

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**MEDIÇÃO DA DESCARGA DE PESO DE INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS E  
NÃO HEMIPLÉGICOS UTILIZANDO UMA NOVA PLATAFORMA DE  
FORÇA**

**MÁRIO MÁRCIO ESTREMOTE**

**ILHA SOLTEIRA/SP, Agosto de 2010**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**“Medição da descarga de peso de indivíduos  
Hemiplégicos e não Hemiplégicos utilizando uma nova  
Plataforma de Força”**

**MÁRIO MÁRCIO ESTREMOTE**

*Orientador:* Prof. Dr. Aparecido Augusto de Carvalho

Dissertação apresentada à Faculdade de  
Engenharia - UNESP – Campus de Ilha  
Solteira, para obtenção do título de  
Mestre em Engenharia Elétrica.  
Área de Conhecimento: Automação.

Ilha Solteira – SP  
Agosto/2010

## FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Seção Técnica de Aquisição e Tratamento da Informação  
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da UNESP - Ilha Solteira.

E82m	<p>Estremote, Mário Márcio. Medição da descarga de peso de indivíduos hemiplégicos e não hemiplégicos utilizando uma nova plataforma de força / Mário Márcio Estremote. -- Ilha Solteira : [s.n.], 2010 112 f. : il.</p> <p>Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Automação, 2010</p> <p>Orientador: Aparecido Augusto de Carvalho</p> <p>1. Plataforma de força. 2. Hemiplégicos. 3. Região plantar. 4. Distribuição de peso. 5. Reabilitação. 6. Tipologia dos pés.</p>
------	--



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
CAMPUS DE ILHA SOLTEIRA  
FACULDADE DE ENGENHARIA DE ILHA SOLTEIRA

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

**TÍTULO:** MEDIÇÃO DA DESCARGA DE PESO DE INDIVÍDUOS HEMIPLÉGICOS E NÃO HEMIPLÉGICOS UTILIZANDO UMA NOVA PLATAFORMA DE FORÇA

**AUTOR:** MÁRIO MÁRCIO ESTREMOTE

**ORIENTADOR:** Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE em ENGENHARIA ELÉTRICA, Área: AUTOMAÇÃO, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. APARECIDO AUGUSTO DE CARVALHO  
Departamento de Engenharia Elétrica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. ANTONIO DE PADUA LIMA FILHO  
Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira

Prof. Dr. AUGUSTO CESINANDO DE CARVALHO  
Departamento de Fisioterapia / Faculdade de Ciências e Tecnologia de Presidente Prudente

Data da realização: 31 de agosto de 2010.

*Agradeço a minha família pela dedicação e apoio prestado a mim nesta etapa de minha vida.*

***Dedico***

# ***AGRADECIMENTOS***

Agradeço ao meu orientador Professor Doutor Aparecido Augusto de Carvalho pela confiança, paciência, dedicação, amizade e por acreditar em meu potencial. Obrigado por abrir as portas de sua sala na primeira vez que adentrei e solicitei ao senhor uma vaga na pós, como seu orientado e não recusou, mesmo sabendo que não se tratava de um profissional de engenharia e sim um fisioterapeuta.

Dedico aos meus pais João Antônio Estremote (*in memoriam*) e Lenir Almeida Estremote, por ter me apoiado todos estes anos, principalmente minha mãe que sempre vibrou positivamente em todas as minhas dificuldades, auxiliando e ajudando com palavras de conforto.

Ao Gustavo Henrique Vieira da Rocha, por ter me apoiado a cada dia, em todas as etapas de minha vida, por ter agüentado meu mal humor, meus choros, minhas reclamações de cansaço e desespero para a conclusão deste trabalho.

Aos meus irmãos Marcos Antonio Estremote e Marcelo Estremote, minhas cunhadas Elaine Prato Estremote e Andreza Audi e as minhas sobrinhas Izabella Prato Estremote e Maria Eduarda Prato Estremote, obrigado pelo carinho e pela força de cada dia.

Aos meus amigos irmãos Edson Florentino de Souza e Luiz Eduardo dos Santos, que estavam dia a dia lutando junto comigo e vibrando para que todas as etapas deste trabalho fossem concluídas com êxito.

A minha amiga Cris Lopes, que mandou vibrações constantes para que todo o processo deste trabalho fosse realizado com êxito.

A minha grande amiga e eterna professora e fisioterapeuta Regina Celi Perez Cubo, por todo apoio concedido a mim em todos os momentos que preciso de seu auxílio.

Aos meus amigos de todos os momentos Marcelo Sanches e Wesley Pontes, Matheus Urban, Elcio Alteris pela dedicação, pela amizade, vocês foram essenciais para a conclusão deste trabalho, e obrigado por acreditar em mim com profissional.

Aos amigos (Soneca), (Crá), Fabiano, Luciana, Ricardo Freitas, Carol Tucunduva, obrigado por estarem comigo nesta etapa de minha vida que passei com vocês.

A todos os orientados do Professor Aparecido, dos laboratórios de Sensores I e II, que estiveram ligados a este trabalho direta e indiretamente.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica, Marcelo Carvalho Minhoto Teixeira, Edvaldo Assunção, Alexandre César Rodrigues da Silva, Ailton Akira Shinoda, Carlos Roberto Minussi, Cláudio Kitano, Nobuo Oki, Ricardo Tokio Higuti, Rubén Augusto Romero Lázaro e Suely Cunha Amaro Mantovani.

Aos funcionários da Seção de Pós-graduação, por auxiliar sempre que necessário.

Aos técnicos José Augusto Hernandez e Gilberto.

Aos técnicos do Departamento de Engenharia Elétrica, Valdemir Chaves, Adilson Antônio Palombo, Everaldo Leandro de Moraes, José Aderson Anhussi e Hidemassa Oikawa.

Ao Josivaldo Godoy por sempre se disponibilizar e ajudar, em todos os trabalhos executados.

Aos amigos do SEIVA (Serviço de Esperança e Incentivo a Vida Agora), por me ajudarem em todos os momentos que precisei de apoio e amizade, muito obrigado por tudo.

Aos Diretores do SEIVA, em especial ao Presidente Lourival Alves da Costa, que na realidade é um grande pai para mim, obrigado (LORO).

A Legião Mirim de Ilha Solteira, por ter concedido abertura para que parte deste trabalho fosse realizado na instituição.

Aos pacientes, amigos que se disponibilizaram a estarem participando desta pesquisa e dedicaram alguns minutos de sua vida a estarem no laboratório de avaliação e prestarem a solidariedade à pesquisa que foi realizada. Agradeço a vocês e muito obrigado por tudo, Deus abençoe vocês sempre.

*QUEM CONDUZ E ARRASTA O MUNDO NÃO SÃO  
AS MÁQUINAS, MAS AS IDÉIAS.”*

**VICTOR HUGO**

# ***RESUMO***

Neste trabalho descreve-se um sistema constituído por duas plataformas de forças e seus respectivos circuitos de condicionamento e interfaceamento de sinais, projetado para medir a distribuição de descarga de peso na região plantar de pacientes. Em cada plataforma de força foram acopladas 24 células de carga construídas com extensômetros. As características estáticas do sistema foram determinadas em laboratório utilizando pesos conhecidos. O sistema apresentou linearidade, com coeficiente de determinação de 0,9997, baixa histerese, precisão de 0,84% e resolução de 0,5 N. As medidas são apresentadas na tela de um computador facilitando a visualização para especialistas da área, principalmente médicos, fisioterapeutas e terapeutas ocupacionais. Utilizando o sistema foram medidas as distribuições de peso na região plantar de 87 indivíduos sem hemiplegia (sem histórico de queixas de dores ou problemas no sistema neuromusculoesquelético) e de 10 hemiplégicos crônicos, com mais de um ano de hemiplegia. Estes foram submetidos à avaliação utilizando a Escala de Equilíbrio de Berg. Entre os indivíduos se hemiplegia, estudou-se mais detalhadamente um grupo de 15 bailarinos e um de 12 ginastas rítmicas. Determinou-se a relação entre a distribuição de pesos nos antepés esquerdo e direito de indivíduos sem hemiplegia e hemiplégicos com o sistema implementado. Através do sistema constatou-se que a relação entre a distribuição de pesos no antepé esquerdo e direito dos indivíduos hemiplégicos é muito mais elevada que a dos indivíduos sem hemiplegia. Este resultado era de se esperar, uma vez que o hemiplégico descarrega seu peso predominantemente no lado não plégico.

**Palavras-chave:** Plataforma de força. Hemiplégicos. Região plantar. Distribuição de peso. Reabilitação. Tipologia dos pés.

# ***ABSTRACT***

This work describes a system consisting of two force platforms and their conditioning circuits and interfacing signals, designed to measure the distribution of weight load on the plantar region of patients. Each force platform was constructed with 24 load cells with strain gages. The static characteristics of the system were determined in laboratory using known weights. The system showed linearity with determination coefficient of 0.9997, low hysteresis, accuracy of 0.84% and resolution of 0.5 N. The measurements are presented in a computer screen in a friendly way for specialists in the health field, mainly doctors, physiotherapists and occupational therapists. Using the system we measured the weight distributions in the plantar region of 87 normal patients (no history of complaints of pain or problems in the neuromuscular system) and 10 hemiplegic, with more than a year of hemiplegia. The latter were evaluated using the Berg Balance Scale. Among normal subjects, we studied a further group of 15 dancers and one of 12 rhythmic gymnasts. The relationship between the distribution of weights in the left and right forefeet of patients with normal and hemiplegic was determined with the implemented system. Through the system we found that the relationship between weight distribution on the left and right forefoot of hemiplegic patients is much higher than that of normal patients. This result was expected, since the hemiplegic unloads his weight predominantly in non-paralyzed side.

**Keywords:** Force platform. Hemiplegic. Plantar region. Weight distribution. Rehabilitation. Typology of feet.

# ***LISTA DE FIGURAS***

Figura 2.1 -	Ossos do Pé.....	29
Figura 2.2 -	Graus de liberdade do pé. ....	30
Figura 2.3 -	O triângulo equilátero e seus vértices.....	31
Figura 2.4 -	Pontos de apoio do pé direito. ....	32
Figura 2.5 -	Abóbada plantar sustentada por três arcos. ....	32
Figura 2.6 -	Vista interna da abóbada plantar do pé direito. ....	33
Figura 2.7 -	Pé Eqüino do antepé simétrico. ....	34
Figura 2.8 -	Pé Eqüino do antepé em pronação.....	35
Figura 2.9 -	Pé Eqüino de antepé acompanhado de uma supinação.....	35
Figura 2.10 -	Antepé Plano. ....	35
Figura 2.11 -	Antepé redondo ou convexo.....	36
Figura 2.12 -	Deformação dos dedos em garra ou em martelo. ....	36
Figura 2.13 -	Pé Ancestral.....	37
Figura 2.14 -	Deformidade do Pé Ancestral sem (a) e com sapatos (b).....	37
Figura 2.15 -	Pé eqüino, com inclinação lateral em valgo. (a) Visão da atitude Muscular (b) Deformação Estrutural.....	38
Figura 2.16 -	Causas freqüentes de pé cavo. (a) Visão da atitude Muscular (b) Deformação Estrutural. ....	39
Figura 2.17 -	Estudo de impressão plantar.....	39
Figura 2.18 -	Conseqüências de aplanamento ou aumento da abóboda plantar.....	40
Figura 2.19 -	Pé cavo posterior. (a) Visão da Atitude Muscular (b) Deformação Estrutural (c) Deformação Estrutural em Valgo.....	40
Figura 2.20 -	Pé cavo médio.....	41
Figura 2.21 -	Pé cavo anterior. ....	41
Figura 2.22 -	Causas de Pé cavo anterior. ....	42
Figura 2.23 -	Pé cavo anterior. ....	42
Figura 2.24 -	Desequilíbrio da metatarso falangeanas. ....	43
Figura 2.25 -	Insuficiência muscular (Pés planos). ....	43
Figura 2.26 -	Atitude em valgo. ....	44
Figura 2.27 -	Curvatura Transversal da Abóboda. ....	44

Figura 2.28 -	Curvatura Aplainada.....	45
Figura 2.29 -	Calcâneo em Pronação (valgo).....	45
Figura 2.30 -	Proeminências na borda interna dos pés.....	46
Figura 2.31 -	Proeminências na borda interna dos pés.....	46
Figura 2.42 -	Linha de gravidade do corpo humano. ....	47
Figura 2.49 -	Padrão patológico da hemiplegia.....	57
Figura 4.1 -	Procedimento aplicado para retirada das amostras da região plantar.....	78
Figura 4.2 -	Vista superior e isométrica da plataforma. ....	80
Figura 4.3 -	Foto das plataformas de força e placas dos circuitos eletrônicos.....	80
Figura 4.4 -	Célula de carga. ....	81
Figura 4.5 -	Aplicador. ....	82
Figura 4.6 -	Extensômetro metálico. ....	83
Figura 4.7 -	Diagrama de uma das placas escravas.....	85
Figura 4.8 -	Diagrama do circuito mestre.....	86
Figura 4.9 -	Interface do programa de aquisição de dados desenvolvido em LabVIEW...	88
Figura 4.10 -	Programa DEP funcionando com o PSoC (a) e com o LabVIEW (b).....	89
Figura 4.11 -	Tela de captura do programa. ....	90
Figura 4.12 -	Tela de importação de dados gerados pelo LabVIEW. ....	91
Figura 4.13 -	Tela inicial do programa.....	91
Figura 4.14 -	Tela de calibração de sensores. ....	92
Figura 4.15 -	Tela de cadastro do paciente.....	93
Figura 4.16 -	Tela de diagnóstico do paciente.....	93
Figura 4.17 -	Tela de diagnóstico objetivo do paciente. ....	94
Figura 5.1 -	Resposta de uma das células de carga no carregamento e no descarregamento. ....	98
Figura 5.2 -	Gráficos de barras ilustrando a assimetria entre indivíduos sem hemiplegia (a) e com hemiplegia (b).....	109
Figura 5.3 -	Comparação entre as áreas de descarga de peso na região plantar de indivíduos sem hemiplegia e bailarinos. ....	112
Figura 5.4 -	Comparação entre as áreas de descarga de peso na região plantar de indivíduos sem hemiplegia e ginastas. ....	116

# ***LISTA DE TABELAS***

Tabela 5.1 -	Tipologia de pés avaliados em indivíduos sem hemiplegia. ....	99
Tabela 5.2 -	Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de indivíduos sem hemiplegia. ....	100
Tabela 5.3 -	Tipologia de antepés avaliados em indivíduos sem hemiplegia. ....	100
Tabela 5.4 -	Tipologia de mediopés avaliados em indivíduos sem hemiplegia. ....	101
Tabela 5.5 -	Tipologia de retropés avaliados em indivíduos sem hemiplegia. ....	101
Tabela 5.6 -	Quantidade de Hemiplégicos por hemicorpo. ....	102
Tabela 5.7 -	Dificuldade de execução dos ítems da Escala de Berg. ....	102
Tabela 5.8 -	Pontuação da Escala de Berg. ....	103
Tabela 5.9 -	Análise do aumento da massa muscular. ....	104
Tabela 5.10 -	Tipologia de antepés encontrados nos lados hemiplégico e não hemiplégico. ....	104
Tabela 5.11 -	Tipologia de mediopés encontrados nos lados hemiplégico e não hemiplégico. ....	105
Tabela 5.12 -	Tipologia de retropé encontrados nos lados hemiplégico e não hemiplégico. ....	105
Tabela 5.13 -	Descarga de peso nos artelhos. ....	106
Tabela 5.14 -	Somatória das descargas de peso em antepé afetado e não afetado. ....	106
Tabela 5.15 -	Somatória das descargas de peso em mediopé afetado e não afetado. ....	106
Tabela 5.16 -	Somatória das descargas de peso em retropé afetado e não afetado. ....	107
Tabela 5.17 -	Somatória das descargas de peso de todos os pontos do pé afetado e não afetado. ....	107
Tabela 5.18 -	Descarga percentual de pesos na região de antepé de indivíduos sem hemiplegia e com hemiplegia. ....	108
Tabela 5.19 -	Tipologia de pé avaliado em bailarinos. ....	109
Tabela 5.20 -	Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de bailarinos. ....	110
Tabela 5.21 -	Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de indivíduos sem hemiplegia, excluídos os bailarinos. ....	111
Tabela 5.22 -	Tipos de pés das ginastas rítmicas. ....	113

Tabela 5.23 -	Tipos de antepés das ginastas rítmicas. ....	113
Tabela 5.24 -	Tipos de mediopés das ginastas rítmicas. ....	114
Tabela 5.25 -	Tipos de retropés das ginastas rítmicas. ....	114
Tabela 5.26 -	Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de ginastas. ....	115

# ***LISTA DE SIGLAS***

<b>AVC</b>	Acidente Vascular Cerebral
<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>SPF</b>	Sistema Postural Fino (SPF)
<b>UNESP</b>	Universidade Estadual Paulista

# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>17</b>
<b>INTRODUÇÃO GERAL</b> .....	<b>18</b>
1.1 <b>INTRODUÇÃO</b> .....	<b>18</b>
1.2 <b>JUSTIFICATIVA</b> .....	<b>21</b>
1.3 <b>ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS</b> .....	<b>22</b>
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	<b>24</b>
<b>FUNDAMENTOS DE ANATOMIA E FISIOLOGIA</b> .....	<b>25</b>
2.1 <b>FUNDAMENTOS DE ANATOMIA, FISIOLOGIA E PATOLOGIA PODÁLICA</b> .....	<b>25</b>
2.1.2 <b>Aspectos históricos, antropológicos relacionados à postura bípede</b> .....	<b>26</b>
2.2 <b>ANATOMIA DO PÉ</b> .....	<b>28</b>
2.2.1 <b>Articulações</b> .....	<b>30</b>
2.2.2 <b>Arquitetura do pé</b> .....	<b>31</b>
2.3 <b>O EQUILÍBRIO ARQUITETÔNICO DO PÉ</b> .....	<b>33</b>
2.4 <b>PATOLOGIAS DO PÉ QUE ACOMETEM A PISADA, EQUILÍBRIO E POSTURA</b> .....	<b>34</b>
2.5 <b>EQUILÍBRIO, CENTRO DE GRAVIDADE E POSTURA</b> .....	<b>46</b>
2.6 <b>PERTURBAÇÕES DO EQUILÍBRIO NORMAL</b> .....	<b>52</b>
2.6.1 <b>Equilíbrios Patológicos</b> .....	<b>53</b>
2.6.2 <b>Equilíbrio e Disponibilidade</b> .....	<b>53</b>
2.6.3 <b>Acidente Vascular Cerebral (AVC)</b> .....	<b>54</b>
2.6.4 <b>Alterações Sensoriais</b> .....	<b>54</b>
2.6.5 <b>Alterações Motoras</b> .....	<b>55</b>
2.6.5.1 <i>Fase Flácida</i> .....	<b>55</b>
2.6.5.2 <i>Fase Espástica</i> .....	<b>56</b>
2.6.5.3 <i>Padrão Postural</i> .....	<b>57</b>
2.6.5.4 <i>Perda do movimento seletivo</i> .....	<b>58</b>
2.6.5.5 <i>Reações Associadas</i> .....	<b>58</b>
2.6.5.6 <i>Equilíbrio</i> .....	<b>59</b>
2.7 <b>ALGUMAS SEQÜELAS APÓS UM AVC</b> .....	<b>59</b>
2.8 <b>HEMIPLÉGIA</b> .....	<b>60</b>
2.9 <b>AVALIAÇÃO SUBJETIVA DO PACIENTE E ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG</b> .....	<b>61</b>
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	<b>64</b>
<b>O ESTUDO POSTUROLÓGICO E PLATAFORMAS DE FORÇA</b> .....	<b>65</b>
3.1 <b>HISTÓRIA E INTRODUÇÃO DA POSTUROLOGIA</b> .....	<b>65</b>
3.2 <b>BAROPODOMETRIA (PODOSCOPIA ELETRÔNICA)</b> .....	<b>67</b>
3.3 <b>MATRIZES DE SENSORES DE PRESSÃO</b> .....	<b>73</b>

3.4	DIAGNÓSTICO SOBRE PLATAFORMA DE PRESSÃO.....	73
3.5	DESCRIÇÕES DE PLATAFORMAS DE FORÇA.....	74
CAPÍTULO 4 .....		76
MATERIAIS E MÉTODOS .....		77
4.1	TESTES ANTROPOMÉTRICOS PARA A CONCEPÇÃO DA PLATAFORMA .....	77
4.2	DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS E DADOS.....	79
4.2.1	A célula de carga.....	81
4.2.2	O aplicador.....	81
4.2.3	O diafragma .....	82
4.2.4	A camisa .....	82
4.2.5	O sensor .....	82
4.3	CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO E DE INTERFACEAMENTO DE SINAIS.....	84
4.3.1	Circuito eletrônico controlado através de um PSoC.....	84
4.3.1.1	<i>Circuito Escravo</i> .....	84
4.3.1.2	<i>Circuito Mestre</i> .....	86
4.4	CIRCUITO ELETRÔNICO CONTROLADO ATRAVÉS DO LABVIEW.....	87
4.5	PROGRAMA DEP .....	89
4.6	CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA ELETRÔNICO IMPLEMENTADO ...	94
4.7	AVALIAÇÃO SUBJETIVA, OBJETIVA E ESCALA DE BERG, UTILIZANDO AS PLATAFORMAS DE FORÇA .....	95
CAPÍTULO 5 .....		97
RESULTADOS E DISCUSSÕES .....		98
5.1	SISTEMA ELETRÔNICO.....	98
5.2	AVALIAÇÃO DOS INDIVÍDUOS SEM HEMIPLEGIA .....	99
5.2.1	Avaliação subjetiva.....	99
5.2.2	Avaliação Objetiva .....	99
5.3	AVALIAÇÃO DOS HEMIPLEGICOS .....	102
5.3.1	Avaliação subjetiva.....	102
5.3.2	Avaliação objetiva .....	104
5.4	Comparação entre pessoas normais e hemiplégicos.....	108
5.5	AVALIAÇÃO DOS BAILARINOS.....	109
5.5.1	Avaliação subjetiva.....	109
5.5.2	Avaliação objetiva .....	110
5.6	COMPARAÇÃO ENTRE OS BAILARINOS E OS INDIVÍDUOS SEM HEMIPLEGIA.....	111
5.7	AVALIAÇÃO DAS GINASTAS RÍTMICAS .....	112
5.7.1	Avaliação subjetiva.....	112
5.7.2	Avaliação objetiva .....	113
5.8	COMPARAÇÃO ENTRE AS GINASTAS RÍTMICAS E OS PACIENTES SEM HEMIPLEGIA .....	114

<b>CAPÍTULO 6 .....</b>	<b>117</b>
<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>118</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>120</b>
<b>GLOSSÁRIO .....</b>	<b>120</b>
<b>Apêndice A .....</b>	<b>130</b>
<b>FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA DE MEMBROS INFERIORES.....</b>	<b>130</b>
<b>Apêndice B .....</b>	<b>131</b>
<b>Escala de Equilíbrio de Berg .....</b>	<b>131</b>
<b>Apêndice C .....</b>	<b>134</b>
<b>Termo de Consentimento.....</b>	<b>134</b>

# CAPÍTULO 1

# INTRODUÇÃO GERAL

Neste capítulo é apresentada uma revisão bibliográfica sobre a evolução humana partindo da posição quadrúpede para bípede, as mudanças das estruturas corporais e fundamentação teórica sobre Baropodometria, Escala de Berg, Acidente Vascular Cerebral (AVC), Hemiplegia, assim como os objetivos e a justificativa para a execução deste trabalho.

## 1.1 INTRODUÇÃO

A passagem da posição quadrúpede para bípede ocorreu há milhões de anos atrás, causando mudanças nas estruturas do esqueleto, músculos e na parte fisiológica (LEAKEY, 1981).

Assim, estruturas como a coluna espinhal desenvolveu uma série de curvaturas "cifoses e lordoses" - ganhando maior elasticidade e flexibilidade estrutural para reagir adequadamente aos vários estresses que derivam das novas posturas.

O pé é um órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo devido a sua colocação no solo.

O homem se estabiliza no seu ambiente por uma integração de informações que procedem dos receptores visuais (olhos), vestibular (ouvido) e plantar (pés). Dessa forma é suficiente alterar uma ou mais dessas informações para modificar sua estabilização.

Para se interpretar as alterações no apoio plantar, os pés são geralmente divididos em três regiões distintas: região do calcâneo, que representa a pressão exercida pelo calcâneo; região do meio do pé, que representa os apoios exercidos, geralmente, pela parte externa do arco dos pés, e região dos dedos, que representa o apoio dos dedos.

A adaptação do pé ao membro inferior e à cintura pélvica é uma fisiologia fundamental para a compreensão dos problemas estáticos. Um movimento pélvico ou uma má posição pélvica acarreta uma adaptação do pé. Uma deformação do pé é sempre responsável por uma má posição pélvica (BIENFAIT, 1995).

Sendo que, toda descarga de peso na região plantar pode sofrer alterações por qualquer desvio ou mau posicionamento pélvico afetando a abóboda plantar.

Na abóbada plantar, o peso do corpo, transmitido pelo membro inferior, aplica-se sobre o tarso posterior, ao nível de uma polia que se chama astrágalo, por meio da articulação túbio-tarsiana. Daí os esforços se dividem em três direções, para as regiões de apoio da abóbada plantar (SPENCE, 1993).

O corpo humano é submetido à força gravitacional. Para que esteja em equilíbrio estável, seu centro de gravidade deve estar no centro de sua base de sustentação. Qualquer desequilíbrio, seja ele segmentar ou articular, deverá ser compensado no mesmo plano por um desequilíbrio igual, mas em sentido oposto. De acordo com as particularidades anatômicas, a compensação poderá ocorrer sobre um ou vários segmentos, sobre uma ou várias articulações, em um ou vários planos (BIENFAIT, 1999).

É importante o estudo anatômico e topográfico de pés com deformidades visando detectar alterações passíveis de tratamento, observando também a tipologia dos pés (cavos, planos, invertidos, evertidos e eqüinos) para posteriormente aplicar técnicas adequadas de tratamento, visando uma melhor postura equilíbrio ou colocação plantar no solo.

Stokes (2000) descreve a hemiplegia como sendo uma paralisia dos músculos de um lado do corpo, contra lateral ao lado do cérebro em que ocorreu o AVC. Esta alteração na função motora pode levar a déficits na coordenação dos movimentos, fraqueza de músculos específicos, tônus anormal, ajustes posturais anormais, movimentos sinérgicos anormais e falta de mobilidade entre estruturas da cintura escapular (CACHO et al., 2004; SAHIN et al., 2001; UMPHRED, 1994).

A diminuição da força muscular da perna hemiplégica acarreta em maior desequilíbrio postural. Assim, o hemiplégico tem dificuldade em manter-se na posição ortostática e na marcha, devido ao padrão assimétrico nas posturas dinâmicas e estáticas. A postura adequada é um pré-requisito para a estabilização do corpo na posição vertical em vários movimentos (MAEDA et al., 2001).

Atualmente estão à disposição muitos instrumentos para avaliar o paciente hemiplégico. Entre estes instrumentos destacam-se os exames funcionais, que medem a capacidade do indivíduo de realizar tarefas e atividades essenciais, em aspecto quantitativo (CACHO et al., 2004; SHUNWAY et al., 2003;), ou seja, transforma as capacidades em

valores numéricos que podem ser medidos e comparados. São utilizados para discriminar o que não é normal, prever o estado futuro ou avaliar mudanças com o tempo (STOKES, 2000). Devido ao extenso grupo de pós-AVCs com incapacidades residuais, é necessário que se escolha um instrumento de avaliação válido e confiável. A Escala de Equilíbrio de Berg é utilizada para avaliar mudanças funcionais com o passar do tempo.

Foi demonstrado que a Escala de Equilíbrio de Berg tem uma excelente confiabilidade intra e interteste (0.98 e 0.99 respectivamente). Foi comprovado que a escala está correlacionada aos outros testes de equilíbrio e mobilidade, incluindo o Índice de Barthel ( $r=0.80$ ) e o Índice de Mobilidade de Tinetti ( $r=-0.91$ ) (HARRIS et al., 2005; SHUNWAY-COOK et al., 2003).

A capacidade de andar e o desempenho de como o idoso ou paciente hemiplégico o executará é um fator que está ligado às quedas, já que muitas delas ocorrem durante a marcha (HARRIS et al., 2005). O controle do equilíbrio é um fator crucial para um andar estável (CHERN et al., 2006) e deve ser focado como um dos principais itens na reabilitação do paciente pós – AVC, principalmente o estático. Também se deve levar em conta a elevação pélvica que dificulta a deambulação e equilíbrio estático.

Em particular, neste trabalho, a distribuição de forças na região plantar dos pacientes hemiplégicos será correlacionada com a Escala de Equilíbrio de Berg.

A medição da interação do pé com o solo é importante para a análise da locomoção humana. É comumente estudada utilizando sistemas de medição de força e pressão.

O Baropodômetro é um equipamento desenvolvido para a análise dos pontos de pressão plantar exercido pelo corpo, tanto em posição estática quanto dinâmica (possíveis anomalias na marcha e na postura). Com ele, pode-se analisar diversos parâmetros, como a assimetria de descarga de peso nas regiões plantares, os deslocamentos e oscilações do centro de força dos pés, etc. Geralmente, consiste de uma plataforma barosensível, com diversos sensores piezoelétricos, cujos sinais podem ser visualizados na tela de um computador, utilizando-se uma interface apropriada. Através do baropodômetro, pode-se identificar agentes diretos ou indiretos que proporcionam estabilidade corpórea ao indivíduo.

O uso do baropodômetro é indicado para análise de pé plano, pé cavo, calcâneo valgo, calcâneo varo, esporão de calcâneo, tendinites, metatarsalgias, hálux valgo e dores na região plantar. Na Europa, o baropodômetro é muito utilizado também em exames com

pacientes diabéticos, para detectar as áreas de maior pressão nos pés, podendo assim aliviá-la, evitando a formação de úlceras e em casos mais graves, a amputação dos pés.

Clinicamente, é mais relevante examinar pressões sob áreas específicas dos pés do que a pressão no pé, como um todo. Teoricamente, os pés podem ser divididos em seções cada vez menores, porém, ainda que informações mais precisas possam ser obtidas, pode haver perda de informação a respeito da função global dos pés.

De acordo com Stebbins (2005), subdivisões dos pés devem ser pequenas o suficiente para não haver confusão com a função de uma área vizinha, mas devem ser adequadamente grandes para incluir todas as informações úteis a respeito daquela área particular. Idealmente, divisões precisam corresponder à função e anatomia dos pés e devem, portanto, levar em conta os locais das articulações nos pés.

Implementou-se no Laboratório de Sensores do Departamento de Engenharia Elétrica da UNESP-Ilha Solteira um equipamento constituído por duas plataformas de força, cada uma das quais com 24 sensores, circuitos de condicionamento e interfaceamento de sinais, visando medir forças em pequenas áreas da região plantar de indivíduos e apresentá-las na tela de um computador. Utilizou-se o equipamento para medir a distribuição de força em 87 indivíduos sem hemiplegia e 10 pacientes hemiplégicos.

## **1.1 OBJETIVO**

O objetivo do trabalho foi medir e analisar, utilizando o equipamento implementado, a distribuição de peso de na região plantar de 87 indivíduos sem hemiplegia e 10 indivíduos hemiplégicos.

## **1.2 JUSTIFICATIVA**

A indústria e centros de pesquisa relacionados à Engenharia de Reabilitação disponibilizam de poucos equipamentos no mercado voltados para a medição objetiva de

parâmetros biofísicos relacionados com alterações do equilíbrio humano. Os poucos equipamentos disponíveis possuem altos custos, muitas vezes, incompatíveis com a realidade dos profissionais de saúde brasileiros e dos centros de habilitação e reabilitação humana. O baropodômetro é um exemplo deste tipo de equipamento.

É de difícil acesso para a grande maioria das clínicas, associações, hospitais e centros de habilitação e reabilitação. Não é produzido em território nacional, tendo um preço relativamente elevado. Em princípio, o equipamento possui um enorme leque de aplicações para diagnóstico clínico e fisioterapêutico, sendo sua indicação irrestrita. Através dos dados captados, fornece subsídios para que o clínico/avaliador relacione eventuais disparidades com manifestações clínicas relacionadas previamente pelo indivíduo, dentro de várias áreas do domínio clínico, sobretudo a músculo-esquelética (ortopédica).

A avaliação e a análise cuidadosa das condições clínicas funcionais de um paciente são essenciais para se estabelecer um programa para sua recuperação. Fazendo-se uma avaliação subjetiva dos pés, tornozelo, joelho e cintura pélvica e utilizando-se o equipamento para medir a descarga de peso, em pequenas áreas da região plantar, será possível fazer um diagnóstico mais preciso das condições de seu sistema músculo-esquelético e, com isto, traçar a melhor estratégia para seu tratamento.

### **1.3 ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS**

O trabalho foi organizado em seis capítulos, abordando inicialmente o estado da arte e aplicações das plataformas de força.

No Capítulo 2 são abordados conceitos relacionados à estrutura anatômica, fisiológica e funcional dos membros inferiores, aspectos históricos e antropológicos, equilíbrio, centro de gravidade e postura.

No Capítulo 3 são apresentados conceitos de Posturologia e descritos alguns tipos de plataformas de força utilizadas para análise do equilíbrio estático e dinâmico de pacientes.

No Capítulo 4 são descritos os materiais e métodos utilizados na implementação do equipamento e os testes objetivos realizados com pacientes.

No Capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados obtidos quando se utilizou o equipamento para medir a distribuição de peso na região plantar de 87 indivíduos sem hemiplegia e 10 hemiplégicos.

Por fim, no Capítulo 6, são apresentadas as principais conclusões do trabalho.

# CAPÍTULO 2

# FUNDAMENTOS DE ANATOMIA E FISIOLOGIA

O presente capítulo apresenta conceitos relacionados à estrutura anatômica, fisiológica e funcional dos membros inferiores, aspectos históricos e antropológicos, equilíbrio, centro de gravidade e postura.

## 2.1 FUNDAMENTOS DE ANATOMIA, FISIOLOGIA E PATOLOGIA PODÁLICA

O pé é um órgão da base de sustentação que determina a estática do corpo devido a sua colocação no solo podendo influenciar e por vezes desequilibrar toda a estrutura óssea desde o joelho até as estruturas temporomandibulares.

O pé e o tornozelo são pontos para onde convergem o peso do corpo. A espessura do calcanhar e dos dedos funciona como amortecedores dos choques durante as ações do correr e do andar e as articulações estão aptas ao delicado equilíbrio.

Devido a essa concentração de esforço, o pé e o tornozelo são acometidos em deformidades estáticas que, em geral, não comprometem outras partes do corpo como: coluna vertebral, cintura escapular, cintura pélvica, dentre outras. Além disso, o pé está sujeito à alta incidência de doenças sistêmicas, tais como artrite reumatóide e diabetes mellitus (HOPPENFELD, 1993).

O pé leva o homem a tomar contato físico direto e imediato com seu meio ambiente, a sua constante exposição e a suscetibilidade às lesões, obrigaram-no, além da proteção especializada (calçados), desenvolver meios de diagnóstico que visam um estudo detalhado sobre distribuição, descarga de peso, análises diversas sobre os conteúdos da marcha e soluções para acometimentos patológicos. Para esta compreensão, se faz necessário um estudo anatômico, topográfico e fisiológico das estruturas do pé, com a importante finalidade de

aplicações e medidas corretas. Um conjunto estrutural muito importante para a compreensão das descargas de pesos sobre o pé é a abóbada plantar e/ou arcos plantares (SPENCE, 1993).

O membro inferior desempenha funções vitais como a deambulação e de sustentação do peso corporal; a sua integridade é essencial para que estas funções cotidianas se processem de maneira normal e eficaz.

A partir da movimentação coordenada do membro inferior o homem pode se locomover e apoiar-se sobre seus pés, assim, para a realização da locomoção é importante salientar que deva existir uma harmonia articular, muscular e de outras estruturas para que esta execução seja bem sucedida. A partir destes eventos é de fundamental importância compreender as estruturas anatômicas e funcionais do membro inferior.

### **2.1.2 Aspectos históricos, antropológicos relacionados à postura bípede**

Ao que tudo indica, a conversão do quadrupedismo ao bipedismo, que ocorreu milhões de anos atrás, causou mudanças nas estruturas do esqueleto e músculos (LEAKEY, 1981). Teoricamente o bipedismo é explicado na forma em que nossos ancestrais adotaram esta postura devido passarem maior parte da vida na terra, assim então, acredita-se que o bipedismo pode ter permitido aos homonídeos do período pré-histórico a carregar alimento para longe com a finalidade de comê-lo em paz (LEAKEY, 1981).

Há importantes modificações nos ossos, na organização dos músculos que os acionam e nos movimentos dos membros. Acima de tudo, a adoção do bipedismo é uma das alterações anatômicas mais notáveis que se pode observar na biologia evolutiva (LEAKEY, 1981).

Entretanto, a postura ereta deve ter trazido vantagens muito importantes, porque se afirmou em uma maneira desobstruída e definitiva. Nós temos que destacar, que a postura estabelece um relacionamento indivisível entre o homem e o ambiente circunvizinho. Regras biomecânicas complexas, que são expressas em três momentos importantes: a estática, cinética e cibernética, mantêm a postura em valores fisiológicos.

Os pré-hominídeos adquiriram uma posição ereta, convertendo-se do quadrupedismo ao bipedismo. Esta mudança ocorreu certamente não por meio das adaptações simples, mas

por uma mutação genética real, que ocorresse e criasse, à longo prazo, de um jogo de estruturas harmônicas e mesmo mais funcionais (a transformação).

Isto afetou não apenas o pé, mas a arquitetura óssea inteira, do tornozelo à pélvis, as vértebras e a mandíbula, as mudanças conseqüentes nas fibras musculares, articulações, e parte nervosa. Além disso, a transformação envolveu os órgãos do corpo, bombeamento do sangue ao cérebro e outras modificações mais finas. Enquanto estas "mudanças" ocorreram, o peso do corpo influenciou as variações posicionais na linha central vertebral, que foi descarregada através dos pés e nos pés. Isso é porque, à longo prazo, a coluna espinal desenvolveu uma série das curvaturas "cifoses e lordoses" - a fim ganhar a elasticidade estrutural e poder reagir adequadamente as novas solicitações físicas ou mecânicas que derivam-se das posturas novas. A postura ereta deve ter sido relacionada às vantagens muito importantes, porque se afirmou de maneira notável e definitiva, e mesmo se os questionamentos são controversos, de acordo com muitos especialistas, uma posição ereta cria prioridades fundamentais do ponto ergonômico da vista.

O termo "postura", está relacionado à primeira presença viva na terra e representa posicionar do animal no contexto global de suas atividades fundamentais, que são a função cardiorrespiratória, a função metabólica, a função de estática e reprodutiva. O corpo humano, tentando encontrar seu próprio contrapeso no conforto habitativo, dá a prioridade ao gasto energético mínimo, que o permite de se comunicar com o ambiente exterior por meio de um sistema extra-verbal. A postura define conseqüentemente um relacionamento invisível entre o homem e o ambiente circunvizinho, com uma série incontável dos estímulos que fornecem a informação continuamente ao cérebro, com as modificações funcionais conectadas à vida relacional normal (a informação).

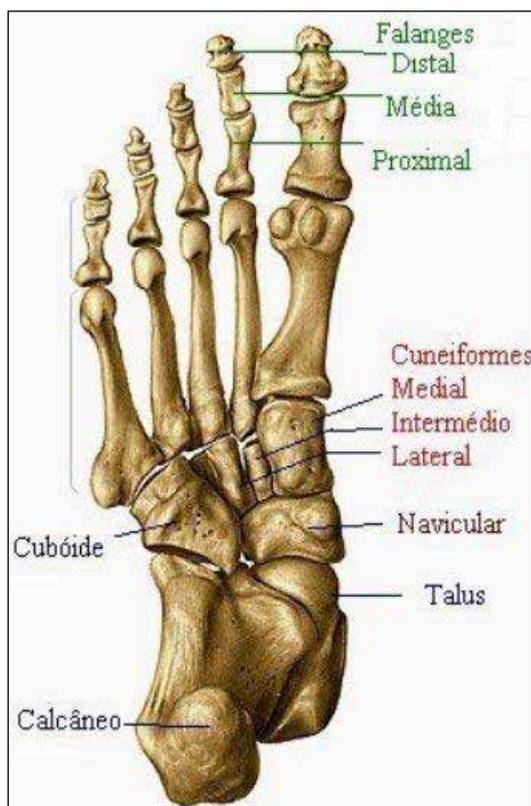
O estudo da postura envolve também a compreensão de diversos aspectos fundamentais do instrumento locomotor: a manutenção de uma posição ereta, opondo-se às forças da compressão e da tração, representa o momento de estática do sistema; o aspecto cinético da função fundamental dos músculos com a contração permanente e particular que é definida como estado dinâmico. O terceiro aspecto é o mecanismo cibernético que representa o momento regulatório do sistema inteiro. Age através de um sistema das conexões entre o olho e o pé e pode ser considerado como a síntese de dois tipos de informação, os exoreceptores e endoreceptores, que dão à informação da postura, sendo fundamental e contínua sobre o sistema ambiental e o corpo humano, com uma linguagem espontânea e

automática que não possa voluntariamente ser controlada. Para o aspecto cognitivo final é o psicológico, que representa o esquema do corpo global que, junto com o outro, contribui para assegurar uma comunicação útil entre seres humanos e em suas relações ao ambiente com de "uma linguagem corporal" para determinar nesta maneira uma síntese indivisível entre a psique e o corpo. Para a compreensão de todos os modelos citados devem-se separar os termos e conseqüentemente classificá-los. As estruturas ósseas, articulares e musculares apresentam-se de forma harmônica, que a partir de qualquer alteração significativa modificam estas estruturas, não funcionam como um padrão exato, porém, devemos estudar separadamente cada item para uma melhor compreensão, assim, o pé será enfocado neste estudo, já que representa a estrutura óssea que suporta as descargas de peso variadas e advindas das diversas partes do corpo.

## **2.2 ANATOMIA DO PÉ**

A estrutura do esqueleto é complexa, e responsável por funções variadas como apoio, equilíbrio, impulso, absorção de impacto e postura.

O pé humano é composto de vinte e seis ossos assim distribuídos: sete ossos do tarso (tálus, calcâneo, cubóide e os três cuneiformes); cinco ossos do metatarso; 14 falanges (três para cada um dos dedos, exceto para o hálux, que tem apenas duas), <http://static.blogstorage.hi-pi.com/> veja na Figura 2.1.



**Figura 1.1 - Ossos do Pé.**

A porção proximal do pé, junto ao tornozelo, é formada pela presença de sete ossos do tarso: o tálus (astrágalo), o calcâneo, o navicular, o cubóide e os cuneiformes medial, intermédio e lateral.

O calcanhar é formado pelo calcâneo, onde se inserem diversos músculos da panturrilha, e na superfície superior do osso calcânear está localizado o tálus, sendo que o mesmo está localizado entre os maléolos, onde ele se articula, com a tíbia e a fíbula. Neste local o tálus recebe o peso inteiro do corpo, que é distribuído para os demais ossos do tarso. Os três ossos cuneiformes e o osso cubóide articulam-se com as extremidades proximais dos ossos metatarsos.

Os ossos metatarsos são em quantidade de cinco e formam o esqueleto da região intermediária do pé, sendo numerados da medial para lateral. Os ossos metatarsos articulam-se proximalmente com os ossos do tarso e distalmente, cada um deles articulam-se com a extremidade proximal de uma falange.

O esqueleto dos dedos do pé é semelhante aos dedos das mãos, sendo formado por quatorze falanges – três (proximal, medial, distal) em cada dedo, exceto no dedo maior

(hálux), que não possui falange média e as falanges dos dedos dos pés são ossos mais curtos que os da mão.

### 2.2.1 Articulações

As articulações são mecanismos através dos quais os ossos são mantidos unidos. Em alguns casos, os ossos são mantidos tão próximos que não há movimento apreciável. Algumas articulações proporcionam grande estabilidade; algumas proporcionam estabilidade em uma direção, mas permitem liberdade de movimento na direção oposta; e algumas proporcionam liberdade de movimento para todas as direções.

A articulação do tornozelo, ou tíbio-társica, é uma articulação distal do membro inferior. É uma articulação do tipo troclear e possui somente um grau de liberdade de movimento. Essa articulação condiciona os movimentos da perna em relação ao pé no *plano sagital*. Ela é indispensável na marcha, seja ela realizada num terreno plano ou num terreno acidentado (KAPANDJI, 1990).

É uma articulação muito “fechada” que sofre alterações extremamente importantes, pois no apoio unipodal, ela suporta a totalidade do peso do corpo que se encontra aumentado pela energia cinética quando o pé entra em contato com o solo numa certa velocidade da marcha, da corrida ou de um salto (KAPANDJI, 1990), podendo ser visto na Figura 2.2 (KAPANDJI, 1990).

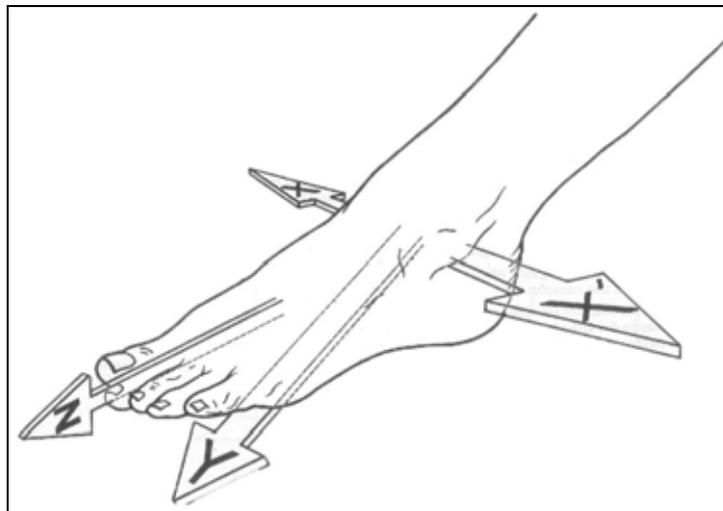


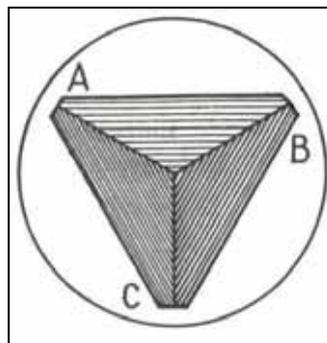
Figura 2.2 - Graus de liberdade do pé.

## 2.2.2 Arquitetura do pé

Para realizar inspeção patológica, criar dispositivos para testes, tratamentos (adaptações) ou mesmo equipamentos ergonômicos, há uma enorme necessidade de compreender o pé em sua anatomia ósteo-muscular, fisiologia articular, aspectos funcionais (tipos de pisadas) e principalmente a topografia, assim torna-se mais fácil o desenvolvimento de equipamentos e/ou aparelhos que respeitem as limitações e habilidades dos membros inferiores.

A abóbada plantar é um conjunto arquitetônico que associa harmoniosamente todos os elementos ósteo articulares, ligamentares e musculares do pé. Graças a sua mudança de curvatura e elasticidade, o pé pode adaptar-se as desigualdades de um terreno e transmitir ao solo os esforços e o peso do corpo nas melhores condições mecânicas para circunstâncias muito variadas (KAPANDJI, 1990).

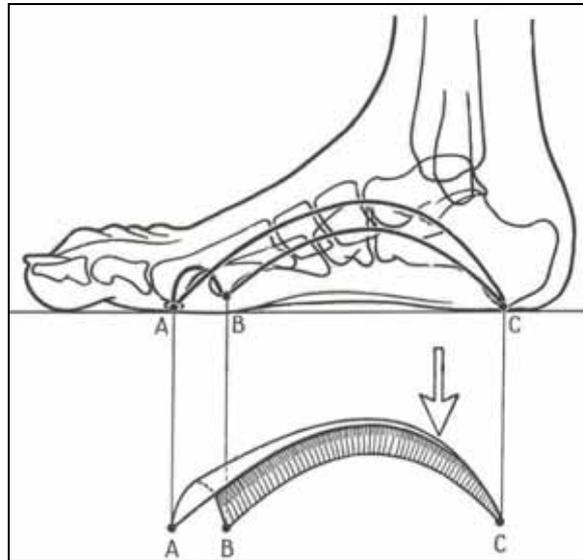
Considerada em conjunto, a arquitetura da planta do pé pode ser definida como uma abóbada sustentada por três arcos. O pé apóia-se no solo através de três pontos A, B e C que estão dispostos em um plano horizontal, nos vértices de um triângulo equilátero, como se observa na Figura 2.3 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.3** - O triângulo equilátero e seus vértices.

Segundo Kapandji (1990), a abóbada plantar, não forma um triângulo equilátero, mas possuindo três arcos e três pontos de apoio, sua estrutura é comparável: seus pontos de apoio estão compreendidos na zona de contato com o plano horizontal, ou impressão plantar. Eles correspondem à cabeça do primeiro metatarsiano (A), à cabeça do quinto metatarsiano (B) e

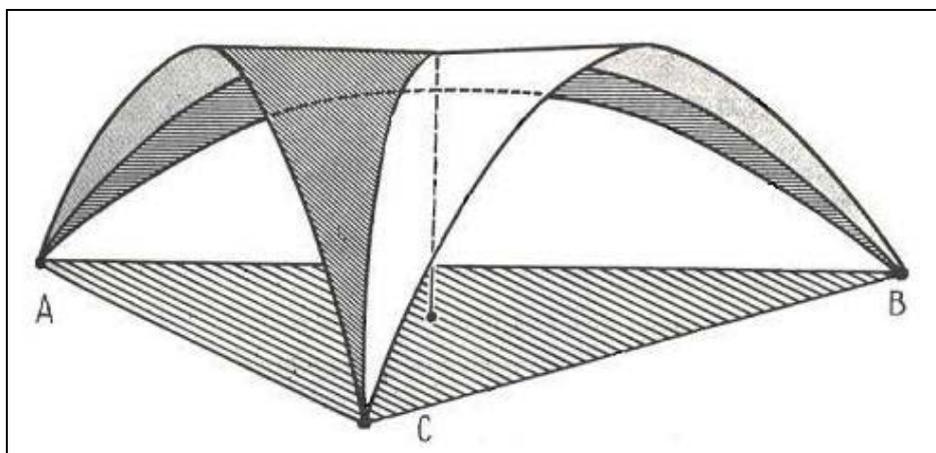
às tuberosidades posteriores do calcâneo (C). Cada ponto de apoio é comum aos dois arcos contíguos, veja na Figura 2.4 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.4** - Pontos de apoio do pé direito.

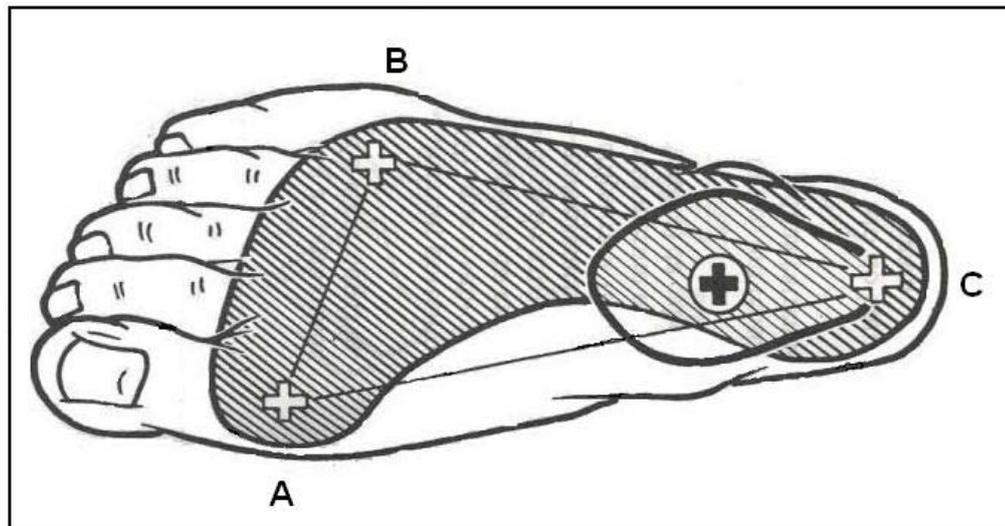
Entre os pontos A e B se tensiona o arco anterior, o mais curto e o mais baixo. Entre os dois pontos de apoio externos B e C situa-se o arco externo, de comprometimento e de altura intermediária. Entre os dois pontos de apoio internos C e A se estende o arco interno, o mais longo e o mais alto. É o mais importante dos três, tanto no plano estático como no dinâmico (KAPANDJI, 1990).

Segundo Kapandji (1990), a abóbada plantar é semelhante, à uma vela triangular inflada pelo vento. Seu vértice nitidamente levado para trás e o peso do corpo se aplica sobre seu vertente posterior em um ponto (situado no centro do dorso do pé), veja na Figura 2.5 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.5** - Abóbada plantar sustentada por três arcos.

O peso do corpo, transmitido pelo membro inferior, aplica-se sobre o tarso posterior ao nível da polia astragalina através da articulação tÍbio tarsiana. Assim, os esforços se dividem em três direções, para os três pontos de apoio da abóbada, (KAPANDJI, 1990), para o apoio anterior e interno (A), para o apoio anterior e externo (B) e para o apoio posterior (C), veja na Figura 2.6 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.6** - Vista interna da abóbada plantar do pé direito.

A distribuição relativa dos esforços sobre os três pontos de apoio da abóbada é fácil de ser compreendida se pensarmos que quando 6 kg são aplicados sobre o astrágalo (tálus), um corresponde ao apoio ântero-externo (B), dois ao apoio ântero-interno (A) e três ao apoio posterior (C) (KAPANDJI, 1990). Em posição ereta, vertical e imóvel, é então o calcanhar que suporta a principal carga, a metade do peso do corpo.

### 2.3 O EQUILÍBRIO ARQUITETÔNICO DO PÉ

O pé é uma estrutura triangular com um lado inferior, a base ou ainda a abóbada, sustentadas pelos músculos e ligamentos plantares, um lado ântero-superior, que é ocupado pelos flexores do tornozelo e pelos extensores dos dedos e um lado posterior, que comporta os extensores do tornozelo e os flexores dos dedos (KAPANDJI, 1990),

O que condiciona a adaptação correta ao solo é o resultado de um equilíbrio entre as forças próprias a cada um dos três lados, organizados sobre três raios esqueléticos articulados

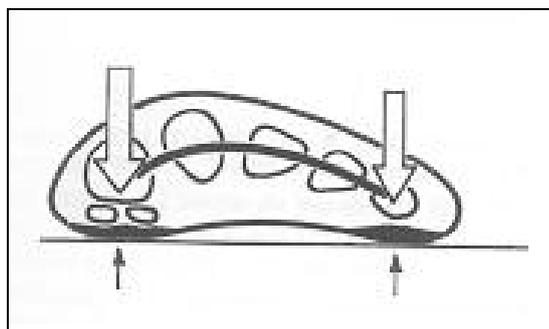
entre eles ao nível do tornozelo e do complexo articular do tarso posterior (KAPANDJI, 1990).

As alterações que diminuem ou afetam suas curvaturas, acometem gravemente o apoio no plano horizontal e repercutem obrigatoriamente sobre a corrida e a marcha, ou mesmo sobre a posição parado (KAPANDJI, 1990).

O exagero da curvatura plantar, que ocasiona um pé cavo, pode resultar de uma retração dos ligamentos plantares ou de uma contratura dos músculos plantares, ou ainda de uma insuficiência dos músculos flexores do tornozelo. Já o aplanamento da curvatura plantar, ou pé plano, pode ser devido mais a uma insuficiência das formações ligamentares ou musculares plantares do que, a um tônus exagerado dos músculos anteriores ou posteriores.

## 2.4 PATOLOGIAS DO PÉ QUE ACOMETEM A PISADA, EQUILÍBRIO E POSTURA

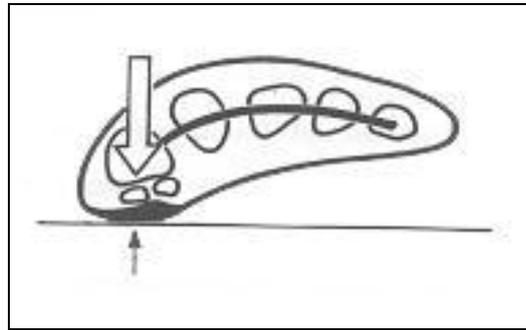
Se avaliarmos um pé eqüino do antepé simétrico iremos, notar que a curvatura do arco esta conservada, e existe uma sobrecarga dos dois pontos de apoio, que cria uma calosidade sob a cabeça do primeiro e do quinto metatarsianos (zona de ponto da abóboda plantar), podendo ser observada na Figura 2.7 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.7** - Pé Eqüino do antepé simétrico.

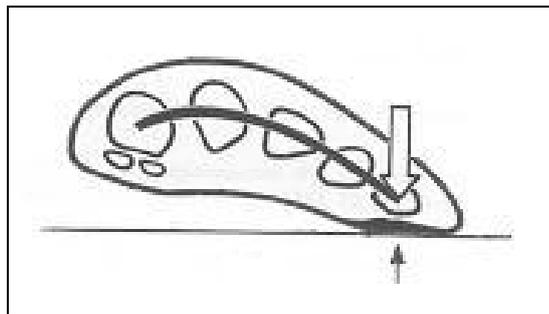
Quando encontramos o eqüino do antepé com pronação, percebemos um abaixamento predominante do raio interno devido à (contratura do tibial posterior ou do fibular lateral longo), estando à curvatura do arco conservada, a sobrecarga se localiza sobre o

apoio interno do arco, criando uma calosidade sob a cabeça do primeiro metatarsiano, podendo ser observada na Figura 2.8 (KAPANDJI, 1990).



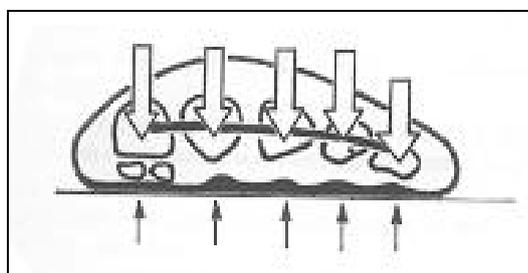
**Figura 2.8** - Pé Equino do antepé em pronação.

No equino de antepé acompanhado de uma supinação, estando conservada a curvatura do arco, a sobrecarga efetua-se sobre o ponto de apoio externo (calosidade sob a cabeça do quinto metatarsiano) podendo ser visto na Figura 2.9 (KAPANDJI, 1990).



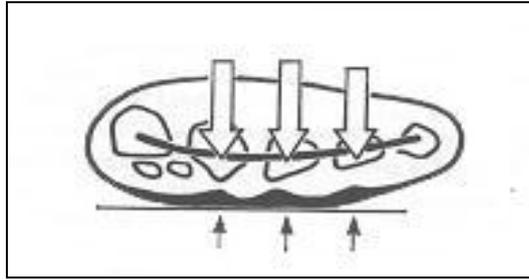
**Figura 2.9** - Pé Equino de antepé acompanhado de uma supinação.

Em certos pés cavos anteriores, a curvatura normal do arco anterior pode estar deformada: simplesmente endireitado ou anulada: trata-se de um antepé plano, e a sobrecarga divide-se sobre todas as cabeças dos metatarsos (calosidade sob cada cabeça), podendo ser visto na Figura 2.10 (KAPANDJI, 1990).



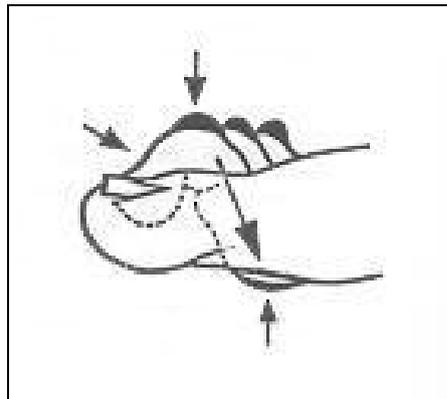
**Figura 2.10** - Antepé Plano.

Já em inversão total do arco anterior, trata-se do antepé redondo ou convexo, a sobrecarga, assinalada pelas calosidades, efetua-se sobre a cabeça dos três metatarsianos médios podendo ser visto na Figura 2.11 (KAPANDJI, 1990).



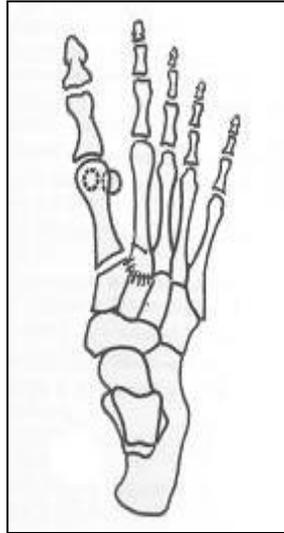
**Figura 2.11** - Antepé redondo ou convexo.

Tal inversão é causada pela deformação dos dedos em garra ou em martelo, causados por uso de sapatos pequenos ou saltos altos, pois os dedos se apóiam e se dobram; a cabeça da primeira falange é empurrada para baixo com aparecimento de um calo: a cabeça metatarsiana desce ocorre o aparecimento de nova calosidade e aparece o abaixamento do arco, podendo ser visto na Figura 2.12 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.12** - Deformação dos dedos em garra ou em martelo.

O pé ancestral (ou ainda “Neanderthal foot”) lembra do pé, pré- humano com hálux que realiza preensão, que pode ser visto na Figura 2.13 (KAPANDJI, 1990).



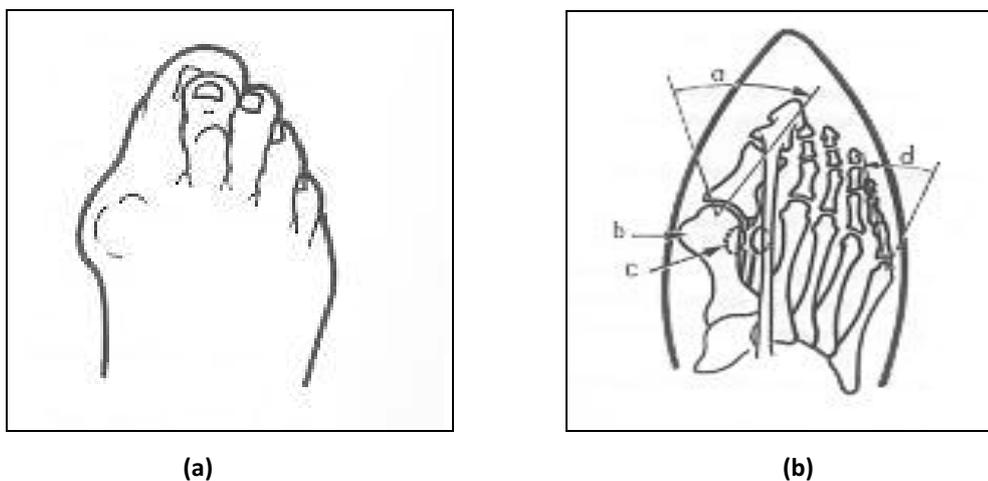
**Figura 2.13** – Pé Ancestral.

O primeiro metatarsiano é curto, hipermóvel e muito separado do segundo (metatarsos varo ou adutos”), conduzindo o hálux em uma direção oblíqua para frente e para dentro (KAPANDJI, 1990).

O segundo metatarsiano ultrapassa visivelmente os outros, o que leva sobre ele o apoio no final do passo, disso se deriva sobrecarga (KAPANDJI, 1990).

O 5º metatarsiano encontra-se muito separado para fora (valgo ou abduto).

Se este pé for colocado em um sapato pontiagudo, constitui-se um hálux valgo, empurrando os dedos médios, aumentando a deformação em martelo, o quinto dedo passa a ser varo e também contribui com a garra dos dedos médios, assim o arco anterior torna-se convexo que pode ser visto na Figura 2.14 (KAPANDJI, 1990).

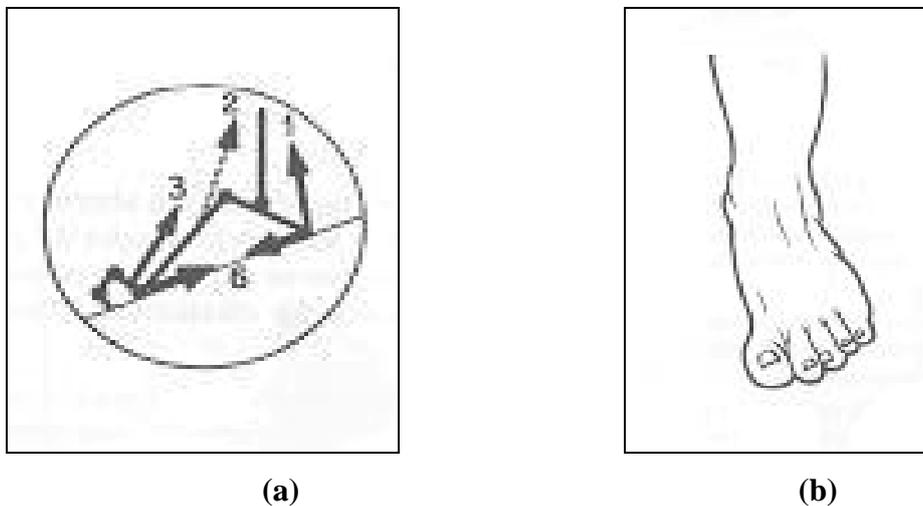


**Figura 2.14** - Deformidade do Pé Ancestral sem (a) e com sapatos (b).

O tipo morfológico do pé desempenha um grande papel no aparecimento dessas deformidades, assim temos três variedades de pés (KAPANDJI, 1990).

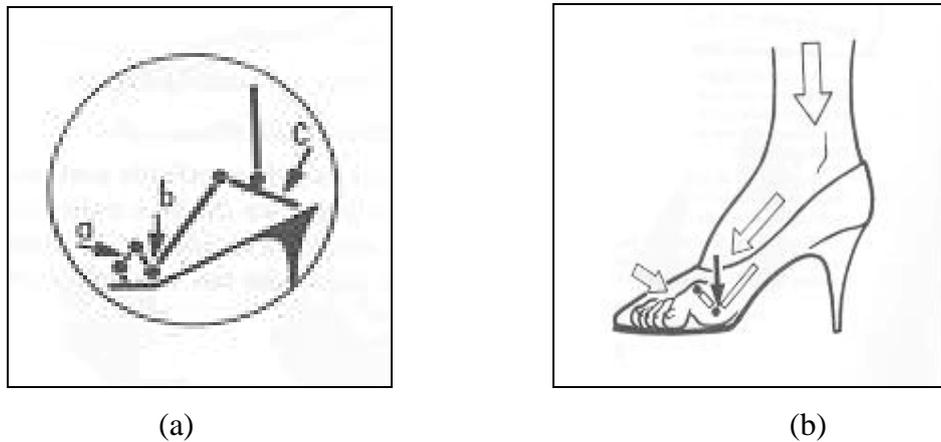
- Pé Grego: No Pé Grego o segundo dedo é mais longo, depois vem o hálux e o terceiro, mais ou menos iguais, depois o quarto dedo e por fim o quinto dedo. É neste tipo de pé que as cargas são melhores distribuídas no antepé (KAPANDJI, 1990).
- Pé Polinésio ou Pé Quadrado: Os dedos são mais ou menos todos iguais, principalmente os três primeiros (KAPANDJI, 1990).
- Pé Egípcio: O hálux é mais longo e os outros vêm por tamanho e ordem decrescente, o hálux se inclina para fora do calçado (hálux valgo), e causa uma sobrecarga durante o tempo anterior ao passo, causando artrose metatarso falangeana (hálux rígido) (KAPANDJI, 1990).

O abaixamento da cabeça dos metartasianos pode também, causar por uma insuficiência do tibial anterior (2), o extensor comum (3) tenta substituí-lo e origina a inclinação das primeiras falanges; os músculos plantares (6) não contrabalanceadas agravam a curvatura e o tríceps determina um ligeiro eqüino, uma inclinação lateral em valgo, é devido à predominância do extensor comum (pé valgo eqüino) que pode ser visto na Figura 2.15 (KAPANDJI, 1990).



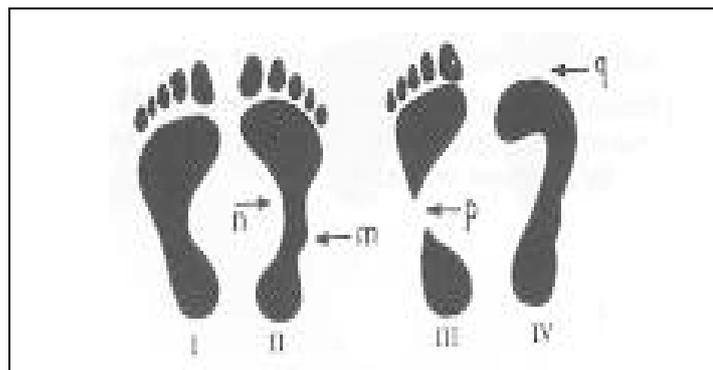
**Figura 2.15** - Pé eqüino, com inclinação lateral em valgo. (a) Visão da atitude Muscular (b) Deformação Estrutural.

Uma causa freqüente de pé cavo é o calçado muito curto ou o salto: os dedos se apóiam na ponta dos calçados e são levados em hiperextensão, ocorrendo o abaixamento das cabeças dos metatarsianos, sob a influência do peso do corpo, o pé desliza sobre o plano inclinado e o calcanhar se aproxima dos dedos, o que exagera ainda mais a curvatura da abóboda que pode ser visto na Figura 2.16 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.16** - Causas freqüentes de pé cavo. (a) Visão da atitude Muscular (b) Deformação Estrutural.

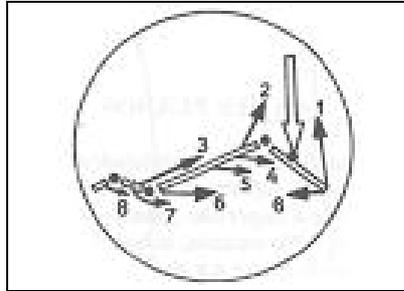
O diagnóstico do pé cavo é facilitado pelo estudo da impressão plantar: em relação à expressão normal (I), o princípio do pé cavo (II) caracteriza-se por uma proeminência convexa na borda externa (m) e por um aumento da profundidade do “golfo” (n) da borda interna; em seguida (III), o fundo do “golfo” se une à borda externa (p) cortando a impressão dos dois, nos pés cavos estruturados (IV) as características pertencentes se adiciona no desaparecimento da impressão dos dedos (q), devido à garra dos mesmos, que pode ser visto na Figura 2.17 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.17** - Estudo de impressão plantar.

A abóboda plantar poderá estar aplanada pelo peso do corpo ou pela contratura dos músculos que se fixam sobre uma convexidade: o tríceps (1), o tibial e o fibular anteriores (2), o extensor comum dos dedos e o extensor próprio do hálux (3) e pelos interósseos (7) (KAPANDJI, 1990).

A abóboda está aumentada pela contratura dos músculos que se inserem em sua concavidade: o tibial posterior (4), os fibulares laterais (5), os músculos plantares (6) e os flexores dos dedos (8), que pode ser visto na Figura 2.18 (KAPANDJI, 1990).

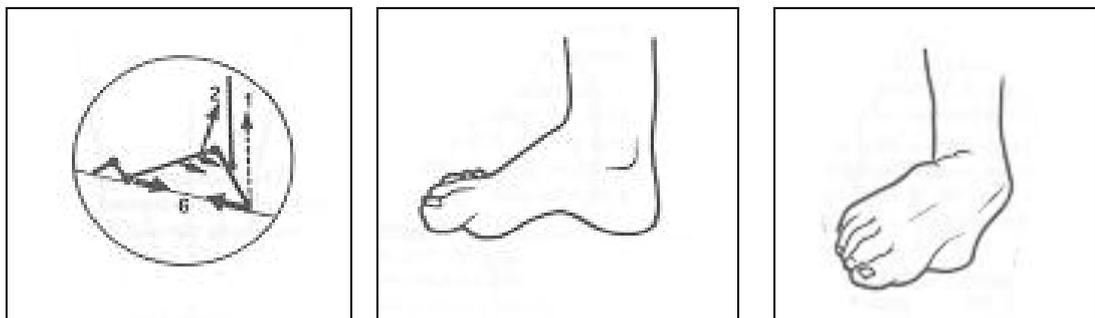


**Figura 2.18** - Conseqüências de aplanamento ou aumento da abóboda plantar.

Vale ressaltar que a insuficiência ou a contratura de um só músculo destrói todo um equilíbrio e ocasiona uma deformação.

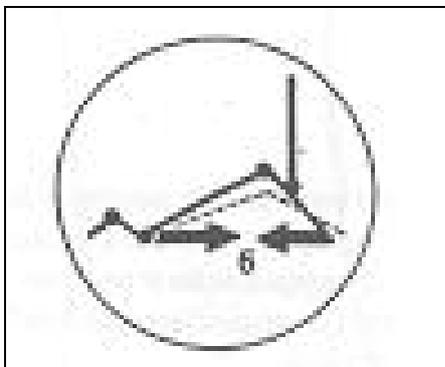
Distingue-se três tipos de pé cavos:

- Pé cavo “posterior”, assim chamado porque o problema está no arcobotante posterior, pela insuficiência do tríceps (1). Os músculos da concavidade (6) determinam o pé cavo; os flexores do tornozelo (2) inclinam o pé em flexão, assim temos como conseqüência o pé cavo tálus “posterior”, como pode ser visto na (Figura 2.19), que pode ter uma inclinação lateral em valgo, por contratura dos abdutores (extensor comum, fibulares laterais e anterior) (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.19** - Pé cavo posterior. (a) Visão da Atitude Muscular (b) Deformação Estrutural (c) Deformação Estrutural em Valgo.

- Pé cavo “médio”, relativamente raro, por contratura dos músculos plantares (6) devido, as palmilhas muito rígidas, ou por retração da aponeurose plantar, que pode ser visto na Figura 2.20.

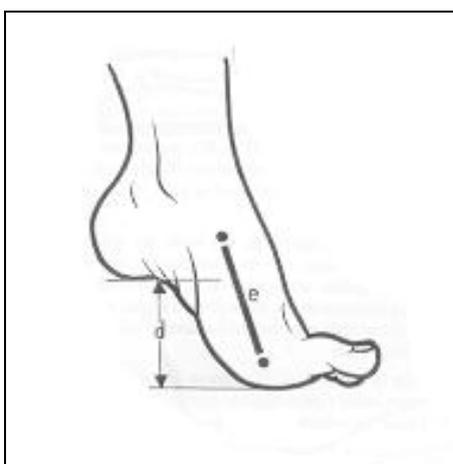


**Figura 2.20** - Pé cavo médio.

- Pé cavo “anterior” existem muitas variedades, que têm em comum uma atitude em eqüino, que pode ser visto na Figura 2.21 e apresenta duas características:

O eqüino do antepé (e) por abaixamento dos arcobotantes anteriores (KAPANDJI, 1990).

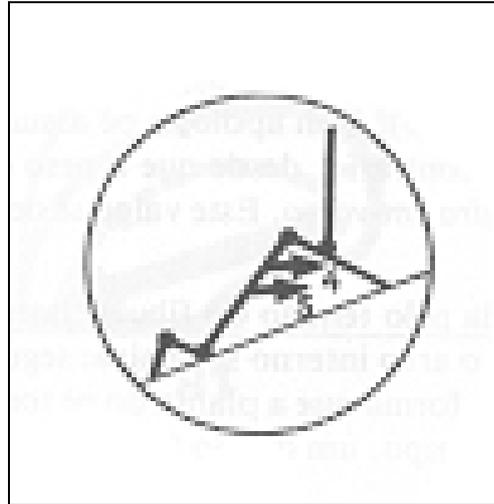
O desnível (d) entre os calcanhares posteriores e anteriores, mais ou menos redutível no apoio (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.21** - Pé cavo anterior.

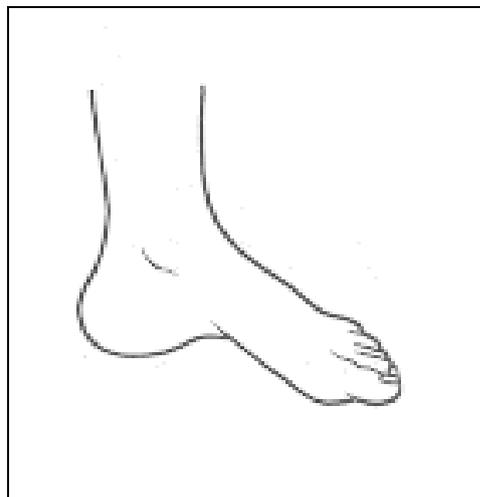
Existem vários tipos de pés cavo anterior:

A contratura do tibial posterior (4) e dos fibulares laterais (5), determina o abaixamento do antepé, que pode ser visto na Figura 2.22 (KAPANDJI, 1990).



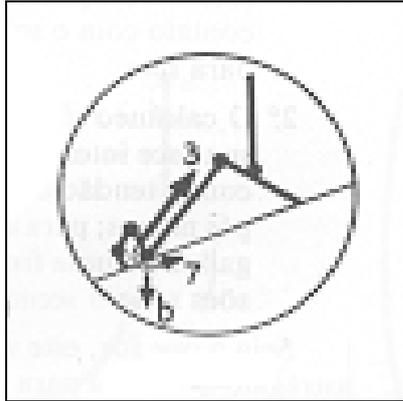
**Figura 2.22** – Causas de Pé cavo anterior.

A contração dos fibulares laterais ocasiona o pé cavo, que adquire uma inclinação em valgo: pé cavo valgo equino, que pode ser visto na Figura 2.23 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.23** – Pé cavo anterior.

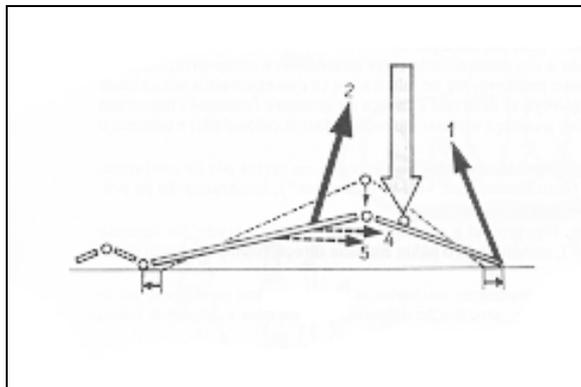
O desequilíbrio das articulações metatarso falangeanas é frequentemente a causa de um pé cavo: a insuficiência dos interósseos (7) deixa a predominância aos extensores dos dedos (3), que levam a primeira falange em hiperextensão, em consequência disso, a cabeça dos metatarsianos encontram-se abaixada (b), o que determina o abaixamento do antepé, e, portanto, o pé cavo, que pode ser visto na Figura 2.24 (KAPANDJI, 1990);



**Figura 2.24** – Desequilíbrio da metatarso falangeanas.

Os pés planos são causados pelo desabamento da abóboda plantar, devido à debilidade de seus meios naturais de sustentação, músculos e ligamentos (KAPANDJI, 1990).

Portanto o pé plano se deve, antes de tudo, a uma insuficiência muscular, insuficiência do tibial posterior (4) ou, mais freqüentemente, do fibular lateral longo (5), que pode ser visto na Figura 2.25 (KAPANDJI, 1990).



**Figura 2.25** – Insuficiência muscular (Pés planos).

Sem apoio o pé assume uma atitude de varo, já que o fibular longo é abductor.

Ao contrário, desde que o peso do corpo se aplique sobre a abóboda plantar, o arco interno cai e o pé gira em valgo, que pode ser visto na Figura 2.26 (KAPANDJI, 1990), sendo que este valgo deve-se a dois fatores:



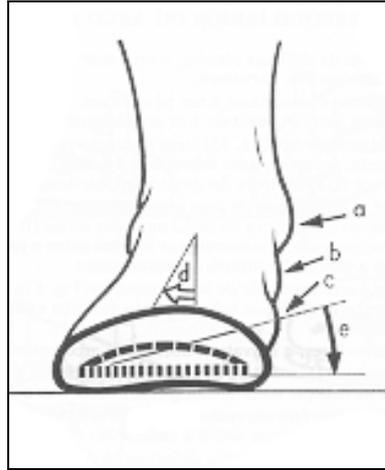
**Figura 2.26** - Atitude em valgo.

A curvatura transversal da abóboda, normalmente é sustentada pelo tendão do fibular lateral longo, que pode ser visto na Figura 2.27.



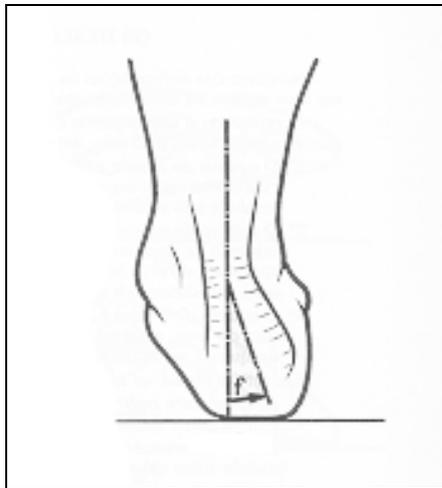
**Figura 2.27** – Curvatura Transversal da Abóboda.

Ocorrendo o aplainamento, ao mesmo tempo, o arco interno se abaixa segue-se uma rotação do antepé (e), sobre seu eixo longitudinal, de tal forma que a planta do pé toma contato com o solo através de toda sua largura, e, ao mesmo tempo um desvio (d) do antepé para fora, que pode ser visto na Figura 2.28.



**Figura 2.28** – Curvatura Aplainada.

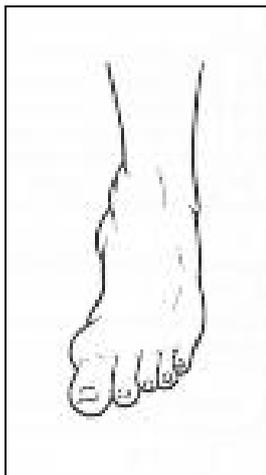
O calcâneo gira em pronação sobre o eixo longitudinal e tende a se apoiar sobre a face interna. Este valgo visível e mensurável pelo ângulo que forma o eixo do calcâneo com o tendão de Aquiles ultrapassa os 5 graus de variação fisiológica para atingir 20 graus em alguns pés planos, que pode ser visto na Figura 2.29.



**Figura 2.29** – Calcâneo em Pronação (valgo).

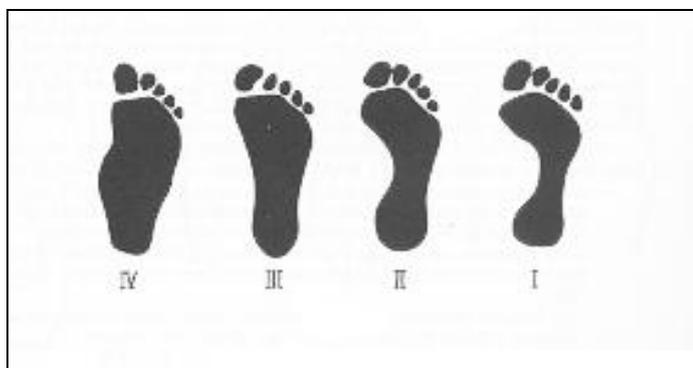
O valgismo desloca o centro de pressão para a borda interna do pé e a cabeça do astrágalo se inclina para baixo e para dentro, então vê-se aparecer na borda interna do pé três proeminências, mais ou menos evidentes, que podem ser vistas na Figura 2.30.

- Maléolo interno, cabeça do astrágalo e tubérculo do escafóide.



**Figura 2.30** – Proeminências na borda interna dos pés.

O diagnóstico do pé plano é facilitado pelo estudo da impressão plantar, em relação à impressão normal (I), assiste-se uma repleção progressiva do “golfo” interno (II e III), e ao abóboda interna acaba por se tornar convexa (IV) nos pés planos estruturados, podendo ser visto na Figura 2.31.



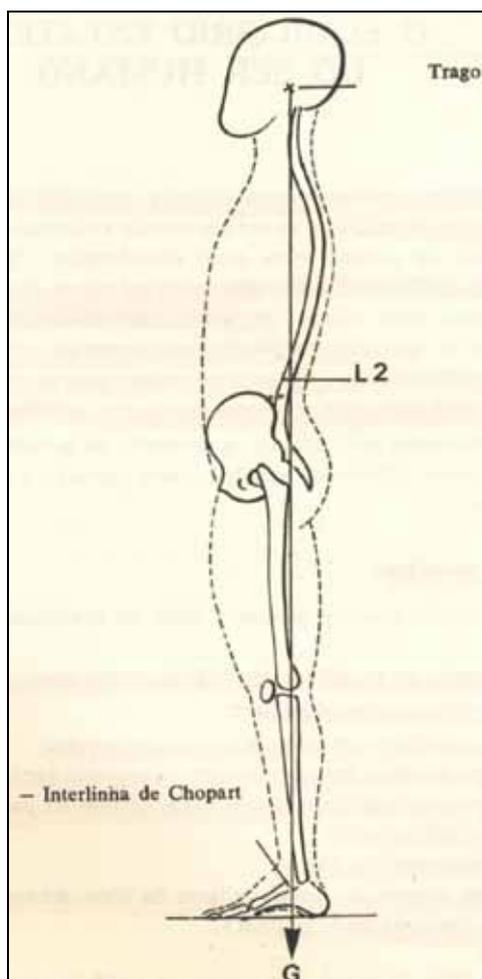
**Figura 2.31** – Proeminências na borda interna dos pés.

## 2.5 EQUILIBRIO, CENTRO DE GRAVIDADE E POSTURA

Ter acesso à posição vertical e se manter nela é uma vitória perpétua da necessidade vital sobre a força de gravidade, e esta posição ereta bípede do homem resultou da seleção natural da espécie durante milhões de anos, segundo a concepção Darwiana (PRZYSIEZNY 2002; PRZYSIEZNY, 2003).

A posição ereta é uma posição vizinha do equilíbrio estável, solicitando poucos esforços musculares, o equilíbrio é mantido pelos mecanismos reguladores do tônus postural. As ações ligamentosas se integram nesses mecanismos, as sensações proprioceptivas de tensão e de relaxamento ligamentar contribuem, com efeito, diretamente para a regulação do tônus postural dos músculos que provocam, param ou modificam essa tensão (LAPIERRE, 1982).

A linha de gravidade, parte do trago, um pouco adiante dos côndilos occipitais, ele está ao nível da coluna cervical adiante, passa nitidamente adiante na coluna torácica, cruza a coluna lombar ao nível da segunda lombar, passa atrás das últimas lombares, adiante do osso sacro, um pouco atrás da cavidade cotilóide, passa sobre o eixo do fêmur e adiante do joelho, adiante da tibia, adiante da túbio-tarsiana ao nível da interlinha de CHOPART como se observa na Figura 2.42 (LAPIERRE, 1982).



**Figura 2.2** - Linha de gravidade do corpo humano.

O conhecimento dessa linha de gravidade permite determinar teoricamente o desequilíbrio dos segmentos e o mecanismo ligamentar ou muscular que permite a sua manutenção.

No pé, com a linha de gravidade passando pelo osso cubóide, chave do arco plantar, este arco se encontra em equilíbrio.

Na perna, a linha de gravidade estando adiante, o joelho tem tendência a se colocar em hiperextensão, e sua posição é mantida pela tensão dos ligamentos laterais.

A queda para adiante esta impedida, se a ocasião se apresentar, pela tensão tônica do tríceps sural.

Na coxa a linha de gravidade corresponde ao fêmur.

Na região sacra o corpo está colocado sobre as cavidades cotilóides. Se a linha de gravidade passa atrás ele é mantido pelo ligamento de BERTIN ou pelo psoas.

Na região lombar, a linha de gravidade estando ligeiramente para trás, as contrações tônicas dos abdominais são suficientes para restabelecer o equilíbrio.

Na região torácica, ela apresenta um forte desequilíbrio para diante e pode ser mantida, ou pela contração tônica dos músculos das goteiras vertebrais, ou pelos ligamentos vertebrais, ou pelo apoio da caixa torácica, pelo intermédio do diafragma, sobre o abdome tornado resistente pelo tônus abdominal (sobretudo o transverso) e a pressão gasosa intra-abdominal.

A articulação occipito-atloidiária estando um pouco para trás da linha de gravidade, a cabeça tem tendência para tombar para trás da linha de gravidade, a cabeça tem tendência para tombar adiante. Seu braço de alavanca é muito fraco e as contrações tônicas dos músculos cervicais posteriores são suficientes para o equilibrar.

O corpo estando simétrico no sentido lateral, a equilibração lateral se faz teoricamente sem nenhum esforço.

Convém ressaltar que este equilíbrio não é um equilíbrio estável. As ações equilibradoras (tendinosas ou musculares) que nós definimos, são as ações predominantes, mas elas não são constantes, por exemplo: as oscilações do corpo fazem com que a linha de gravidade se desloque continuamente. Quando esta se aproxima do ponto de equilíbrio a tensão equilibradora diminui; ela ficará nula se este ponto for ultrapassado, e aparece mesmo de maneira fugaz, nos músculos antagonistas, até que a linha de gravidade seja repassada para

outro lado.

Esta equilibração reflexa é devida ao reflexo miotático corrigido de maneira permanente.

O centro de gravidade é definido como o único ponto de um corpo, ao redor do qual, todas as partículas de sua massa estão igualmente distribuídas dentro da base do polígono de sustentação representado pela planta dos pés e pelas zonas que as separam. Um centro de gravidade fora do alinhamento diminui os limites de estabilidade do indivíduo, comprometendo os padrões normais de movimento (BANDY, 2003; DUARTE, 2000; GAGEY; WEBER, 2000; KENDALL, 1995).

Portanto, o centro de gravidade do corpo humano não poderá ser um ponto fixo, ele depende da posição relativa dos diferentes segmentos e varia a cada instante. Estas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os muitos segmentos corporais alinhados entre si sobre uma base de suporte restrita, utilizando um sistema músculo esquelético que produz forças que variam ao longo do tempo (BARELA, 2000).

A postura é usualmente definida como o arranjo relativo das partes do corpo envolvendo um complexo mecanismo para atingir o equilíbrio nas diversas atitudes corporais assumidas nas AVD (ROSA; GABAN; PINTO, 2002).

Para Campos e Coraucci Neto (2004) a postura é mantida por mecanismos dos sistemas sensorial e motor, os quais se integram mediados pelo SNC (Sistema Nervoso Central), gerando uma ação necessária à manutenção do padrão postural. Conforme Barela (2000), a manutenção da postura envolve a necessidade de controlar os segmentos corporais, com base nas informações sensoriais, e a relação destes com outros segmentos e o meio ambiente.

Os parâmetros posturais observados em publicações científicas com base na anatomia, cinesiologia e biomecânica, estabelecem um padrão de normalidade ou natural do ser humano. Entretanto, segundo Vieira e Souza (2002), talvez não haja um padrão de postura normal do ser humano. Ela pode ser influenciada e moldada pela educação, cultura e meio social em que o indivíduo vive. Para Rosa, Gaban e Pinto (2002) as respostas de cada pessoa ao mundo é o que caracteriza sua postura corporal nas diversas tarefas do cotidiano.

Segundo Vieira e Souza (2002) a verticalidade do alinhamento postural é a posição que propicia a melhor estabilidade articular e o menor gasto energético dos músculos, evitando

problemas osteoarticulares e musculares. Entretanto, afirmam que a postura ideal não existe, pois não se pode observar o mesmo padrão de postura em indivíduos diferentes.

Quando estudamos postura corporal automaticamente estamos estudando o sistema de equilíbrio corporal postural, porque entendemos existir uma relação de dependência entre ambos. Os reflexos de endireitamento utilizados para a manutenção da postura se constituem importantes para que possamos entender a complexidade da postura corporal tendo em vista ser um trabalho integrado e simultâneo na postura corporal, e se em algumas situações esta integração for interrompida, conseqüentemente algo acontecerá como, por exemplo: quando perdemos a seqüência lógica de passos numa caminhada, ou então quando erramos os passos numa dança em relação ao ritmo; quando perdemos o equilíbrio e tropeçamos e outros fatores, tudo isso se constitui pela interrupção momentânea no circuito integrado destes reflexos posturais. Estes reflexos de endireitamento labiríntico, os que atuam sobre a cabeça, pescoço, corpo e os ópticos, estão situados na parte ventral do mesencéfalo, situado na frente do terceiro par de nervos cranianos. Pouco se sabe a respeito do meio pelo qual esses reflexos contribuem para proporcionar uma postura corporal ereta e de equilíbrio, porém, sabemos o quanto eles são importantes (BANKOFF, 2005; BANKOFF et al. 1992).

A postura corporal envolve conceito de equilíbrio, coordenação neuro-muscular e adaptação que representa um determinado movimento corporal, e as respostas posturais automáticas são dependentes do contexto, ou seja, elas são ajustadas para ir de encontro às necessidades de interação entre os sistemas de organização postural (equilíbrio, neuro-muscular e adaptação) e o meio ambiente (BANKOFF, 1992).

O equilíbrio na posição ortostática é involuntário e se torna evidente quando há perda. Este mecanismo de controle postural está fundamentado na coordenação intrínseca entre o sistema vestibular, da visão e das informações táteis e proprioceptivas dos pés (ENJALBERT et al., 1996; GAGEY; WEBER, 2000; RABISCHONG, 1996; SPAEPEN; TRIBASTONE, 2001). Portanto, o pé é uma estrutura que está em contato com o solo, controlando a distribuição da pressão plantar e suportando o peso, além de ajustar as posturas na posição ereta (BRICOT, 1999; GAGEY; MATTOS; SALGADO, 2003; WEBER, 2000).

Na posição ereta, 25% do peso do corpo são distribuídos para cada calcâneo e 25% para a cabeça dos cinco metatarsos de cada pé; na proporção de cerca de uma parte para o I metatarso e 2,5 partes para os metatarsos II a IV. A maior parte da tensão no arco longitudinal é suportada pelos ligamentos plantares. Somente cerca de 15 a 20% da tensão são suportadas

pelos músculos tibiais e fibular. Quando o corpo está na ponta de um pé, a tensão no arco é aumentada quatro vezes (RIGUETO, 2005).

Conforme Duarte e Zatsiorsky (2002), o controle da postura e a manutenção do equilíbrio provêm da interação destes três sistemas sensoriais: visual, vestibular e sensório-motor. O mesmo pensamento é observado por Gauchard et al (2003), que citam que a manutenção da postura e do equilíbrio é reflexo global da coordenação destes três sistemas.

Os estudos do equilíbrio corporal e da postura corporais proporcionam aspectos que estão englobados no sistema chamado de controle postural. Dentro deste sistema existem dois parâmetros a serem considerados, um envolvendo a orientação postural, ou seja, a manutenção da posição dos segmentos corporais em relação aos próprios segmentos e ao meio ambiente, e o outro, o equilíbrio postural, representado por relações entre as forças que agem sobre o corpo na busca de um equilíbrio corporal durante as ações motoras (RIGUETO, 2005). Estes dois, a orientação postural e o equilíbrio postural são constituídos por fenômenos distintos, no entanto, apresentam relações dependentes (RIGUETO, 2005).

Os sistemas de controle postural, com base na relação entre informação sensorial atividade motora, têm que equacionar as constantes forças que estão atuando sobre os segmentos corporais, pois se tem verificado que mesmo na posição estática, como por exemplo, na posição ereta, o corpo nunca está totalmente imóvel, sendo ele incapaz de permanecer em orientações estritamente constantes (BARELA, 2000).

Quando se refere a equilíbrio, especifica-se aquela situação na qual o corpo adota uma determinada posição em relação ao espaço, na qual a cabeça é dirigida para cima e a face para frente com ereção do corpo todo com o intuito de posicionar a cabeça na parte alta, essa posição em pé é a posição ortostática ou ereta.

Um sistema está em equilíbrio mecânico quando a somatória de forças que atuam sobre ele é igual a zero, entretanto, essa não é uma tarefa fácil quando se trata do corpo humano. Barela (2000), afirma que oscilações constantes ocorrem mesmo quando uma pessoa procura manter-se em pé o mais estável possível. Essas oscilações são decorrentes da dificuldade em manter os muitos segmentos corporais alinhados entre si sobre uma base de suporte restrita, utilizando um sistema muscular que produz forças que variam ao longo do tempo. Os segmentos corporais controlados pela ação muscular são incapazes de permanecer em orientações constantes.

Barela (2000) cita que para haver controle postural, nas diversas atividades do cotidiano, o corpo é bombardeado com várias informações sensoriais que provêm dos sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, localizando os segmentos corporais e atuando sobre as forças internas e externas, mantendo uma atividade muscular e postura apropriada.

Além disso, diversos fatores fisiológicos como a respiração, os batimentos cardíacos e o retorno venoso influem constantemente na posição ortostática, como afirmam Oliveira et al. (2000).

Na manutenção do equilíbrio corporal, o sistema vestibular, o sistema óptico e o sistema proprioceptivo precisam estar funcionalmente entrosados. A manutenção do equilíbrio geral é realizada pelo sistema vestibular. Esse sistema detecta as sensações de equilíbrio, sendo composto de um sistema de tubos ósseos e câmaras na porção petrosa do osso temporal chamado de labirinto ósseo e dentro dele um sistema de tubos membranosos e câmaras chamadas de labirinto membranoso (ou membranáceo), que é a parte funcional do sistema vestibular (GUYTON, 1996).

Duarte (2000), cita que o mapeamento do equilíbrio em diferentes posições da base de estabilidade pode ser útil para avaliar a *performance* do sistema de controle postural e controlar o equilíbrio em situações extremas em que o corpo humano possa cair.

Duarte (2000), afirma que a distribuição de carga no pé reflete na postura e no equilíbrio corporal.

## **2.6 PERTURBAÇÕES DO EQUILÍBRIO NORMAL**

Define-se como perturbações do equilíbrio normal do corpo humano, qualquer distúrbio neurosensoriomotor, proporcionando a alteração do centro de gravidade do mesmo. Nos itens a seguir ilucida-se alguns tipos de perturbações.

### 2.6.1 Equilíbrios Patológicos

A posição ereta não é um equilíbrio no sentido físico do termo; é um desequilíbrio permanente, perpetuamente compensado. Entretanto, na posição ereta imóvel, as variações equilibradoras oscilam em torno de uma posição média que constitui a “atitude” do indivíduo. Esta atitude, relativamente estável, representa a solução pessoal que ele encontrou para o problema de equilíbrio. Ela está escrita no seu esquema corporal e repousa sobre montagens sensorio-motoras precisas. Ela apresenta desse fato certa permanência que faz com que ela tenda a persistir, na medida do possível, durante as atividades dinâmicas: marcha, corrida, movimento dos braços, etc. (LAPIERRE, 1982).

Este modo de equilíbrio pessoal, ou atitude, é julgado normal quando ele não se afasta muito das referências. Fora da condição normal, esse equilíbrio foi determinado por diversas razões: como patológicas (anomalias nos segmentos ósseos, congênicas ou adquiridas, deficiências neuromotoras), razões morfológicas e genéticas, razões psicomotoras (percepção espacial, organização corporal, experiências motoras, atitudes do meio), razões psicoafetivas, quase sempre inconscientes, que estão longe de serem as mais frequentes (LAPIERRE, 1982).

### 2.6.2 Equilíbrio e Disponibilidade

A “má atitude” é sempre, paradoxalmente, não um “desequilíbrio”, mas um equilíbrio mais estável que a atitude normal. A atitude normal, com efeito, é um equilíbrio muito instável, uma oscilação, no sentido ântero-posterior e lateral, de ambos os lados de uma posição mediana. Ela assegura, portanto uma disponibilidade imediata em todos os sentidos, uma equilíbrio delicada que permite a harmonia dos movimentos dinâmicos.

A má atitude, ao contrário, é sempre um “calço” destinado a reduzir as oscilações ou as suprimir em um sentido. Este calço utiliza de preferência os ligamentos e na falta deles uma tensão muscular permanente, mas unilateral.

### 2.6.3 Acidente Vascular Cerebral (AVC)

O termo Acidente Vascular Cerebral (AVC), significa o comprometimento súbito da função cerebral, causado por inúmeras alterações histopatológicas que envolvem um ou vários vasos sanguíneos intracranianos ou extra-cranianos. Aproximadamente 80% dos AVCs são causados por um baixo fluxo sanguíneo cerebral (isquemia) e outros 20% por hemorragias tanto intraparenquimatosas como subaracnóideas.

A gravidade inicial, principalmente nas lesões isquêmicas, depende essencialmente do tamanho do vaso afetado e da circulação colateral fornecida por outras artérias em volta da área afetada (MOCELIN, 1999).

O AVC é uma súbita perda da consciência seguida de paralisia. Sua causa é um dos vários mecanismos diferentes, como a hemorragia cerebral, formação de um êmbolo ou trombo que oclui uma artéria ou ruptura de uma artéria extra cerebral que causa hemorragia subaracnóidea. É considerada uma das principais causas de morte e incapacitação entre os adultos nos Estados Unidos da América. Estima-se que 150.000 pessoas morrem a cada ano e várias centenas de milhares ficam incapacitadas.

O AVC, também chamado de derrame, exhibe sinais que dependem muito da localização da lesão no cérebro ou tronco cerebral e da extensão do dano. Como o córtex cerebral mantém uma relação de informação e permissão com os gânglios de base e cerebelo, o dano ao córtex cerebral afeta também estas áreas. Os “déficits” podem surgir após segundos, minutos, horas ou mesmo dias após o AVC; e a combinação dos déficits possibilita ao médico detectar tanto a localização quanto a extensão do problema.

### 2.6.4 Alterações Sensoriais

Os estímulos sensoriais dependem da resposta realizada pelos movimentos, os quais atuam sobre o sistema nervoso central a partir do mundo exterior, através de exteroceptores da visão, tato e audição. Estas mensagens sensoriais são integradas em nível cortical e produzem uma resposta motora coordenada, adequada às demandas do meio ambiente (BOBATH, 1990). Os movimentos são orientados durante o seu curso através da visão, por

estímulos sensoriais e dos proprioceptores dos músculos, tendões e articulações. Portanto, ocorre um desarranjo no sistema nervoso central. Assim, haverá conseqüentemente algum nível de distúrbio sensorial que resultará em alterações motoras.

O grau de envolvimento sensorial irá determinar os resultados do tratamento, já que a maioria dos pacientes hemiplégicos apresenta distúrbios da sensibilidade associados aos déficits motores. Essas alterações podem ser elementares, como: anestesia ou hipoestesia tátil, térmica e dolorosa. As alterações sensoriais mais significativas de acordo com a incapacidade do hemiplégico são as visuais e auditivas. A falta de sensibilidade manual irá reduzir o potencial funcional. As alterações proprioceptivas e de esquema corporal, dificultarão o equilíbrio e a marcha; as alterações corticais provocarão distúrbios de percepção, cognição e comunicação, comprometendo a execução de atividades mais complexas, resultando em alterações do esquema e da imagem corporal. O déficit do campo visual no lado afetado dificulta a leitura e a locomoção, já os problemas auditivos podem provocar comprometimento da acuidade auditiva, equilíbrio e afasia sensorial (LIANZA, 1998).

### **2.6.5 Alterações Motoras**

Os fatores que interferem no funcionamento motor do hemiplégico adulto, além dos distúrbios sensoriais citados, são a espasticidade ou a flacidez do membro comprometido, distúrbio do mecanismo do reflexo postural, perda dos padrões de movimentos seletivos, presença das reações associadas e alteração no equilíbrio e na marcha (BOBATH, 1990). Será feita uma abordagem posterior acerca dessas alterações.

#### ***2.6.5.1 Fase Flácida***

Na fase inicial da hemiplegia, o paciente desenvolve flacidez nos membros do lado afetado. Ele perde contato com o membro envolvido, de modo que não pode senti-lo nem movê-lo. O membro pode ser movido passivamente em uma amplitude total de movimento, sem que alguma resistência seja encontrada. Apesar de ser esperado que o lado não afetado

funcione normalmente, ele não compensa a perda da função do lado afetado. O paciente geralmente assume uma flexão lateral da cabeça direcionando-se ao lado afetado, o tronco assume o mesmo movimento. Quando sentado, não consegue equilíbrio, quando muito, é bem precário. A mão e os dedos assumirão posição de flexão e a cintura escapular torna-se retraída e deprimida. Com o retorno de qualquer tônus no braço, o cotovelo assume a posição de flexão, com pronação do antebraço. O estado de flacidez ocorre porque o centro excitatório da medula espinhal está deprimido, normalmente ausente. Não há interação nos neurônios internunciais (CAILLIET, 1981). Esta fase é acompanhada pelo desenvolvimento de padrões de retorno da função muscular e padrões de aumento de tônus. A velocidade com a qual esses padrões de função muscular retornam, é ditada pelo local, gravidade da lesão e pelo enfoque do processo de reabilitação (UMPHRED, 1994).

### ***2.6.5.2 Fase Espástica***

Após a fase flácida, que pode durar dias ou semanas, desenvolve-se normalmente a fase espástica, definida como uma hipertonia essencialmente constituída por uma exacerbação das atividades reflexas. Essa hipertonia desenvolve-se e aumenta gradualmente, o estado do tônus muscular torna-se instável até aproximadamente, 12 a 18 meses após a hemiplegia. Instalado esse padrão, o braço pode tomar-se fixo em flexão e a perna em extensão, em que a mobilidade dependerá do um esforço excessivo para a realização de movimentos com pouca amplitude e que exigem destreza. Como resultados desse esforço, aparecerão às reações associadas com um grau de espasticidade (BOBATH, 1990).

A espasticidade tem como conseqüência a perda da movimentação seletiva, afetando, principalmente, os membros superiores, não realizando isoladamente a movimentação de mão, punho e cotovelo.

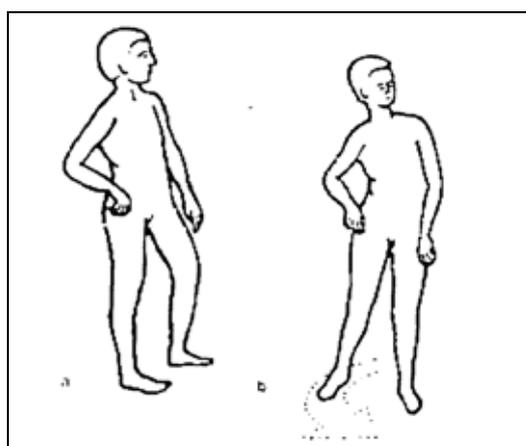
A hipertonia caracteriza-se pelo aumento da resistência do músculo ao estiramento; a resistência está diretamente ligada à velocidade do estiramento, pois quanto maior a rapidez, maior será sua reação de oposição; se houver diminuição da resistência muscular após certo grau de estiramento, no músculo, automaticamente, ocorre uma diminuição da resistência muscular; a distribuição desigual no território muscular afetado, característica que diferencia a espasticidade da rigidez extrapiramidal, pois a rigidez apresenta hipertonia na musculatura

normal e antagonista, uma vez que a espasticidade concentra-se apenas num destes (CASALIS, 1985).

O desequilíbrio muscular, caracterizado pela espasticidade agonista e a debilidade antagonista, expõem uma predisposição à deformidade, resultando em uma diminuição da capacidade funcional, interferindo na evolução motora e limitando a independência na AVD (Atividade de vida diária), AVP (Atividade de vida prática) e marcha (CASALIS, 1985).

### ***2.6.5.3 Padrão Postural***

Os membros superiores, na hemiplegia, estão severamente envolvidos, desenvolvendo padrões consistentes como: flexão das extremidades superiores, flexão do cotovelo, adução e rotação interna do ombro, flexão de punho e dedos e pronação do antebraço. A cabeça está voltada para o lado hemiplégico e o rosto para o lado oposto, a escápula é retraída e o ombro deprimido. O tronco é posteriorizado no lado hemiplégico, com flexão lateral para o mesmo lado. O membro inferior, no padrão extensor, tem a pelve posteriorizada no lado afetado e elevado; o quadril estendido, aduzido e internamente rodado. O joelho é estendido, há flexão plantar com inversão, os dedos são fletidos e aduzidos (CAILLIET, 1981), como se observa na Figura 2.49 (EGGERS, 1982)



**Figura 2.3** - Padrão patológico da hemiplegia.

#### ***2.6.5.4 Perda do movimento seletivo***

Os movimentos coordenados e a variação da postura requerida para função hábil são dependentes da capacidade de movimentar seletivamente as partes do corpo (DAVIES, 1996). A capacidade de executar movimentos seletivos é perdida em quase todos os casos de hemiplegia e essa perda de movimentos delicados e individualizados é mais visível no membro superior, no qual o paciente não consegue mover seletivamente o cotovelo, punho ou dedos. Mas a ausência de movimentos isolados afeta também os membros inferiores, prejudicando a marcha (BOBATH, 1990).

Quando a função cortical, guiada por uma realimentação proprioceptiva, está perdida, há persistência de sinergismos primitivos, que são movimentos em massa e que não devem ser confundidos com padrões reflexos de espasticidade. Isso acontece porque os centros superiores perdem o controle de inibição e facilitação de padrões movimento seletivo liberando, dessa forma, padrões estereotipados (SOBRINHO, 1992).

#### ***2.6.5.5 Reações Associadas***

As reações associadas na hemiplegia são movimentos reflexos anormais do lado afetado e reproduzem os padrões espásticos estereotipados devido a um aumento no tônus e que pode ser resultado de insegurança, esforço, excitação, temor, super-atividade do pé ou da mão sadia ou dor. Não se devem confundir reações associadas a movimentos associados, pois os movimentos podem interromper-se em qualquer momento. Entretanto, as reações associadas não podem ser influenciadas pela vontade do paciente. As reações associadas são induzidas por medo, falta de equilíbrio e esforço; parece haver uma relação direta entre a força do esforço e a gravidade do resultante aumento da espasticidade (BOBATH, 1990).

### **2.6.5.6 Equilíbrio**

As lesões no SNC (Sistema Nervoso Central), afetam o equilíbrio devido à modificação do centro de gravidade, decorrente do padrão postural anormal característico da espasticidade. As reações de equilíbrio, que são fundamentais para a manutenção e restabelecimento da postura, apresentam-se prejudicadas pela necessidade de ajustes posturais e modificações do centro de gravidade, pois mesmo as menores mudanças do equilíbrio exigem ser contraposta por modificações do tônus muscular (CASALIS, 1985).

## **2.7 ALGUMAS SEQÜELAS APÓS UM AVC**

A evolução de um paciente após um AVC pode ser prejudicada devido à instalação de algumas seqüelas. Os problemas mais comuns são:

- O desprezo do lado hemiplégico. Depois de um AVC, o paciente hemiplégico se defronta subitamente com duas metades de seu corpo que ele percebe de forma diferente e que não mais trabalham em conjunto.
- Assimetria.
- Movimento anormal.
- Ausência de reações automáticas.
- Falta de coordenação em ambas às mãos.
- Deficiência sensitiva.
- Distúrbios cognitivos, perceptivos e comportamentais.
- Incontinência urinária e fecal.
- Acometimento da fala, visão e audição.
- Desorientação.
- Ataxia.
- Paralisia facial.

## 2.8 HEMIPLEGIA

Hemiplegia é uma disfunção funcional que paralisa um lado do corpo, ocasionando um déficit sensorial e motor, podendo ocorrer outros sintomas que produzam incapacidades como afasia, disartria e defeitos do campo visual com comprometimento mental e intelectual (BOBATH, 1990).

De acordo com Davies (1996), a hemiplegia é caracterizada pela perda do controle motor de um lado do corpo. É comprovada a incapacidade típica de mover o braço e a perna; há desenvolvimento de espasticidade em padrões de massa e de movimento em sinergias estereotipadas. Sabe-se que na hemiplegia não ocorre apenas o comprometimento do braço e perna, mas sim um comprometimento global de um lado do corpo que interferirá na seletividade do movimento do tronco.

Para Mocelin (1999), a hemiplegia implica na paralisia de um lado do corpo, afetando geralmente o braço, perna e tronco. O grau de envolvimento dos membros e do tronco depende da posição e extensão da lesão, quando os neurônios motores são afetados. Quanto ao membro inferior o paciente estará limitado em realizar uma deambulação adequada, assim realizará a marcha com insegurança e limitações podendo levá-lo a quedas.

A instabilidade da marcha e os distúrbios neuromusculares causados pelo AVC, constituem um dos principais fatores que resultam na queda. As quedas representam o maior problema de saúde pública entre pessoas idosas e resulta em significativa taxa de morbidade e mortalidade (PUISIEUX et al., 2001).

Estudos mostram que a incidência de quedas varia de 23% a 50% em pacientes hemiplégicos crônicos, o que é muito maior do que numa comunidade de idosos que não sofreram AVC (11% a 30%) (HARRIS et al., 2005).

Uma das principais preocupações das quedas é que 26% das pessoas que sofreram uma queda com lesão começam a evitar situações que exijam maiores capacidades de equilíbrio, levando a declínios adicionais nas capacidades de andar e equilíbrio (SHUNWAY et al., 2003).

Atualmente estão à disposição muitos instrumentos de avaliação para o paciente hemiplégico. Entre estes instrumentos destacam-se os exames funcionais, que medem a

capacidade do indivíduo de realizar tarefas e atividades essenciais, em aspecto quantitativo (CACHO et al., 2004; SHUNWAY et al., 2003).

Estes instrumentos transformam as capacidades em valores numéricos que podem ser medidos e comparados. Eles utilizam para discriminar o que não é normal, prever o estado futuro ou avaliar as mudanças com o tempo (STOKES, 2000).

Devido ao extenso grupo de pós AVCs com incapacidades residuais é necessário que se escolha um instrumento de avaliação válido e confiável. A Escala de Equilíbrio de Berg é utilizada para avaliar mudanças funcionais com o passar do tempo.

## **2.9 AVALIAÇÃO SUBJETIVA DO PACIENTE E ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG**

Os métodos de avaliação subjetiva devem ser os mais completos possíveis e devem atender duas finalidades: fornecer elementos para a orientação da reeducação do paciente e permitir o controle para a não evolução das deformações ou das deficiências sob a ação dos exercícios.

O exame subjetivo consiste em olhar, tocar e avaliar a morfologia do paciente com o auxílio somente dos sentidos. Ele pode ser bastante preciso para alguém que é dotado de um bom senso de observação, do “golpe de vista morfológico”, mas ele é sempre suscetível de ser influenciado por fatores pessoais (LAPIERRE, 1982).

O exame subjetivo possibilita descobrir as anomalias, observar a atitude geral do indivíduo, determinar seu modo de equilíbrio e orientar o exame objetivo. Esse exame tem a vantagem de ser bastante rápido, mas é insuficiente se usado sozinho.

O exame objetivo é especializado e não entra na complexidade do caso, porque certas particularidades somente são analisadas através da análise visual.

Quando se busca examinar um indivíduo, a grande dificuldade é obter do paciente uma atitude “natural”, principalmente no fim do tratamento.

Uma avaliação fisioterápica de um paciente se inicia desde o momento em que ele entra na sala de avaliação. Busca se avaliar a partir da marcha, a uniformidade e simetria de

sua movimentação; se o membro superior em postura normal movimenta-se sincronicamente ao membro inferior contralateral. O movimento normal tem leveza, naturalidade e bilateralidade, a movimentação anormal tem movimentos assimétricos, unilateralismo e, freqüentemente, representa a tentativa do paciente em utilizar um movimento ineficaz, porém indolor. A inspeção inicial deve certamente incluir a minuciosa investigação de descolorações, abrasões, escaras e outras evidências da patologia atual ou prévia.

Durante a inspeção, cada área é comparada bilateralmente, observando qualquer indicação ou suspeita de anomalia e as condições do contorno da anatomia local. A comparação bilateral é muito eficaz na determinação e em variações de anormalidades. Este método é fundamental para o bom exame físico, e é útil não só para a inspeção, como para a palpação (óssea e de partes moles), grau de mobilidade e exame neurológico (HOPPENFELD, 1993).

A Escala de Equilíbrio de Berg foi desenvolvida por Katherine Berg, fisioterapeuta canadense, em 1993 (BERG et al., 1989), e é capaz de avaliar a propensão à queda de indivíduos, sendo utilizada principalmente para pacientes hemiplégicos e idosos (SHUNWAY et al., 2003). Consiste em tarefas de equilíbrio sobre uma das hemipartes, de transferências, em posturas dinâmicas e estáticas (BERG et al., 1989; HARRIS et al., 2005).

O teste atende vários requerimentos incluindo descrições quantitativas de equilíbrio; monitoramento do progresso do paciente e previsão da eficácia de intervenções aplicadas na prática clínica e em pesquisas (CHERN et al., 2006; SHUNWAY et al., 2003).

O teste totaliza 56 pontos. Abaixo de 36 pontos o risco de quedas é de 100%, ao passo que, com o aumento dos pontos o risco de queda é cada vez menor (SHUNWAY et al., 2003).

A escala é composta de 14 (quatorze) itens nos quais se solicita aos indivíduos avaliados a manutenção de posições ou realização de tarefas em movimento, com nível de dificuldade variável. Todos os itens são tarefas comuns da vida cotidiana. A administração da escala requer régua, cronômetro, cadeira, tamborete, espaço para girar 360° e 10 a 15 minutos sendo administrada através da observação direta da realização da tarefa.

Os itens recebem uma pontuação de 0 a 4 baseada na habilidade para atingir o tempo específico e a distância requeridos no teste. Uma pontuação 0 representa inabilidade para completar um item e uma pontuação 4 representa a habilidade de completar a tarefa

independentemente. A pontuação total varia de 0 a 56 pontos. A Escala de Equilíbrio de Berg é descrita no Apêndice B.

# CAPÍTULO 3

# O ESTUDO POSTUROLÓGICO E PLATAFORMAS DE FORÇA

Neste capítulo serão abordados conceitos de posturologia e tipos de plataformas de força para análises do equilíbrio estático e dinâmico.

## 3.1 HISTÓRIA E INTRODUÇÃO DA POSTUROLOGIA

A Posturologia é uma área da atuação que visa prevenir e tratar as alterações da postura e do equilíbrio por meio de exercícios, manipulações, manobras e órteses.

Desde 1680, vários estudiosos aplicaram ao equilíbrio humano os princípios físicos descritos por Galileu e Newton. Em 1880, na Alemanha, foi descrito que o corpo humano na posição ortostática oscila permanentemente. Na França, iniciou os registros gráficos em fisiologia humana. Em 1953, construiu-se a primeira plataforma de estabilometria. Ao passar dos anos 50, descreveram que as modificações proprioceptivas interferem na postura e, portanto, muitas patologias podem ser tratadas com estimulações posturais ao nível dos órgãos sensoriais.

Em 1973, foi descrita a Síndrome da Deficiência Postural que é um transtorno do eixo corporal. Onde desenvolveu a noção do Sistema Postural Fino (SPF) e organizou a avaliação clínica postural de acordo com os trabalhos sobre reações do equilíbrio e do tônus postural.

Em 1984, foi criada a Associação Francesa de Posturologia que posteriormente em 1995, se transformou na Associação Postural e do Equilíbrio. Em 1995, Gagey e Weber publicaram um livro com o título de Posturologia e organizaram o primeiro congresso de Posturologia. Em 2001, foi implantado um curso denominado “Posturologia Clínica”, dando ao estudo do pé uma importância postural e auxiliando na explicação teórica do sistema postural fino, além de relacioná-lo ao tratamento postural.

Villeneuve (1996) utilizou os conhecimentos da área da Podologia no estudo e tratamento postural e descreveu as perspectivas clínicas na Podologia, abordando temas relacionados com estudos da Posturodinâmica, do esporão de calcâneo, das cadeias musculares e com palmilhas posturais, utilizadas na terapêutica da postura. Colaborando de forma marcante no desenvolvimento da Podoposturologia ou também conhecida como Posturopodia e criou juntamente com outros pesquisadores a Associação de Posturologia Internacional de Posturopodia, que evoluiu a partir de 2000, para Associação de Posturologia Internacional. A partir daí, foram organizados eventos e jornais para divulgar os assuntos pertinentes ao tema, além de um curso universitário denominado de “Fisiologia da Postura e do Movimento”.

Em 1994, Villeneuve e os pesquisadores fundamentados nas pesquisas clínicas de vários outros profissionais criaram e divulgaram a Posturodontia. Esta terapêutica postural utiliza as reações de orientação, a partir do sistema estomatognático, por intermédio das placas miorrelaxantes ou de intervenções que modificam as faces vestibulares ou linguais dos dentes.

Em 1996, Villeneuve, relacionou os conhecimentos da Podoposturologia com a terapia manual, desenvolveu uma variante da terapia manual, a Posturoterapia, criando o primeiro curso norte americano direcionado para a postura, denominado “Postura e Equilíbrio”.

Com as descobertas clínicas em reeducação Neuromotora a Posturoterapia passou a ser considerada como uma técnica de reorganização funcional postural.

Muitas observações sugerem que o controle da postura não está simplesmente baseado em um conjunto de respostas reflexas, nem é uma resposta pré-programada acionada por um desequilíbrio, ao invés disto, o controle da postura é uma característica adaptável ao sistema motor, que se baseia na interação entre o estímulo aferente e a resposta eferente (ENOKA, 2000).

O equilíbrio postural, também, está fundamentado nas relações provenientes das vias aferentes (vias auditivas e vias vestibulares) através do VIII par de nervo craniano chamado vestíbulo-coclear, relacionado respectivamente com o equilíbrio e a audição, dois fatores fundamentais para se trabalhar com as questões posturais (BANKOFF et al., 1992).

Estudos recentes em neurociências mostram que as mudanças ocorridas no sistema tônico-postural não dependem exclusivamente do ouvido interno, mas na maioria dos casos de receptores sensitivos internos e externos, sendo os mais importantes, dos olhos e os dos pés.

Ainda relatam que a partir de uma reprogramação dos receptores sensitivos utilizando técnicas de manipulação corporal é possível colocá-los em ordem e restaurar o equilíbrio corporal global do sistema neuro-muscular, e assim, melhorar a postura corporal.

A avaliação dos parâmetros biomecânicos relacionados ao equilíbrio corporal postural em diferentes posturas, é realizado através da estabilometria, o qual serve para medir e avaliar o equilíbrio corporal postural. Tais, pesquisadores mediram e avaliaram o equilíbrio corporal postural num grupo de sujeitos, em quatro horários distintos ao longo do dia com o objetivo de verificar suas relações (equilíbrio corporal x postural x atividades físicas) com as práticas das atividades físicas. Os resultados mostraram que o equilíbrio corporal postural comporta-se diferentemente ao longo do dia com conseqüências bastante diferenciadas para a realização das práticas das atividades físicas, que dependem do equilíbrio corporal postural como fator fundamental para o rendimento.

O efeito da fadiga sobre a performance do controle motor nos membros inferiores, utilizando um instrumento para avaliar o equilíbrio corporal postural, na postura estática unilateralmente e bilateralmente, antes e depois da prática de exercícios físicos. Os resultados de estudos realizados mostraram haver diferença significativa no equilíbrio postural após a prática do exercício físico, diminuindo assim, a performance do controle motor, interferindo diferentemente na manutenção do equilíbrio corporal postural.

### **3.2 BAROPODOMETRIA (PODOSCOPIA ELETRÔNICA)**

Documentação objetiva é o fundamento da avaliação científica para o tratamento das disfunções do sistema músculo-esquelético. Um meio confiável para avaliar as disfunções do pé e suas relações com os outros segmentos do corpo, é um importante passo para compreender as influências posturais sobre os pés ou vice-versa (OLIVEIRA, et al., 1998).

Os primeiros registros de análise de contato entre pé e solo, remonta desde o final do século dezenove. Em 1872 Carlet, utilizou um plano de marcha circular associado a um instrumento de medida no centro, aderido à sola dos sapatos de pacientes. Os sapatos contavam com duas câmaras fixadas debaixo da sola (RIGUETO, 2005).

Em 1880 Marey e Demeny apud Libotte (2001), modificaram o estudo de Carlet, utilizando uma única câmara embaixo do sapato. Porém, em 1947 Schwartz e Heath, apud Libotte (2001), modificaram o estudo de Carlet, usando uma única câmara debaixo do sapato e pequenos transdutores (sensores piezoelétricos) de pressão aderidos à planta dos pés, para uma análise dinâmica durante o andar (RIGUETO, 2005).

Carlou e Taillard em 1962 apud Midicapteurs (1998) prosseguiram com análises experimentais dinâmicas. Por volta de 1966, importantes projetos foram executados, graças ao método de Eletropodografia desenvolvido pelo instituto de Montpellier. Por usarem sensores isolados e uma esteira dinamômetra, eles estudaram estática e dinâmica de suporte plantar. Em 1983 o trabalho do Professor Rabshong, apud Midicapteurs (1998) resultou na introdução de solas sensíveis usando a tecnologia de “pele artificial”. Simultaneamente, o trabalho elaborado por M. Jean Clot, apud Midicapteurs (1998) e sua equipe em Toulouse, concluíram a construção de um Podômetro Eletrônico: Plataforma para análise estática e dinâmica de suporte plantar (RIGUETO, 2005).

Por outro lado, somente em 1985 foi criada a Companhia MIDCAPTEUR, que fabrica e comercializa a podometria eletrônica. Com este dispositivo foi introduzido o conceito de podometria eletrônica na França (MIDICAPTEURS, 1998).

Existem poucos equipamentos, no mercado, voltados para a medição objetiva de parâmetros biofísicos relacionados com alterações do equilíbrio humano. Os poucos disponíveis possuem custos exorbitantes, muitas vezes, incompatíveis com a realidade dos profissionais de saúde brasileiros.

O Baropodômetro é um exemplo de tecnologia, que é de difícil acesso para a grande maioria das clínicas, instituições, associações, hospitais e centros de reabilitação. Não é produzido em território nacional e apresenta custo elevado. Ele trabalha com regiões dos pés, mostrando variações nas áreas equivalentes dos pés e não em pequenas áreas da região plantar.

Para o clínico preparado e experiente, os dados obtidos, através de um sistema de Baropodometria, possibilitam interpretação dos fatores que podem direta ou indiretamente estar causando os sintomas ou deformidades verificadas ou relatadas pelo paciente.

A Baropodometria é um exame objetivo e quantitativo que analisa a pressão plantar sobre uma plataforma composta de sensores, que visa mensurar e comparar as pressões

desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição em pé, estática ou na marcha. Esta avaliação constitui o fundamento científico da eficácia de muitos procedimentos conservadores ou cirúrgicos das afecções dos pés e possibilita quantificar as pressões do pé direito, esquerdo, pressões na parte anterior, posterior e no médio pé, até a repartição, modificação, hiperpressão e distribuição das pressões.

Aspectos esses que não podem ser vistos com precisão no podoscópio. O Baropodômetro permite visualizar desde a avaliação inicial até o segmento das correções e as suas respectivas evoluções clínicas. Não são, portanto, escores empíricos, são dados fidedignos e mensurados objetivamente (CHAMLIAN, 1999; LIBOTTE, 2001; NABERES, 1994; WOODEN, 1996).

Em 2005, Riguetto utiliza de uma plataforma, para realizar análise e avaliação de pacientes com disfunções na ATM (Articulação Temporo-Mandibular), e reações associadas na pisada dos pacientes.

A utilização do Baropodômetro é indispensável para avaliar de maneira objetiva os seguintes parâmetros: divisão das cargas em condições ortostáticas, posturologia do paciente em posição estática, transferência dinâmica de carga durante a fase dinâmica do passo, pico de pressão e tempo de contato com o solo, detecção das áreas de risco do pé, comparação de resultados adotados ao longo do tempo e auxílio na criação das órteses plantares.

O sistema permite fazer análises de diversos parâmetros da marcha fornecendo a força vertical; deslocamentos e oscilações do centro de força; pressões desenvolvidas em diferentes pontos das regiões plantares; número de passos por minuto; assimetria de descarga de peso corporal nas regiões plantares dos pés e duração do período isolado dessas fases da marcha; avaliando as pressões e o tempo desde o contato inicial até o contato total, o desprendimento do calcanhar e do hálux; definindo também a elaboração de gráficos de tempo e pressão, força vertical e pressão. Através de imagens geradas com diferentes cores que representam as variações de pressões exercidas nos pés. (REABILITAÇÃO, 2004).

Portanto esta avaliação é realizada por meio de sensores pressóricos de alta sensibilidade, sendo que este exame mede a distribuição pressórica estática durante o ortostatismo e comportamento dinâmico durante a marcha, corridas e saltos. Fornece dados qualitativos através da avaliação de imagem da morfologia do passo, da distribuição pressórica plantar segmentar no retro pé, médio pé e ante pé, da distribuição de cargas sobre a superfície plantar e do deslocamento do centro de força. Também fornece dados quantitativos

como o tempo das diferentes fases da marcha, a duração do passo, o tempo de apoio nos diferentes segmentos do pé; valores das forças verticais nas unidades de força convencionais; pressões desenvolvidas ao longo do passo. Os dados quantitativos possibilitam um registro numérico para estudos mais exatos entre grupos de pacientes, avaliações pré e pós-procedimentos conservadores e não conservadores. No entanto, estes dados devem ser coletados e interpretados criteriosamente (OLIVEIRA et al., 1998).

Segundo estudos realizados na Università degli Studi “La Sapienza” – O Baropodômetro eletrônico é atualmente o método o mais apropriado para o tratamento do metatarsalgia devido a sua avaliação quantitativa e qualitativa precisa da descarga de pé na posição de estática e dinâmica do peso durante as fases clínicas e pré-clínicas, conduzindo a uma repercussão positiva em sentido clínico, diagnóstico e terapêutico. O alvo deste estudo era verificar a confiabilidade, a sensibilidade, o prognóstico e especificadamente a exameção baropodométrica na metatarsalgia.

Os autores estudaram 128 pacientes com metatarsalgia atendidos na clínica ortopédica e traumatológica na primeira divisão na "Universidade de La Sapienza", Roma. Os pacientes, sendo 57 homens e 71 mulheres; com idade média para homens de 55 anos, e de 58 para mulheres os mesmos foram avaliados e baseado na suposição no que causa a sobrecarga, o resultado foi a metatarsalgia, os estudiosos avaliaram mudanças na sustentação do pé e dor conseqüente na estratégia de compensação usada pelo paciente.

O uso do Baropodômetro como um instrumento coadjuvante para observações clínicas e juntamente com raio X, os podoscópicos e os instrumentais no geral, permitiram um controle eletrônico de patologias metatarsais em circunstâncias de estática e dinâmica permitindo a medida exata da carga nas cabeças metatarsais. Assim concluíram que, os pacientes com sobrecarga sintomática adotam uma estratégia de compensação ditada pela dor.

O uso do Baropodômetro em consultórios fisiátricos de posturologia permite o médico estudar as patologias de cargas no pé, e as afecções do tipo ortopédicas, neurológicas, diabetológicas, vascular, otorinolaringológicas, tanta na fase estática como na dinâmica. O exame permite a intervenção preventiva, curativa médica, quirocirúrgicas, reabilitativa e órteses (palmilhas).

O exame de descarga de peso nos pés tem sido avaliado de forma subjetiva, quer dizer, o avaliador observa e julga. Na década de noventa, os fisioterapeutas e profissionais de saúde pintavam as solas dos pés dos referidos pacientes, e solicitavam que os mesmos pisassem em

uma folha de papel em branco para observar como acontecia a descarga de peso nos pés e avaliavam quais as disfunções que ocorriam. O podoscópio, aparelho que também se utilizava na mesma época, não oferecia uma avaliação objetiva ou quantitativa de descarga de peso nas solas dos pés, pois o avaliador observa o pé através de espelhos que se deslocam para cima e para baixo, garantindo a visualização da distribuição de carga.

Esses métodos subjetivos ainda são utilizados em muitos ambulatórios, hospitais e clínicas, uma vez que o Baropodômetro é um aparelho de custo elevado e de difícil acesso a muitas instituições que executam trabalhos de habilitação e reabilitação de pacientes.

A Baropodometria garante uma avaliação objetiva com fundamento científico para o tratamento das disfunções do sistema músculo-esquelético. Um meio confiável para avaliar as disfunções do pé e suas relações com os outros segmentos do corpo, é um importante passo para compreender as influências posturais sobre os pés ou vice-versa (OLIVEIRA et al., 1998).

A Baropodometria é um exame objetivo e quantitativo que analisa a pressão plantar sobre uma plataforma composta de sensores, que visa mensurar e comparar as pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição em pé, estática ou na marcha.

Portanto esta avaliação é realizada através de sensores pressóricos de alta sensibilidade, sendo que este exame mede a distribuição pressórica estática durante o ortostatismo e comportamento dinâmico durante a marcha, corridas e saltos. Fornece dados qualitativos através da avaliação de imagem da morfologia do passo, da distribuição pressórica plantar segmentar no retro pé, médio pé e antepé, da distribuição de cargas sobre a superfície plantar e do deslocamento do centro de força. Também fornece dados quantitativos como o tempo das diferentes fases da marcha, a duração do passo, o tempo de apoio nos diferentes segmentos do pé; valores das forças verticais nas unidades de força convencionais; pressões desenvolvidas ao longo do passo. Os dados quantitativos possibilitam um registro numérico para estudos mais exatos entre grupos de pacientes, avaliações pré e pós-procedimentos conservadores e não conservadores. No entanto, estes dados devem ser coletados e interpretados criteriosamente (OLIVEIRA et al., 1998).

A medição da interação do solo com o pé é importante para a análise da locomoção humana. É comumente estudada utilizando sistemas de medição de força e pressão.

Plataformas de força são empregadas em análises da marcha e da postura. Elas informam os componentes da reação do solo na região fornecendo também o deslocamento do centro de pressão instantâneo, mas não propiciam informações a respeito da localização do pé na plataforma ou a distribuição das cargas nos pés. Diversas soluções empíricas foram

propostas na literatura para se obter esta informação essencial para a análise da marcha e da postura. A localização do pé é, freqüentemente, determinada utilizando a plataforma de força em associação com um sistema óptico-eletrônico que detecta um número variável de marcadores, colocados em correspondência com pontos anatômicos (SCOTT et al., 1991).

Plataformas de pressão medem a distribuição de pressão na região plantar, a localização dos pés, a força de reação vertical e o deslocamento do centro de pressão (AKHLAGHI et al., 1996).

Davis e Perri (1995) desenvolveram um dispositivo para medir pressões plantares.

Urry (1999) descreveu as características dos sensores mais comumente utilizados para medição de pressões plantares. Ele mostrou como o projeto do sensor influencia as medições e que a avaliação dos dados clínicos, exige o entendimento preliminar do sensor escolhido.

Giacomozzi e Macellari (1997) construíram um instrumento montando uma plataforma de pressão dedicada em uma plataforma de força. O dispositivo pode estimar, simultaneamente, as forças de reação do solo (forças verticais e de cisalhamento, momento livre e localização do centro de pressão), a distribuição de pressão na área de contato solo-pés e a trajetória do centro de pressão superposto na área de contato.

Medições de pressões plantares são comumente utilizadas para determinar características de cargas específicas na sola dos pés. Todavia não há consistência nas técnicas de medição nem nos resultados relatados, segundo Stebbins (2005).

Clinicamente, é mais relevante examinar pressões sob áreas específicas dos pés do que a pressão no pé, como um todo. Teoricamente, os pés podem ser divididos em seções cada vez menores, porém, ainda que informações mais precisas possam ser obtidas, podendo haver perda de informação a respeito da função global dos pés (LORD et al., 1986).

De acordo com Stebbins (2005), subdivisões dos pés devem ser pequenas o suficiente para não haver confusão com a função de uma área vizinha, mas devem ser adequadamente grandes para incluir todas as informações úteis a respeito daquela área particular. Idealmente, divisões precisam corresponder à função e anatomia dos pés e devem, portanto, levar em conta os locais das articulações nos pés.

Uma matriz de sensores capaz de medir forças em pequenas áreas dos pés pode ser muito útil em estudos de Biomecânica e Baropodometria.

### 3.3 MATRIZES DE SENSORES DE PRESSÃO

Diversos dispositivos tem sido desenvolvidos, para medir as variações de força em determinados setores da zona de apoio. Na atualidade, a maioria dos sistemas utiliza sensores de pressão. Suficientemente planos os sensores podem fixar-se em locais como o sapato ou plataformas. Libotte (2001) considera uma matriz de sensores quando a mesma cobre uma superfície de  $25 \times 15 \text{ cm}^2$ . O sinal obtido é amplificado e enviado a um computador. Uma pressão exercida sobre um dos sensores aumenta sua capacidade e diminui sua resistência a uma corrente alternada. Os sensores estão conectados a diodos luminosos de tal maneira que a intensidade da luz emitida por estes, seja proporcional à força aplicada. O principal determinante da qualidade dos sistemas é o tipo de sensor. Existem três tipos de sensores, que são: sensores de quartzo piezoelétricos; sensores de variações de resistência e sensores de variação de capacidade (LIBOTTE, 2001).

### 3.4 DIAGNÓSTICO SOBRE PLATAFORMA DE PRESSÃO

A plataforma de pressão é um tapete constituído por uma superfície de sensores que registram, no momento da passagem do pé, uma força, uma superfície e um tempo de apoio. Estes fatores permitem, portanto, analisar conjuntamente os movimentos das articulações inferiores e entender a eventual origem mecânica dos sintomas descritos pelo paciente. A realização deste diagnóstico se efetua em duas etapas. Através de uma segmentação das diversas partes do pé e de um confronto entre o pé direito e o pé esquerdo (AVAGNINA; BENGUERBI; SCHMIDT, 2003).

É inútil procurar um ponto de referência normal comum a todos os pacientes. A mecânica de cada indivíduo nasce da funcionalidade própria de cada pé e do próprio modo de caminhar. Quando o pé efetua uma passagem sobre a plataforma de força, o computador registra a força gerada pelo achatamento do pé sobre a plataforma, assim como, a quantidade de superfície dos sensores estimulados e os tempos de passagem sobre a plataforma. A relação entre força (F) e superfície de apoio (S) permite, portanto, calcular a pressão do pé (P), assim a equação 01 nos permite verificar essa relação.

$$P = \frac{F}{S} \quad (\text{Eq. 1})$$

### 3.5 DESCRIÇÕES DE PLATAFORMAS DE FORÇA

O desenvolvimento de sistemas capazes de monitorar e controlar determinadas ações estão sendo cada vez mais utilizados, de modo a permitir maior refinamento e confiança nos resultados obtidos. Na área instrumental de laboratório, às vezes surgem situações em que se deve ter um controle maior sobre o ensaio, fato que por vezes apresenta grandes dificuldades devido à falta de técnicos especializados ou de equipamentos mais sofisticados, que apresentam grandes custos.

As plataformas de pressão são aparelhos formados por sensores que registram uma pressão, cronometrando o tempo de ativação. O número de sensores estimulados em cada movimento permite calcular também a superfície de apoio. Quando o paciente sobe sobre a plataforma, o computador calcula primeiramente o número de sensores solicitados e depois calcula a superfície dela e ao mesmo tempo, o peso do corpo permite calcular a força expressa (AVAGNINA; BENGUERBI; SCHMIDT, 2003).

Segundo Oliveira (1998), os dados analisados de maneira estática, são:

- a superfície em cm<sup>2</sup>, que corresponde à superfície de contato correspondente à área da planta do pé;
- a pressão em (kPa), que corresponde à maior pressão exercida em um ponto específico dos pés;
- a força em (Kgf);
- a carga (% de força), correspondente à porcentagem de carga exercida em toda área dos pés.

Em relação ao registro geral, os dados são expostos lado a lado, para permitir análise de parâmetros de maneira comparativa. Impressões dos dois pés, dados representativos do baricentro médio, que correspondem aos centros de avanço direito e esquerdo e as percentuais cargas entre o antepé, o retropé, entre o pé direito e o pé esquerdo. São essas informações que permitem ao clínico avaliar a posição das articulações inferiores e do tronco, segundo a repartição da carga expressa ao nível podálico. É importante fazer a distinção entre a carga,

que representa a distribuição do peso do corpo, e a pressão dada pela relação entre a força e a superfície.

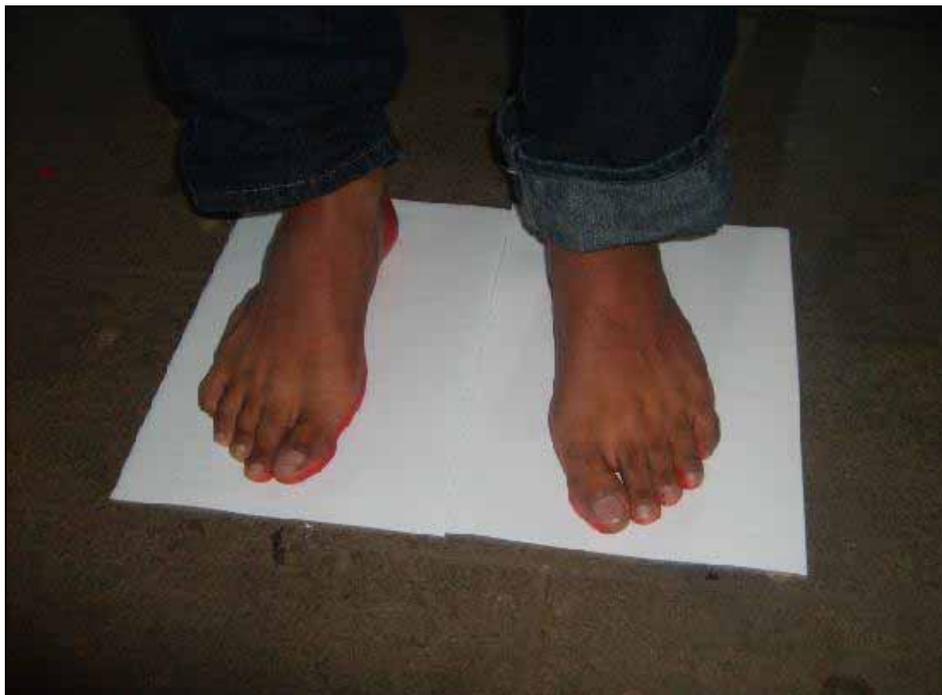
# CAPÍTULO 4

# MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento do protótipo de uma plataforma de força para aplicações biomédicas e as medições realizadas com indivíduos sem quadro de hemiplegia e hemiplégicos utilizando o equipamento implementado.

## 4.1 TESTES ANTROPOMÉTRICOS PARA A CONCEPÇÃO DA PLATAFORMA

Visando o projeto da estrutura mecânica da plataforma de força, foram coletados e pesquisados pontos de descarga de peso em 20 (vinte) indivíduos não hemiplégicos (sem histórico de queixas de dores ou problemas no sistema neuromúsculoesquelético) com idade entre 12 a 40 anos, sendo 10 (dez) do sexo masculino e 10 (dez) do sexo feminino de diversas etnias. A região plantar dos indivíduos foram pintadas com tinta guache e solicitou-se aos pacientes para pisarem em papéis sulfite para se identificar as áreas de descarga de peso (Figura 4.1).



**Figura 4.1** – Procedimento aplicado para retirada das amostras da região plantar.

Foram também obtidas imagens de raios X dos pés dos indivíduos e se realizou medições antropométricas, comparando-as com o método anteriormente descrito.

Com estes estudos preliminares foi definido o posicionamento de 24 (vinte e quatro) sensores para avaliar a descarga de peso em pontos específicos dos pés. Destes, 5 sensores foram colocados para medir a descarga de peso na região do retro-pé, 9 para medições na região do mediopé e 10 para medições na região do antepé.

Os sensores da região do antepé servem para verificar desequilíbrios do arco anterior do pé, o apoio e a deformidade em sua curvatura, possibilitando observar pés eqüinos ou deformidades em falanges. Para analisar a curvatura e os desequilíbrios do arco anterior, posicionou-se cinco sensores na região de metatarsos.

Os sensores da região do mediopé possibilitam analisar o desabamento e o aumento da curvatura da região medial do pé e a observação do pé plano ou cavo.

## 4.2 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE AQUISIÇÃO DE SINAIS E DADOS

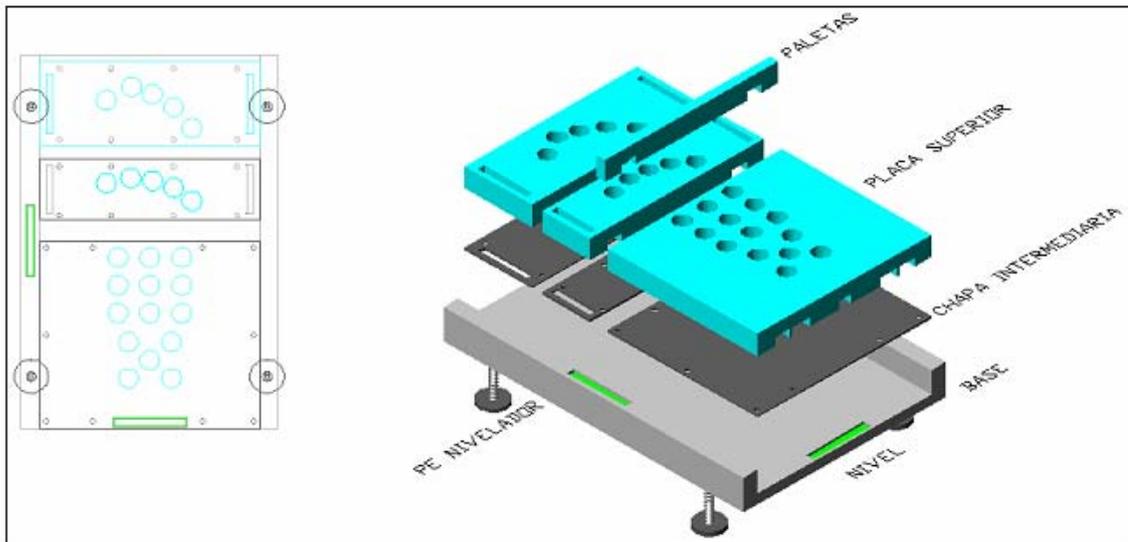
O sistema eletrônico foi implementado no Laboratório de Sensores do Departamento de Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira - SP, da UNESP. A plataforma é composta por quatro partes principais: placa superior, chapa intermediária, base e pés niveladores. Possui resistência mecânica suficiente para suportar uma pessoa de 100 kg.

A placa superior, construída em acrílico, foi dividida em três blocos independentes, sendo dois móveis e um fixo. A parte fixa é responsável por captar a descarga de peso na parte posterior do pé, ou seja, calcâneo e médio pé. As placas móveis são responsáveis pela parte anterior do pé, permitindo assim o ajuste da posição das células de carga referentes às falanges e aos metatarsos. Quando algum bloco é deslocado, para adequar-se a um tamanho de pé, são inseridas paletas de acrílico para preencher as saliências existentes. A dimensão máxima desta placa é 320 x 214 mm<sup>2</sup>.

A chapa intermediária é de aço inoxidável. Sua função é fixar e proteger as células de carga quando ocorre o movimento das placas superiores.

A base foi confeccionada em duralumínio. Pés niveladores foram colocados em suas extremidades, visando compensar alguma inclinação e/ou deformidades existentes no piso onde, foram feitas as avaliações. Dois níveis foram acoplados em cada base, possibilitando verificar os nivelamentos longitudinais e transversais da plataforma. Bordas laterais servem para guiar as placas superiores e possibilitam maior excursão do parafuso do pé nivelador. A altura de cada plataforma pode ser variada na faixa de 50 mm a 71 mm.

A chapa intermediária é de aço inoxidável. Sua função é fixar e proteger as células de carga quando ocorre o movimento das placas superiores, podendo ser observado na Figura 4.2.



**Figura 4.2** – Vista superior e isométrica da plataforma.

Na Figura 4.3 é apresentada uma foto das plataformas de força e das placas de circuito impresso onde foram montados os circuitos eletrônicos.



**Figura 4.3-** Foto das plataformas de força e placas dos circuitos eletrônicos.

Devido à mobilidade dos blocos, é possível medir com estas plataformas a distribuição de peso na região plantar de pacientes que calçam sapatos do número 36 ao 40. Cada plataforma, quando utilizada, é recoberta por um filme plástico muito fino, que tem a função de não permitir que adentre suor, ou outro líquido, nas células de carga, além de preservar a higiene.

### 4.2.1 A célula de carga

As células de carga (Figura 4.4) foram fabricadas em aço inox VC-150 (SAE 420) e instrumentadas com extensômetros metálicos do tipo diafragma. Cada célula é composta por três partes principais: aplicador, diafragma e camisa (FREITAS, 2008).

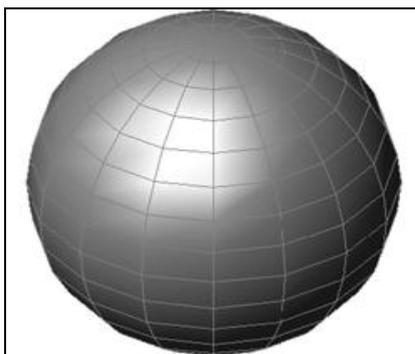


**Figura 4.4** – Célula de carga.

### 4.2.2 O aplicador

O aplicador é uma esfera de aço com diâmetro de 15,8 mm (Figura 4.5).

A parte superior de cada aplicador recebe a força exercida por pequenas áreas dos pés e transmite esta força para o diafragma. O uso da esfera, como aplicador, é de suma importância, pois quando uma força é aplicada no diafragma, através da esfera, a direção da força converge para o centro do diafragma e o valor medido, com a célula de carga, independe do ponto de aplicação da força (FREITAS, 2008).



**Figura 4.5** – Aplicador.

### **4.2.3 O diafragma**

O diafragma é a parte mais importante da célula, pois suas dimensões influenciam diretamente a faixa de força que será medida com o dispositivo. A espessura do diafragma tem influência direta e significativa na faixa dinâmica das forças a serem medidas. Foi projetado com um fator de segurança, visando que seu material sempre opere na região elástica (FREITAS, 2008).

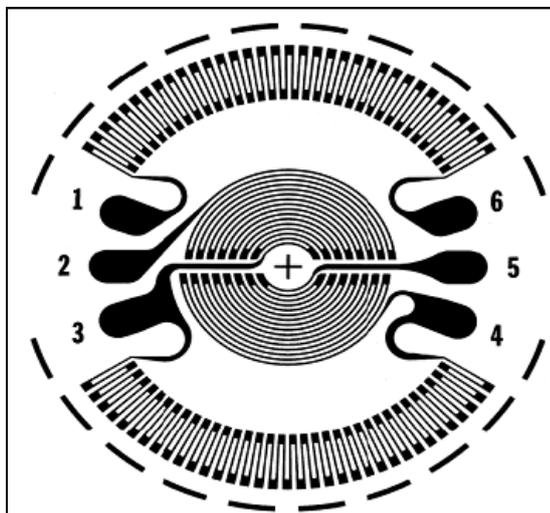
### **4.2.4 A camisa**

A camisa é o corpo da célula propriamente dito. Aloja o diafragma, guia o aplicador e protege os terminais de ligação do extensômetro. Na sua parte inferior possui um orifício, de onde saem os fios que interligam a mesma com o circuito de condicionamento de sinais. A camisa foi construída com aço carbono, pois precisa ser leve e resistente (FREITAS, 2008).

### **4.2.5 O sensor**

O sensor é um extensômetro metálico, como pode ser observado na Figura 4.6. A escolha do extensômetro utilizado levou em consideração o material onde o mesmo seria

colado, a forma geométrica, o tamanho ativo da grelha e a resistência ôhmica. O extensômetro utilizado foi do modelo EA-06-455JB-350, da *Vishay Measurements Group* (2007). Na Figura 4.6 é apresentado o diagrama do extensômetro utilizado (FREITAS, 2008).



**Figura 4.6** – Extensômetro metálico.

O significado das siglas é apresentado a seguir:

- **EA** – O suporte do extensômetro é de poliamida com filme metálico de constantan;
- **06** – Há auto-compensação de temperatura para aço inox;
- **455** – O diâmetro é de 11,557 mm
- **JB** – O extensômetro é do tipo diafragma.
- **350** – A resistência do extensômetro é de 350  $\Omega$ .
- **L** – Os terminais do extensômetro são de fio de cobre.

Os extensômetros foram conectados em Ponte de *Wheatstone* completa, possibilitando assim uma maior sensibilidade, além de reduzirem os efeitos da temperatura. (FREITAS, 2008).

Segundo estudos realizados por Freitas, 2008, as respostas das células de carga foram lineares, conforme era de se esperar, de acordo com a teoria dos extensômetros resistivos.

A histerese foi tão pequena que não foi possível quantificá-la. Constatou-se que as resoluções das células foram inferiores a 0,33 N (FREITAS, 2008).

A discrepância observada de 1 N, na medição de um peso de 49 N, é plenamente aceitável. O peso não foi distribuído uniformemente nas quatro células, porque a superfície do

corpo de teste, em contato com as células de carga, é plana e rígida, e há pequenas diferenças na altura das células de carga entre 0,02 a 0,07 mm (FREITAS, 2008).

### 4.3 CIRCUITOS DE CONDICIONAMENTO E DE INTERFACEAMENTO DE SINAIS

Foram implementados dois diferentes circuitos de condicionamento e interfaceamento de sinais, sendo um controlado por um PSoC (*Programmable System on Chip*) e o outro pelo LabVIEW.

#### 4.3.1 Circuito eletrônico controlado através de um PSoC

Neste circuito, utilizou-se blocos de um PSoC CY8C29466-24PXI, da empresa *Cypress Semiconductor*, para propiciar ganho, filtrar o sinal, realizar comunicação serial com o computador e I2C entre circuitos integrados. É constituído por um circuito mestre e por um circuito escravo.

##### 4.3.1.1 Circuito Escravo

É constituído por 6 placas de aquisição de dados provenientes das células de carga. Cada placa recebe informações de 8 células. O diagrama de uma placa, denominada escrava, é mostrado na Figura 4.7. O circuito é composto por 6 blocos:

**Bloco 1:** Representa o local de conexão das células de carga. Estas são conectadas ao circuito através de conectores USB. As células são alimentadas com 2 V e conectadas em Pontes de *Wheatstone*.

**Bloco 2:** Possui um multiplexador DJ407DJ configurado para duas entradas de 8 pinos e duas saídas. O multiplexador é controlado pelo microcontrolador interno ao PSoC que o faz

selecionar a célula de carga desejada, conectando suas saídas na entrada do Bloco 4, que é o amplificador.

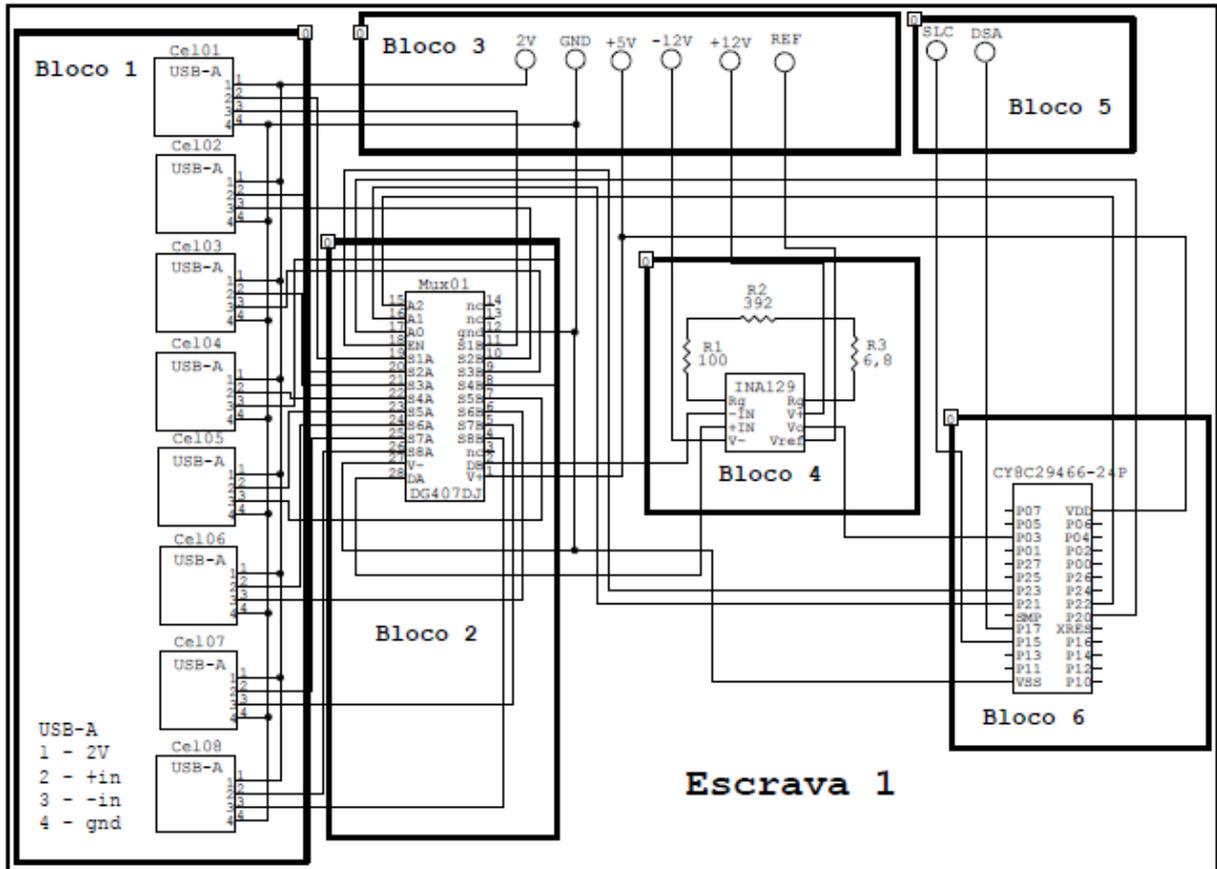


Figura 4.7 - Diagrama de uma das placas escravas.

**Bloco 3:** É a alimentação do sistema eletrônico. Fornece as tensões de 2 V para a Ponte de *Wheatstone*, 5 V para o multiplexador e para o PSoC, +12 V e -12 V para o amplificador de instrumentação INA129.

**Bloco 4:** É o estágio do circuito amplificador responsável pela maior ganho do circuito. Tem como principal componente o amplificador de instrumentação de precisão INA129 (*Burr-Brown*, atualmente Texas). Foi projetado para fornecer ganho de 100V/V.

**Bloco 5:** É responsável pela comunicação I2C do PSoC com o CI mestre contido na placa mestre.

**Bloco 6:** Contém um PSoC que seleciona as células de carga, recebe o sinal do Bloco 4, fornece um ganho de 2V/V, através de um amplificador de ganho programável (PGA) interno ao PSoC e realiza a conversão A/D do sinal de saída do PGA através de um conversor

A/D, de 10 bits, também interno ao PSoC. O sinal digitalizado é enviado para um microcontrolador interno ao PSoC que, programado em linguagem C, envia o sinal para o circuito mestre.

#### 4.3.1.2 Circuito Mestre

Foi implementado um circuito mestre (Figura 4.8) que controla o circuito escravo, ou seja, as 6 placas de aquisição de dados, que recebem os sinais provenientes das 48 células de carga, instaladas nas plataformas de força. Através do circuito mestre, os sinais mencionados são enviados para um computador, onde os dados podem ser armazenados e processados. O circuito é composto por 4 blocos:

**Bloco 1:** Está conectado a uma fonte de alimentação que fornece uma tensão de 5 V para alimentar o PSoC CY8C29466-24PXI (Bloco 3) e o CI Max232 (Bloco 4). Contém um circuito que gera um *pull-up* para o barramento de comunicação I2C.

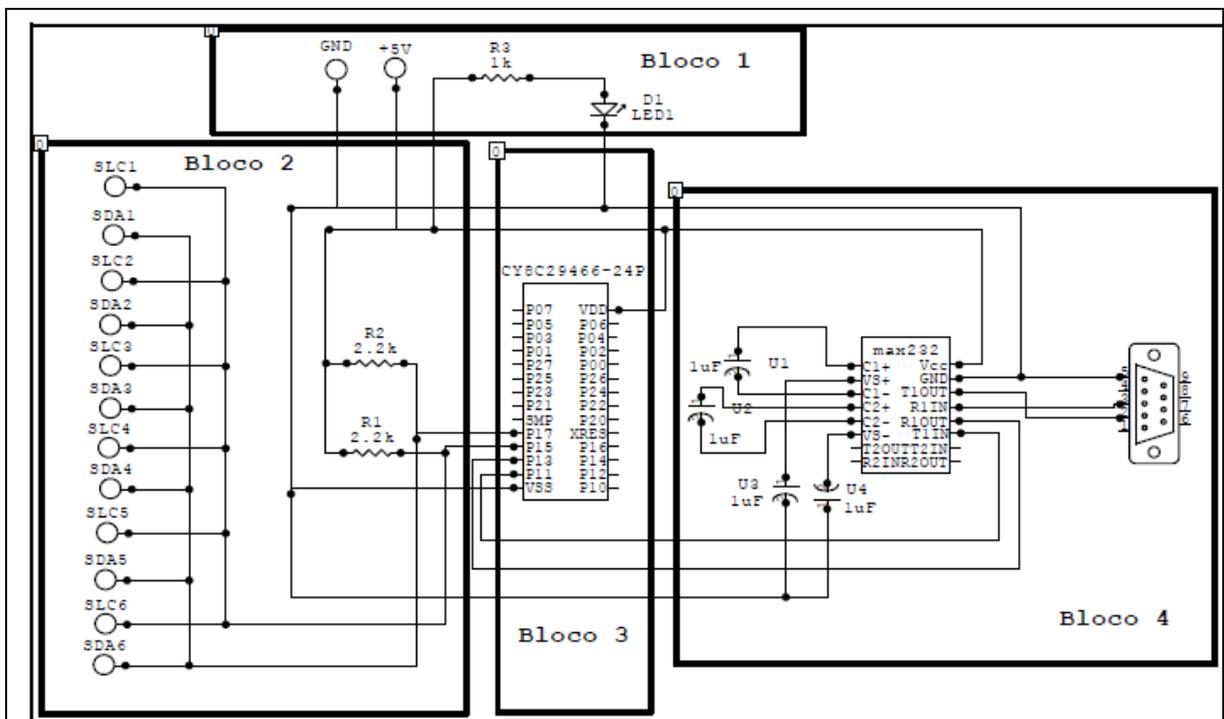


Figura 4.8 - Diagrama do circuito mestre.

**Bloco 2:** Neste bloco estão conectadas as seis placas escravas através de um barramento I2C. O sinais que chegam a este bloco são enviados para o PSoC do Bloco 3.

**Bloco 3:** Este bloco contém o PSoC mestre, que controla o funcionamento de todo o sistema eletrônico. Este PSoC, inicialmente, recebe um sinal do computador que ordena a aquisição de dados das células de carga. Em consequência, o PSoC mestre ordena a todos os PSoC escravos que adquiram os sinais provenientes das células de carga e os enviem, no formato digital, para o mestre. Este, finalmente, trata os dados e os envia para o computador através de uma interface serial existente no PSoC mestre, mais especificamente, no Bloco 4. O módulo A/D está configurado com resolução de 12 bits e apresenta uma frequência de amostragem de 250 kHz.

O módulo UART de comunicação serial apresenta uma taxa de transmissão de dados de 38.400 bauds, sendo o PSoC programado para enviar uma *string* dos dados lidos sempre que o computador solicitar. Para programar o PSoC mestre utilizou-se o software PSoC Design e para a gravação das informações o PSoC Programming, ambos da empresa *Cypress Semiconductor*. A linguagem C, da *Imagecraft*, foi utilizada durante todo o processo de programação dos CI's.

**Bloco 4:** Contém o circuito integrado MAX232, que é um conversor TTL-RS232 e vice versa. Portanto, através deste bloco, se realiza a conexão física entre o computador e o circuito mestre.

## 4.4 CIRCUITO ELETRÔNICO CONTROLADO ATRAVÉS DO LABVIEW

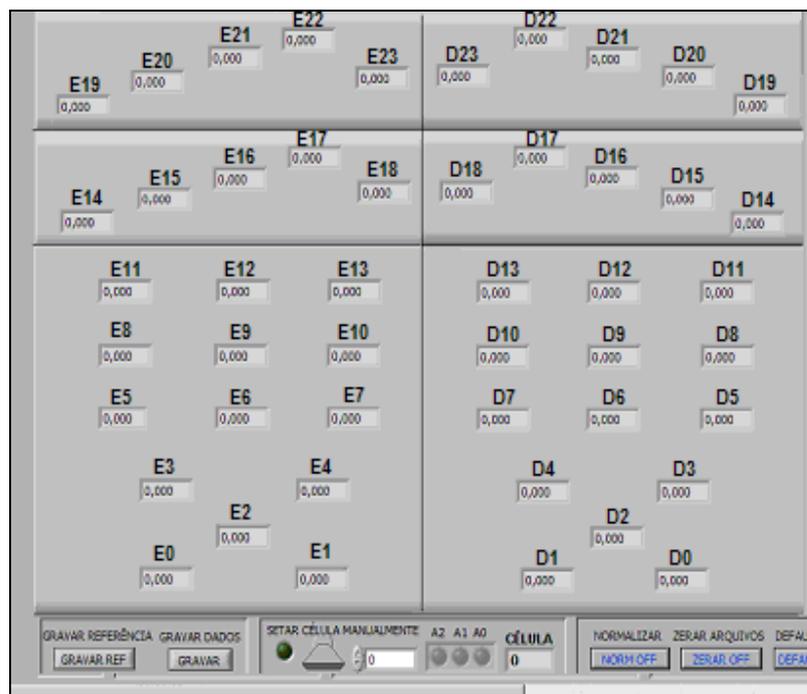
Este circuito de condicionamento de sinais foi constituído por um amplificador de instrumentação de precisão INA129, com ganho 50 e um filtro digital de Bessel passa-baixas, com frequência de corte de 25 Hz, projetado utilizando o software LabVIEW 8.20 (*National Instruments*).

O controle do multiplexador e a aquisição de dados das células de carga foi feita através da placa 6025-E, também da *National Instruments*, que possui um conversor A/D de 12 bits, 16 canais para entradas analógicas, 2 canais de saídas analógicas, 32 linhas de I/O,

entre outras várias funções, possibilitando a captação de sinais das 6 placas escravas, simultaneamente. A aquisição foi realizada com 250 amostras por leitura, em uma frequência de amostragem de 8 kHz.

O LabVIEW possibilitou também a conversão dos valores de tensão (V) em força (N), com uma interface gráfica amigável, que permitiu visualizar os valores das forças aplicadas sobre as células de carga, e também armazenar os dados.

O programa permitiu ajustar a relação tensão (V) e força (N) de cada célula no campo GANHO. Uma vez iniciado, o programa realizou a leitura automática dos sensores, acionando as placas a partir da combinação lógica dos pinos de I/O (A2, A1, A0). Inicialmente, antes de cada teste, foi efetuada a normalização dos sensores, através do botão NORMALIZAR, opção ON. Em seguida retornou para posição OFF e posicionou o paciente sobre as plataformas e, quando desejado, foi feita a gravação dos dados, através do campo GRAVAR DADOS. A interface gráfica possibilitou a visualização dos valores de força medidos por cada uma das 48 células de carga. Os dados foram gravados em um arquivo, de extensão .txt, na disposição de colunas, possibilitando ser utilizado em outro programa, como *Excel*, *Delphi*, etc. para geração de gráficos, análises. A interface do programa desenvolvido no *software* LabVIEW é mostrada na Figura 4.9. Utilizou-se o prefixo D e E, para as células de cargas referentes ao pé direito e esquerdo, respectivamente.



**Figura 4.9** - Interface do programa de aquisição de dados desenvolvido em LabVIEW.

## 4.5 PROGRAMA DEP

Foi necessário o desenvolvimento de um programa para realizar o interfaceamento entre os circuitos do sistema eletrônico e o computador, para que os sinais produzidos pelas células de carga pudessem ser gravados e analisados facilmente pelos profissionais de saúde. A este programa, elaborado na linguagem *Delphy*, denominou-se D.E.P (Diagnóstico Eletrônico dos Pés).

O D.E.P pode trabalhar com os circuitos eletrônicos controlados através do PSoC e do LabVIEW. Incorpora funções importantes para análise dos dados coletados, como variação do tempo de aquisição, calibração automática dos parâmetros dos sensores e média aritmética dos valores de força medidos. A Figura 4.10(a), ilustra o funcionamento do D.E.P com o circuito eletrônico controlado através do PSoC e a Figura 4.10(b) o funcionamento do D.E.P com o circuito eletrônico controlado através do LabVIEW.

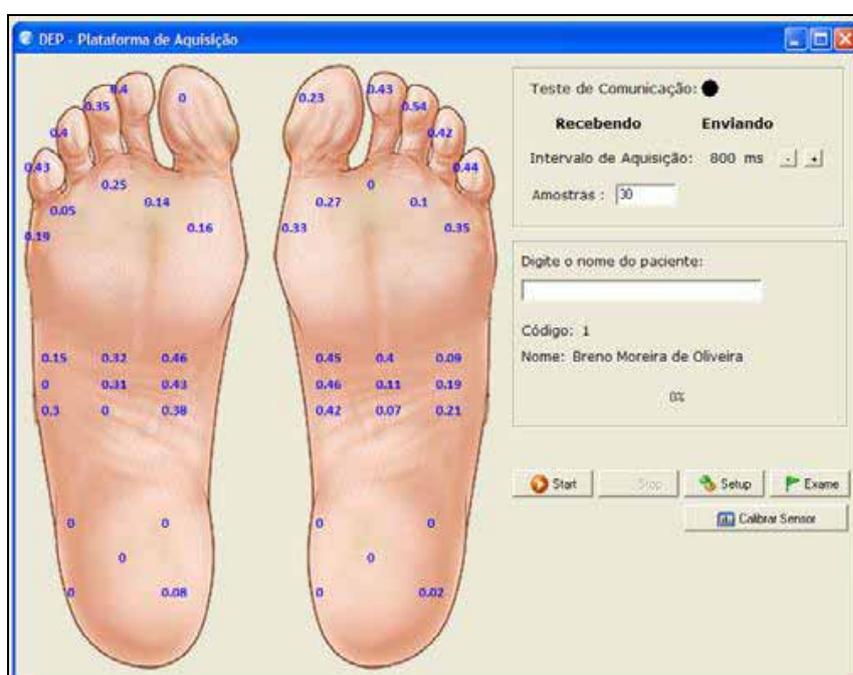


**Figura 4.10** - Programa DEP funcionando com o PSoC (a) e com o LabVIEW (b)

No modo de operação ilustrado pela Figura 4.10a, o DEP faz comunicação serial com o PSoC. Através do programa, é enviada uma determinada string (palavra) para o PSoC que faz com que este ative seu conversor A/D e leia os dados de todas as 48 células de carga. Após a leitura, o PSoC executa a montagem da *string* de retorno com os dados das células de carga. Esta *string* possui dois caracteres de delimitação, um no início (I) e outro no fim (F), que são os guias das rotinas do programa, que ao receber a palavra completa, executará a quebra e a separação dos valores de cada uma das células de carga.

Na Figura 4.11 mostra-se como a tela do programa se comunica com o PSoC. O botão *Start* dá início à captura dos dados, ou seja, os pesos medidos por cada célula de carga são mostrados em tempo real na tela.

Quando se deseja realizar o exame de um determinado paciente, o usuário deve selecionar quantas amostras devem ser capturadas e o Intervalo de Aquisição que, no caso apresentado na Figura 4.11, é de 800 ms. O PSoC conseguiu responder de forma satisfatória, com Intervalos de Aquisição de até 50 ms. Abaixo deste tempo, ele não foi capaz de realizar a conversão dos dados das 48 células de carga, montar a string e enviá-la ao computador. De qualquer forma, trabalhando com leituras a cada 0,5s, já se garante uma grande rapidez na realização dos exames. Além da comunicação com a plataforma, foi desenvolvido um cadastro dos pacientes, utilizando o banco de dados MySQL (*opensource*) do *Delphy*.



**Figura 4.11** - Tela de captura do programa.

O DEP trabalha também, importando arquivos gerados pelo LabVIEW ou outros *softwares*, decodificando dados e mostrando-os na tela. A tela de importação pode ser vista na Figura 4.12.



**Figura 4.12** - Tela de importação de dados gerados pelo LabVIEW.

Duas outras funções importantes, dentre outras disponíveis no DEP, são relacionadas à calibração das células de carga e ao formulário de diagnóstico do paciente.

Na Figura 4.13, é mostrada a tela principal do programa, quando o mesmo é iniciado.



**Figura 4.13** - Tela inicial do programa.

Na Figura 4.14, encontra-se a tela de calibração dos sensores, na qual pode-se avaliar todo o processo de calibração das células de carga e sensores para realização dos testes.

	A	B		A	B
Sensor 1	1	0	Sensor 25	1	0
Sensor 2	1	0	Sensor 26	1	0
Sensor 3	1	0	Sensor 27	1	0
Sensor 4	1	0	Sensor 28	1	0
Sensor 5	1	0	Sensor 29	1	0
Sensor 6	1	0	Sensor 30	1	0
Sensor 7	1	0	Sensor 31	1	0
Sensor 8	1	0	Sensor 32	1	0
Sensor 9	1	0	Sensor 33	1	0
Sensor 10	1	0	Sensor 34	1	0
Sensor 11	1	0	Sensor 35	1	0
Sensor 12	1	0	Sensor 36	1	0
Sensor 13	1	0	Sensor 37	1	0
Sensor 14	1	0	Sensor 38	1	0
Sensor 15	1	0	Sensor 39	1	0
Sensor 16	1	0	Sensor 40	1	0
Sensor 17	1	0	Sensor 41	1	0
Sensor 18	1	0	Sensor 42	1	0
Sensor 19	1	0	Sensor 43	1	0
Sensor 20	1	0	Sensor 44	1	0
Sensor 21	1	0	Sensor 45	1	0
Sensor 22	1	0	Sensor 46	1	0
Sensor 23	1	0	Sensor 47	1	0
Sensor 24	1	0	Sensor 48	1	0

Ler      Salvar

**Figura 4.14** - Tela de calibração de sensores.

Na tela de cadastro do paciente, mostrada na Figura 4.15, o profissional poderá inserir, apagar e cancelar dados dos pacientes, como o nome, idade, profissão, peso, sexo, etnia e nacionalidade.

Na mesma tela, temos ainda dois ícones que levam à página de diagnóstico e resultados.

**Figura 4.15** - Tela de cadastro do paciente.

Quando se tecla no ícone diagnóstico surge uma tela onde pode-se incluir dados da avaliação sobre a tipologia dos pés, joelhos e coxas. Para a avaliação de pacientes hemiplégicos, ainda pode-se colocar o tipo de fase da hemiplegia e a tipologia da marcha, conforme pode-se observar na Figura 4.16.

**Figura 4.16** - Tela de diagnóstico do paciente.

Na mesma tela, tem-se ainda a página de diagnóstico objetivo, onde é mostrado o valor da descarga de peso em todos os sensores, conforme ilustra a Figura 4.17.

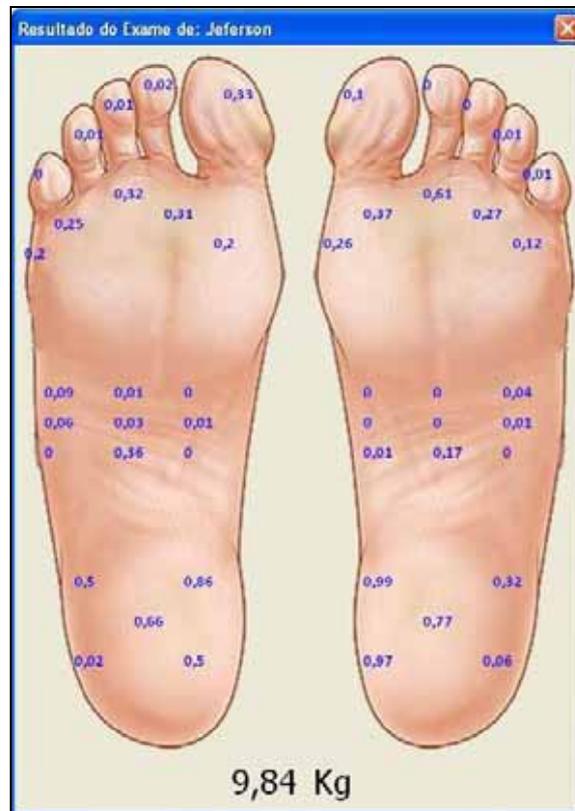


Figura 4.17 - Tela de diagnóstico objetivo do paciente.

## 4.6 CARACTERIZAÇÃO DO SISTEMA ELETRÔNICO IMPLEMENTADO

Todas as curvas de resposta em frequência dos circuitos de condicionamento de sinais foram obtidas fazendo medições, na saída do dispositivo PSoC, com um osciloscópio digital *Agilent*, modelo DSO3152A, conectado a um computador através de um cabo USB.

Para se determinar as características estáticas dos circuitos de condicionamento de sinais e de interfaceamento descritos, com células de carga acopladas, foram efetuadas medições de pesos conhecidos.

As massas foram medidas com duas balanças eletrônicas do laboratório de Engenharia Civil da UNESP, Campus de Ilha Solteira. A primeira balança é da marca MARTE, modelo AS5500C, com carga máxima de 5000 gramas e resolução de 0,01 gramas. Foi utilizada para medir os corpos com massa de 100 g, 250 g, 1 kg e 2 kg. A segunda balança é de marca TOLEDO, com carga máxima de 25 quilogramas e resolução de 5 gramas. Foi utilizada para medir os corpos de 5 kg e 10 kg. Em seguida, foram ajustados para unidade de força, multiplicando o valor da massa pela aceleração da gravidade, que é aproximadamente  $9,8 \text{ m/s}^2$ .

Para cada circuito de condicionamento e de interfaceamento, foram realizadas 03 medições com objetos de pesos distintos, em ordem crescente e decrescente de magnitude de pesos. Ao se aplicar ou se retirar um determinado peso, aguardava-se cinco segundos e depois se adquiria o valor, pois assim se garantia um valor estável e um processo igualmente repetitivo para todas as leituras de dados.

#### **4.7 AVALIAÇÃO SUBJETIVA, OBJETIVA E ESCALA DE BERG, UTILIZANDO AS PLATAFORMAS DE FORÇA**

Foram realizadas medições da distribuição de pesos nas regiões plantares de 87 (oitenta e sete) indivíduos (sem histórico de queixas de dores ou problemas no sistema neuro-músculo-esquelético), escolhendo-se 10 (dez) para cada numeração de calçado. A totalidade da amostra foi dividida numa metade de homens e outra de mulheres, com peso máximo de 100 kg. Entre os indivíduos sem histórico de queixas de dores ou problemas no sistema neuro-músculo-esquelético, estudou-se mais detalhadamente um grupo de 15 bailarinos e um de 12 ginastas rítmicas.

Um total de 10 (dez) indivíduos hemiplégicos crônicos (mais de 1 (um) ano de hemiplegia), foram submetidos à avaliação utilizando a Escala de Berg. Antes de serem submetidos às avaliações, todos os pacientes foram devidamente orientados e instruídos sobre os procedimentos a serem realizados, assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Os fisioterapeutas Prof. Dr. Augusto Cesinando de Carvalho e Mário Márcio Estremote realizaram as avaliações dos hemiplégicos, o fisioterapeuta Mario Marcio

Estremote e o Terapeuta Ocupacional Elcio Alteris dos Santos realizaram as avaliações dos pacientes normais.

Tanto os indivíduos sem hemiplegia, quanto os hemiplégicos passaram por uma avaliação subjetiva e morfológica.

Na avaliação subjetiva, observou-se as assimetrias nas articulações do pé, tornozelo, joelho e quadril, partes igualmente avaliadas neste trabalho, além do trofismo muscular dos membros inferiores realizado tanto em indivíduos sem hemiplegia e patológicos (hemiplégicos). Criou-se uma ficha de avaliação para os membros inferiores, na qual constam todas as patologias dos pés, joelho, cintura pélvica (coxa), uma análise da marcha e dados que contribuíssem para avaliação de indivíduos hemiplégicos, como a fase em que se encontra na hemiplegia (flácida ou espástica) e avaliação estática, a ficha de avaliação se encontra no Apêndice A.

Após a análise subjetiva, os pacientes foram avaliados objetivamente através do sistema eletrônico. Os terapeutas solicitavam que os indivíduos se posicionassem sobre as plataformas de força e fixassem o olhar ao nível do horizonte em um determinado ponto marcado na parede na altura dos olhos, mantendo-se assim, o eixo de equilíbrio estático. Solicitava-se que o indivíduo não realizasse nenhum movimento durante 30 segundos para que os dados fossem coletados.

A avaliação objetiva compreende todos os métodos que permitem numerar ou traçar exatamente as deformações, substitui a interpretação pessoal, pela precisão dos aparelhos apropriados e permite numerar não só as características iniciais, mas também os resultados. Os métodos de avaliação subjetiva e objetiva se completam, por isso foram empregados simultaneamente.

Todos os indivíduos hemiplégicos foram avaliados através da Escala de Equilíbrio de Berg.

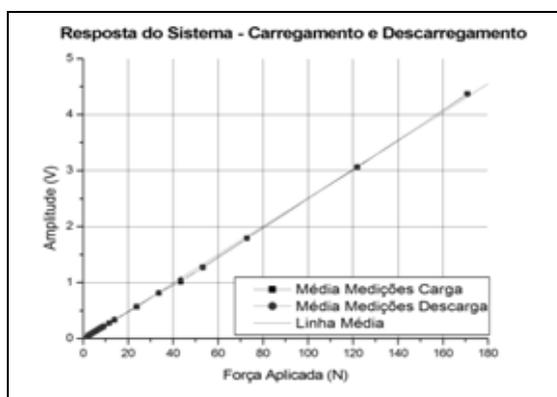
# CAPÍTULO 5

# RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos no uso da plataforma de forças e discussões embasadas em termos teóricos e práticos durante a execução da coleta de dados.

## 5.1 SISTEMA ELETRÔNICO

Foram realizados testes estáticos e dinâmicos com cada célula de carga. Os resultados obtidos com uma das células de carga são apresentados na Figura 5.1. Conforme se pode constatar, e de acordo com o previsto pela teoria dos extensômetros metálicos, a resposta é linear e com diminuta histerese.



**Figura 5.1** - Resposta de uma das células de carga no carregamento e no descarregamento.

O sistema apresentou linearidade, com coeficiente de determinação de 0,9997, precisão de 0,84% e resolução de 0,5N.

## 5.2 AVALIAÇÃO DOS INDIVÍDUOS SEM HEMIPLEGIA

### 5.2.1 Avaliação subjetiva

Os tipos de pés encontrados na avaliação subjetiva dos 87 indivíduos sem hemiplegia são apresentados na Tabela 5.1.

**Tabela 5.1** - Tipologia de pés avaliados em indivíduos sem hemiplegia.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipo de pés</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Pé Egípcio	14	16%
Pé Ancestral	17	20%
Pé Grego	17	20%
Pé Polinésio	39	44%
<b>TOTAL</b>	<b>87</b>	<b>100%</b>

Observa-se que nos indivíduos sem hemiplegia, o maior percentual encontrado foi o de pés polinésios (44%).

### 5.2.2 Avaliação Objetiva

Com os resultados obtidos nas medições realizadas com o sistema eletrônico nos 87 indivíduos sem hemiplegia, foi determinado o percentual médio de descarga de peso em cada uma das 24 áreas das regiões plantares de cada pé e também nas regiões do antepé, mediopé e retropé dos casos sem quadro hemiplégico. As descargas de peso foram medidas pelos sensores E0 a E15 no pé esquerdo e pelos sensores D0 a D15 no pé direito (vide Figuras 4.9 e 4.17).

Na Tabela 5.2, são apresentados os valores.

**Tabela 5.2** - Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de indivíduos sem hemiplegia.

Região de retro pé					Região de médio pé									Região de ante pé									
E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16	E17	E18	E19	E20	E21	E22	E23
2,3	4,1	7,5	4,1	6,6	0,5	3,2	0,3	1,4	0,6	0,1	1,4	0,5	0,0	2,3	3,2	2,7	2,3	1,7	0,1	0,3	0,4	0,1	1,6
Total %					Total %									Total %									
24,7					8,1									14,7									
D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10	D11	D12	D13	D14	D15	D16	D17	D18	D19	D20	D21	D22	D23
1,9	4,0	7,7	4,7	6,7	0,8	2,9	0,3	1,5	0,8	0,1	1,9	0,8	0,2	2,6	2,6	6,3	2,0	1,5	0,3	0,4	0,4	0,2	1,4
Total %					Total %									Total %									
24,9					9,3									17,8									
Razão entre cada sensor					Razão entre cada sensor									Razão entre cada sensor									
1,2	1,0	1,0	1,1	1,0	1,7	0,9	1,0	1,1	1,3	0,9	1,3	1,8	4,6	1,1	1,2	2,4	1,2	1,1	2,3	1,4	1,0	1,3	1,1

Utilizando-se o sistema eletrônico foram avaliados os tipos de pés de acordo com a descarga de peso em pontos específicos, como a da abóboda plantar.

Na região de antepé foram identificados os seguintes tipos, conforme mostrado na Tabela 5.3.

**Tabela 5.3** - Tipologia de antepés avaliados em indivíduos sem hemiplegia.

Dados Quantitativos		
Tipos de antepés	Quantidade	Porcentagem
Antepé eqüino direito e esquerdo em pronação	17	20%
Antepé eqüino direito e esquerdo em supinação	29	34%
Antepé eqüino direito em pronação e esquerdo em supinação	09	10%
Antepé eqüino direito em supinação e esquerdo em pronação	14	16%
Antepé eqüino direito simétrico e esquerdo em supinação	02	2%
Antepé eqüino direito em supinação e esquerdo simétrico	02	2%
Antepé direito e esquerdo plano	14	16%
Antepé direito e esquerdo convexo	70	80%
Dedos em martelo do pé esquerdo e direito	70	80%
<b>TOTAL</b>	<b>87</b>	<b>100%</b>

Nos resultados apresentados na Tabela 5.5 deve-se destacar que 80% dos indivíduos apresentaram antepés direito e esquerdo convexos e dedos em martelo. A convexidade é resultante dos dedos em martelo conforme relata (KAPANDJI, 1990). Há inversão total do arco anterior, havendo sobrecargas sobre a cabeça dos três metatarsianos médios, medidas pelos sensores E15, E16 e E17 no pé esquerdo e D15, D16 e D17 no pé direito. Essas características são peculiares de cada indivíduo e sua organização no espaço.

Na Tabela 5.4 são apresentados os tipos de mediopés.

**Tabela 5.4** - Tipologia de mediopés avaliados em indivíduos sem hemiplegia.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de mediopés</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Mediopé cavo na borda medial e médiopé plano na borda lateral dos pés direito e esquerdo	45	52%
Mediopé cavo direito e esquerdo	02	2%
Mediopé direito cavo na borda medial e médiopé plano na borda lateral e médiopé esquerdo plano	02	2%
Mediopé plano direito e esquerdo	28	32%
Mediopé plano direito e médiopé cavo borda medial e plano borda lateral do pé esquerdo	07	8%
Mediopé direito cavo e médiopé esquerdo cavo na borda medial e plano na borda lateral	03	4%
<b>TOTAL</b>	<b>87</b>	<b>100%</b>

Em 52% dos pacientes normais, foram identificados mediopés cavos na borda medial e mediopés planos na borda lateral dos pés direito e esquerdo e em 32% dos avaliados identificou-se mediopés direito e esquerdo planos. Isto foi mostrado pela maior distribuição de peso nos sensores E5/D5, E8/D8 e E11/D11 (parte externa do mediopé) e menor distribuição em E7/D7, E10/D10 e E13/D13 (parte interna).

Os tipos de retropés encontrados são apresentados na Tabela 5.5.

**Tabela 5.5** - Tipologia de retropés avaliados em indivíduos sem hemiplegia.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de retropés</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Retropé direito e esquerdo pronados	70	80%
Retropé direito pronado e esquerdo supinado	12	14%
Retropé direito supinado e esquerdo pronado	02	2%
Retropé direito e esquerdo supinado	03	4%
<b>TOTAL</b>	<b>87</b>	<b>100%</b>

Conforme se constata, um percentual elevado dos indivíduos sem quadro de hemiplegia avaliados apresenta retropés direito e esquerdo pronados, ou seja, maior descarga de peso nos sensores E1/D1 e E4/D4, na parte interna do calcanhar.

## 5.3 AVALIAÇÃO DOS HEMIPLÉGICOS

### 5.3.1 Avaliação subjetiva

Efetuada-se avaliação subjetiva nos 10 indivíduos hemiplégicos, constatou-se a presença do padrão de hemiplegia com joelho em extensão, flexão plantar com inversão, dedos fletidos e aduzidos, membro superior em padrão de flexão, do lado esquerdo ou do lado direito do hemicorpo, dependendo do lado lesionado.

Os hemiplégicos avaliados possuíam grau de comprometimento leve e moderado, sendo alguns com pequena presença de padrão, pois já realizavam, há alguns anos, sessões de fisioterapia, hidroterapia e hidroginástica. Um ponto importante na avaliação é o fato de todos apresentarem marcha ceifante, uns em grau moderado e outros leve dependendo do grau de comprometimento.

Na Tabela 5.6, mostra-se o percentual de hemiplégicos com os lados direito e esquerdo afetados.

**Tabela 5.6** - Quantidade de Hemiplégicos por hemicorpo.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de Hemiplegia</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Hemiplegia à Direita	06	60%
Hemiplegia à Esquerda	04	40%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Os itens da Escala de Berg que os hemiplégicos tiveram mais dificuldade de realizar são apresentados na Tabela 5.7.

**Tabela 5.7** - Dificuldade de execução dos itens da Escala de Berg.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Itens</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Item 11	01	8%
Item 12	01	8%
Item 13	03	25%
Item 14	07	59%
<b>TOTAL</b>	<b>12</b>	<b>100%</b>

Observa-se que os ítems que os indivíduos hemiplégicos tiveram mais dificuldade para realizar foram o 14 e o 13, respectivamente. O exercício do ítem 14 consiste na permanência do paciente em pé sobre uma única perna. A dificuldade deste teste revela o grau de debilidade da musculatura do lado afetado. O ítem 13 consiste em solicitar ao indivíduo permanecer em pé sem apoios com um pé à frente. Os itens 11 e 12 têm como objetivos girar 360 graus e posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio, respectivamente.

Na Tabela 5.8, é apresentada a pontuação total obtida pelos hemiplégicos de acordo com a Escala de Equilíbrio de Berg.

**Tabela 5.8** - Pontuação da Escala de Berg.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Pontuação</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
49 pontos	01	10%
52 pontos	03	30%
53 pontos	03	30%
56 pontos	03	30%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

De acordo com a Escala de Equilíbrio de Berg, os hemiplégicos objeto deste estudo não apresentam grande risco de queda. Dos avaliados, 30% conseguiram o *escore* máximo, os demais apresentaram pontuações que variam de 49 a 53 pontos. Os três indivíduos que apresentaram *escore* máximo durante a realização dos testes realizam diariamente exercícios físicos, acompanhamento fisioterápico e um deles pratica natação.

Através dos exames antropométrico (vide Tabela 5.9) constatou-se que 90% dos hemiplégicos apresentaram aumento da massa muscular no hemicorpo não afetado e 10% do aumento no hemicorpo afetado. Isto ocorre devido à maior descarga de peso corporal ser distribuída para o lado não plégico, para melhorar a estabilidade e equilíbrio corporal, sendo esse hemicorpo mais solicitado para a execução de atividades. O indivíduo que apresentou aumento de massa muscular do lado plégico, é hemiplégico há 16 anos e realiza exercícios diários com hidroginástica.

**Tabela 5.9** - Análise do aumento da massa muscular.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Massa Muscular</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Aumento da massa muscular no hemicorpo afetado	01	10%
Aumento da massa muscular no hemicorpo não afetado	09	90%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Após as avaliações subjetivas, explicou-se aos hemiplégicos que seriam avaliados através do sistema eletrônico.

### 5.3.2 Avaliação objetiva

Na Tabela 5.10, são apresentadas as tipologias de antepé encontradas nos hemiplégicos.

**Tabela 5.10** - Tipologia de antepés encontrados nos lados hemiplégico e não hemiplégico.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de antepé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Antepé eqüino em supinação (hemicorpo não afetado)	09	90%
Antepé eqüino em supinação (hemicorpo normal)	05	50%
Antepé eqüino em pronação (hemicorpo não afetado)	01	10%
Antepé eqüino em pronação (hemicorpo normal)	05	50%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

A maior porcentagem (90%) foi de antepés eqüinos em supinação no hemicorpo afetado, ocorrendo também 10% de antepés eqüino em pronação no hemicorpo afetado. O padrão hemiplégico é revelado durante a avaliação com as plataformas de força, comprovando os resultados obtidos através da análise subjetiva dos pacientes.

Na análise do mediopé, demonstram-se alterações dos pés acometidos pela hemiplegia e dos não acometidos, conforme pode-se observar na Tabela 5.11.

**Tabela 5.11**-Tipologia de mediopés encontrados nos lados hemiplégico e não hemiplégico.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de mediopés</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Mediopé em supinação (hemicorpo afetado)	08	80%
Mediopé em supinação (hemicorpo não afetado)	09	90%
Mediopé em pronação (hemicorpo afetado)	02	20%
Mediopé em pronação (hemicorpo não afetado)	01	10%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

O mediopé em supinação (com maior descarga de peso na borda lateral) do hemicorpo afetado é verificado em 80% dos indivíduos avaliados e o mediopé em pronação (com maior descarga de peso na borda medial) afeta 20% dos avaliados. Os dados coletados revelam que o padrão do hemiplégico é possuir uma maior descarga de peso na borda lateral do antepé e mediopé, garantindo a estabilidade da pessoa. Nos 20% de indivíduos em pronação, destaca-se que eles possuem AVC há vários anos e durante este tempo têm praticado atividades físicas. Estas atividades trouxeram aos indivíduos maior estabilidade no membro afetado garantindo uma menor descarga de peso no membro afetado em comparação com os 80% restantes.

Observando os mediopés do lado não afetado, 90% possuem mediopé em supinação (com maior descarga de peso na borda lateral) e 10% possuem mediopé em pronação (com maior descarga de peso na borda medial).

A análise do retropé apresenta dados interessantes, expostos na Tabela 5.12.

**Tabela 5.12** - Tipologia de retropé encontrados nos lados hemiplégico e não hemiplégico.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de retropé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Retropé em supinação (hemicorpo afetado)	02	20%
Retropé em supinação (hemicorpo não afetado)	03	30%
Retropé em pronação (hemicorpo afetado)	08	80%
Retropé em pronação (hemicorpo não afetado)	07	70%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

O retropé pé em supinação do hemicorpo afetado é verificado em 20% dos indivíduos avaliados e o retropé em pronação do hemicorpo atinge 80% dos avaliados. Observando o retropé do lado não afetado 30% possuem retropé em supinação e 70% possuem retropé em pronação (com maior descarga de peso na borda medial).

Buscando demonstrar detalhadamente todos os dados que o aparelho consegue mensurar, a Tabela 5.13, tem por objetivo, mostrar como ocorre a distribuição de descarga de peso nos artelhos. Se avaliarmos esta tabela, iremos constatar que o descrito na literatura sobre o padrão existente nos hemiplégicos condiz com os dados coletados pela plataforma, ou seja, dedos fletidos e aduzidos, membro superior em padrão de flexão, no lado afetado. Assim, a descarga de peso nas falanges distais se faz presente em 60% dos avaliados no pé afetado.

**Tabela 5.13-** Descarga de peso nos artelhos.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Artelhos</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Descarga de peso nos artelhos do pé afetado	06	60%
Descarga de peso nos artelhos do pé normal	04	40%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Na Tabela 5.14, observa-se que 90% dos hemiplégicos apresentaram maior descarga de peso no antepé do pé não afetado que no antepé afetado, medida pelos sensores E19 a E23 e D19 a D23.

**Tabela 5.14 -** Somatória das descargas de peso em antepé afetado e não afetado.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Antepé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Somatória de descarga de peso em antepé afetado	01	10%
Somatória de descarga de peso em antepé não afetado	09	90%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Através dos resultados apresentados na Tabela 5.15, constata-se que 60% dos hemiplégicos apresentaram maior descarga de peso no mediopé afetado.

**Tabela 5.15 -** Somatória das descargas de peso em mediopé afetado e não afetado.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Mediopé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Somatória de descarga de peso em mediopé afetado	06	60%
Somatória de descarga de peso em mediopé não afetado	04	40%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Conforme se observa na Tabela 5.16, 70% dos hemiplégicos apresentaram maior descarga de peso no retropé não afetado.

**Tabela 5.16** - Somatória das descargas de peso em retropé afetado e não afetado.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Retropé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Somatória de descarga de peso em retropé afetado	03	30%
Somatória de descarga de peso em retropé não afetado	07	70%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Na avaliação dos hemiplégicos, verifica-se que o padrão característico dos indivíduos com esta patologia, consegue ser detectado pelo sistema eletrônico. A diferença de tipologia dos pés nos lados afetado e normal reflete à organização do eixo de equilíbrio e gravitacional de cada paciente, visando manter-se em pé. Através da avaliação pelo método da soma das descargas de peso nos sensores posicionados para medir em cada região do pé (antepé, mediopé e retropé) observa-se que os resultados estão coerentes, havendo discrepância somente na avaliação do mediopé.

**Tabela 5.17** - Somatória das descargas de peso de todos os pontos do pé afetado e não afetado.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Retropé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Somatória de descarga de peso no pé afetado	01	10%
Somatória de descarga de peso no pé não afetado	09	90%
<b>TOTAL</b>	<b>10</b>	<b>100%</b>

Como era de se esperar, em 90% dos indivíduos, a maior descarga de peso se verifica no pé não afetado. Tal processo, ocorre devido ao fato dos indivíduos se adequarem para que consigam equilíbrio, havendo uma mudança no eixo gravitacional. O hemiplégico que apresentou maior descarga de peso no lado afetado é um paciente não típico, devido ao fato de freqüentar diariamente sessões fisioterápicas e realizar exercícios físicos, o que possibilitou uma redução do padrão patológico, fortalecimento do membro afetado e adequação do eixo gravitacional.

## 5.4 Comparação entre pessoas normais e hemiplégicos

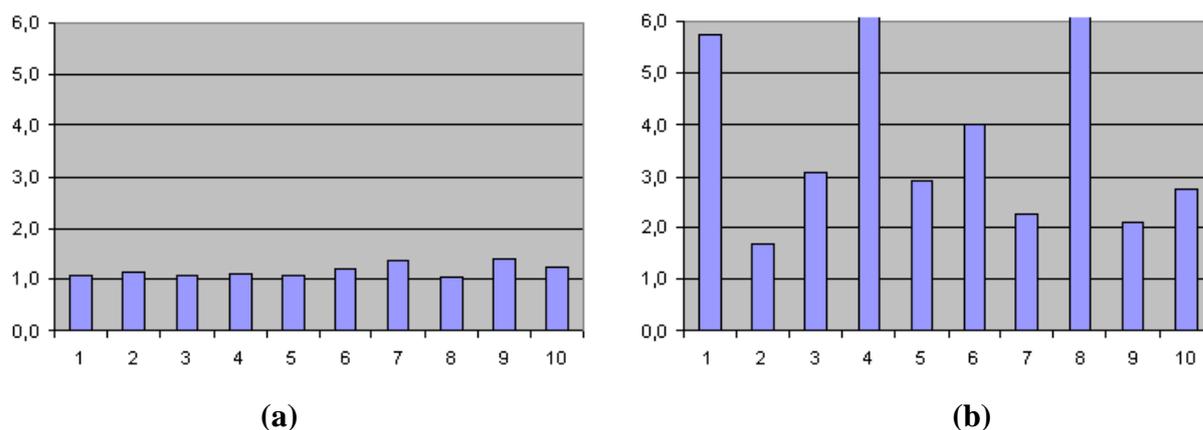
Na Tabela 5.18, são apresentadas as somatórias da descarga percentual de peso medida pelos sensores E15, E16 e E17 e D15, D16 e D17, para pessoas sem hemiplegia e hemiplégicos, respectivamente.

**Tabela 5.18** - Descarga percentual de pesos na região de antepé de indivíduos sem hemiplegia e com hemiplegia.

Somatória dosensores E15, E16 eE17									
Ind1	Ind2	Ind3	Ind4	Ind5	Ind6	Ind7	Ind8	Ind9	Ind10
8,3	7,6	8,3	7,8	11,5	8,9	6,7	14,4	7,3	12,3
Somatória dosensores D15, D16 e D17									
Ind1	Ind2	Ind3	Ind4	Ind5	Ind6	Ind7	Ind8	Ind9	Ind10
9,1	8,8	9,1	8,6	12,4	10,6	9,2	14,1	10,2	9,8
1,1	1,2	1,1	1,1	1,1	1,2	1,4	1,0	1,4	1,3

Somatória dosensores E15, E16 eE17									
Hem1	Hem2	Hem3	Hem4	Hem5	Hem6	Hem7	Hem8	Hem9	Hem10
6,9	8,2	7,6	7,9	5,8	10,0	3,5	12,7	8,5	9,5
Somatória dosensores D15, D16 e D17									
Hem1	Hem2	Hem3	Hem4	Hem5	Hem6	Hem7	Hem8	Hem9	Hem10
1,2	13,9	2,5	0,3	16,9	2,5	8,0	1,7	17,9	3,5
5,7	1,7	3,1	24,0	2,9	4,0	2,3	7,5	2,1	2,7

A última linha de cada tabela expressa a relação direta ou inversa entre as somatórias da distribuição percentual de peso medidas pelos sensores E15, E16, E17 e D15, D16, D17. A relação para os indivíduos sem hemiplegia foi de 1,1 a 1,4 enquanto para os hemiplégicos foi de 1,7 a 24. Como seria de se esperar, esta relação é maior para os pacientes hemiplégicos, devido à maior descarga de peso no lado não plégico. Na Figura 5.2, esta relação é mostrada em gráficos de barras para os indivíduos se hemiplegia (a) e com hemiplegia (b).



**Figura 5.2** - Gráficos de barras ilustrando a assimetria entre indivíduos sem hemiplegia (a) e com hemiplegia (b).

## 5.5 AVALIAÇÃO DOS BAILARINOS

### 5.5.1 Avaliação subjetiva

Avaliou-se 15 bailarinos, de ambos os sexos, com idades de 12 a 48 anos, sendo 9 caucasianos, 4 pardos, 2 negros e 1 nipônico, dos quais 10 com pés tamanho 36, 2 com pés 37, 2 com pés 38 e 1 com pés 40.

Na tabela 5.19, mostra-se os tipos de pés dos bailarinos avaliados.

**Tabela 5.19** - Tipologia de pé avaliado em bailarinos.

Dados Quantitativos		
Tipos de pés	Quantidade	Porcentagem%
Pé Egípcio	01	06%
Pé Ancestral	04	27%
Pé Grego	06	40%
Pé Polinésio	04	27%
<b>TOTAL</b>	<b>15</b>	<b>100%</b>

Portanto, a maior quantidade foi de pés gregos e pés polinésios.

Em estudo realizado por Picon (2007), com 15 bailarinas, 60% apresentaram calosidades na região de antepé (na região de metatarsos). 66,6% apresentaram pé do tipo grego, 26,6% pé tipo quadrado e 6,6% apresentaram pé egípcio. Este alto percentual de pés

gregos é um fato a ser ressaltado, pois demonstra a ineficiência de suporte exato para tolerar a carga de treino, como menciona Amadio e Duarte (1996), em seus estudos.

Todos os bailarinos apresentam antepé equino em supinação, com presença do arco anterior em convexidade, dedos em martelo, com médio pé cavo na borda medial e plano na borda lateral e pronação de calcanhar (tornozelo). Em estudo realizado por Simas (2000), a alteração de tornozelo em pronação foi de (64%), sendo que a descarga de peso no 5º metatarso é maior que no 1º metatarso.

### 5.5.2 Avaliação objetiva

Na Tabela 5.20, são apresentados os percentual médios de descarga de peso em áreas das regiões plantares dos bailarinos, determinados a partir das medições realizadas com o sistema eletrônico.

**Tabela 5.20** - Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de bailarinos.

BAILARINAS																							
Região de retro pé					Região de médio pé									Região de ante pé									
E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16	E17	E18	E19	E20	E21	E22	E23
0,5	3,5	8,6	3,6	7,5	0,3	3,2	0,1	1,3	0,9	0,0	2,0	0,4	0,0	3,7	2,6	2,9	1,9	1,6	0,5	1,5	0,3	0,1	2,5
Total %					Total %									Total %									
23,7					8,2									17,5									
D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10	D11	D12	D13	D14	D15	D16	D17	D18	D19	D20	D21	D22	D23
0,4	3,8	8,7	3,3	8,0	0,5	2,9	0,1	1,3	0,7	0,0	2,1	0,4	0,1	3,2	3,6	3,2	2,2	1,9	0,3	1,4	0,4	0,1	2,1
Total %					Total %									Total %									
24,2					8,0									18,5									
Razão entre cada sensor					Razão entre cada sensor									Razão entre cada sensor									
1,2	1,1	1,0	1,1	1,1	1,8	1,1	1,0	1,0	1,3	2,5	1,1	1,0	2,4	1,2	1,4	1,1	1,2	1,2	1,4	1,1	1,5	1,4	1,2

## 5.6 COMPARAÇÃO ENTRE OS BAILARINOS E OS INDIVÍDUOS SEM HEMIPLEGIA

Na Tabela 5.21, são apresentados os percentuais médios de descarga de peso para os indivíduos sem hemiplegia, sendo deles excluídos os bailarinos.

**Tabela 5.21** - Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de indivíduos sem hemiplegia, excluídos os bailarinos.

INDIVÍDUOS SEM HEMIPLEGIA																							
Região de retro pé					Região de médio pé									Região de ante pé									
E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16	E17	E18	E19	E20	E21	E22	E23
2,2	4,1	7,5	4,1	6,6	0,5	3,2	0,3	1,4	0,6	0,1	1,4	0,5	0,0	2,3	3,2	3,2	2,3	1,7	0,1	0,3	0,4	0,1	1,6
Total %					Total %									Total %									
24,5					8,1									15,2									
D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10	D11	D12	D13	D14	D15	D16	D17	D18	D19	D20	D21	D22	D23
1,5	4,0	7,7	4,7	6,6	0,8	2,9	0,3	1,5	0,8	0,1	1,9	0,8	0,2	2,6	2,6	6,3	2,0	1,5	0,3	0,4	0,4	0,2	1,4
Total %					Total %									Total %									
24,4					9,3									17,8									
Razão entre cada sensor					Razão entre cada sensor									Razão entre cada sensor									
1,5	1,0	1,0	1,1	1,0	1,7	0,9	1,0	1,1	1,3	0,9	1,3	1,8	4,6	1,1	1,2	2,0	1,2	1,1	2,3	1,4	1,0	1,3	1,1

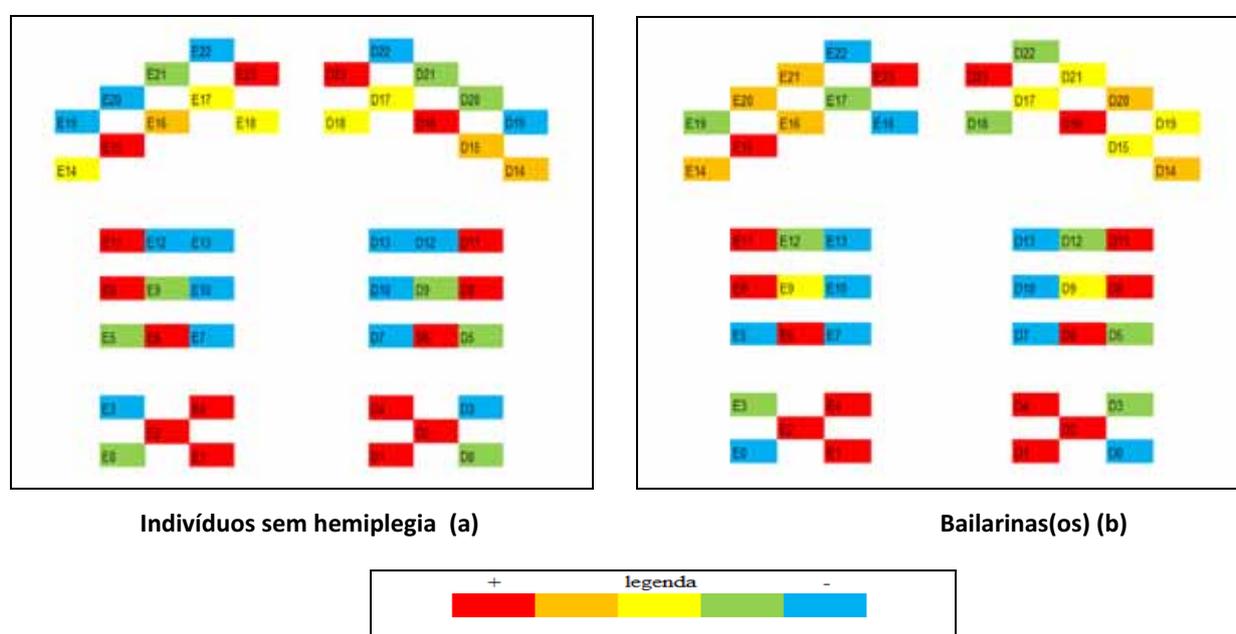
Observando-se as Tabelas 5.20 e 5.21, constata-se haver diferença mais acentuada entre os bailarinos e os indivíduos sem hemiplegia quando se compara a relação entre os percentuais de descarga de peso determinados através de medições com os sensores posicionados sob o 1° e 5° metatarsos de ambos os pés (E14/E18 e D14/D18). Para os indivíduos sem quadro hemiplégico  $E14/E18=1,35$  e  $D14/D18=1,66$ . Para os bailarinos  $E14/E18=3,45$  e  $D14/D18=2,29$ .

Nos estudos realizados por Simas (2000), todos os bailarinos apresentaram antepé em supinação, o que significa que a descarga de peso no 5° metatarso é maior que no 1° metatarso.

Ao avaliar o hálux de bailarinos e indivíduos sem quadro de hemiplegia, é visível a grande descarga de peso nos sensores E23 e D23 comparado com a descarga de peso no 1° metatarso (sensores E18 e D18), que ficam na porção interna da parte anterior do pé. A relação entre os dois grupos não chega a 1,5, não sendo possível diferenciá-los, mas pode-se

observar nos dois grupos que nos sensores E23 e D23 há descarga de peso maior que em E18 e D18, o que está em concordância com as observações de Stebbins et al. (2005) sobre as subdivisões dos pés.

Através da Figura 5.3, pode-se efetuar uma comparação entre a distribuição de descarga de pesos na região plantar de indivíduos sem caso de hemiplegia e bailarinos. As áreas de maior descarga de peso são assinaladas em vermelho. Constatou-se que a distribuição de descarga de peso na região plantar dos bailarinos apresenta pouca diferença em relação à dos pacientes normais.



**Figura 5.3** - Comparação entre as áreas de descarga de peso na região plantar de indivíduos sem hemiplegia e bailarinos.

## 5.7 AVALIAÇÃO DAS GINASTAS RÍTMICAS

### 5.7.1 Avaliação subjetiva

Avaliou-se 12 ginastas, com faixa etária de 12 a 28 anos, sendo 4 caucasianas, 6 pardas, 1 negra e 1 nipônica. Na Tabela 5.22, são descritos seus tipos de pés, sendo os mais comuns os pés ancestrais.

**Tabela 5.22** - Tipos de pés das ginastas rítmicas.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de pés</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Pé Egípcio	00	0%
Pé Ancestral	05	42%
Pé Grego	02	16%
Pé Polinésio	05	42%
<b>TOTAL</b>	<b>12</b>	<b>100%</b>

### 5.7.2 Avaliação objetiva

Utilizando-se o sistema eletrônico foram avaliados o antepé, o mediopé e o retropé das ginastas.

Através da Tabela 5.23, constata-se que o antepé eqüino direito e esquerdo em pronação acometem 50% das avaliadas, seguido do antepé direito em supinação e esquerdo em pronação com 25%.

**Tabela 5.23** - Tipos de antepés das ginastas rítmicas.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de antepé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Antepé eqüino direito e esquerdo em pronação	06	50%
Ante pé eqüino direito e esquerdo em supinação	01	8%
Antepé direito em pronação e esquerdo em supinação	02	17%
Antepé direito em supinação e esquerdo em pronação	03	25%
<b>TOTAL</b>	<b>12</b>	<b>100%</b>

Na Tabela 5.24, mostra-se que 50% das ginastas apresentam o mediopé cavo na borda medial e plano na borda lateral direita e esquerda, enquanto 25% possuem mediopés plano valgo direito e esquerdo.

**Tabela 5.24** - Tipos de mediopés das ginastas rítmicas.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de mediopé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Mediopé plano direito e esquerdo	02	17%
Mediopé plano valgo direito e esquerdo	03	25%
Mediopé cavo borda medial e plano borda lateral direita e esquerda	06	50%
Mediopé cavo direito e esquerdo	01	8%
<b>TOTAL</b>	<b>12</b>	<b>100%</b>

Comparando-se os antepés e mediopés das bailarinas e das ginastas, nota-se que os bailarinos possuem antepé equino em supinação e médio pé em supinação, enquanto as ginastas apresentam antepé equino em pronação e médiopé em supinação. Estas posições são adotadas para que ambos os esportistas mantenham o equilíbrio do centro de gravidade para execução dos exercícios que necessitam executar durante suas manobras.

Na Tabela 5.25, são apresentados os tipos de retropés das ginastas. Os três tipos de retropés ocorrem igualmente.

**Tabela 5.25** - Tipos de retropés das ginastas rítmicas.

<b>Dados Quantitativos</b>		
<b>Tipos de retropé</b>	<b>Quantidade</b>	<b>Porcentagem</b>
Calcâneo direito e esquerdo em pronação	04	33,33%
Calcâneo direito em supinação e esquerdo em pronação	04	33,33%
Calcâneo direito em pronação e esquerdo em supinação	04	33,33%
<b>TOTAL</b>	<b>12</b>	<b>100%</b>

## **5.8 COMPARAÇÃO ENTRE AS GINASTAS RÍTMICAS E OS PACIENTES SEM HEMIPLEGIA**

Na Tabela 5.26, são apresentados os percentuais médios de descarga de peso para as ginastas rítmicas.

**Tabela 5.26 -** Percentual médio de descarga de peso em áreas das regiões plantares de ginastas.

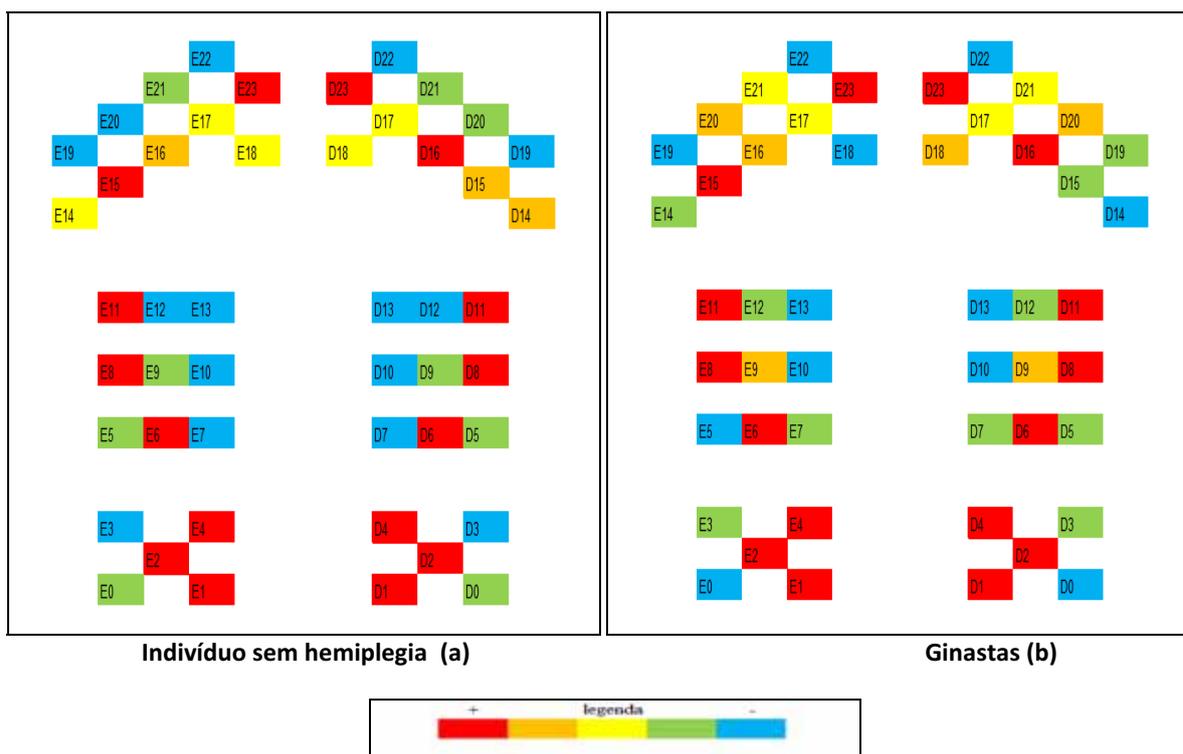
GINASTAS																							
Região de retro pé					Região de médio pé									Região de ante pé									
E0	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13	E14	E15	E16	E17	E18	E19	E20	E21	E22	E23
1,9	2,3	7,0	4,5	6,8	0,3	4,1	0,5	1,2	1,1	0,1	1,7	0,8	0,1	2,0	3,7	2,9	3,1	2,5	0,1	0,5	0,2	0,0	1,3
Total %					Total %									Total %									
22,5					9,9									16,2									
D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10	D11	D12	D13	D14	D15	D16	D17	D18	D19	D20	D21	D22	D23
1,0	2,3	8,8	4,4	6,9	0,4	3,7	0,3	1,2	1,2	0,0	2,1	0,8	0,0	2,5	2,6	4,3	2,7	3,2	0,1	0,3	0,3	0,0	1,7
Total %					Total %									Total %									
23,4					9,8									17,7									
Razão entre cada sensor					Razão entre cada sensor									Razão entre cada sensor									
1,9	1,0	1,2	1,0	1,0	1,6	1,1	1,4	1,0	1,1	7,4	1,2	1,0	1,5	1,3	1,4	1,5	1,1	1,3	1,6	1,6	1,3	2,5	1,4

Através da relação das descargas percentuais de peso E14/E18 e D14/D18 nos indivíduos sem quadro de hemiplegia e ginastas, mostra-se que 16% dos indivíduos sem quadro de hemiplegia, apresentaram antepé esquerdo eqüino em pronação e antepé direito eqüino em supinação, enquanto 50% das ginastas apresentaram antepé eqüino direito e esquerdo em pronação. Apesar da discrepância entre as percentagens, pode-se destacar a diferença de padrão de posicionamento do antepé.

Comparando-se a soma das descargas percentuais de peso medidas pelos sensores E15, E16 e E17 e D15, D16 e D17 com a soma das descargas percentuais de peso nos demais sensores do antepé, nota-se que a maior descarga de peso está localizada nestes sensores, tanto para os indivíduos sem quadro de hemiplegia, quanto para as ginastas, comprovando a tipologia convexa do antepé.

O retro pé de ambas as populações possuem maior descarga de peso em E1, E2 e E4 e D1, D2 e D4, evidenciando, portanto, retro pés pronados em 80% dos indivíduos sem hemiplegia e em 33,33% das ginastas.

Através da Figura 5.4 pode-se comparar a distribuição de descarga de pesos na região plantar de indivíduos sem hemiplegia e ginastas rítmicos. Não se observa diferenças significativas entre as duas distribuições.



**Figura 5.4** - Comparação entre as áreas de descarga de peso na região plantar de indivíduos sem hemiplegia e ginastas.

# CAPÍTULO 6

## CONCLUSÕES

Implementou-se um sistema eletrônico para medir a distribuição da descarga de peso na região plantar de pacientes, utilizando-se modernas técnicas de eletrônica analógica e digital.

Os estudos de anatomia e fisiologia e as medições antropométricas foram importantes para o correto posicionamento dos sensores. O projeto da plataforma mostrou-se adequado para medir a descarga de peso de pés de diferentes tamanhos.

O sistema apresentou resposta linear, com coeficiente de determinação de 0,9997, histerese desprezível, precisão de 0,84% e resolução de 0,5 N. O *software* do sistema possibilita que os resultados das medições sejam armazenados e processados em um computador, visando apresentação dos mesmos através de gráficos, barras ou em outras formas convenientes para facilitar o uso do sistema por profissionais de saúde.

Com o sistema mediu-se a descarga de peso em 24 áreas de cada região plantar de 87 indivíduos sem hemiplegia e 10 hemiplégicos.

Como era de se esperar, em 90% dos hemiplégicos, a maior descarga de peso medida pelo sistema verificou-se no pé não afetado. Isto ocorre devido ao fato dos indivíduos se adequarem para que consigam equilíbrio, havendo uma mudança no eixo gravitacional. O hemiplégico que apresentou maior descarga de peso no lado afetado é um paciente não típico, devido ao fato de freqüentar diariamente sessões fisioterápicas e realizar exercícios físicos, o que possibilitou uma redução do padrão patológico, fortalecimento do membro afetado e adequação do eixo gravitacional.

A relação direta ou inversa entre as somatórias da descarga percentual de peso medidas pelos sensores E15, E16, E17 e D15, D16, D17 foi de 1,1 a 1,4 para os indivíduos sem hemiplegia e de 1,7 a 2,4 para os hemiplégicos. Conforme esperado, esta relação é maior para os pacientes hemiplégicos, devido à maior descarga de peso no lado não plégico.

Dos indivíduos sem quadro de hemiplegia, 80% apresentaram pés convexos e dedos em martelo, resultado que está em concordância com Kapandji, e 80% apresentaram antepé em pronação.

Entre os indivíduos sem hemiplegia, 15 eram bailarinos. Todos estes apresentaram antepé eqüino em supinação e o mesmo tipo de pisada.

Utilizando-se o sistema eletrônico constatou-se que as ginastas não apresentam os mesmos tipos de antepé, mediopé e retropé, e não há, portanto, um padrão de pisada como ocorre com os bailarinos. Tais diferenças ocorrem porque cada ginasta avaliada não executa predominantemente, em seu treinamento, os mesmos exercícios que as demais.

Outras análises poderão ser realizadas com os resultados obtidos. Um outro trabalho já se encontra em andamento, que emprega redes neurais para processar as informações. Com o sistema implementado, poder-se-á criar novos protocolos de avaliação para serem utilizados em indivíduos com lesões no sistema nervoso central. Com isso, será possível melhorar a assistência terapêutica a pacientes com disfunção na pisada e no equilíbrio.

## REFERÊNCIAS

- AKHLAGHI, F.; PEPPER, M. G. In-shoe biaxial shear force measurement: the Kent shear system. **Medical And Biological Engineering And Computing**, Heidelberg, v. 34, n. 4, p. 315-317, 04 jul. 1996.
- AMADIO, A. C.; DUARTE, M. (Coord.). **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento**. São Paulo: Laboratório de Biomecânicas/ EEFUEUSP, 1996. p. 27.
- ARKIPELAGO. **Sistema de baropodometria**. São Paulo: Arquipelago, 2008. Disponível em: < <http://www.arkipelago.com.br>>. Acesso em: 02 ago. 2007.
- AVAGNINA, L.; BENGUERBI, E.; SCHMIDT, G. **Diagnostica biomeccânica con pedane di pressione**. Bologna: Timeo Editore, 2003. 175 p.
- ARAGÃO, W. Respirador bucal. **J. de Pediatria**, São Paulo, v. 64, n. 8, p. 349-352, 1988.
- BANDY, W. D.; SANDERS, B. **Exercícios terapêuticos: técnicas para intervenção**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogans, 2003. 361 p.
- BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, supl. 3, p. 79-88, 2000.
- BANKOFF, A. D. P. et al. Analisis poddometrico de los atletas de levantamiento de peso mediante la técnica vídeo-podometrica. **Anais do Congresso Científico Olímpico**, Málaga, v. 1, n. 208, p.18-18, 1992.
- BANKOFF, A. D. P. et al. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. **Revista Conexões**, Campinas, v. 2, n. 2, p.87-104, 2004.
- BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico**. São Paulo: Summus Editorial, 1995. p. 149.
- BOBATH, B. **Hemiplegia no adulto: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 1990. 209 p.
- BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 1999. 270 p.

BUSSAB, W. O.; MORETTIN, P. A. **Estatística básica**. 5.ed. São Paulo: Saraiva, 2002. 526 p.

CACHO, E. W. A; MELO, F. R; OLIVEIRA,R. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico Fulg-Meyer. **Revista de Neurociências**, São Paulo, v.12, n. 2, 2004.

CAILLIET, R. **O ombro na hemiplegia**. São Paulo: Manole, 1981. p. 1-128.

CHAMLIAN, T. R. **Medicina física e reabilitação**: parte 1. São Paulo: USP, 1999. 41 p.

CHERN J.; YANG S.; WU C. Whole-body reaching as a measure of dynamic balance in patients with stroke. **Am J Physical Medicine Rehabilitation**, Taiwan, v. 85, n. 3, p. 201-208, 2006.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia humana sistêmica e segmentar**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2002. p. 436-444.

DAVIES, P. M. **Exatamente no centro**: atividade seletiva do tronco no tratamento da hemiplegia no adulto. São Paulo: Manole, 1996. 284 p.

DAVIS, B.L.; PERRY, J.E. Development of a device to measure plantar pressure and shear. In: CONGRESS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS, 15.,1995, Jyvaskyla. **Proceedings..** Jyvaskyla: (s.n.), 1995. p. 200-201.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática**. São Paulo: Escola de Educação Física e Esporte- USP, 2000. 252 p.

EGGERS, O. **Terapia ocupacional no tratamento da hemiplegia do adulto**. Rio de Janeiro: Colina, 1982.

ENJALBERT, M. et al. Sensibilité plantaire et équilibre. In: VILLENEUVE, P. H. (Coord.). **Pied, équilibre & posture**. Paris: Éditions Frison-Roche, 1996. p. 43-59.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000. 450 p.

FERREIRA, L. M. A. **Estudo eletromiográfico do músculo masseter em pacientes portadores de bruxismo do sono após uso de esplinte oclusal.** 2004. 72 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, Vale do Paraíba, 2004.

FREITAS, R.L.B. **Plataforma de força para aplicação biomédica.** 2008. 136 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista- UNESP, Ilha Solteira, 2008.

GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia:** regulação e distúrbios da posição ortostática. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.161 p.

GIACOMOZZI, C., MACELLARI, V. Piezo-dynamometric plataform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, Rio de Janeiro, v. 5, n. 4, p. 322-330, 1997.

GOSS, C. M. **Gray anatomia.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988. 318 p.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica.** 9. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. 1014 p.

HALL, S. J. **Biomecânica básica.** 4. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. 560 p.

HARRIS, J. E. et al. Relationship of balance and mobility to fall incidence in people with chronic stroke. **Physical Therapy**, Vancouver, v. 85, n. 2, p. 150-159, 2005.

HOPPENFELD, S. et al. **Propedêutica ortopédica coluna e extremidades.** São Paulo: Livraria Ateneu, 1993. 276 p.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular.** 2. ed. São Paulo: Manole, 1990. 280 p.

KAMAMURA, N. et al. Patterns of static prehension in normal hands. **The American Journal of Occupational Therapy**, Minnessota, v. 34, n. 7, p. 437-445, 1980.

KENDALL, F. P. **Músculos:** provas e funções com postura e dor. 4. ed. São Paulo: Manole, 1995. 453 p.

LEAKEY, R. E. **A evolução da humanidade**. São Paulo: Melhoramentos; Brasília: UnB, 1981. 258 p.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998. 496 p.

LIBOTTE, M. **Podoscopie electronique encyclopédie médico-chirurgicale**: kinésithérapie rééducation fonctionnelle. Paris: Scientifiques et médicales Elsevier , 2001. p. 1-4.

LORD, M; REYNOLDS, D. P.; HUGHES, J. R. Foot pressure measurement: a review of clinical findings. **Journal of Biomedical Engineering**, Oxford, v. 8, n. 4, p. 283-294, 1986.

MADEIRA, M. C. **Anatomia da face**: bases anátomo-funcionais para a prática odontológica. São Paulo: Sarvier, 2001. p. 78-90.

MAEDA, A. et al. Postural sway during cane use by patients with stroke. **American Journal of Physical Medicine Rehabilitation**, Akita, v. 80, n. 12, p. 903-908, 2001.

MAGEE, D. J. **Disfunção musculoesquelética**. 3. ed São Paulo: Manole, 2002. 1228 p.

MATTOS, H. M.; SALGADO, A. S. I. Fortalecimento dos flexores dos dedos na fascíte plantar. **Revista Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**, Vale do Paraíba, v. 2, n. 2, p. 70-73, 2003.

MIDICAPTEURS. **Manual of instalation and use of the Pel-38 podometer**. France: Toulouse, 1998. 114 p.

MOCELIN, D. T. **A terapia ocupacional e a indicação de órtese para crianças portadoras de disfunção neuromotora (hemiplegia espástica)**. 1999. 62 f. Trabalho de conclusão de Curso (Graduação em Terapia Ocupacional) - Faculdade de Terapia Ocupacional, Universidade Católica Dom Bosco, Campo Grande, 1999.

MOHL, N. D. et al. **Fundamentos de oclusão**. São Paulo: Quintessence Publishingi, 1991. 168 p.

MOORE, K. L. **Anatomia**: orientada para a clínica. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992. p. 664-667.

NABÈRES, A. Bilan clinique informatisé. **Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle**. Paris, n. 54, oct/nov/déc. 1994.

NADLER, S. C.; HILLS, F. Bruxism a classification: critical review. **Journal of the American Dental Association**, Okeson, v. 54, n. 5, p.615-622, 1957.

OLIVEIRA, G. S. et al. Interpretação da variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. **Revista do Hospital Clínicas da Faculdade de Medicina**, São Paulo, v. 53, n. 3, p. 16-20,1998.

PICON, A. P. Análise antropométrica dos pés de praticantes de *ballet* clássico que utilizam sapatilhas de ponta. **Revista Uniara**, Araraquara, v. 2, n. 20, p. 177-188, 2007.

PRYZSIEZNY, W. L.; FORMONTE, M.; PRYZSIEZNY, E. Estudo do comportamento da distribuição plantar através da baropodometria em indivíduos sem queixas físicas. **Revista Terapia Manual**, São Paulo, v. 2, n. 1, p. 28-32, jul./set. 2003.

PRZYSIEZNY, W. L.; PRZYSIEZNY, E. **Manual de posturologia**. Brusque: Laboratório de Posturologia do Cefit - Hospital Evangélico de Brusque, 2002. 86 p.

PUISIEUX F.; POLLEZ B.; DEPLANQUE D. Successes and setbacks of the falls consultation. **American Journal of Physical Medicine Rehabilitation**, Baltimore, v. 80, n. 12, 2001.

RABISCHONG, P. Role statokinésiometric de la peau. In: VILLENEUVE, P. H. (Coord.). **Pied, equilibre & posture**. Paris: Frison-Roche, 1996. p. 15–20.

RAMFJORD, S. P.; ASH, M. M.; SCHMIDSERDER, J. **Oclusão**. 2. ed. Rio de Janeiro: Santos, 2001. 195 p.

REABILITAÇÃO. São Paulo: Hospital Israelita Albert Einstein, 2004. Disponível em: <[http://www.einstein.br/reabilitacao/center\\_prog\\_barop.htm](http://www.einstein.br/reabilitacao/center_prog_barop.htm)>. Acesso em: 19 mar. 2004

RIGUETO, R. R. **Estudo da pressão plantar através da baropodometria em pacientes portadores de bruxismo do sono após uso de placa oclusal**. 2004. 85 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Engenharia Biomédica, Universidade do Vale do Paraíba - UNIVAP, São José dos Campos, 2004.

RIZZOLO, R. J. C.; MADEIRA, M. C. **Anatomia facial com fundamentos de anatomia sistêmica geral**. São Paulo: Sarvier, 2004. 350 p.

ROCABADO, M.; JOHNSTON, J. R.; BLANKEY, M. G. Physical therapy and dentistry: an overview. **Journal of Craniomandibular Practice**, Georgia, v. 1, n. 1, p. 47-50, 1983.

SAHIN L.; OZORAN K.; UÇAN H. Rehabilitation of Stroke patients. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, Baltimore, v. 80, n. 12, p. 627-630, 2001.

SCOTT, S.; WINTER, D. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 24, n. 8, p. 743-752, 1991.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. São Paulo: Manole, 2003. 610 p.

SIMAS, J. P. N. Padrão postural das bailarinas clássicas. **Revista da Educação Física/UEM**, Maringá, v. 11, n. 1, p. 51-57, 2000.

SPAEPEN, A; WEERDT, W. Equilíbrio. In: DURWAB, B. R.; BAER, G. D.; ROWE, P. J. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. São Paulo: Manole, 2001. p. 203-218.

STEBBINS, J. A. et al. Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. **Gait & Posture**, Oxford, v. 22, n. 4, p. 372-376, 2005.

STEENKS, M. H.; WIJER, A. **Disfunções da articulação temporomandibular do ponto de vista da fisioterapia e da odontologia: diagnóstico e tratamento**. São Paulo: Santos, 1996.

TRIBASTONE, F. **Tratado de exercícios corretivos: aplicados à reeducação motora postural**. São Paulo: Manole, 2001. 411 p.

UMPHRED, D. A. **Fisioterapia Neurológica**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1994. 1118 p.

WOODEN, M. J. Biomechanical evaluation for functional orthotics. In: DONATELLI, R. A. **The biomechanics of the foot and ankle**. 2. ed. Philadelphia: Davis Company, 1996. p. 1378-1381.

VILLENEUVE, P. H. Les traitements posturopodiques. In: VILLENEUVE, P. H. (Coord.). **Pied, équilibre & posture**. Paris: Frison-Roche, 1996. p. 175-187.

## ***GLOSSÁRIO***

<b>Abdução</b>	Movimento do corpo humano para abrir e ganhar amplitude.
<b>Abduto</b>	Parte do corpo com maior abertura e amplitude.
<b>Abóboda Plantar</b>	Estrutura em arco, localizada na região plantar.
<b>Adução</b>	Movimento do corpo humano para fechar e reduzir a amplitude.
<b>Aduto</b>	Parte do corpo com menor abertura e amplitude.
<b>Afasia</b>	Perda total ou parcial da voz.
<b>Anamnese</b>	Entrevista inicial que o profissional realiza com o paciente no momento da primeira avaliação.
<b>Ante Pé</b>	Porção anterior do pé.
<b>Algias</b>	Dores
<b>Anatômicas</b>	Condição em que um objeto é exposto para que o segmento corporal se posicione corretamente proporcionando conforto.
<b>Anatomo articular</b>	Anatomia da articulação.
<b>Apoio unipodal</b>	Apoio em somente um membro inferior.
<b>Ataxia</b>	Ausência de coordenação nos movimentos do corpo.
<b>Articulação</b>	Junção de dois ou mais ossos ou peças esqueléticas, abrangendo as articulações fibrosas (sindesmoses, suturas e gonfoses), cartilaginosas (sincondroses e sínfises), sinoviais (articulações móveis).
<b>Articulação Troclear</b>	Articulação responsável em realizar movimentos de flexão, extensão, rotação lateral e medial.
<b>Baropodometria</b>	Ciência que estuda a força e pressão nas regiões inferiores dos pés, ou plantares, e com equilíbrio corpóreo.
<b>Baropodometro</b>	É um tapete constituído por uma superfície de sensores que registram, no momento da passagem do pé, uma força, uma superfície e um tempo de apoio.
<b>Biomecânica</b>	É o estudo da mecânica dos organismos vivos.
<b>Calcâneo</b>	Ossos que forma o calcanhar nos mamíferos bípedes. Nos humanos esse osso está localizado no tarso, pertencendo ao esqueleto apendicular.
<b>Calcâneo Valgo</b>	Desequilíbrio dos arcos plantares ocasionando o pé pronado, tendão calcâneo valgo.

<b>Calcâneo Varo</b>	Desequilíbrio dos arcos plantares ocasionando o pé supinado, tendão calcâneo varo.
<b>Calosidade</b>	Formação do espessamento da epiderme.
<b>Camisa</b>	Corpo da célula de carga propriamente dito. Nela irão o aplicador com o botom para dentro dela, o diafragma no seu interior junto com o strain gage.
<b>Células de Carga</b>	Peça ou estrutura metálica que será utilizada para receber a força dos pontos, ou pequenas áreas, em que foram colocadas e assim transmitir sua deformação para o extensômetro.
<b>Cibernética</b>	Ciência que estuda as comunicações e o sistema de controle não só nos organismos vivos, mas também nas máquinas.
<b>Circundação</b>	Movimento circular que algumas estruturas do corpo humano realizam.
<b>Cinesiologia</b>	É a ciência que tem como enfoque a análise dos movimentos do corpo humano.
<b>Cíngulo Pélvico</b>	Cinto da cavidade óssea da bacia. Cintura.
<b>Cintura Pélvica</b>	O mesmo que cíngulo pélvico.
<b>Côncavo</b>	Superfície encurvada e deprimida.
<b>Contratura</b>	Encurtamento de um músculo ou de tecido cicatricial, produzindo limitação anormal do movimento de uma articulação.
<b>Controle postural</b>	Equilíbrio e postura ortostática.
<b>Convexo</b>	Superfície arredondada de forma globosa ou esférica.
<b>Cubóide</b>	Osso que compõe o tarso.
<b>Cuneiformes</b>	Que tem a forma de cunha.
<b>Deambulação</b>	Passeio, locomoção.
<b>Desorientação</b>	Incapacidade de tomar conhecimento do tempo ou das pessoas.
<b>Diafragma</b>	Peça metálica capaz de perceber uma variação de força no aplicador.
<b>Diagnóstico</b>	Arte ou ato de determinar a natureza e uma doença.
<b>Esporão de Calcâneo</b>	Aparecimento de espículas ósseas causada por desgaste, ou excesso de peso na região calcanear.
<b>Eversão</b>	Reviramento, everter.
<b>Extensômetro</b>	Sensores capazes de captar deformações em estruturas.
<b>Extrínseco</b>	Situado na parte de fora de algo (mão).
<b>Falanges</b>	São os ossos que formam os dedos das mãos e pés dos vertebrados.

<b>Fisiologia</b>	Ramo da biologia que estuda as múltiplas funções mecânicas, físicas e bioquímicas nos seres vivos. De uma forma mais sintética, a fisiologia estuda o funcionamento do organismo.
<b>Fisioterapia</b>	Tratamento por meios físicos, como luz, calor, frio, água, eletricidade, massagem e exercícios.
<b>Golfo</b>	Região na parte inferior do pé, localizada no médio pé, onde forma o arco plantar, sendo ele desabado ou não.
<b>Hálux</b>	O grande artelho.
<b>Hálux Valgo</b>	Desvio medial do hálux.
<b>Hálux Varo</b>	Desvio lateral do hálux.
<b>Hominídeo</b>	Espécie vivente na Terra durante o período pré-histórico.
<b>Intrínseca</b>	Dentro de alguma coisa, musculatura intrínseca da mão (dentro da mão).
<b>Inversão</b>	O ato de voltar para dentro.
<b>Maléolos</b>	Parte ou processo de um osso com formato da cabeça de martelo.
<b>Médio Pé</b>	Porção medial do pé.
<b>Meniscos</b>	Formação em crescente, especialmente, um disco articular.
<b>Metatarsalgias</b>	Dores agudas ou crônicas na região dos ossos metatarsos do pé.
<b>Metatarsos</b>	Ossos do pé.
<b>Osteoarticular</b>	Associação entre duas estruturas corporais que colaboram para realização dos atos fisiológicos do corpo, como a movimentação, equilíbrio e manutenção de postura.
<b>Osteomuscular</b>	Associação entre duas estruturas corporais que colaboram para realização dos atos fisiológicos do corpo, como a movimentação, equilíbrio e manutenção de postura.
<b>Patologias</b>	Parte da Medicina que estuda as doenças, seus sintomas e natureza das modificações que elas provocam no organismo.
<b>Palpação</b>	Tocar, sentir através do tato, todas as estruturas duras e moles do corpo.
<b>Pé Equino</b>	Descarga de peso no pé se localiza no ante pé.
<b>Pé Plano</b>	Aumento da curvatura plantar do pé, causado pela hipertrofia dos músculos peroneiro lateral longo, flexor comum dos dedos e flexor próprio do quinto dedo. Ocorre uma descontinuidade na impressão plantar na passagem do retro pé para o ante pé. Ocorre também a flexão dos pododáctilos.

<b>Pé Cavo</b>	Perda parcial ou total da curvatura do pé. Causado pela hipotonia da musculatura flexora dos dedos (peroneiro lateral longo, flexor comum dos dedos, flexor próprio do quinto dedo). Ocorre quando os músculos plantares curtos não funcionam.
<b>Podoposturologia</b>	É a reprogramação postural através de palmilha é um método que auxilia na abordagem preventiva e terapêutica.
<b>Posturologia</b>	Estudo sobre postura e posição.
<b>Plantar</b>	Sola do pé.
<b>Plano Sagital</b>	Referente a um plano ou secção através do corpo, em sentido mediano; que divide o corpo em duas metades, uma direita e uma esquerda.
<b>Prognóstico</b>	Predição da provável evolução e do desfecho de uma moléstia, lesão ou anomalia do desenvolvimento de um paciente.
<b>Pronação</b>	Dobrado para dentro, inclinado.
<b>Tálus</b>	Ossos que se articula com o calcâneo.
<b>Tarsos</b>	Ossos do pé.
<b>Tendinites</b>	É uma doença ocupacional resultante da inflamação de um tendão que surge usualmente através do excesso de repetições de um mesmo movimento
<b>Tônus</b>	Grau de contração presente nos músculos.
<b>Trago</b>	Pequena saliência de cartilagem recoberta por pele, que faz saliência sobre o meato auditivo externo.
<b>Tuberosidade</b>	Protuberância óssea.
<b>Reeducação</b>	Ato de educar novamente.
<b>Retro Pé</b>	Porção posterior do pé.
<b>Sensor</b>	É um dispositivo tecnológico ou órgão biológico que detecta, ou sente um sinal ou condição física e compostos químicos.
<b>Sindesmose</b>	Forma de articulação na qual os ossos estão ligados por tecido conetivo fibroso.
<b>Supinação</b>	Inversão do pé, decúbito dorsal.
<b>Strain Gage</b>	Fios que variam a resistência ao sofrer uma deformação.
<b>Valgo</b>	Desvio do seu eixo parafora.

# Apêndice A

## FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA DE MEMBROS INFERIORES

FICHA DE AVALIAÇÃO FISIOTERÁPICA DE MEMBROS INFERIORES	
NOME: _____ IDADE: _____	
PROFISSÃO: _____	
ETNIA: _____	
SEXO: MASC ( ) FEM ( )	
DIAGNÓSTICO: _____	
AVALIAÇÃO DOS PÉS	
PÉ DIREITO	PÉ ESQUERDO
<input type="checkbox"/> Pé equino do ante pé simétrico <input type="checkbox"/> Pé equino do ante pé em pronação <input type="checkbox"/> Pé equino do ante pé em supinação <input type="checkbox"/> Pé equino com inclinação lateral em valgo <input type="checkbox"/> Pé plano <input type="checkbox"/> Pé plano valgo <input type="checkbox"/> Pé equino varo <input type="checkbox"/> Ante pé plano <input type="checkbox"/> Ante pé redondo ou convexo <input type="checkbox"/> Dedos em garra ou em martelo <input type="checkbox"/> Pé ancestral <input type="checkbox"/> Pé grego <input type="checkbox"/> Pé polinésio <input type="checkbox"/> Pé egípcio <input type="checkbox"/> Pé cavo posterior <input type="checkbox"/> Pé cavo médio <input type="checkbox"/> Pé cavo anterior <input type="checkbox"/> Calcâneo em pronação valgo	<input type="checkbox"/> Pé equino do ante pé simétrico <input type="checkbox"/> Pé equino do ante pé em pronação <input type="checkbox"/> Pé equino do ante pé em supinação <input type="checkbox"/> Pé equino com inclinação lateral em valgo <input type="checkbox"/> Pé plano <input type="checkbox"/> Pé plano valgo <input type="checkbox"/> Pé equino varo <input type="checkbox"/> Ante pé plano <input type="checkbox"/> Ante pé redondo ou convexo <input type="checkbox"/> Dedos em garra ou em martelo <input type="checkbox"/> Pé ancestral <input type="checkbox"/> Pé grego <input type="checkbox"/> Pé polinésio <input type="checkbox"/> Pé egípcio <input type="checkbox"/> Pé cavo posterior <input type="checkbox"/> Pé cavo médio <input type="checkbox"/> Pé cavo anterior <input type="checkbox"/> Calcâneo em pronação valgo
AVALIAÇÃO DOS JOELHOS	
<input type="checkbox"/> Joelho Valgo <input type="checkbox"/> Joelho Varo <input type="checkbox"/> Joelho Hiperestendido <input type="checkbox"/> Joelho Flexo	<input type="checkbox"/> Joelho Valgo <input type="checkbox"/> Joelho Varo <input type="checkbox"/> Joelho Hiperestendido <input type="checkbox"/> Joelho Flexo
AVALIAÇÃO DE CINTURA PÉLVICA E COXA	
<input type="checkbox"/> Coxa Valga <input type="checkbox"/> Coxa Vara	<input type="checkbox"/> Coxa Valga <input type="checkbox"/> Coxa Vara
AVALIAÇÃO DE PACIENTES HEMIPLÉGICOS	
FASE DA HEMIPLEGIA	
<input type="checkbox"/> Hipotônica	<input type="checkbox"/> Espástica
AVALIAÇÃO DINÂMICA (MARCHA)	
<input type="checkbox"/> Normal <input type="checkbox"/> Ceifante <input type="checkbox"/> Pettit Pass <input type="checkbox"/> Claudicante <input type="checkbox"/> Marcha com queda brusca do pé após apoio do calcanhar	<input type="checkbox"/> Anserina <input type="checkbox"/> Marcha do pé plano sem impulso <input type="checkbox"/> Marcha da rigidez articular do joelho <input type="checkbox"/> Marcha antálgica <input type="checkbox"/> Marcha arrastando a ponta do pé
AVALIAÇÃO ESTÁTICA	
<input type="checkbox"/> Permanecer em pé sem apoio <input type="checkbox"/> Permanecer sentado sem apoio nas costas <input type="checkbox"/> Permanecer em pé sem apoio e de olhos fechados	<input type="checkbox"/> Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos <input type="checkbox"/> Permanecer em pé sobre um só membro inferior <input type="checkbox"/> Permanecer em pé sem apoio com um pé a frente

# Apêndice B

## Escala de Equilíbrio de Berg

ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG		PRONT.:
NOME:	SEXO:	TEMPO DE LESÃO:
	IDADE:	DATA DA AVALIAÇÃO:
DIAGNÓSTICO:		AVALIADOR:
ITEM	SUBTOTAL	
<b>1. POSIÇÃO SENTADA PARA POSIÇÃO EM PÉ</b> INSTRUÇÕES: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.	4. Capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente.	
	3. Capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos.	
	2. Capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas.	
	1. Necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se.	
	0. Necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se.	
<b>2. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO</b> INSTRUÇÕES: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.	4. Capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos.	
	3. Capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão.	
	2. Capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.	
	1. Necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.	
	0. Incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio.	
<b>3. PERMANECER SENTADO SEM APOIO NAS COSTAS, MAS COM OS PÉS APOIADOS NO CHÃO OU NUM BANQUINHO</b> INSTRUÇÕES: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.	4. Capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos.	
	3. Capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão.	
	2. Capaz de permanecer sentado por 30 segundos.	
	1. Capaz de permanecer sentado por 10 segundos.	
	0. Incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos.	
<b>4. POSIÇÃO EM PÉ PARA POSIÇÃO SENTADA</b> INSTRUÇÕES: Por favor, sente-se.	4. Senta-se com segurança com uso mínimo das mãos.	
	3. Controla a descida utilizando as mãos.	
	2. Utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida.	
	1. Senta-se independentemente, mas tem descida sem controle.	
	0. Necessita de ajuda para sentar-se.	
<b>5. TRANSFERÊNCIAS</b> INSTRUÇÕES: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.	4. Capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos.	
	3. Capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos.	
	2. Capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão.	
	1. Necessita de uma pessoa para ajudar.	
	0. Necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança.	
<b>6. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OS OLHOS FECHADOS</b>	4. Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança.	
	3. Capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão.	

<p>INSTRUÇÕES: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.</p>	<p>2. Capaz de permanecer em pé por 3 segundos.</p> <p>1. Incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé.</p> <p>0. Necessita de ajuda para não cair.</p>	
<p><b>7. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM OS PÉS JUNTOS</b> INSTRUÇÕES: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.</p>	<p>4. Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança.</p> <p>3. Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão.</p> <p>2. Capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos.</p> <p>1. Necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos.</p> <p>0. Necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos.</p>	
<p><b>8. ALCANÇAR A FRENTE COM O BRAÇO ESTENDIDO PERMANECENDO EM PÉ</b> INSTRUÇÕES: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).</p>	<p>4. Pode avançar a frente &gt;25 cm com segurança.</p> <p>3. Pode avançar a frente &gt;12,5 cm com segurança.</p> <p>2. Pode avançar a frente &gt;5 cm com segurança.</p> <p>1. Pode avançar a frente, mas necessita de supervisão.</p> <p>0. Perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo.</p>	
<p><b>9. PEGAR UM OBJETO DO CHÃO A PARTIR DE UMA POSIÇÃO EM PÉ</b> INSTRUÇÕES: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.</p>	<p>4. Capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança.</p> <p>3. Capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão.</p> <p>2. Incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente.</p> <p>1. Incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando.</p> <p>0. Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair.</p>	
<p><b>10. VIRAR-SE E OLHAR PARA TRÁS POR CIMA DOS OMBROS DIREITO E ESQUERDO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ</b> INSTRUÇÕES: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. (O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)</p>	<p>4. Olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso.</p> <p>3. Olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso.</p> <p>2. Vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio.</p> <p>1. Necessita de supervisão para virar.</p> <p>0. Necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair.</p>	
<p><b>11. GIRAR 360 GRAUS</b> INSTRUÇÕES: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.</p>	<p>4. Capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos.</p> <p>3. Capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos.</p> <p>2. Capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente.</p> <p>1. Necessita de supervisão próxima ou orientações verbais.</p> <p>0. Necessita de ajuda enquanto gira.</p>	

<b>12. POSICIONAR OS PÉS ALTERNADAMENTE NO DEGRAU OU BANQUINHO ENQUANTO PERMANECE EM PÉ SEM APOIO</b> INSTRUÇÕES: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.	4. Capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos.	
	3. Capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em > 20 segundos.	
	2. Capaz de completar 4 movimentos sem ajuda.	
	1. Capaz de completar >2 movimentos com o mínimo de ajuda.	
	0. Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair.	
<b>13. PERMANECER EM PÉ SEM APOIO COM UM PÉ À FRENTE</b> INSTRUÇÕES: (DEMONSTRE PARA O PACIENTE) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha, se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.	4. Capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos.	
	3. Capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos.	
	2. Capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos.	
	1. Necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos.	
	0. Perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé.	
<b>14. PERMANECER EM PÉ SOBRE UMA PERNA</b> INSTRUÇÕES: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar	4. Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por >10 segundos.	
	3. Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos.	
	2. Capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por $\geq 3$ segundos.	
	1. Tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente.	
	0. Incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair.	
<b>ESCORE TOTAL (Máximo = 56):</b>		
Fonte: BERG et al, 1992; MIYAMOTO et al, 2003		

# Apêndice C

## Termo de Consentimento

### MODELO

#### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da Pesquisa: “**SISTEMA INFORMATIZADO PARA MEDIÇÃO DE FORÇAS NA REGIÃO PLANTAR E CORRELAÇÃO COM ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG EM PACIENTES HEMIPLÉGICOS**”

Nome do (a) Pesquisador (a): **Ricardo Luiz Barros de Freitas**

Nome do (a) Orientador (a): **Aparecido Augusto de Carvalho**

1. **Natureza da pesquisa:** *o sra (sr.) está sendo convidada (o) a participar desta pesquisa que tem como finalidade efetuar medições de pressão em alguns pontos da região plantar (pé), para estudar a distribuição de peso nos membros inferiores.*
2. **Participantes da pesquisa:** *População alvo serão pacientes normais e hemiplégicos com tamanho de pés 35 a 40. Número de pacientes normais: 100 (cem). Número de pacientes hemiplégicos: 10 (dez).*
3. **Envolvimento na pesquisa:** *ao participar deste estudo a sra (sr) permitirá que o (a) pesquisador Ricardo Luiz Barros de Freitas meça a distribuição de forças nos pés. A sra (sr.) tem liberdade de se recusar a participar e ainda se recusar a continuar participando em qualquer fase da pesquisa, sem qualquer prejuízo para a sra (sr.). Sempre que quiser poderá pedir mais informações sobre a pesquisa através do telefone do (a) pesquisador (a) do projeto e, se necessário através do telefone do Comitê de Ética em Pesquisa.*
4. **Sobre as entrevistas:**
5. **Riscos e desconforto:** *a participação nesta pesquisa não traz complicações legais e nem oferece riscos aos pacientes. Os procedimentos adotados nesta pesquisa obedecem aos Critérios da Ética em Pesquisa com Seres Humanos conforme Resolução no. 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Nenhum dos procedimentos usados oferece riscos à sua dignidade.*
6. **Confidencialidade:** *todas as informações coletadas neste estudo são estritamente confidenciais. Somente os pesquisadores e o orientador terão conhecimento dos dados.*
7. **Benefícios:** *ao participar desta pesquisa a sra (sr.) não terá nenhum benefício direto. Entretanto, esperamos que este estudo traga informações importantes sobre o sistema*

*desenvolvido, de forma que o conhecimento que será construído a partir desta pesquisa possa validar as medições, onde o pesquisador se compromete a divulgar os resultados obtidos.*

8. **Pagamento:** *a sra (sr.) não terá nenhum tipo de despesa para participar desta pesquisa, bem como nada será pago por sua participação.*

Após estes esclarecimentos, solicitamos o seu consentimento de forma livre para participar desta pesquisa. Portanto preencha, por favor, os itens que se seguem:

#### **Consentimento Livre e Esclarecido**

Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu consentimento em participar da pesquisa

Nome do Participante da Pesquisa

Assinatura do Participante da Pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Assinatura do Orientador

#### **TELEFONES**

**Pesquisador:** (18) 8134-8882 / (18) 3743-1000 Ramal 1662

**Orientador:** (18) 3743-1223

**Nome e telefone de um membro da Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa:**

.....i

---

Modelo adaptado a partir do TCLE elaborado por KOLLER, S. H. , Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2004.