares na região do antepé, eles atribuíram estes resultados ao possível uso inefetivo da bengala pelos sujeitos, visto que eram saudáveis. Eles acreditam que o uso da bengala seja mais efetivo para tornar uma marcha assimétrica mais socialmente aceitável.

Esses dados permitem evidenciar a falta de consenso dos autores quanto à redução ou não das pressões plantares na região do antepé durante a marcha, com ou sem o uso do dispositivo de auxílio.

Comparando estes achados com os do presente estudo, as células C5 e C6 que representavam o antepé esquerdo, contralateral a bengala, mostraram valores pressóricos menores durante a marcha com utilização da bengala nas alturas baixa e alta, respectivamente, com relação à marcha sem bengala. Por outro lado, a célula C2 que representava a região lateral do antepé direito, ipsilateral a bengala, também mostrou uma possível redução nos valores pressóricos, porém durante a marcha com a bengala na altura preconizada, com relação à marcha sem bengala. Esta situação pode ter ocorrido possivelmente pelo fato de que, no pé ipsilateral à bengala, as sobrecargas são mais comumente observadas na cabeça do primeiro metatarso, o que possa talvez ter contribuído para menor sobrecarga na cabeça do quinto metatarso.

Segundo Bateni e Maki (2005) a redução nas cargas dos membros inferiores é um importante benefício da bengala em pacientes, por exemplo, com fraqueza muscular, lesão ou dores nos membros inferiores, entretanto, Kwon e Mueller (2001) concluíram em seus estudos, que a bengala ao mesmo tempo em que é capaz de aliviar as sobrecargas no pé contralateral a ela, aumenta a sobrecarga no pé ipsilateral.

Por outro lado, as células C1, C3, C4, C7 e C8 não mostraram diferença estatística significativa (NS) nos valores das pressões médias durante a marcha sem bengala e com a bengala nas três alturas diferentes.

Com relação aos valores do tempo médio de uma passada na célula C4T, foi observada diferença estatística significativa ($p < 0,05$) durante as marchas. O mesmo foi observado na célula C8T ($p < 0,01$). Pode-se observar que o tempo médio de uma passada foi menor durante a marcha sem utilização de bengala e maior durante a marcha com utilização da bengala na altura preconizada, ou seja, a velocidade da marcha foi maior durante a deambulação sem o uso do dispositivo de auxílio e menor com o uso do dispositivo, o que condiz com os estudos de Bateni e Maki (2005), os quais verificaram que o uso da bengala durante a marcha aumenta em até 33% o consumo de oxigênio, levando a uma redução na sua velocidade. Por outro lado, em um estudo envolvendo dez idosos saudáveis, Foley et al. (1996) observaram que o uso da bengala não alterou o consumo de oxigênio e a frequência cardíaca dos sujeitos, porém uma redução na velocidade da marcha foi observada.

Jones et al. (2008) em seus estudos avaliaram a energia gasta durante a marcha com e sem utilização de bengala em três alturas diferentes, de trinta pacientes com osteoartrose de joelho e concluíram que a velocidade da marcha diminuiu com o uso do dispositivo e houve um aumento na energia gasta durante a caminhada. Em contraste, Mullins e Dent (2000) sugeriram que a altura da bengala não modifica a energia gasta durante a marcha, porém, seus estudos foram realizados com sujeitos saudáveis, o que talvez possa ter sido uma limitação.

Com relação ao tempo médio de uma passada durante a marcha sem o auxílio do dispositivo, os valores obtidos no presente estudo foram 1,6 m/s (C4T) e 1,1 m/s (C8T), respectivamente, os quais se aproximaram dos valores considerados normais, pois de acordo com Perry (2005) a cadência média de homens entre 18 e 64 anos é de 111 passos por minuto, com velocidade média de 1,43 m/s, para Kadaba et al. (1989) a cadência média é de 112 passos por minuto, com velocidade média de 1,34 m/s. Por outro lado, as velocidades médias de uma passada durante as marchas com a utilização do dispositivo de auxílio nas três alturas diferentes, mostraram-se menores no

presente estudo, possivelmente pelo gasto energético gerado na sustentação do dispositivo durante as marchas.

A expectativa inicial do presente trabalho era que ao mensurar as pressões plantares durante a marcha utilizando a bengala na mão direita e na altura preconizada, elas se mostrassem menores em todos os pontos do pé contralateral ao dispositivo, sofrendo algumas alterações de acordo com as variações na altura da bengala, ou seja, acima e abaixo da altura preconizada, no entanto, isto não foi observado. Existem alguns motivos que podem explicar estes resultados inesperados, tais como, o possível uso inefetivo da bengala pelos sujeitos, visto que os mesmos eram saudáveis, embora anteriormente a cada coleta tenha sido fornecido um período para treinamento da marcha com o uso do dispositivo. No entanto, mesmo nos indivíduos com uma marcha anormal ou com algum comprometimento nos membros inferiores, não poderia ser garantido que em todos os instantes da marcha, a bengala estaria em fase com a perna contralateral a ela.

Outro possível fator seria que, devido às diferenças na altura dos sujeitos, as variações da altura da bengala, sendo cinco centímetros acima e abaixo, comparadas com a altura preconizada, não representaram a mesma proporção para todos os sujeitos.

5 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- Foi possível desenvolver um par de sandálias constituídas por oito células de carga e efetuar as medidas das pressões plantares em quatro regiões específicas de cada pé;
- Apesar da bengala de alumínio simples ter sido adaptada com uma célula de carga para medir as forças na mesma, não foi possível analisar as forças aplicadas sobre ela, devido ao fato de parte dos sujeitos não apoiarem adequadamente o dispositivo de auxílio no solo durante a marcha, ou seja, o apoio gerou picos de força muito altos, inviabilizando a análise dos dados.
- As pressões plantares mostraram-se diferentes em algumas regiões específicas dos pés, durante a marcha dos sujeitos com e sem a utilização da bengala, independentemente de sua altura, o que permitiu concluir que a altura do dispositivo de auxílio não influenciou diretamente na distribuição das pressões plantares em regiões específicas dos pés, durante a marcha.
- O tempo médio de uma passada mostrou-se menor tanto no retropé direito como no esquerdo, durante a marcha sem utilização da bengala, quando comparado com a marcha utilizando o dispositivo de auxílio, independentemente de sua altura, o que permitiu concluir que a altura da bengala não influenciou no tempo da passada nos retropés direito e esquerdo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AJEMIAN, S.; THON, D.; CLARE, P.; KAUL, L.; ZERNICKE, R. F.; LOITZ-RAMAGE, B. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.85, n.12, p.1966-1971, 2004.

ALEXANDER, N. B. Gait disorders in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v.44, p.434-451, 1996.

ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J. P. **Three-dimensional analysis of human movement**. United States: Human Kinetics, 1995. 371p.

ASHTON-MILLER, J. A. et al. A cane reduces loss of balance in patients with peripheral neuropathy: results from a challenging unipedal balance test. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.77, p.446-452, 1996.

BARELA, A. M. F. **Análise da biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. 2005. 112 f. Tese (Doutorado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J. **Muscles alive. Their functions revealed by electromyography**. 5th. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.

BATENI, H.; MAKI, B. E. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands and adverse consequences. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.86, p.134-145, 2005.

BERNSTEIN, N. A. **The co-ordination and regulation of movements**. Oxford: Pergamon Press, 1967.

BROWN, H. E.; MUELLER, M. J. A “step-to” gait decreases pressures on the forefoot. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, Washington, v.28, n.3, sept. 1998.

BRUNIERA, C. A. V. **Estudo biomecânico da locomoção humana: análise de variáveis descritivas para o andar e correr**. 1994. 102 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1994.

CAPOZZO, A. Gait analysis methodology. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.3, p.27-50, 1984.

CAVAGNA, G. A.; MARGARIA, R. Mechanics of walking. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v.21, p.271-278, 1966.

CHUNG, S. H.; GIULIANI, C. A. Within and between session consistency for electromyographic temporal patterns of walking in non-disabled older adults. **Gait and Posture**, Oxford, v.6, p.110-118, 1997.

CLARYS, J. P.; CABRI, J. Electromyography and the study of sports movements: a review. **Journal of Sports Science and Medicine**, Bursa, v.11, p.379-448, 1993.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, Champaign, v.13, p.135-163, 1997.

DEAN, E. et al. Relationships among cane fitting, function and falls. **Physical Therapy**, New York, v.73, n.8, p.494-511, aug. 1993.

ELFTMAN, H. The measurement of the external force in walking. **Science**, Washington, v.88, p.152-153, 1938.

ELY, D. D.; SMIDT, G. L. Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. **Physical Therapy**, New York, v.57, n.5, may 1977.

FOLEY, M. P.; PRAX, B.; CROWELL, R.; BOONE, T. Effects of assistive devices on cardiorespiratory demands in older adults. **Physical Therapy**, New York, v.76, p.1313-1319, 1996.

GONSALEZ, W. O. **Estudo das propriedades mecânico-dinâmicas e biomecânicas de materiais para sobrepalmilha de calçados de uso diário**. 2007. 156 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) – Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2007.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HARRIS, G. F.; WERTSCH, J. J. Procedures for gait analysis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.75, p.216-225, 1994.

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

HOOK, F. W. V.; DEMONBREUN, D.; WEISS, B. D. Ambulatory devices for chronic gait disorders in the elderly. **American Family Physician**, Kansas City, v.67, n.8, p.1717-1724, apr. 2003.

HUGHES, J. et al. Reliability of pressure measurements: the EMED F system. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.6, p.14-18, 1991.

IEZZONI, L. I. A 44-year old woman with difficulty walking. **JAMA**, Chicago, v.284, p.2632-2639, 2000.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. (Ed.). **Human walking**. 2nd. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, p.1-22.

JONES, A.; ALVES, A. C. M.; OLIVEIRA, L. M.; SAAD, M.; NATOUR, J. Energy expenditure during cane-assisted gait in patients with knee osteoarthritis. **Clinics**, São Paulo, v.63, p.197-200, 2008.

JOYCE, B. M.; KIRBY, R. L. Canes, Crutches and walkers. **American Family Physician**, Kansas City, v.43, n.2, p.535-538, feb. 1991.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H. K.; WOOTEN, M. E.; GAINEY, J.; GORTON, G. Y.; COCHRAN, G. V. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyography data in normal adult gait. **Journal of Orthopaedic Research**, New York, v.26, p.332-341, 2008.

KISTLER. **Measure, analyze, innovate**. Disponível em: <<http://www.kistler.com>>. Acesso em: 30 set. 2010.

KWON, O. Y.; MULLER, M. J. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. **Physical Therapy**, New York, v.81, p.828-835, 2001.

KUAN, T. S.; TSOU, J. Y.; SU, F. C. Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.80, p.777-784, 1999.

KUMAR, R.; ROE, M. C.; SCREMIN, O. U. Methods for estimating the proper length of a cane. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.76, p.1173-1175, dec. 1995.

LARISH, D. D.; MARTIN, P. E.; MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the health old. In: JOSEPH, J. A. (Ed.). **Central determinants of age-related declines in motor function**. New York: The New York Academy of Sciences, 1988, p. 18-32.

LAUGHMAN, R. K. et al. Objective clinical evaluation of function – gait analysis. **Physical Therapy**, New York, v.64, p.1839-1845, 1984.

LORD, M. Foot pressure measurement: a review of methodology. **Journal of Biomedical Engineering**, Guildford, v.3, p.91-99, apr. 1981.

LORD, M. Interpretation and clinical uses of in-shoe plantar pressure measurement. **Gait & Posture**, Oxford, v.3, n.3, p.181-182, 1995.

LU, C. L. et al. Influences of cane length on the stability of stroke patients. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, Washington, v.34, n.1, p.91-100, jan. 1997.

MACHADO, D. B. **Estudo de características dinâmicas do caminhar humano em função do calçado**. 1994. Dissertação (Mestrado em Ciência do Movimento Humano) – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 1994.

MANN, L. et al. Dinamometria: utilização do f-scan e da plataforma para obtenção da força de reação do solo. **Revista digital**, Buenos Aires, v.12, n.118, mar. 2008. Disponível em: <<http://www.efdesportes.com>>. Acesso em: 30 sept.2010.

MANN, W. C. et al. An analysis of problems with canes encountered by elderly persons. **Physical & Occupational Therapy in Geriatrics**, v.13, p.25-49, 1995.

McDONNEL, E. A. Clinical do's and don'ts. **Nursing**, São Paulo, v.91, p.83, 1991.

MILCZAREK, J. J. et al. Standard and four-footed canes: their effect on the standing balance of patients with hemiparesis, **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.74, p.281-285, 1993.

MORRIS, J. R. W. Accelerometry – a technique for the measurement of human body movements. **Journal of Biomechanics**, New York, v.6, p.729-736, 1973.

MULLINS, R.; DENT, R. M. Crutch Length: Effect on energy cost and activity intensity in non-weight-bearing ambulation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Chicago, v.81, p.569-572, 2000.

NOVEL.DE. **Quality in measurement**. Disponível em: <<http://www.novel.de>>. Acesso em: 30 set. 2010.

OKUNO, M.; WYSS, U. P.; COSTIGAN, P. A.; DELUZIO, K. J.; CHEW, R. Knee joint forces during contra-lateral cane-assisted gait. **Proceedings International of Society of Biomechanics**, p.694-695, 1995.

ORLIN, M. N.; McPOIL, T. G. Plantar pressure assessment. **Physical Therapy**, New York, v.80, n.4, p.399-409, apr. 2000.

PAROMED. Innovation besteht darin, zu sehen was alle sehen und dabei zu denken was sonst niemand gedacht hat. Disponível em: <<http://www.paromed.de>>. Acesso em: 30 set. 2010.

PERRY, J. **Análise da marcha**. São Paulo: Manole, 2005. 3v.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. New Jersey: Slack Incorporated, 1992. 529p.

PINHO, A. S. **Estudo da distribuição do peso corporal entre retropé e antepé em blocos simuladores e calçados de salto**. 2005. 123 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desportos, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. **Gait & Posture**, Amsterdam, v. 5, p.128-135, 1997.

ROY, K. J. Force, pressure and motion measurements in the foot: current concepts. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, Philadelphia, v.5, p.491-508, 1988.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L. R.; MASIERO, D. Técnicas de análise da marcha. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v.3, n.2, p.23-26, 1996.

SACCO, I. C. N. **Apostila didática/ biomecânica da marcha humana: análise do andar normal e aplicações clínicas**, 2001. Disponível em: <http://www.belusp.hpg.ig.com.br/siae/pdf/txt_marcha.pdf>. Acesso em: 06 set. 2010.

SACCO, I. C. N. **Estudo de parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somatosensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética**. 1997. 123 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1997.

SACCO, I. C. N.; SÁ, M. R.; AMADIO, A. C. A biomecânica e a diabetes: avaliação da distribuição plantar em pés diabéticos. **Diabetes em Revista**, São Paulo, v. 1, n. 3, p. 28-32, 1996.

SAINSBURY, R.; MULLEY, G. P. Walking sticks used by the elderly. **British Medical Association**, London, v.284, p.1751, 1982.

SAMMARCO, G. J. Biomechanics of the foot. In: NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. **Basic Biomechanical of the Musculoskeletal System**. 2nd. ed. Philadelphia: Lea & Febiger, 1989, p.163-181.

SCHAFF, P. S. An overview of foot pressure measurement systems. **Clinics in Podiatric Medicine and Surgery**, Philadelphia, v.10, p.403-415, 1993.

SMIDT, G. L. Methods of studying gait. **Physical Therapy**, New York, v.54, p.13-17, 1974.

SODERBERG, G. L.; COOK, T. M. Electromyography in biomechanics. **Physical Therapy**, New York, v.64, p.1813-1820, 1984.

SOUSA, A. S. P. **Análise da marcha baseada em correlação multifactorial**. 2009. 126 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal, 2009.

STEINDLER, A. A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. **Journal of Bone and Joint Surgery**, Boston, v.35A, p.540-542, 1953.

SUDARSKY, L. Geriatrics: gait disorders in the elderly. **New England Journal of Medicine**, Boston, v.322, 1441-1446, 1990.

TEKSCAN. **Our sensors are accurate, reliable, high resolution, flexible and paper-thin**. Disponível em: <<http://www.tekscan.com>>. Acesso em: 30 set. 2010.

TRUEBLOOD, P. R.; RUBENSTEIN, L. Z. Assessment of instability and gait in elderly persons. **Comprehensive Therapy**, Harvard, v.17, n.8, p.20-29, 1991.

VERGHESE, J. et al. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, New York, v.56, n.2, p.255-261, feb. 2006.

VILADOT, R. P.; COHI, O. R.; CLAVELL, S. P. **Coluna Vertebral: órtese e prótese do aparelho locomotor**. São Paulo: Santos, 1989.

WERTSCH, J. J.; LOFTSGAARDEN, J. D.; HARRIS, G. F.; ZHU, H.; HARRIS J. Plantar pressure with contralateral versus ipsilateral cane use. **Archives Physical Medicine Rehabilitation**, Chicago, v.71, p.772, 1990.

WHITTLE, M. W. Calibration and performance of a three-dimensional television system for kinematic analysis. **Journal of Biomechanics**, New York, v.15, p.185-196, 1982.

WHITTLE, M. W. Clinical gait analysis: a review. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.15, p.369-387, 1996b.

WHITTLE, M. W. **Gait analysis: an introduction**. 2nd. ed. Oxford: Butterworth Heinemann, 1996a.

WINTER, D. A. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, Philadelphia, v.175, p.147-154, 1983.

WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science**, Amsterdam, v.3, p.51-76, 1984.

WINTER, D. A. Knowledge base for diagnostic gait assessment. **Medical Progress Through Technology**, Berlin, v.19, p.61-81, 1993.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly, and pathological.** 2nd. ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S.; WALT, S. E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. **Physical Therapy**, New York, v.70, p.340-347, 1990.

WINTER, D. A.; QUANBURY, A. O.; REIMER, G. D. analysis of instantaneous energy of normal gait. **Journal of Biomechanics**, New York, v.9, p.253-257, 1976.

WINTER, D. A.; YACK, H. J. EMG profiles during normal human walking: stride-tostride and inter-subject variability. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Amsterdam, v.67, p.402-411, 1987.

WOODBURN, J.; HELLIWELL, P. S. Observations on the F-Scan in-shoe pressure measuring system. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v.11, p.301-304, 1996.

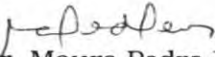
WRIGH, D. L.; KEMP, T. L. The dual-task methodology and assessing the attentional demands of ambulation with walking devices. **Physical Therapy**, New York, v.72, n.4, p.306-312, 1992.

APÊNDICE (A)

**AUTORIZAÇÃO**

Prof. Dr. Mauro Pedro Peres, Vice Chefe do Departamento de Mecânica – FEG/UNESP autorizo a aluna Elaine Cristina Martinez Teodoro, regularmente matriculada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica desta Faculdade, a utilizar o Laboratório de Biomecânica deste Departamento para realização do procedimento experimental de sua tese de Doutorado.

Guaratinguetá, 09 de setembro de 2010.


Prof. Dr. Mauro Pedro Peres
Vice Chefe do Departamento de Mecânica
FEG/UNESP



APÊNDICE (B)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) a participar, como voluntário(a), de uma pesquisa. Após ser esclarecido(a) sobre as informações a seguir, no caso de aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, o qual é constituído por duas vias. Uma delas é sua e a outra é do(a) pesquisador(a) responsável. Em caso de recusa, você não será penalizado (a) de forma alguma.

INFORMAÇÕES SOBRE A PESQUISA:

Projeto: Desenvolvimento de um protótipo de um par de sandálias para medida da pressão plantar e análise da marcha em sujeitos utilizando um dispositivo auxiliador de marcha.

Pesquisadora Responsável: Elaine Cristina Martinez Teodoro (aluna do programa de Doutorado da Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá – UNESP).

Telefones para contato (inclusive ligações a cobrar): (12) 3152-8023 e ou (12) 9106-3421.

Trata-se de uma pesquisa a ser realizada nas dependências do Departamento de Mecânica da FEG-UNESP, sob a autorização do chefe de departamento e supervisões do orientador e co-orientador do projeto, cujos objetivos são projetar, construir e calibrar um par de sandálias constituídas por células de carga para medida da pressão plantar; adaptar uma bengala de alumínio simples com uma célula de carga para medidas das forças na mesma e comparar a pressão plantar de sujeitos utilizando bengala, em três alturas diferentes, como um dispositivo auxiliador de marcha, com sujeitos sem o uso da mesma.

Esta pesquisa será executada individualmente.

Esse procedimento experimental não implicará prejuízo algum ao(à) voluntário(a) da pesquisa.

Saliento que o(a) voluntário(a) não sofrerá nenhum tipo de risco, uma vez que o tratamento será embasado em pesquisas e dados científicos referentes ao tema. O(a)

voluntário(a) não terá prejuízos nem sofrerá qualquer desconforto ou lesão provocada pela pesquisa. Esclareço, ainda, que serão ressarcidas quaisquer despesas que venham apresentar para colaboração com esta pesquisa.

O período de participação será de aproximadamente 1 (uma) hora.

É expressamente garantido ao(à) voluntário(a) o direito de retirar seu consentimento a qualquer momento, sem nenhum prejuízo à sua saúde e nem financeiro. Além disso, será garantido o sigilo da sua identidade.

Nome e assinatura do (a) pesquisador (a)_____.

APÊNDICE (C)**CONSENTIMENTO DA PARTICIPAÇÃO DO SUJEITO COMO
VOLUNTÁRIO (A)**

Eu, _____
_____, RG _____, abaixo assinado, concordo em participar do
estudo

_____, de forma voluntária. Fui devidamente informado(a) e esclarecido(a) pelo(a)
pesquisador(a) sobre a pesquisa, os procedimentos nela envolvidos, assim como os
possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação. Foi-me garantido que
posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer
penalidade.

Local e data _____/____/_____

Nome: _____

Assinatura do(a) voluntário(a): _____

APÊNDICE (D)**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DE GUARATINGUETÁ - FEG**

PROTOCOLO NÚMERO:

DATA: / /

DADOS PESSOAIS

NOME

--

SEXO / DATA DE NASCIMENTO / IDADE

--	--	--

ENDEREÇO

--

CONTATO

--

PROFISSÃO

--

DADOS ANTROPOMÉTRICOS

PESO

ALTURA

IMC

NÚMERO DO CALÇADO

--	--

DADOS CLÍNICOS

PREFERÊNCIA DE LADO

--

RELATA DOR EM ALGUMA REGIÃO DO CORPO? QUAL?

--

HÁ QUANTO TEMPO SENTE A DOR?

--

QUANDO FOI A ÚLTIMA CRISE DE DOR INTENSA?

--

APRESENTOU ALGUM PROBLEMA ORTOPÉDICO, REUMATOLÓGICO OU NEUROLÓGICO NOS ÚLTIMOS 5 ANOS?

--

TEVE ALGUMA QUEDA NOS ÚLTIMOS TRÊS ANOS?

--

MEDICAMENTOS EM USO

--

PRATICA ALGUMA ATIVIDADE FÍSICA? QUAL A FREQUENCIA?

--

OBSERVAÇÕES:

DATA

ASSINATURA

--	--

ANEXO (A)



Faculdade de Pindamonhangaba

Credenciada pela Portaria Ministerial n.º 1.855 de 26/06/2002, publicada no D.O.U. de 27/06/2002



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA FAPI

CERTIFICADO

Certifico que o protocolo nº. 139/2010, intitulado ***“Desenvolvimento de um protótipo de um par de sandálias para medida da pressão plantar e análise de marcha em sujeitos utilizando um dispositivo auxiliador de marcha”***, sob a responsabilidade do Prof. Dr. José Elias Tomazini está de acordo com a Resolução 196/96 do Ministério da Saúde e suas complementações, a qual versa sobre os princípios éticos em pesquisa envolvendo seres humanos. Sendo assim, o referido protocolo está **Aprovado** por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Pindamonhangaba, 17 de Dezembro de 2010.

PROF. DR. CLAUDEMIR DE CARVALHO
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da FAPI