

**Universidade do Vale do Paraíba  
Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento**

*Mauricio Mohalem Valente*

**Análise baropodométrica e estabilométrica em mulheres jovens antes,  
durante e após a aplicação do Protocolo de Base do Método de  
Equilíbrio Neuromuscular (ENM)**

São José dos Campos, SP

2006

**Mauricio Mohalem Valente**

**Análise baropodométrica e estabilométrica em mulheres jovens antes,  
durante e após a aplicação do Protocolo de Base do Método de  
Equilíbrio Neuromuscular (ENM)**

Dissertação de Mestrado apresentada no Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, como complementação dos créditos necessários para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Márcio Magini

São José dos Campos, SP

2006

Esta dissertação segue a normalização de dissertações e teses da UniVap.

V25a

Valente, Maurício Mohalem

Análise baropodométrica e estabilométrica em mulheres jovens antes, durante e após a aplicação do Protocolo de Base do Método de Equilíbrio Neuromuscular (ENM)./ Mauricio Mohalem Valente. São José dos Campos: UniVap, 2006.

107f.: il.; 30cm.

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2006.

1. Equilíbrio Musculosquelético 2. Articulações 3. Fisioterapia I. Magini, Márcio, Orient. II. Título

CDU:615.8

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta Dissertação, por processo fotocopiador ou transmissão eletrônica.

Aluno:

Maurício Mohalem Valente

Data: 24/08/2006

**“ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA E ESTABILOMÉTRICA EM MULHERES JOVENS  
ANTES, DURANTE E APÓS A APLICAÇÃO DO PROTOCOLO DE BASE DO MÉTODO DE  
EQUILÍBRIO NEUROMUSCULAR (ENM)”**

Maurício Mohalem Valente

Banca Examinadora:

Prof<sup>ª</sup>. Dra. **CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA** (UNIVAP)

Prof. Dr. **MARCIO MAGINI** (UNIVAP)

Prof<sup>ª</sup>. Dra. **SÔNIA CAVALCANTI CORRÊA** (MACKENZIE)

Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco  
Diretor do IP&D - UniVap

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus, por me proporcionar o maior de todos os bens: a vida.

A minha esposa Sarah, minha sogra Adriana e meu sogro Jesiel, pelo amor, dedicação, paciência, compreensão e incentivo em mais uma fase de minha vida.

A minha mãe Elmas, meu pai Herivelto e meus irmãos, que se constituíram na base sólida de minha estrutura emocional para a conclusão desta obra.

Aos amigos e colegas profissionais, Maria Inês Lorenzetti, Rogério Rodrigues Riguetto, Daniel Chaves Lacerda Ribeiro, Rodrigo Alberto Dispatto Mendes Martins, Pablo Carvalho Pires de Almeida, Fábio Mendes Camilo e Amadeu Jesus Pessotta, que, cada um com sua devida importância, contribuíram muito para a realização desse sonho.

Ao meu orientador Dr. Márcio Magini, que, com paciência, depositou em mim toda a confiança necessária para que eu pudesse seguir em frente.

A minha colega bibliotecária, Rosangela Regis Cavalcanti Taranger, que dispôs de sua atenção e dedicação na fase final de meu trabalho.

Muito obrigado a todos, vocês estão no meu coração!

*“Viver é a coisa mais rara do mundo. A maioria das pessoas apenas existem”.*

Dedico este trabalho a Deus, minha família, minha esposa e família, por terem sido, sem dúvida nenhuma, os verdadeiros baluartes dessa conquista.

Análise baropodométrica e estabilométrica em mulheres jovens antes, durante e após a aplicação do Protocolo de Base do Método de Equilíbrio Neuromuscular (ENM)

## RESUMO

Essa dissertação consiste de uma análise técnica do equilibrador neuromuscular, equipamento desenvolvido na França por um engenheiro e pelo fisioterapeuta François Soulier, o qual criou um protocolo de base para tratamento com a utilização do mesmo. O protocolo consiste no posicionamento do paciente em decúbito ventral, braços alinhados ao longo do corpo e cabeça rodada para qualquer lado. A partir de então, o terapeuta avaliará, impondo tensões específicas através de posicionamento dos segmentos corporais do paciente, a existência ou não de bloqueio articular nas seguintes estruturas: joelhos e tornozelos, pelve, sacro e púbis, coluna vertebral, primeira costela e ombros, e, como parâmetro para a continuidade do protocolo, utilizará a diferença entre os membros inferiores, que sempre terão de estar equilibrados, realmente, após a correção com o equilibrador neuromuscular. A correção com o uso do aparelho só se realizará após o teste de pressão, o qual consiste de um estímulo manual suave sobre a pele dos pontos bloqueados nas estruturas, informando ao corpo o sentido e direção da correção e, se ocorrer o alinhamento dos membros inferiores, o mesmo procedimento será, então, agora disparando o equilibrador neuromuscular sobre a pele do paciente, com um estímulo vibratório mecânico de cerca de 180 g. Mais especificamente, deseja-se observar, através da baropodometria eletrônica, quais os efeitos desse protocolo sobre o sistema postural e, mais precisamente, estudar o comportamento das análises estabilométricas de oscilação corporal e dos picos de distribuições das pressões plantares do retropé, médiopé e antepé. Os resultados mostraram a eficiência desse protocolo através da melhor distribuição das médias dos picos de pressão plantar entre o pé direito e esquerdo, bem como variações significantes no deslocamento radial da oscilação entre os baricentros corporais e do pé direito e esquerdo.

**Palavras-chave:** Equilibrador neuromuscular; Baropodometria; Distribuição plantar.

Baropodometric and stabilometric analysis in young girls before, during and after the application of the base protocol of Neuromuscular Equilibrate Method (ENM)

### **ABSTRACT**

The present work consists in a technical analysis of the neuromuscular equilibrators, equipment developed in France by an Engineer and for physiotherapist François Soulier, which created a base protocol for treatment for this equipment. The protocol consists in setting the patient in ventral decubitus position, aligned arms along the body and head rotated for any side. From that the therapist will evaluate, imposing specific tensions through positioning of the patient's corporal segments, the existence or not of blockade to articulate in the following structures: knees and ankles, pelve, sacred and pubis, spine, first rib and shoulders. As parameter for the continuity of the protocol, will be used the difference among the inferior members, which is expected a better balance among them after the neuromuscular equilibrators application protocol. The correction resulted from the use of the apparel will take place after the pressure test, which consists of a smooth manual incentive on the skin by the points blocked in the structures. After this, provide to the body the sense and direction of the correction and, to alignment of the inferior members. The same procedure will be done now discharging the neuromuscular equilibrators, on the patient's skin, with a mechanical vibratory incentive about 180 g. More specifically, through Eletronic Baropodometric, this work observed the effects of this protocol on the postural system and to study the behavior of the analyses stabilometrics of corporal oscillation, of the pressure picks and of load distributions of the rearfoot, medialfoot and forefoot. The results showed the efficiency of that protocol through the best distribution of the averages of the pressure picks to plant among the right and left foot, as well as significant variations in the radial displacement of the oscillation among the corporal baricenter and of the right and left foot.

**Keywords:** Neuromuscular equilibrators. Baropodometer. Load distribution.



## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1</b> - Fuso neuromuscular.....	19
<b>FIGURA 2</b> – O baropodômetro eletrônico.....	24
<b>FIGURA 3</b> – O estatocinesiograma.....	27
<b>FIGURA 4</b> – O estabilograma.....	29
<b>FIGURA 5</b> – Deriva de um estabilograma.....	29
<b>FIGURA 6</b> – Análise baropodométrica estática.....	31
<b>FIGURA 7</b> - Aplicação do equilibrador neuromuscular.....	33
<b>FIGURA 8</b> – O equilibrador neuromuscular.....	34
<b>FIGURA 9</b> – Análise da simetria dos membros inferiores na posição 1 do protocolo de base do ENM.....	36
<b>FIGURA 10</b> - Análise da simetria dos membros inferiores na posição 2 do protocolo de base do ENM.....	36
<b>FIGURA 11</b> - Correção de um ponto pélvico.....	36
<b>FIGURA 12</b> – Análise baropodométrica inicial.....	40
<b>FIGURA 13</b> – Aplicação do protocolo de base.....	41
<b>FIGURA 14</b> – Distribuição plantar no primeiro momento da coleta.....	48
<b>FIGURA 15</b> – Distribuição plantar no segundo momento da coleta.....	48
<b>FIGURA 16</b> – Distribuição plantar no terceiro momento da coleta.....	49
<b>FIGURA 17</b> – Distribuição plantar no quarto momento da coleta.....	49

## LISTA DOS GRÁFICOS

- GRÁFICO 1** – Pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retropé (R) dos pés esquerdo e direito no 1º momento..... 44
- GRÁFICO 2** – Pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retropé (R) dos pés esquerdo e direito no 2º momento..... 45
- GRÁFICO 3** – Pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retropé (R) dos pés esquerdo e direito no 3º momento..... 45
- GRÁFICO 4** – Pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retropé (R) dos pés esquerdo e direito no 4º momento..... 46
- GRÁFICO 5** – Pressão plantar em antepé nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4)..... 46
- GRÁFICO 6** – Pressão plantar em médiopé nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).....47
- GRÁFICO 7** – Pressão plantar em retropé nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4)..... 47
- GRÁFICO 8** – Valores médios e desvios padrão dos valores de velocidade de oscilação (P) para o baricentro corporal (C), do pé direito (D) e do pé esquerdo (E) nos quatro momentos..... 51
- GRÁFICO 9** – Valores médios e desvios padrão dos valores de deslocamento radial de oscilação (Rd) para o baricentro corporal (C), do pé direito (D) e do pé esquerdo (E) nos quatro momentos..... 52
- GRÁFICO 10** –Valores médios e desvios padrão dos valores de P para o baricentro corporal nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4)..... 53
- GRÁFICO 11** –Valores médios e desvios padrão dos valores de P para o baricentro do pé direito nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4)..... 53
- GRÁFICO 12** –Valores médios e desvios padrão dos valores de P para o baricentro do pé esquerdo nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4)..... 54

<b>GRÁFICO 13</b> –Valores médios e desvios padrão dos valores de Rd para o bari- centro corporal nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).....	54
<b>GRÁFICO 14</b> –Valores médios e desvios padrão dos valores de Rd para o bari- centro do pé direito nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).....	55
<b>GRÁFICO 15</b> –Valores médios e desvios padrão dos valores de Rd para o bari- centro do pé esquerdo nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).....	55

## LISTA DE TABELAS

<b>TABELA 1</b> - Valores normais do parâmetro X-médio.....	27
<b>TABELA 2</b> - Valores normais do parâmetro de superfície.....	28
<b>TABELA 3</b> - Valores médios de pressão plantar dos pés nos quatro momentos de coleta.....	44
<b>TABELA 4</b> - Distribuição das pressões plantares (%).....	50
<b>TABELA 5</b> - Valores médios de velocidade de oscilação dos baricentros corporal e dos pés direito e esquerdo nos quatro momentos de coleta.....	50
<b>TABELA 6</b> - Valores médios de deslocamento radial dos baricentros corporal e dos pés direito e esquerdo nos quatro momentos de coleta.....	51

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

(A)	Pressão plantar em antepé
ATM	Articulação temporomandibular
(C)	Baricentro corporal
CEREM	Centro de estudos e recursos multimidiáticos
cm	Centímetro
cm <sup>2</sup>	Centímetro ao quadrado
(D)	Pé direito
(E)	Pé esquerdo
ENM	Equilíbrio neuromuscular
hz	Hertz
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma/força
Kgf/cm <sup>2</sup>	Quilograma/força por centímetro quadrado
Kpa	Quilo/pascal
(M)	Pressão plantar em médiopé
NIMES	Institut Universitaire de Technologie (NIMES, França)
(P)	Velocidade de oscilação corporal
(R)	Pressão plantar em retropé
(Rd)	Deslocamento radial da oscilação

## SUMÁRIO

1. Introdução.....	15
1.1 O sistema postural.....	15
1.1.1 O sistema postural fino.....	15
1.1.1.1 Exoentradas.....	16
1.1.1.2 Endoentradas.....	16
1.1.1.3 Controle das oscilações e regulação da atividade tônica postural..	17
1.1.1.4 Fator proprioceptivo.....	18
1.1.1.5 Fusso neuromuscular e propriocepção.....	18
1.2 Os reflexos posturais.....	20
1.3 Baropodometria.....	21
1.3.1 Sensores de pressão.....	23
1.3.2 Plataforma de força e pressão.....	23
1.4 As análises baropodométricas.....	25
1.4.1 A estabilometria.....	25
1.4.1.1 Princípios.....	26
1.4.1.2 Estatocinesiograma.....	26
1.4.1.3 Estabilograma.....	27
1.4.1.4 Superfície.....	28
1.4.1.5 Interpretação do estabilograma.....	28
1.5 Estudos baropodométricos.....	30
1.6 O equilíbrio neuromuscular.....	32
1.7 O protocolo de base do equilíbrio neuromuscular.....	35
2. Objetivos.....	37
3. Metodologia.....	38
3.1 Material e métodos.....	38
3.2 Materiais.....	39
3.3 Procedimentos.....	39
4. Resultados.....	42
5. Discussão.....	56
6. Conclusão.....	60
Referências Bibliográficas.....	61
Anexos.....	65
Anexo A - Certificado do comitê de ética em pesquisa da Univap.....	66
Anexo B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	67

## **1. INTRODUÇÃO**

### **1.1 O sistema postural**

O homem ereto dirige seu olhar mais longe do que qualquer quadrúpede, e esta particularidade pode ser atribuída ao sistema visual e tratamento da informação, pode ser estendida ao conjunto do sistema postural fino. No corpo, possuímos receptores externos e internos para o controle do tônus postural.

Com os receptores externos, encontrados na planta dos pés, ouvido interno, visão, o indivíduo se situa em relação ao mundo e, através dos receptores internos, como fusos neuromusculares, receptores tendinosos e articulares, o sistema de regulação é enriquecido de informações sobre as posições relativas dos diferentes segmentos corporais e suas interrelações (GAGEY; WEBER, 2000).

Assim, qualquer estrutura que forneça informações sobre essa posição relativa de um segmento corporal pode ser considerada um receptor interno.

Na posturologia, os músculos paravertebrais têm um papel preponderante por se tratar de músculos tônicos que participam fundamentalmente da manutenção do tônus postural.

O tônus postural é regulado pelo sistema postural a que o tônus muscular e o sistema postural estão intimamente ligados. A posição recíproca das peças esqueléticas, mantida pelo tônus postural, tem uma relação muito evidente com a posição do conjunto do esqueleto em relação ao meio ambiente para que não exista uma relação estreita entre o tônus muscular e sistema postural (GAGEY, 1994).

#### **1.1.1 O sistema postural fino**

É a partir da posição ortostática que a postura se organiza, e o sistema postural fino

controla intimamente as oscilações posturais. Dessa maneira, as deficiências posturais são as testemunhas de um desequilíbrio desse sistema postural fino.

O controle postural é multimodal, ou seja, visão, vestibulos, planta dos pés, proprioceptores do eixo corporal e motricidade ocular participam do controle postural, o que implica a necessidade de uma integração sensorial do conjunto dessas aferências. Atualmente, já não existe discussão sobre o fato de a integração sensorial estar localizada no nível dos dendritos cuja anatomo-fisiologia é muito mal conhecida (GAGEY; WEBER, 2000).

Considerando que a posição ortostática é a saída do sistema postural fino, os dados da experimentação e da estabilometria e as observações clínicas dos indivíduos com ou sem queixa postural levam-no a reconhecer dois tipos de entradas: as exoentradas, que informam sobre o mundo exterior, e as endoentradas, que definem imediatamente o seu estado interno (BRICOT, 1999).

#### **1.1.1.1 Exoentradas**

O homem se estabiliza em seu meio ambiente utilizando todas as informações oriundas de seus órgãos sensoriais e sensitivos em relação com o meio ambiente. A relação direta dessas entradas do sistema postural com o mundo exterior justifica seu nome de exoentradas. Atualmente, conhece-se três delas: o olho, o vestibulo e a planta dos pés.

#### **1.1.1.2 Endoentradas**

As exoentradas podem não ser suficientes para fornecer todas as informações necessárias ao sistema postural para estabilizar o corpo humano. O olho é móvel na órbita, enquanto o vestibulo se encontra incrustado no maciço petroso: o sistema postural somente pode utilizar as informações de posição fornecidas por esses órgãos móveis, uns em relação aos outros, se ele conhecer também suas posições recíprocas. Portanto, parece perfeitamente lógico que a motricidade ocular intervenha no controle postural: apesar de os músculos



oculares não possuem uma relação direta com o meio ambiente, eles fornecem a informação da posição recíproca da retina e dos epitélios sensíveis do vértice.

O mesmo raciocínio vale entre as exoentradas cefálicas e plantares: o pé possui um grande número de graus de liberdade em comparação à cabeça, e a posição recíproca das diferentes peças esqueléticas entre o occipital e o tarso é fornecida ao sistema postural pela propriocepção de todo o eixo postural. Essas informações proprioceptivas e oculomotoras têm o papel de verdadeiras entradas do sistema postural. São denominadas de endoentradas (GAGEY et al., 1994).

### **1.1.1.3 Controle das oscilações e regulação da atividade tônica postural**

O controle das oscilações posturais está intimamente imbricado com a regulação da atividade tônica postural. Fundamentalmente, no entanto, essas duas noções se referem a realidades bem diferentes. Através de pequenos episódios de atividade muscular fásica que o sistema de controle da postura ortostática mantém os mínimos movimentos do corpo humano em posição ortostática e dentro de limites estreitos. Ao contrário, é uma contração muscular tônica que determina a posição média do corpo humano em seu meio ambiente. Uma manipulação da entrada visual do sistema postural fino permite reencontrar essa oposição clássica entre o movimento e as contrações fásicas de um lado e a posição e a contração tônica de outro (GAGEY; WEBER, 2000).

O controle das oscilações posturais e a regulação da atividade tônica postural são, portanto, duas realidades clara e seguramente diferentes. No entanto, elas parecem estar muito ligadas às afecções do sistema postural fino. É raro que se modifique o tônus sem desestabilizar imediatamente o controle das oscilações de um paciente já instável, e é exatamente da união dessas duas atividades concomitantes que vem o nome "sistema postural fino".

A complexidade desses dois fenômenos apresenta uma consequência clínica muito

surpreendente para a medicina clássica: o posturólogo não se ocupa somente das instabilidades e das sensações vertiginosas, relacionadas com uma falha do controle das oscilações posturais, mas também das algias do eixo corporal, relacionadas com uma falha do controle do tônus postural. Associar, numa mesma abordagem, os pacientes com lombalgia e os pacientes com vertigens, certamente não é um hábito dos médicos; no entanto, esses dois tipos de pacientes apresentam um ponto em comum: dificuldade para se manter em pé. Ambos podem sofrer de uma disfunção desse sistema que controla rigorosamente sua posição ortostática, o sistema postural fino (GAGEY; WEBER, 2000).

#### **1.1.1.4 Fator proprioceptivo**

Na posição ortostática, as oscilações posturais produzem estiramentos musculares mínimos que correspondem a um ganho mais importante da resposta dos fusos neuromusculares. Portanto, a informação proprioceptiva muscular que participa do controle da postura ortostática é particularmente precisa, diferenciadora. (EKMAN, 2000).

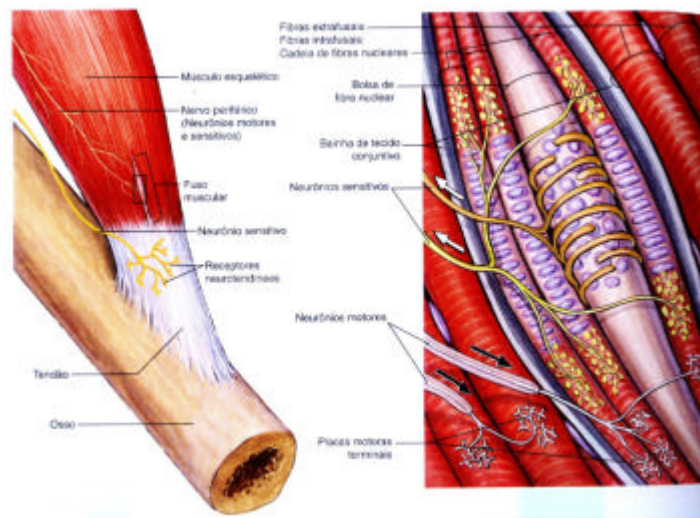
#### **1.1.1.5 Fuso neuromuscular e propriocepção**

Conforme ilustrado na figura 1, este órgão sensorial, localizado nos músculos, consiste de fibras musculares, terminações sensoriais e terminações motoras. As terminações sensoriais do fuso respondem à distensão, ou seja, à alteração no comprimento do músculo e à velocidade da alteração do comprimento. A distensão rápida e tônica do fuso é registrada por aferentes do tipo terminação nervosa primária Ia. A distensão muscular tônica é monitorada por aferentes do tipo terminações nervosas secundárias II. As fibras intrafusais fazem conexão com as fibras extrafusais, de modo que a distensão do músculo distende as fibras intrafusais. A descarga das terminações primárias é tanto fásica quanto tônica. A descarga fásica é máxima durante a distensão rápida e desaparece rapidamente, como quando se bate num tendão com um martelo de reflexos. A descarga tônica é mantida durante a distensão

constante; a razão de descarga é proporcional à distensão das fibras musculares. As terminações secundárias respondem apenas tonicamente. (BRICOT, 1999).

Quando um músculo é distendido passivamente, o fuso muscular responde a essa distensão. Se as extremidades das fibras intrafusais não fossem contráteis, as terminações sensoriais só registrariam uma alteração quando o músculo estivesse totalmente alongado; se o músculo se contrair apenas ligeiramente, o fuso ficaria relaxado, tornando as terminações sensoriais insensíveis à distensão. Para manter a sensibilidade do fuso por toda a gama normal do comprimento muscular, os neurônios motores gama emitem estimulação, fazendo as extremidades das fibras intrafusais se contraírem.

A contração das extremidades das fibras intrafusais distende a região central, mantendo, assim, a atividade sensorial do fuso.



**FIGURA 1** Fuso neuromuscular.  
**FONTE:** Van De Graaff (2003).

O controle eferente gama é duplo, com axônios dinâmicos gama terminando em fibras de saco nuclear, para ajustarem a sensibilidade dos aferentes primários e axônios estáticos gama, inervando ambos os tipos de fibras intrafusais para ajustarem a sensibilidade dos aferentes tanto primários quanto secundários.

A propriocepção inclui tanto a sensação posicional articular estática como a

cinestésica, as informações sensoriais sobre o movimento e, dessa forma, a ação do fuso neuromuscular é fundamental para um bom funcionamento deste sistema proprioceptivo (EKMAN, 2000).

## **1.2 Os reflexos posturais**

Quando se estuda postura corporal, automaticamente se estuda o sistema de equilíbrio corporal postural, porque se entende existir uma relação de dependência entre ambos. Os reflexos de endireitamentos utilizados para a manutenção da postura se constituem importantes para que se possa 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 se perde a seqüência lógica de passos numa caminhada, ou então quando se erram os passos numa dança em relação ao ritmo; quando se perde o equilíbrio e tropeça, e outros fatores, tudo isso se constitui pela interrupção momentânea no circuito integrado destes reflexos posturais.

Os reflexos de endireitamentos labirínticos, os que atuam sobre a cabeça, pescoço, corpo e os ópticos, estão situados na parte ventral do mesencéfalo, situado em frente ao terceiro par de nervos cranianos. Ainda hoje, pouco se sabe a respeito do meio pelo qual esses reflexos contribuem para proporcionar uma postura corporal ereta e de equilíbrio, porém, sabe-se o quanto eles são importantes (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 ao encontro das necessidades de interação entre os sistemas de organização postural (equilíbrio neuro-muscular e adaptação) e o meio ambiente. (BANKOFF, 1996).

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, 1995).

A manutenção do equilíbrio postural é um complexo mecanismo de controle, alimentado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes dos sistemas proprioceptivo, vestibular e óculo-motor, cujas informações são processadas pelo sistema nervoso central e retornam pelas vias eferentes para manter o controle do equilíbrio corporal pela contração dos músculos antigravitários (NASHNER, 1989).

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

A questão do equilíbrio na postura corporal tem sido pouco estudada pela falta de mecanismos de avaliação. Mas é comum o sujeito sofrer algum tipo de interferência, modificando a postura corporal provenientes dos sistemas de equilíbrio e audição relacionados com o nervo vestíbulo-coclear e ouvido interno, sendo os casos mais comuns relacionados com a labirintite e até mesmo zumbidos nos ouvidos (BANKOFF, 1992).

### **1.3 Baropodometria**

Segundo Oliveira et al. (1998), é importante um meio confiável para se avaliar as disfunções do pé, pois, assim, pode-se tentar compreender as influências posturais sobre os mesmos ou vice-versa.

Dessa forma, existe um exame objetivo e quantitativo que analisa a pressão e distribuição plantar sobre uma plataforma composta de sensores, visando mensurar e

comparar as pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição em pé, estática, quanto na marcha (AVAGNINA et al., 2003).

Como tais aspectos não podem ser vistos com precisão no podoscópio, essa 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. O equipamento permite fazer-se uma análise inicial, durante o tratamento até as suas respectivas evoluções clínicas. Não são, portanto, escores empíricos, são dados fidedignos e mensurados objetivamente (NABERES, 1994; WOODEN, 1996; CHAMLIAN, 1999; LIBOTTE, 2001).

Através de sensores de pressão de alta sensibilidade, tanto pode-se medir a distribuição de pressão estática durante o ortostatismo, quanto o comportamento dinâmico durante a marcha, corridas e saltos, fornecendo dados quantitativos e qualitativos: qualitativos pela imagem da morfologia do passo ou distribuições das pressões da estática no retro, médio e antepé e também pelo deslocamento do centro de força; quantitativos através de registro numérico dos valores de picos das pressões plantares, assim, como velocidade de oscilação corporal e deslocamento radial da oscilação, tanto na postura estática, quanto na análise dinâmica da marcha. Os dados quantitativos possibilitam um registro numérico para estudos mais exatos entre grupos de pacientes. No entanto, estes dados devem ser coletados e interpretados com cuidado (OLIVEIRA et al., 1998).

É no século dezenove que os primeiros registros de análise de contato entre pé e solo surgem. Carlet, em 1872, utilizou um plano de marcha circular associado a um instrumento de medida no centro, aderido à sola dos sapatos de pacientes, sendo que esses contavam com duas câmaras fixadas embaixo da sola.

Mais tarde, Marey e Demeny, em 1880, modificaram o estudo de Carlet, utilizando uma única câmara embaixo do sapato. Novamente, em 1947, Schwartz e Heath modificaram o

estudo de Carlet, usando uma única câmara embaixo do sapato e pequenos transdutores (sensores PIEZOELÉTRICOS) de pressão aderidos à planta dos pés, para uma análise dinâmica durante o andar (LIBOTTE, 2001).

Os estudos prosseguiram e, em 1962, Carlon e Taillard, utilizaram análises experimentais dinâmicas. Importantes projetos, por volta de 1966, foram executados, graças ao método de eletropodografia desenvolvido pelo instituto de Montpellier, na França (MIDICAPTEURS, 1998).

Em 1983, trabalhos simultâneos do professor Rabshong e M. Jean Clot e sua equipe, resultaram na introdução de solas sensíveis usando a tecnologia de “pele artificial” e na conclusão da construção de um podômetro eletrônico: plataforma para análise estática e dinâmica de suporte plantar. Mas, somente em 1985 foi criada a Companhia MIDCAPTEUR, que fabrica e comercializa a podometria eletrônica PEL. Com este dispositivo foi introduzido o conceito de podometria eletrônica na França (MIDICAPTEURS, 1998).

### **1.3.1 Sensores de pressão**

Os sensores de pressão são dispositivos utilizados para se medir as variações de força em determinados setores da zona de apoio. Como são planos, os sensores podem fixar-se em locais como o sapato. Os sinais obtidos desses sensores são amplificado e enviado a um computador. Uma pressão exercida sobre um dos sensores aumenta sua capacidade e diminui sua resistência a uma corrente alternada (AVAGNINA et al., 2003). Os sensores estão conectados a diodos luminosos de tal maneira que a intensidade da luz emitida por eles, 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).

### **1.3.2 Plataforma de força e pressão**

A plataforma de força, representada na figura 2, é um tapete constituído por uma superfície de sensores de pressão que registram, no momento da passagem ou apoio do pé, uma força, uma superfície, cronometrando o tempo de ativação.

Quando o pé efetua uma passagem ou apoio sobre a plataforma de força, o computador registra a força gerada pelo achatamento do pé sobre ela (deformação), assim como a quantidade de superfície dos sensores estimulados e os tempos de passagem sobre a plataforma. A obtenção da relação entre força e superfície de apoio permite, portanto, calcular a pressão do pé (AVAGNINA et al., 2003).

A força, resultante do peso do corpo sobre o pé, é constante. Todavia, as zonas coloridas de vermelho demonstram uma superfície de maior apoio. Recordamos que as zonas dos calcanhares e dos antepés são as mais solicitadas no momento do contato com a carga (peso), porque o calcanhar e as cabeças metatarsais representam uma superfície reduzida em relação ao pé como um todo (AVAGNINA et al., 2003).



**FIGURA 2** O Baropodômetro Eletrônico.

Com o indivíduo 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 et al., 2003). Os dados, segundo Oliveira



(1998), analisados de maneira estática, são:

- a superfície em cm<sup>2</sup>;
- a pressão em quilo/pascal(kpa);
- a força em quilograma/força (kgf);
- a carga (porcentagem de força);
- o baricentro corporal e baricentro do pé esquerdo e pé direito.

As outras impressões do pés emparelham-se sobre o esquema geral do registro, os dados representativos do baricentro médio, os centros de avanço direito e esquerdo e as percentuais cargas entre o antepé e o retropé e entre o pé direito e o pé esquerdo. É importante fazer a diferenciação entre a carga , que representa a distribuição do peso do corpo, e a pressão dada pela relação entre a força e a superfície. As áreas cobridas em vermelho correspondem às zonas onde a pressão é maior em função da pressão total do indivíduo (AVAGNINA et al., 2003).

#### **1.4 As análises baropodométricas**

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 V. A maior parte da tensão no arco longitudinal é suportada pelos ligamentos plantares. Somente cerca de 15 a 20% da tensão são suportados pelos músculos tibiais posterior e fibular. Quando o corpo está na ponta de um pé, a tensão no arco é aumentada quatro vezes (GEHLSSEN; SEGER, 1980).

##### **1.4.1 A estabilometria**

A regulação da atividade tônica postural pode ser avaliada clinicamente. Por outro lado, é clinicamente impossível decidir se o controle das oscilações posturais é normal ou não.

Devido ao fenômeno ser muito sutil, é necessário um instrumento de mensuração, o baropodômetro.

#### **1.4.1.1 Princípios**

A estabilometria introduziu a mensuração na observação dos fenômenos de controle da postura ortostática.

O aval provém da American Academy of Neurology (1993) dos Estados Unidos e da Academie Nationale de Médecine (1993) da França, mas foi sempre muito contestada pelos membros da American Academy of Neurology.

O motivo da contestação é a pouquíssima utilidade no estudo de doentes neurológicos clássicos e é inútil no diagnóstico e tratamento de doenças vestibulares, como relatam Freyss e colaboradores (1994).

Porém, suas mensurações permitem comparações irrefutáveis, estatisticamente validadas, fornecendo o conhecimento atual e a distribuição, nas populações “normais”, de um certo número de parâmetros que caracterizam o comportamento da postura ortostática. Conseqüentemente, é possível dizer se o comportamento de um indivíduo se encontra ou não inscrito nos limites da normalidade desses parâmetros.

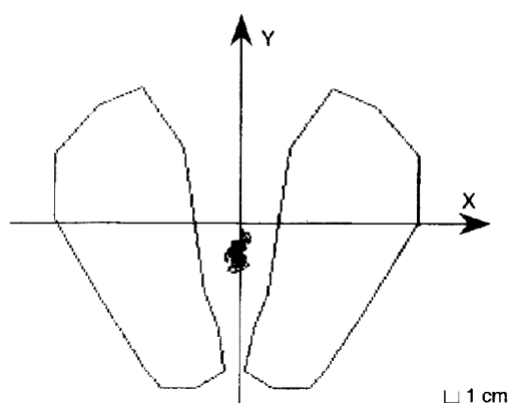
A estabilometria permite definir objetivamente a posição média do centro de gravidade do corpo e mensurar os pequenos movimentos que o corpo realiza em torno dessa posição.

Mensurar a posição média de centro de gravidade de um indivíduo e sua dispersão não significa mensurar seu equilíbrio e, sim, sua estabilidade que é definida como “a propriedade do corpo, que teve seu equilíbrio perturbado, de retornar ao seu estado” (GAGEY; WEBER, 2000). Já o equilíbrio é definido como um estado limite ideal ao qual o homem, em posição ortostática, tende mais ou menos habilmente.

#### **1.4.1.2 Estatocinesiograma**

O estatocinesiógrama, figura 3, inscreve as posições sucessivas amostradas do centro de pressão em relação a um referencial.

A origem está situada no centro de gravidade do polígono de sustentação.



**FIGURA 3** O Estatocinesiógrama.  
**FONTE:** Gagey e Weber (2000).

A tabela 1 fornece a média dos valores das abscissas do centro de pressão sobre o referencial do estatocinesiógrama é denominada X-médio.

X-médio	Olhos abertos
Mediana	1,1
Limite inferior	-9,6
Limite superior	11,7

**TABELA 1** Valores normais do parâmetro X-médio.  
Os limites da normalidade são calculados ao risco de  $p < 0,05$ .

Unidade: milímetros.

**FONTE:** Gagey e Weber (2000).

### 1.4.1.3 Estabilograma

O estabilograma inscreve, nas abscissas, segundo o tempo e, nas ordenadas, as coordenadas das posições sucessivas do centro de pressão.

Portanto, existem dois gráficos: um para os X (movimento direita-esquerda) e um para

os Y (movimentos para frente e para trás). A escala das ordenadas é fornecida, para cada gráfico, pelo valor da escala plena.

#### 1.4.1.4 Superfície

A superfície da elipse de confiança que contém 90% das posições amostradas do centro de pressão é a medida estática mais rigorosa da dispersão dessas posições, segundo Takagi et al.(1985).Uma superfície além do limite superior de normalidade não significa nada mais que uma anomalia estatística da precisão do controle das oscilações posturais. Esse fato somente se torna importante se ele for confirmado nos exames sucessivos antes do tratamento e, sobretudo, se a superfície retornar ao normal, paralelamente a outros sinais e sintomas, sob o efeito da terapêutica postural. O parâmetro surge, então, como um meio cifrado para acompanhar os efeitos dos tratamentos. Nos limites de suas normas, a superfície avalia a eficácia da estratégia do sistema postural fino: manter o melhor possível o centro de gravidade nas cercanias de sua posição média de equilíbrio. A superfície é o parâmetro mais utilizado na estabilometria clínica ou experimental e seus valores normais estão na tabela 2.

Superfície	Olhos abertos
Mediana	91
Limite inferior	39
Limite superior	210

**TABELA 2** Valores normais do parâmetro de superfície.  
Os limites da normalidade são calculados ao risco de  $p < 0,05$ .

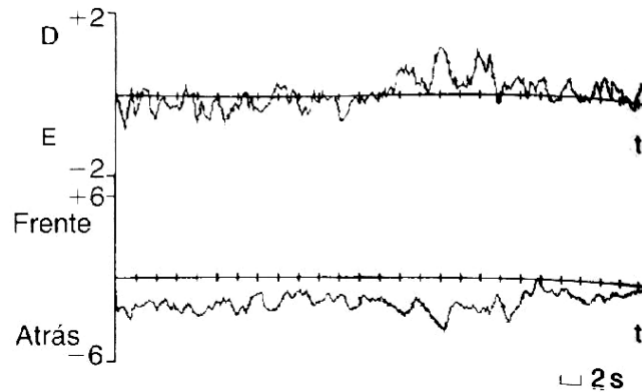
Unidade: milímetro quadrado.

**FONTE:** Gagey e Weber (2000).

#### 1.4.1.5 Interpretação do estabilograma

Para se saber se o paciente é normal ou não, precisa-se comparar os valores de seus

parâmetros às normas e, assim, saber se estes valores se encontram dentro ou não dos limites da normalidade, mostrados na figura 4.

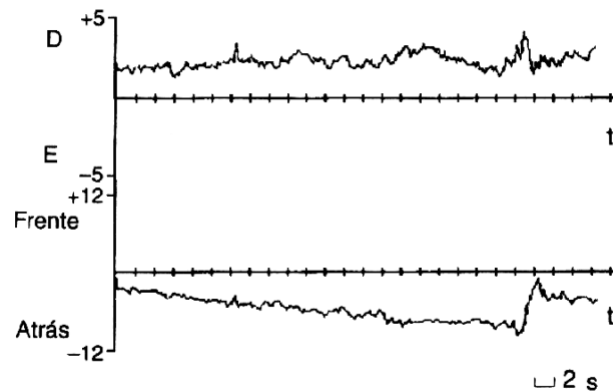


**FIGURA 4** O Estabilograma.  
**FONTE:** Gagey e Weber (2000).

O parâmetro X-médio não fornece qualquer indicação sobre a evolução da posição em X ao longo do tempo.

Somente o estabilograma fornece essa informação que, algumas vezes, faz aparecer uma “deriva” sobre os X ou sobre os Y.

Quando essa deriva é lenta, progressiva e regular, esse aspecto sistemático lhe confere o mesmo valor que a um parâmetro X-médio anormal, e a simetria do tônus postural é, então, considerada anormal (figura 5).



**FIGURA 5** Deriva de um estabilograma.

**FONTE:** Gagey e Weber (2000).

### **1.5 Estudos baropométricos**

Estudos 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 os 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 para restaurar o equilíbrio corporal global do sistema neuro-muscular e, assim, melhorar a postura corporal (SAAD et al., 1997).

O objetivo da posturologia é oferecer um tratamento etiológico a partir da reprogramação dos sensores desregulados, colocando-os em ordem para restaurar o equilíbrio global do sistema neuro-músculo-esquelético (SAAD et al., 1997).

Os parâmetros biomecânicos relacionam-se ao equilíbrio corporal postural em diferentes posturas, através da estabilometria, que serve para medir e avaliar o equilíbrio corporal postural. Saad et al (1997), 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 postural x atividades físicas) com as práticas das atividades físicas. Os resultados mostraram que o equilíbrio corporal postural pode comportar-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 (MOCHIZUKI et al., 1998).

A estabilidade da posição humana melhora com a repetição da tarefa, de acordo com o efeito da posição em pé e condição visual. Esse estudo foi registrado com uma plataforma de baropodometria, e os resultados indicam a ocorrência de um fenômeno de aprendizagem nessa

tarefa postural simples, por meio de que o corpo troca para um mecanismo mais seguro de posicionamento com um desprendimento mínimo de energia devido às correções reduzidas de balanço. Apoio adiante e diminuição em balanço são dois processos acontecendo independentemente, cada um possivelmente devido a uma integração central de melhor contribuição proprioceptiva com a repetição de tentativas (tarefas) (TARANTOLA et al., 1997).

Quanto ao 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 mostraram haver diferença significativa no equilíbrio postural após a prática do exercício físico, diminuindo, assim, a performance do controle motor, interferindo diretamente na manutenção do equilíbrio corporal postural (JOHNSTON et al., 1998).

A figura 6 representa uma análise baropodométrica estática.



**FIGURA 6** Análise baropodométrica estática

O resultado da influência da função muscular no pós-operatório de reconstrução do

ligamento cruzado anterior pela técnica da simples ou dupla incisão através das medidas de estabilometria sugeriu melhora da função dinâmica muscular com o uso da técnica de reconstrução de simples incisão (HESS et al., 2002); o resultado do efeito da posição dos pés na postura ortostática em um grupo simples feminino, utilizando-se da estabilometria, sugere que o aumento da base de apoio induz uma melhoria do equilíbrio ortostático principalmente no eixo médio-lateral.

O efeito estabilizador do aumento da distância do pé interno foi mais importante que um de seus ângulos. Foi notado também que o centro de pressão ficou situado nos indivíduos do lado direito (MOUZAT et al., 2004). Para os efeitos das relações de mandíbula diferentes na estabilidade postural em 95 indivíduos, utilizou-se a análise estabilométrica que confirmou que as variações posturais eram significativas em tipos de mandíbulas diferentes (BRACCO et al., 2004).

Dessa forma, evidencia-se a necessidade de estudar o equilíbrio postural e as oscilações do centro de pressão. Para este fim, segundo Oliveira (1998), pode-se utilizar a estabilometria, que é um método de análise do equilíbrio postural por meio da quantificação das oscilações do corpo, sendo sua aplicação reportada nas áreas da avaliação clínica, reabilitação e treinamento desportivo.

Geralmente, são utilizadas plataformas de força para mensurar essas alterações. No entanto, além desse recurso, pode-se utilizar a baropodometria, cuja análise permite avaliar e mensurar a distribuição da pressão plantar, tanto em situações estáticas quanto dinâmicas, bem como a realização da estabilometria.

## **1.6 O equilíbrio neuromuscular**

O equilíbrio neuromuscular (ENM) é um método de tratamento criado na França, em 1993, por um fisioterapeuta francês chamado François Soulier (figura 7).



É um método bastante eficaz na prática clínica dos fisioterapeutas, mas que ainda possui pouca investigação científica.



**FIGURA 7** Aplicação do equilibrador neuromuscular.

O método baseia-se na análise do comprimento dos membros inferiores com o paciente em decúbito ventral e, se houver diferença nesse comprimento, o terapeuta começará os testes com pressões manuais em áreas específicas do corpo para investigar as zonas de bloqueio articular.

Se, após a pressão manual em uma ou mais áreas determinadas, corrigir a diferença entre os membros inferiores, o terapeuta dispara o equilibrador neuromuscular, ilustrado na figura 8, naquelas regiões investigadas previamente.

A esperada comprovação científica desse método só vem contribuir, de maneira fundamental, para o profissional da saúde, pois trata-se de um método suave, não invasivo, sem nenhum risco à saúde do paciente e também ao terapeuta, que pode ganhar tempo e eficiência em seus tratamentos.

O equilíbrio neuromuscular, se baseia em estímulo vibratório mecânico realizado por um aparelho, o equilibrador neuromuscular, que informa aos segmentos articulares a direção correta dos movimentos, liberando os bloqueios e atuando de maneira importante na

organização do sistema proprioceptivo e, conseqüentemente, na melhora do tônus muscular e postural.



**FIGURA 8** O equilibrador neuromuscular.

Esse método criado por Soulier (2002), tem-se mostrado muito útil na prática profissional do fisioterapeuta, ajudando-o, na clínica, a tratar vários distúrbios relacionados ao aparelho músculo-esquelético. O uso das análises baropodométricas para investigar os efeitos do equilíbrio neuromuscular neste estudo é para, justamente, tentar obter um pouco mais de conhecimento sobre a ciência do funcionamento do método. O princípio dessa técnica veio da escola de LOGAN, uma escola quiropática, que já tinha desenvolvido seu próprio método: Activator Methods.

O equilíbrio neuromuscular é um tratamento global sem estresse para o paciente, destinado a eliminar os bloqueios estruturais cuja origem são as dores articulares. Durante o tratamento, o paciente estará confortavelmente em decúbito ventral e o terapeuta enviará uma vibração precisa, unidirecional, através de um aparelho mecânico (o equilibrador neuromuscular), sobre um determinado número de articulações, ativando, assim, seus receptores internos (SOULIER, 2002).

O aparelho foi concebido por François Soulier em colaboração com um engenheiro, a partir de um dinamômetro para dar uma vibração rápida e precisa que tenha por objetivo relaxar os músculos, melhorando o tônus postural e devolvendo uma amplitude de movimento

não dolorosa. Após numerosas regulagens do equilibrador neuromuscular no dinamômetro, foi obtida uma pressão considerada ideal, de meio quilo no disparador (SOULIER, 2002). Essa pressão, aplicada sobre a pele do paciente, atravessa o tecido mole e desencadeia uma vibração unidirecional de 180 gramas destinada a informar o sistema nervoso.

O equipamento chamado equilibrador neuromuscular, foi fiscalizado pela CEREM de Nimes (França), nº 65302, 1º de julho de 1996. É um instrumento de trabalho preciso e não agressivo que elimina os bloqueios articulares encontrados durante o tratamento. Reeducação tradicional e pós-traumática, osteopatia, energética, alongamentos podem ser beneficiados entre outras indicações. O método de equilíbrio neuromuscular é indicado a todos os pacientes, da pediatria à geriatria.

### **1.7 O protocolo de base do equilíbrio neuromuscular**

O protocolo de base consiste em avaliar, primeiramente, o paciente em decúbito ventral, com o arco reflexo agindo sobre os músculos dinâmicos e estáticos e, secundariamente, o paciente em pé, agindo sobre o sistema postural fino. Utilizando o teste da pressão manual que estressa e relaxa o corpo, descobre-se quais as articulações com bloqueio e com o equilibrador neuromuscular corrige-se estas alterações.

A correção com o uso do aparelho só se realizará após o teste de pressão, o qual consiste de um estímulo manual suave sobre a pele dos pontos bloqueados nas estruturas, informando ao corpo o sentido e direção da correção e, se ocorrer o alinhamento dos membros inferiores, o mesmo procedimento será, então, agora disparando o equilibrador neuromuscular sobre a pele do paciente.

A primeira fase do protocolo de tratamento inicia-se com o paciente em decúbito ventral, conforme já citado, utilizando o comprimento dos membros inferiores como referência, na posição 1, conforme ilustrado na figura 9, e posição 2 (figura 10), avaliando 7

testes de diagnóstico e de correção: joelhos e tornozelos, 6 pontos posteriores da pelve (figura 11), o púbis e o sacro, as vértebras e a primeira costela, os ombros e L4, quando se necessitar corrigir esta vértebra primeiramente (SOULIER, 2002).



**FIGURA 9** Análise da simetria dos membros inferiores na posição 1 do protocolo de base do ENM.



**FIGURA 10** Análise da simetria dos membros inferiores na posição 2 do protocolo de base do ENM.

Na segunda fase do tratamento, utiliza-se a correção na posição ortostática (de pé) utilizando os 6 principais pontos de Knap: sobre a primeira costela bilateralmente, sobre T12 e L1 bilateralmente, sobre os piramidais e os 7 pontos dos pés: sobre a cabeça dos 5 metatarsos e 2 pontos sobre a inserção da fásia plantar.



**FIGURA 11** Correção de um ponto pélvico.

## **2. OBJETIVOS**

O presente estudo tem por objetivo realizar uma análise do comportamento das médias dos picos de maior pressão plantar do retropé, médiopé e antepé, bem como a velocidade de oscilação corporal e deslocamento radial da oscilação, colhidas através de um exame de baropodometria eletrônica, antes e após a aplicação do protocolo do método de Equilíbrio Neuromuscular.

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1 Material e métodos**

Estudo multicêntrico, analítico prospectivo não controlado, desenvolvido no Núcleo Especializado e Fisioterapia Manual na cidade de Fernandópolis/SP.

Foram avaliados 18 indivíduos do sexo feminino, voluntários, com idade entre 19 a 23 anos, pesando entre 55 a 65 quilos, medindo entre 1,65 a 1,75 metros.

Todos os sujeitos da pesquisa são estudantes universitárias da Fundação Educacional de Fernandópolis, localizada na cidade de Fernandópolis, no estado de São Paulo, com relatos de alguma história de dor lombar, porém fora da crise aguda, avaliadas por um fisioterapeuta especializado.

Foram adotados como critérios de inclusão: mulheres que fossem estudantes universitárias, com perfis semelhantes (sedentárias) fora do período menstrual, sem nenhuma queixa atual de dor na coluna vertebral, mas com relatos históricos de lombalgia.

Como critérios de exclusão foram adotados: crise de lombalgia aguda, jovens em período menstrual, mulheres ativas (atletas) e qualquer outros relato de disfunção ou patologia do sistema músculo-esquelético.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba – UniVap (ANEXO A).

A partir dessa seleção, os mesmos receberam esclarecimentos sobre importância, objetivo e principalmente sobre o procedimento, orientando que o mesmo não envolve risco à sua saúde.

Observado e exigido o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para todos os

sujeitos da pesquisa (ANEXO B), os mesmos também receberam orientação quanto a poderem afastar-se do estudo a qualquer tempo.

### **3.2 Material**

A presente pesquisa foi realizada no Núcleo Especializado em Fisioterapia Manual da Cidade de Fernandópolis/SP, e foram utilizados para pesquisa os seguintes materiais:

- mesa elétrica osteopática equipada com “Drop”, Instituto São Paulo de Fisioterapia com sede em Cascavel/PR;
- equilibrador neuromuscular, França;
- baropodômetro americano digital estático da marca FOOTWOCK S.A.
- notebook com processador Intel Celeron de 2.5 Ghz, memória de 512 MB e disco rígido de 40 Gb;
- programa americano de análise dos dados FOOTWOCK versão 1.1.2.0;
- um termômetro de mercúrio, Brasil.

Neste estudo, utilizou-se uma plataforma americana da FOOTWORK, equipada com 2.700 sensores piezoelétricos de pressão dispostos em uma área de 289cm<sup>2</sup> (17cm X 17cm), com tempo de coleta de 30s (PRYZSIEZNY, 2003).

### **3.3 Procedimentos**

As universitárias interessadas em participar da pesquisa passaram por uma entrevista com um fisioterapeuta especializado, e somente aquelas que se adequaram aos critérios de inclusão foram selecionadas e convidadas a prosseguirem com a pesquisa.

Após a entrevista fisioterápica, as garotas fizeram um exame inicial de Baropodometria Eletrônica no Núcleo Especializado em Fisioterapia Manual, localizado na cidade de Fernandópolis/SP, representado na figura 12.

O Baropodômetro foi colocado a 1 metro de distância da parede e as amostras, sem calçados e vestindo roupas leves, foram orientadas a subirem na plataforma com base irrestrita, olhando para o horizonte, em um ponto de referência fixado na parede na altura de seus olhos, estando com os braços relaxados ao longo do corpo e realizando uma pequena abertura na boca para relaxamento da ATM (articulação temporomandibular).

As análises estáticas foram obtidas durante 30 segundos, e os sujeitos orientados a não mudarem seus hábitos de vida diária e instruídas a retornarem três vezes intercaladas na primeira semana, duas vezes intercaladas na segunda semana e uma vez na última semana.

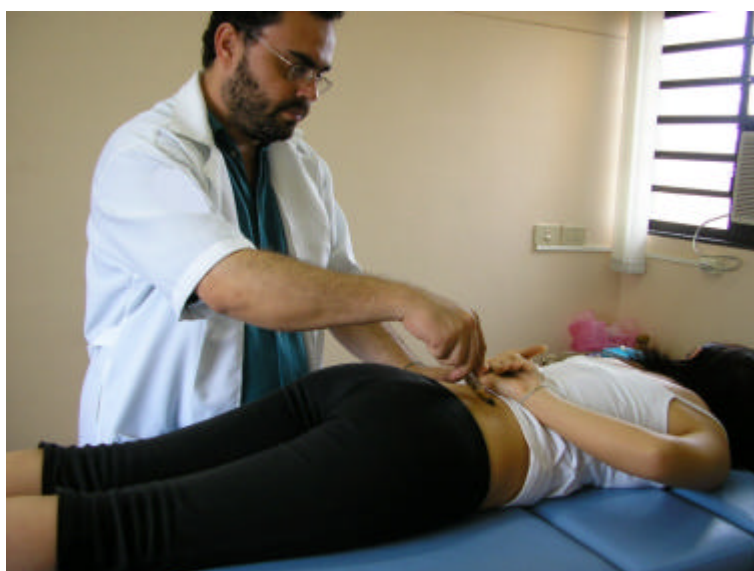
Em seguida, as meninas foram tratadas pelo protocolo de base do método de Equilíbrio Neuromuscular, descrito anteriormente e ilustrado na figura 13, e liberadas naquele dia.

O protocolo foi sempre aplicado pelo mesmo terapeuta, num horário pré-determinado do dia e sob igual temperatura ambiente de 20 graus.





**FIGURA 12** Análise Baropodométrica inicial.



**FIGURA 13** Aplicação do protocolo de base.

Ao final da primeira semana de aplicação do método de Equilíbrio Neuromuscular, um novo exame baropométrico, semelhante às condições anteriores, foi realizado. E assim, ao final da segunda e terceira semanas, novos dados foram registrados, encerrando a coleta dos

dados.

O tratamento através do protocolo de base do método de Equilíbrio Neuromuscular durou, pois, três semanas, com quatro análises baropodométricas, uma inicial e as outras ao final de cada semana.

Em cada fase, foram colhidos dados estabilométricos, e as distribuições das pressões plantares do retro, médio e antepé para, posteriormente, serem analisados.

#### **4. RESULTADOS**

Os resultados deste estudo apresentam a baropodometria e estabilometria de 18 garotas de idade entre 19 a 23 anos, com peso médio de 57,33 kg e altura média de 163 cm, durante uma coleta inicial, uma segunda após uma semana, a terceira após duas semanas e a última após três semanas.

Em 30 segundos de coleta foram registrados, a cada 100 milissegundos, os pontos de pressão do pé todo. A partir do total de registros nos 30 segundos, foi calculada então, a média dos picos de maior pressão plantar do ante, médio e retopé.

Os dados de oscilação postural nas direções antero-posterior (x) e médio-lateral (y) do baricentro corporal e dos pés direito e esquerdo foram analisados por meio de um Software utilizando a linguagem Visual Basic desenvolvido em conjunto com um analista de sistemas para exportar os dados e fazer os cálculos para a obtenção das seguintes variáveis:

- Velocidade (P)

Trata-se da distância média percorrida por segundo durante o período de tempo da coleta de dados, onde  $f$  é a frequência de amostragem ( $N/T$ ), sendo  $N$  o número de pontos registrados e  $T$  o tempo de coleta,  $x_i$  e  $y_i$  são referentes às coordenadas do CP a cada instante nas direções médio-lateral e antero-posterior, respectivamente, no índice de amostra  $i$ , com estes parâmetros a velocidade foi calculada usando a seguinte relação:

$$P = \frac{f}{(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{\{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2\}}$$

- Deslocamento radial (Rd)

A formula abaixo demonstra o cálculo do deslocamento radial do CP.

$$Rd = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{\{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2\}}$$

Onde:

$$x_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i) \qquad y_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i)$$

Aqui podemos considerar  $x_c$  e  $y_c$  como as coordenadas do centróide e  $x_i$  e  $y_i$  como os deslocamentos em torno desse ponto.

Foi realizado o teste ANOVA para as análises dos picos de maior pressão plantar em ante, médio e retropé (direito e esquerdo), obtidos através da média de todo o período de coleta. O teste questionou se os desvios padrão e médias das variáveis estudadas dos grupos eram iguais, utilizando o método estatístico de Bartlett; a diferença entre os desvios padrão foi testada, sendo extremamente significativa e, então, foi utilizado o teste Kruskal-Wallis não paramétrico para verificar a variação entre as médias; o resultado foi significativamente maior que o esperado para todas as análises realizadas. Foram avaliadas a pressão plantar e oscilação corporal dos sujeitos em quatro momentos, e analisado o comportamento das médias dos picos de pressão plantar nas diferentes áreas dos pés (antepé, mediopé e retropé para cada pé) nos distintos momentos, bem como o comportamento da pressão plantar de cada área para cada momento. Os valores médios dos picos de pressão plantar de ambos os pés durante as quatro fases de coleta estão demonstradas na tabela abaixo.

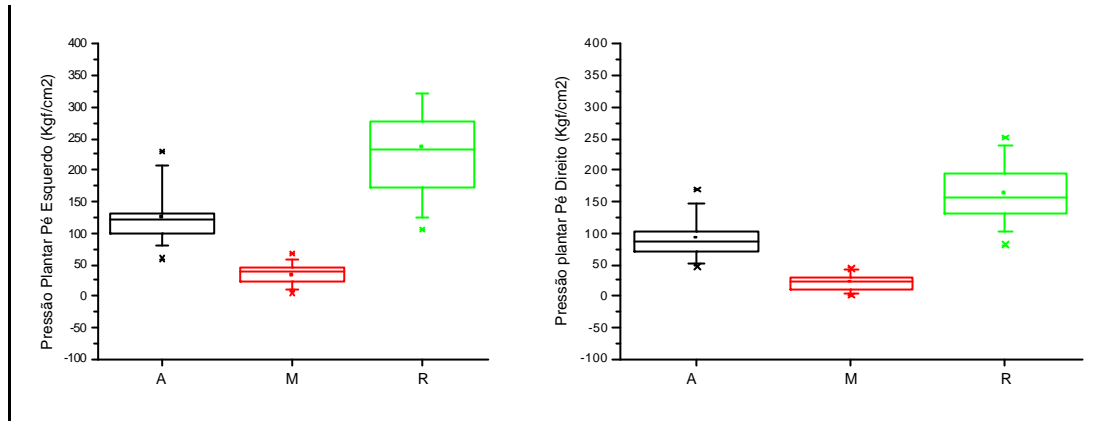
**Tabela em forma de quadro????**

Coleta	Esquerdo			Direito		
	Antepé	Mediopé	Retropé	Antepé	Mediopé	Retropé
1	41,79012	16,65981	83,1574	30,8392	12,92238	46,08473
2	45,54143	13,39299	86,21966	24,27008	11,23055	57,66418
3	32,79342	15,04425	96,71993	32,80712	16,68227	46,01746
4	39,39806	20,62857	77,51745	32,32136	12,90365	36,07708

**TABELA 3** Valores médios dos picos de pressão plantar dos pés nos quatro momentos de coleta.  
UNIDADE: Kgf/cm<sup>2</sup>.

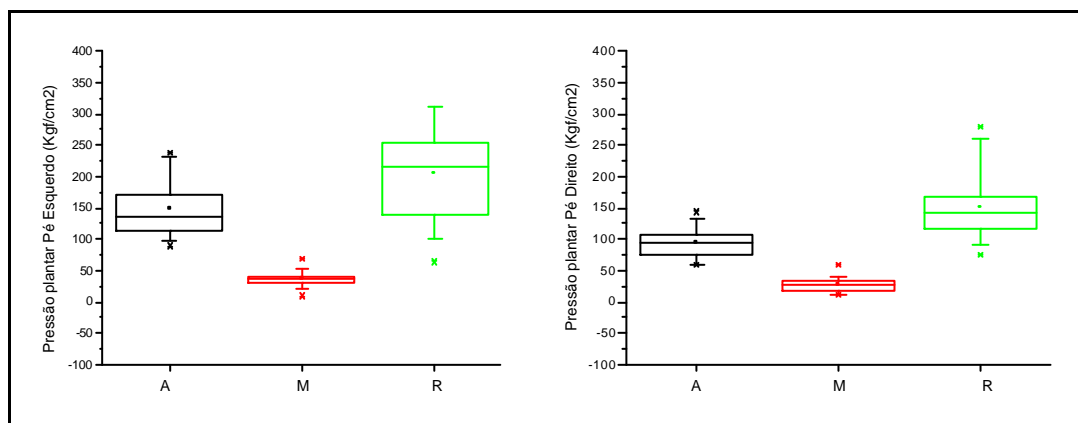
O gráfico 1 mostra as médias e desvios padrão das áreas do pé esquerdo e pé direito

no primeiro momento, sendo a diferença entre as áreas dos pés estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ).



**GRÁFICO 1** Média dos picos de pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retopé (R) dos pés esquerdo e direito no 1º momento.

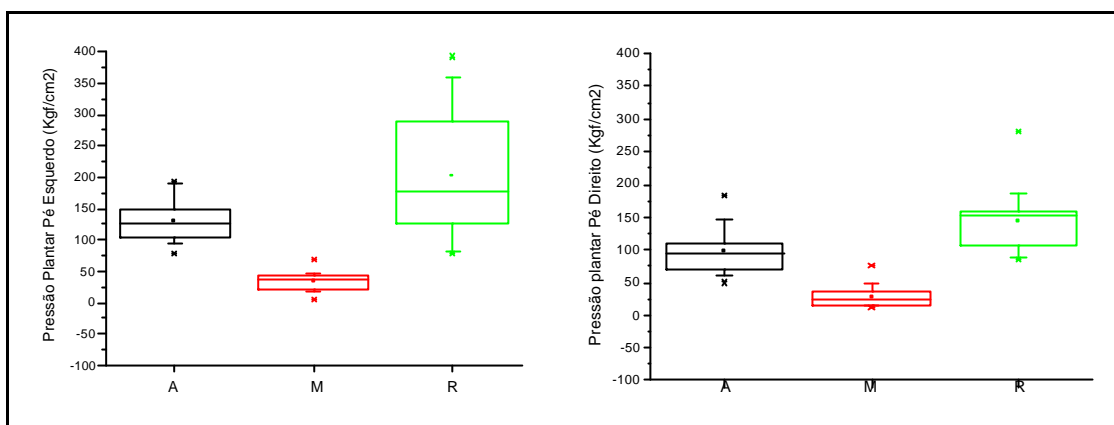
O gráfico 2 apresenta as médias e desvios padrão dos valores de pressão plantar de antepé, mediopé e retopé dos pés esquerdo e direito dos sujeitos no segundo momento, sendo que só houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) quando comparados mediopé com antepé e mediopé com retopé para os dois pés.



**GRÁFICO 2** Média dos picos de pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retopé (R) dos pés esquerdo e direito no 2º momento.

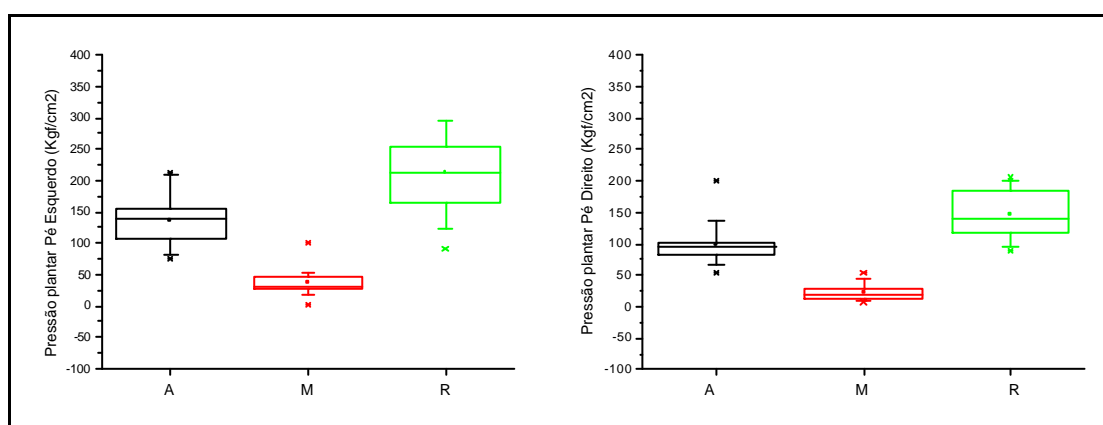
O gráfico 3 apresenta as médias e desvios padrão dos valores de pressão plantar de antepé, mediopé e retopé dos pés esquerdo e direito no terceiro momento, sendo não

significativa estatisticamente somente a comparação de antepé e retropé para ambos os pés.



**GRÁFICO 3** Média dos picos de pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retropé (R) dos pés esquerdo e direito no 3º momento.

As pressões plantares no quarto momento estão demonstradas no gráfico 4, sendo estas estatisticamente significantes para o pé direito; para o pé esquerdo só houve diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ) quando comparados mediopé com antepé e mediopé com retropé.

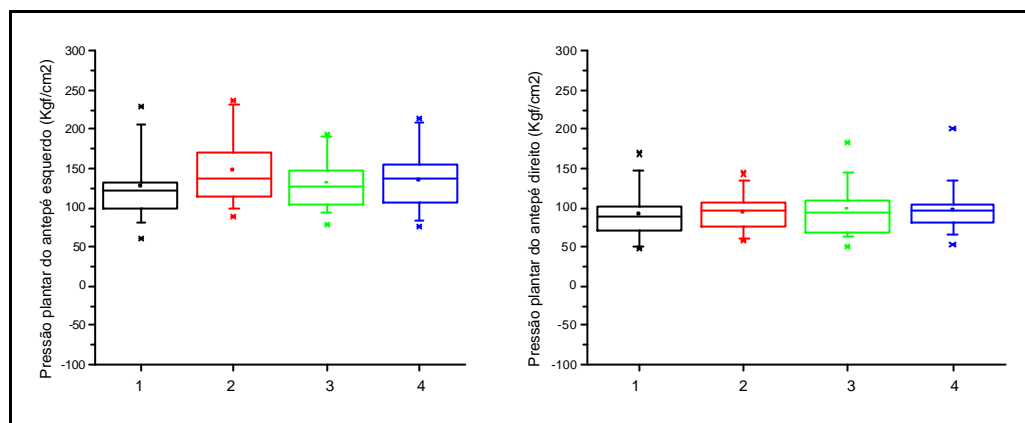


**GRÁFICO 4** Média dos picos de pressão plantar em antepé (A), mediopé (M) e retropé (R) dos pés esquerdo e direito no 4º momento.

A segunda parte da análise dos dados constitui da comparação da distribuição da média dos picos de pressão plantar nas diferentes regiões dos pés nos quatro momentos. E o teste ANOVA assume que os dados possuem desvios padrão idênticos, o que foi confirmado

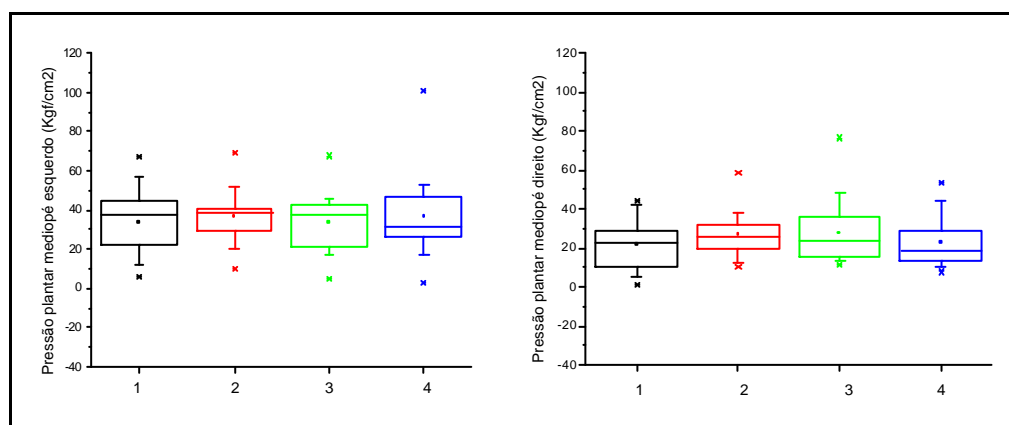
usando o método estatístico de Bartlett e a comparação foi feita com o uso do teste Tukey.

Quando se compararam os valores de antepé esquerdo e direito nos quatro momentos não foi encontrada diferença estatística, sendo  $p=0.6077$  para o pé esquerdo e  $p=0.6165$ , cujos valores médios estão dispostos no gráfico abaixo (gráfico 5).



**GRÁFICO 5** Média dos picos de pressão plantar em antepé nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).

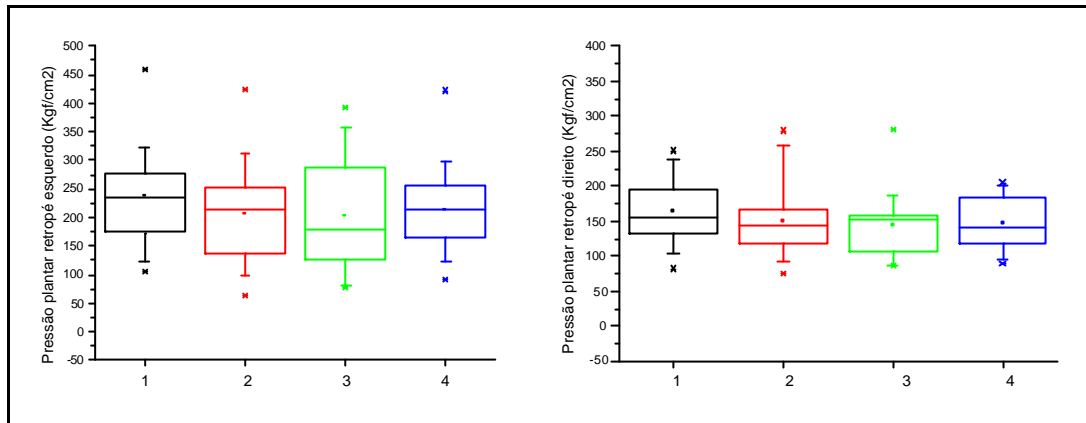
A comparação da pressão plantar em mediopé nos quatro tempos não foi estatisticamente significativa, sendo  $p=0.3269$  para o membro esquerdo, enquanto o mediopé direito obteve  $p=0.4168$  (gráfico 6).



**GRÁFICO 6** Média dos picos de pressão plantar em mediopé nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).

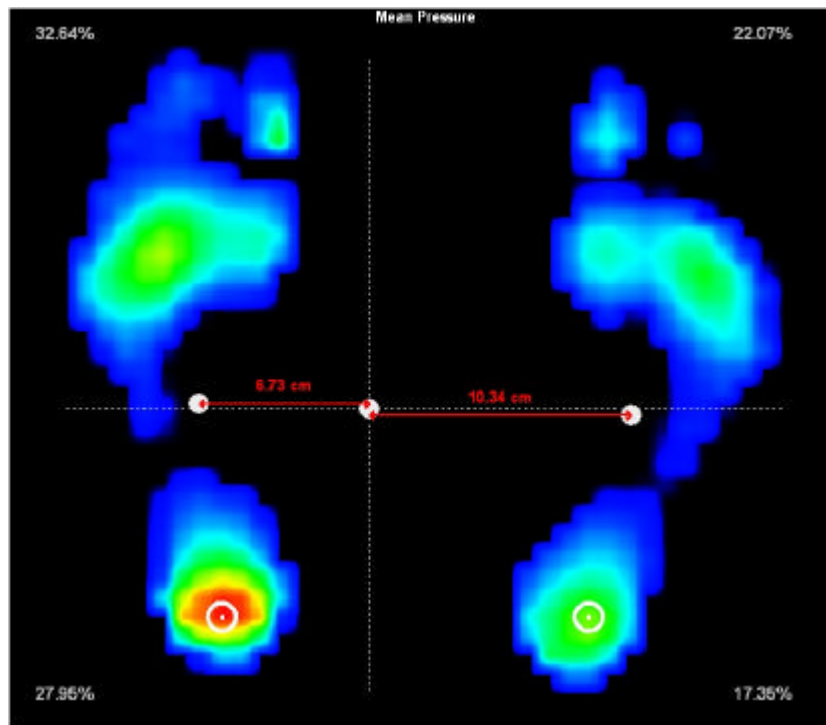
O gráfico 7 apresenta a distribuição da pressão plantar em retopé de ambos os pés nos

quatro momentos de coleta; a diferença entre cada coleta não foi significativa estatisticamente, sendo que para retopé esquerdo o  $p$  foi de 0.6193 e para o retopé direito  $p=0.5933$ .



**GRÁFICO 7** Média dos picos de pressão plantar em retopé nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).

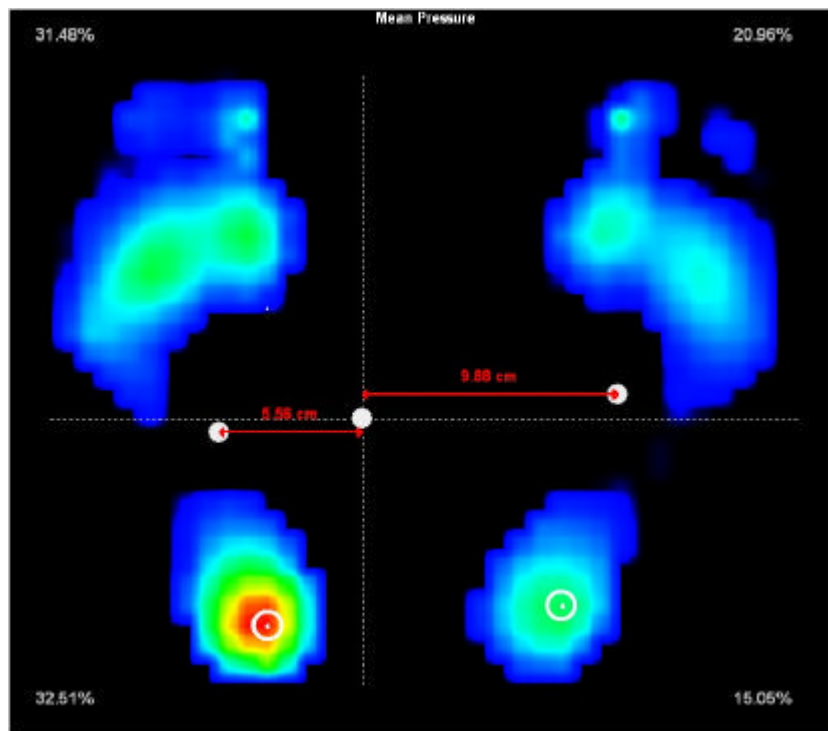
A figura 14 mostra a distribuição plantar de uma das amostras, selecionada de forma aleatória no primeiro momento da coleta.



**FIGURA 14** Distribuição plantar no primeiro momento da coleta.

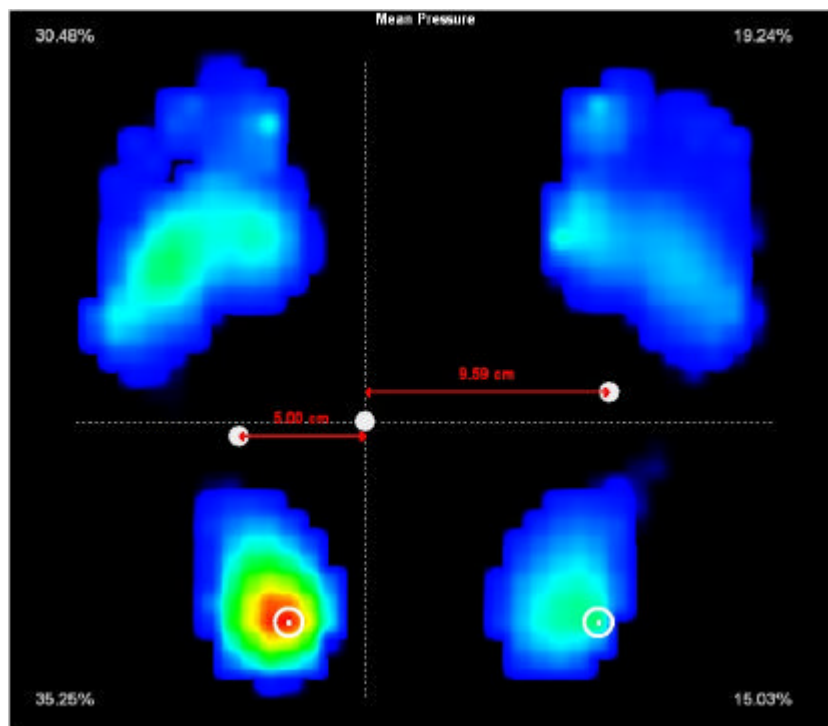


A distribuição plantar no segundo momento da coleta está representada na figura 15.



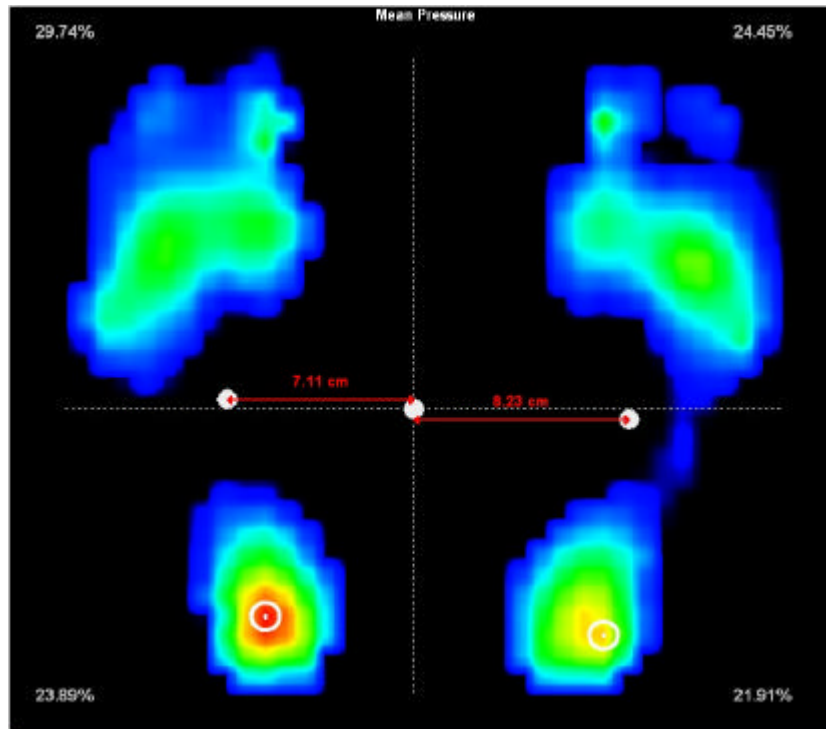
**FIGURA 15** Distribuição plantar no segundo momento da coleta.

A figura 16 mostra a distribuição plantar no terceiro momento da coleta.



**FIGURA 16** Distribuição plantar no terceiro momento da coleta.

A distribuição plantar no quarto e último momento da coleta está representada na figura 17.



**FIGURA 17** Distribuição plantar no quarto momento da coleta.

A tabela 4 mostra a média das amostras, em porcentagens, das distribuições plantares no antepé e retopé direito e esquerdo, antes e após o término do protocolo. As amostras foram divididas em dois grupos de acordo com os padrões de normalidade de distribuições descritos por Gehlsen e Seger (1980).

**TABELA 4** Distribuição das pressões plantares (%)

A estabilometria compreendeu a terceira fase da análise dos dados e foi analisada para se conhecer a velocidade de oscilação corporal (P) e deslocamento radial da oscilação (Rd) nos quatro momentos de coleta. Os valores médios e desvios padrão de P estão dispostos na

Amostras	antepé E		antepé D		retropé E		retropé D	
18 (100%)	94%		66%		50%		77%	
-	antes	após	antes	após	antes	após	antes	após
-	34,20	25,73	19,01	16,32	19,33	29,87	17,49	22,56

tabela 2 e gráfico 8, sendo que não houve diferença estatisticamente significativa entre os

Amostras	antepé E		antepé D		retropé E		retropé D	
18 (100%)	6%		34%		50%		23%	
-	antes	após	antes	após	antes	após	antes	após
-	24,85	23,07	28,51	25,10	29,81	31,16	26,78	28,89

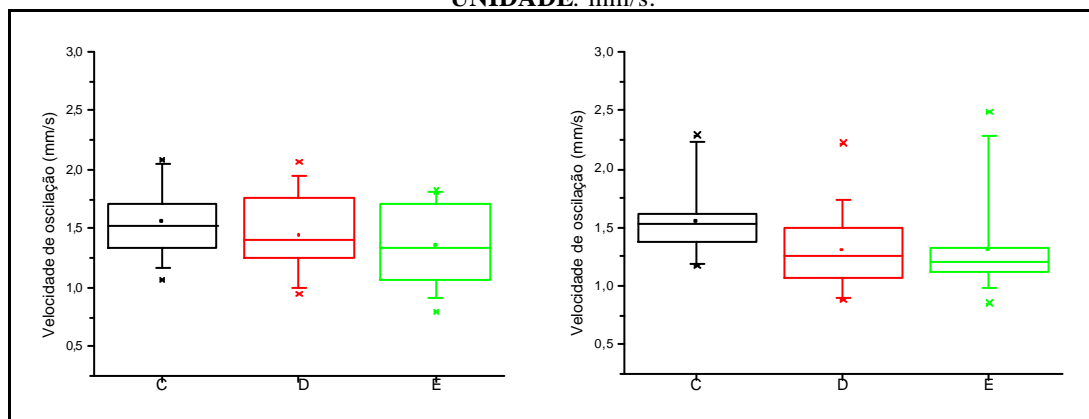
baricentros corporais, do pé direito e do pé esquerdo para os quatro momentos. Os valores de

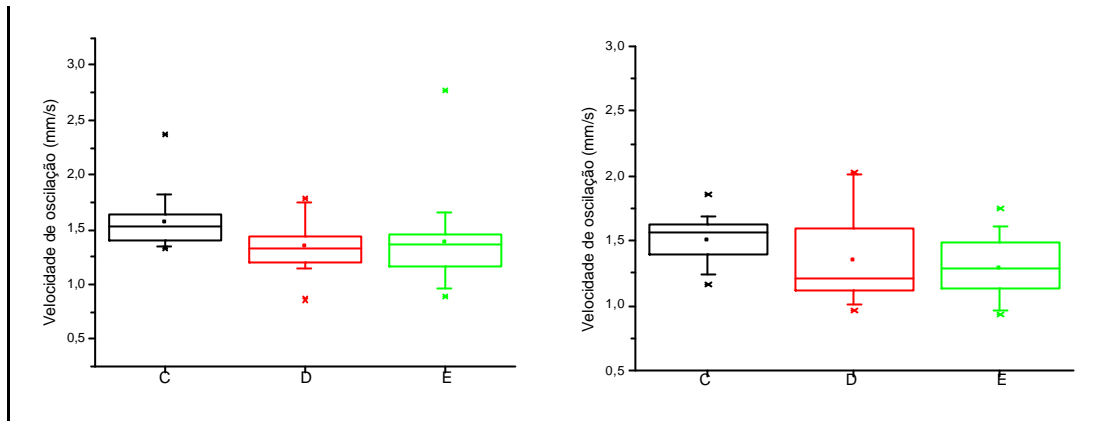
$p$  foram não significantes de 0.1779, 0.0663, 0.0728 e 0.0553 respectivamente.

Velocidade			
Coleta	Corporal	Pé Direito	Pé Esquerdo
1	1,55765411	1,445403	1,35888528
2	1,55333717	1,30194656	1,31523406
3	1,5714965	1,34758183	1,39173322
4	1,50017328	1,34554961	1,29227872

**TABELA 5** Valores médios de velocidade de oscilação dos baricentros corporal e dos pés direito e esquerdo nos quatro momentos de coleta.

UNIDADE: mm/s.





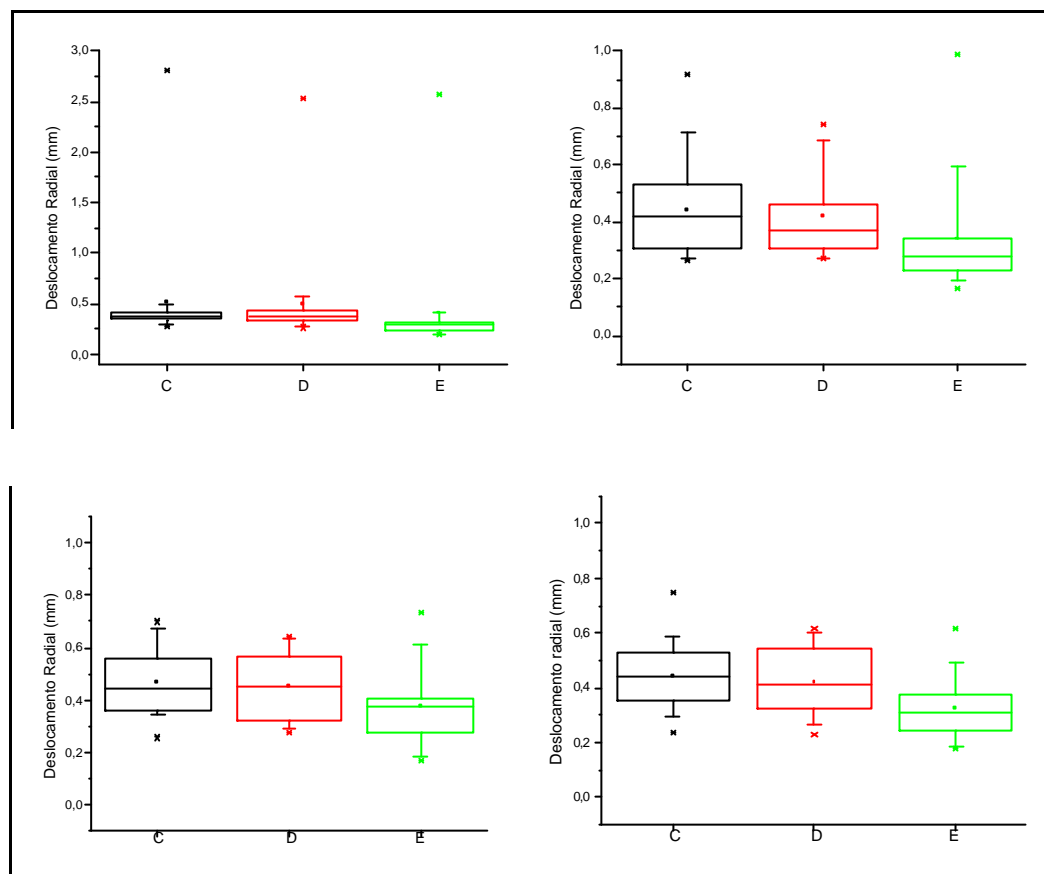
**GRÁFICO 8** Valores médios e desvios padrão dos valores de velocidade de oscilação (P) para o baricentro corporal (C), do pé direito (D) e do pé esquerdo (E) nos quatro momentos.

Os valores médios e desvios padrão do deslocamento radial (Rd) nos quatro momentos de coleta estão dispostos na tabela 3 e no gráfico 9.

Deslocamento Radial		
Coleta Corporal	Pé Direito	Pé Esquerdo
1	0,50870428	0,49780317
2	0,4419645	0,41616022
3	0,46361661	0,45032161
4	0,443063	0,42111839

**TABELA 6** Valores médios de deslocamento radial dos baricentros corporal e dos pés direito e esquerdo nos quatro momentos de coleta.  
**UNIDADE:** mm.

As variações do Rd para os baricentros corporais e dos pés direito e esquerdo foram não significantes estatisticamente para os 3 primeiros momentos de coleta, sendo os valores de  $p$  iguais a 0.8194, 0.1957 e 0.1200 respectivamente.



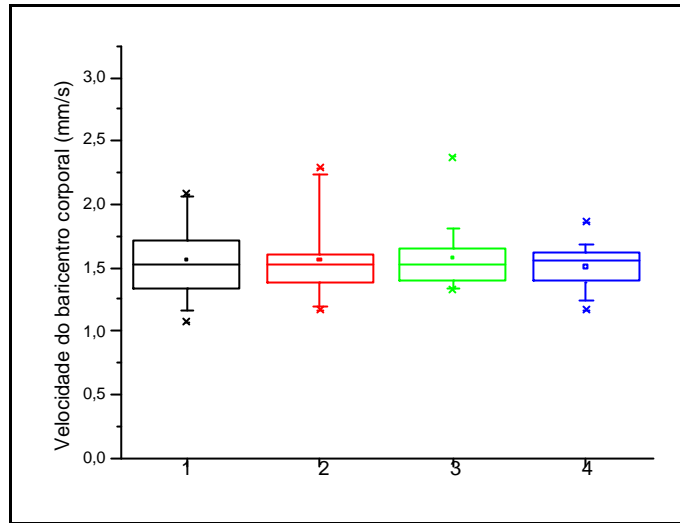
**GRÁFICO 9** Valores médios e desvios padrão dos valores de deslocamento radial de oscilação (Rd) para o baricentro corporal (C), do pé direito (D) e do pé esquerdo (E) nos quatro momentos.

Entretanto, na quarta e última coleta houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ), quando comparados baricentro corporal e pé esquerdo e baricentros dos pés direito e esquerdo, sendo o valor de  $p$  para a comparação entre baricentro corporal e pé direito de 0.0089.

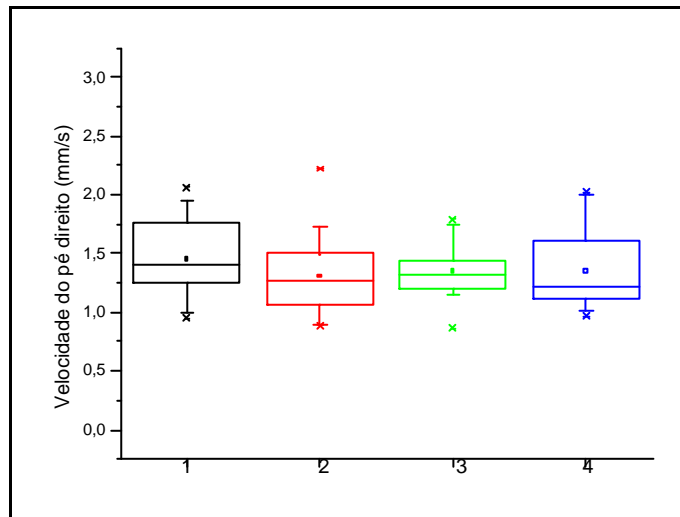
A quarta e última fase da análise dos dados foi a avaliação da P e Rd para cada baricentro corporal e dos pés direito e esquerdo nos quatro momentos de coleta. A velocidade não apresentou diferença estatística significativa, sendo encontrados os valores para  $p$  de 0.8539, 0.5613 e 0.8379 respectivamente para o baricentro corporal, do pé direito e do pé esquerdo.

A média e desvios padrão de P do corpo, pé direito e pé esquerdo estão ilustrados nos

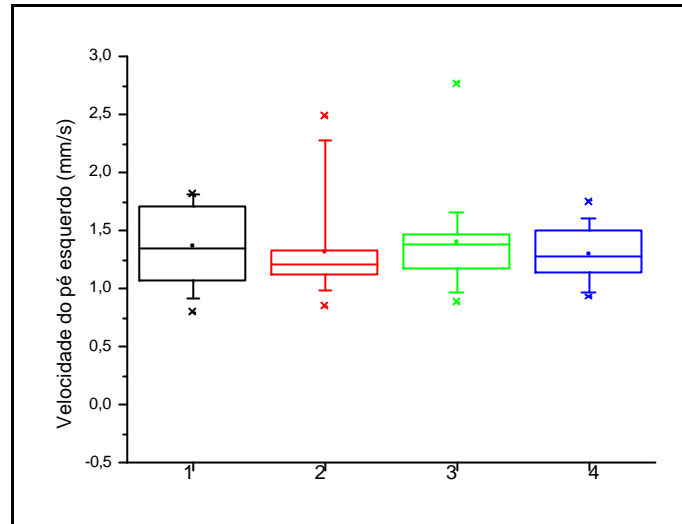
gráficos 10, 11 e 12.



**GRÁFICO 10** Valores médios e desvios padrão dos valores de P para o baricentro corporal nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).



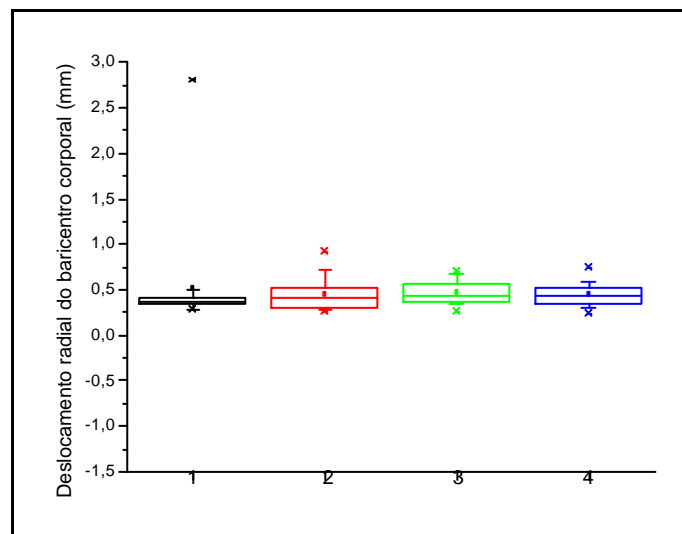
**GRÁFICO 11** Valores médios e desvios padrão dos valores de P para o baricentro do pé direito nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).



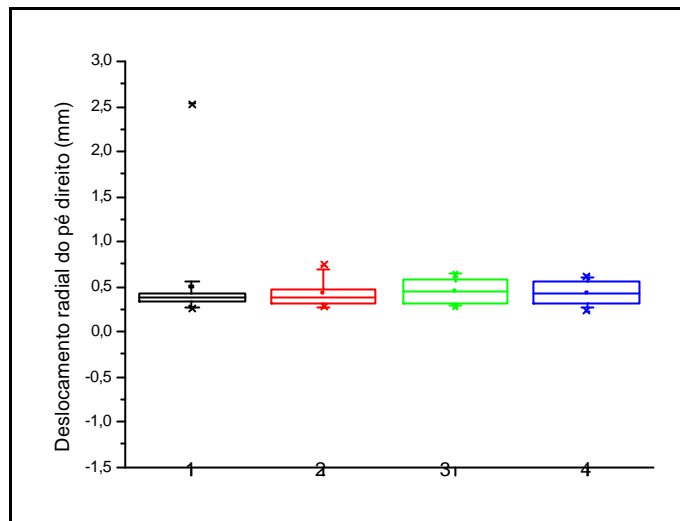
**GRÁFICO 12** Valores médios e desvios padrão dos valores de P para o baricentro do pé esquerdo nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).

O deslocamento radial, por sua vez, também foi analisado para todos os baricentros nos quatro tempos.

A média e desvios padrão de Rd do corpo, pé direito e pé esquerdo estão demonstrados nos gráficos 13, 14 e 15.

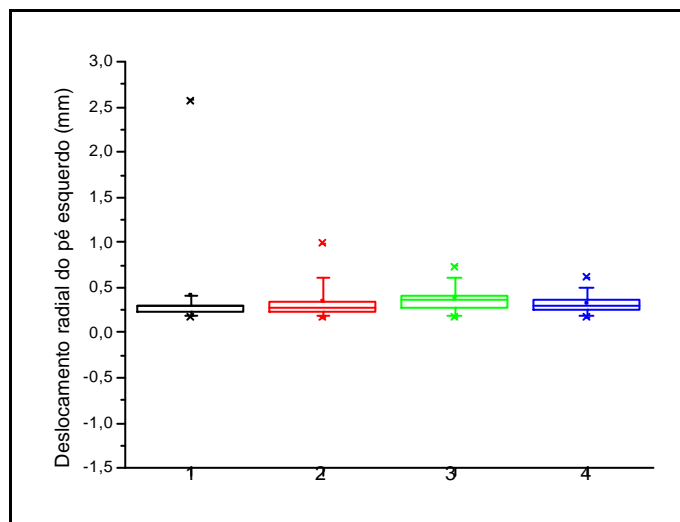


**GRÁFICO 13** Valores médios e desvios padrão dos valores de Rd para o baricentro corporal nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).



**GRÁFICO 14:** Valores médios e desvios padrão dos valores de Rd para o baricentro do pé direito nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).

Não apresentaram diferença estatística significativa, sendo os valores de  $p$  0.9114, 0.8101 e 0.8570, respectivamente.



**GRÁFICO 15:** Valores médios e desvios padrão dos valores de Rd para o baricentro do pé esquerdo nos quatro momentos (1, 2, 3 e 4).



## 5. DISCUSSÃO

Os gráficos 1, 2, 3 mostram a média dos picos de pressão plantar, em  $\text{Kgf/cm}^2$  (quilograma força/centímetro quadrado), do grupo estudado. Essas médias dos picos de maiores pressões representam os quatro momentos da coleta, ou seja, antes, durante e após o término do protocolo de tratamento e mostra uma diferença significativa, praticamente em todas as fases, quando comparados o mediopé com antepé e mediopé com o retropé para os dois pés.

Na postura estática, como as pressões no mediopé são realmente menores do que a no antepé e no retropé, já seria esperado que esta média realmente proporcionasse significância em uma análise estatística. Como na descarga de peso as médias dos picos de pressões do ante e retropé estão em valores próximos descritos por Gehlsen e Seger (1980), sua interpretação estatística seria irrelevante em qualquer uma das fases do tratamento.

O que interessava realmente saber era como se comportariam essas médias de picos de maior pressão durante as fases do tratamento, para se saber se haveria mudança significativa dessas médias durante a evolução do protocolo.

O gráfico 4 apresentou diferença estatística para o pé direito após o término do protocolo no quarto momento da coleta. Essa análise sim, representa algo de importante para a sequência da discussão desse estudo.

No início da coleta de dados, representado no gráfico 1, o pé esquerdo possuía maiores médias de distribuição dos picos de pressão plantar estando o antepé esquerdo próximo a  $125 \text{ Kgf/cm}^2$  e essas médias de distribuição representavam em torno de  $230 \text{ Kgf/cm}^2$  para o retropé esquerdo. Já o mediopé esquerdo detinha cerca de  $35 \text{ Kgf/cm}^2$ .

Nesse mesmo início de coleta o antepé direito possui uma média de distribuição de cerca de  $80 \text{ Kgf/cm}^2$ . Para o retropé direito essa média era de aproximadamente  $160 \text{ Kgf/cm}^2$  e mediopé direito, possui média em torno de  $25 \text{ Kgf/cm}^2$ .

Após a análise do gráfico 1, nota-se então que, a média das distribuições dos maiores picos de pressão plantar das amostras, recaiam sobre o pé esquerdo, ou seja, era esse pé quem detinha as maiores distribuições de carga.

Na análise do gráfico 4, que representa a última coleta após o encerramento do protocolo, a média das distribuições dos picos de pressão para o antepé esquerdo foi de cerca de 130 Kgf/cm<sup>2</sup> enquanto que para o retopé esquerdo foi de aproximadamente 210 Kgf/cm<sup>2</sup>. O médiopé esquerdo possuía algo em torno de 35 Kgf/cm<sup>2</sup>.

Ainda analisando-se o gráfico 4, o antepé direito apresentou média de 100 Kgf/cm<sup>2</sup> e, o retopé direito média de 150 Kgf/cm<sup>2</sup>. O médiopé direito teve média de 25 Kgf/cm<sup>2</sup>.

A soma das médias dos picos de pressão plantar apresentadas no gráfico 1 para o pé esquerdo foi de 390 Kgf/cm<sup>2</sup>, enquanto que para o pé direito foi de 180 Kgf/cm<sup>2</sup>. Após a aplicação do protocolo do ENM, representadas no gráfico 4, a soma dessas médias foi de 375 Kgf/cm<sup>2</sup> para o pé esquerdo e de 275 Kgf/cm<sup>2</sup> para o pé direito.

Dessa forma, quando essas análises das médias de distribuições de picos de pressão plantar são comparadas, percebe-se que houve uma mudança na média de distribuição dos picos de maior pressão plantar que, inicialmente, era maior no retopé esquerdo, caminhando após a aplicação do protocolo para o antepé direito, proporcionando assim uma melhor distribuição plantar entre o pé direito e o esquerdo.

Isso só confirma os trabalhos de Gagey et al. (1994), que relataram que os pés, considerados entradas sensoriais devido à alta quantidade de receptores proprioceptivos em sua planta, são causadores de desequilíbrios posturais ascendentes.

As análises estatísticas finais comparativas entre as fases do protocolo, apresentadas nos gráficos 5, 6 e 7, demonstraram que não houve mudança significativa na média dos picos de pressão plantar no ante, médio nem do retro pé direito ou esquerdo, quando comparados os pés com eles mesmos em todas as fases da aplicação do protocolo de base do equilíbrio neuromuscular.

Se se analisar a figura 14, ou seja, colhida antes do tratamento, podem-se observar as diferenças da imagem de distribuição de pressão plantar do peso corporal no antepé direito e esquerdo e no retropé direito e esquerdo.

Segundo Gehlsen e Seger (1980), 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 figura 14, nota-se que o antepé esquerdo detém 32,64% do peso corporal, enquanto o antepé direito apresenta uma distribuição de 22,07% do peso total. Já o retropé esquerdo situa-se com 27,95% do peso e o direito com 17,35%.

As figuras 15 e 17 descrevem a fase intermediária do tratamento com seus respectivos dados, e a figura 17, que representa a última coleta ao final da aplicação do protocolo, mostra o seguinte quadro: 29,74% do peso no antepé esquerdo e 24,45% no direito; o retropé esquerdo com 23,89% do peso, enquanto aparece o direito com 21,91%. Este exame foi selecionado aleatoriamente de uma das amostras. O comportamento das demais amostras foi semelhante.

Nota-se que, após a aplicação do protocolo (figura 17), houve melhor distribuição das pressões plantares, ficando quase dentro dos parâmetros da normalidade descrita por Gehlsen e Seger (1980).

A tabela 4 refere-se a média das porcentagens de distribuição plantar de todas as amostras. Verifica-se que, quando comparadas essas porcentagens antes e após a aplicação do protocolo, houve uma melhor distribuição plantar, ou seja, das cargas entre o pé direito e esquerdo.

A estabilometria tinha por objetivo analisar a velocidade de oscilação corporal e o deslocamento radial da oscilação nos quatro momentos da coleta, para que assim se pudesse entender se o protocolo do método de equilíbrio neuromuscular poderia exercer uma influência na estabilidade corporal e, portanto, sobre o sistema postural fino.

O gráfico 9 apresentou valores de deslocamento radial de oscilação (Rd) para o

baricentro corporal, baricentro do pé direito e esquerdo, nos quatro momentos da coleta. Na quarta e última coleta, ou seja, após o término da aplicação do protocolo do ENM, houve diferença estatisticamente significativa quando comparados o baricentro corporal e do pé esquerdo e os baricentros dos pés direito e esquerdo.

Essa diferença demonstra que houve uma influência do protocolo sobre o sistema postural fino, promovendo variações significativas no deslocamento radial de oscilação dos baricentros corporais e dos pés direito e esquerdo que poderiam corroborar a melhoria nas médias de distribuições dos picos de pressão plantar entre os dois pés.

Nessa análise, verificou-se que a aplicação do protocolo do equilíbrio neuromuscular foi ao encontro do pensamento de Gagey e Weber (2000), que reportou que a manutenção da estática postural é um complexo mecanismo de controle, alimentado por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes de estímulos proprioceptivos (neuromusculares), cujas informações são processadas pelo sistema nervoso central e retornam pelas vias eferentes para manter o controle do equilíbrio corporal pela contração dos músculos antigravitários. Sendo assim a aplicação, do protocolo citado, por se tratar de [estimulação](#) proprioceptiva, exerceu influência sobre esse complexo mecanismo postural causando modificações nas oscilações corporais.

## 6. CONCLUSÃO

O presente trabalho demonstrou que o uso do protocolo de base do método de equilíbrio neuromuscular provocou uma diferença estatisticamente significativa nas médias dos picos de pressões plantares do ante, médio e retropé direito em relação ao esquerdo. Em outras palavras, houve uma melhor harmonia da distribuição plantar do peso corporal entre os dois pés. No início do tratamento as maiores médias ( $\text{Kgf/cm}^2$ ) dos picos de pressão, de todas as amostras, recaíam sobre o pé esquerdo. Após o final do protocolo essas médias dos picos de maior pressão plantar foram melhor distribuídas para o pé direito.

Na estabilometria, o protocolo influenciou de maneira estatisticamente significativa o deslocamento radial da oscilação (Rd) quando comparados o baricentro corporal e pé esquerdo e baricentros dos pés direito e esquerdo. Dessa forma, acredita-se que o uso do protocolo de base do método de equilíbrio neuromuscular favorece, assim, uma melhor distribuição de apoio do peso corporal entre os pés, devido, possivelmente, a uma melhor reorganização do tônus muscular e oscilação postural, ou seja, do sistema postural fino.

Essa mudança mostra também, a eficiência do método no que diz respeito à prática de evidência clínica e representa muito para o sistema postural do paciente, traduzindo-se na melhora de diversos sintomas colhidos, mas que não foram o enfoque desta pesquisa.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AVAGNINA, L.; BENGUERB, E.; SCHMIDT, G. **Diagnostica biomeccanica con pedane di pressione**. Bologna: Timeo Editore, 2003. 175p.

BANKOFF, A.D.P. et al. Analisis poddometrico de los atletas de levantamiento de peso mediante la tecnica video-pedometrica. In: CONGRESSO CIENTÍFICO OLÍMPICO, 1992, Málaga, Espanha. **Anais...** Málaga: 1992. v. 1, p. 208.

BANKOFF, A.D.P. **Postura corporal** - Fatores biológicos da postura ereta: causas e conseqüências. Brasília: Ministério da Saúde, Ministério da Educação e do Desporto. 1996.

BARON, J. B. **Muscles moteurs oculaires - attitude et comportement locomoteur des vertébrés**. Thèse de Sciences, Paris 1955. 158 p.

BASSANI, B. Les sciatiques et la vertébrothérapie. In: JOURNÉES D'ACUNPUNCTURE ET DE VERTÉBROTHÉRAPIE. 5. Vichy, 1965. **Actes des ...** Bussac: Clermond-Ferrand, 1966. p.57-61.

BRACCO, P.; DEREGIBUS, A.; PISCETTA, R. Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. **Neuroscience Letters** , v.356, p. 228–230, 2004.

BRAS, H.; GOGAN, P.; TYC-DUMONT, S. The dendrites of single brainstem motoneurons intracellularly labelled with horseradish peroxidase in the cat: morphological and electrical differences. **Neuroscience**, v.22, p.947-981, 1987.

BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 1999. 270 p.

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

ENOKA, M. R. **Bases neuromechanical of kinesiology**. 2 ed. Champaign: Human Kinetics. 1995.

FREYSS, G.; FREYSS, M.; SÉMONT, A.; VITTE, E.; MIRON, C.; DIARD, J.P.. L'equilibre du sujet age; apport des explorations instrumentales; aspects particulier aux atteintes vestibulaires; prise en charge de ces malades. **Vertiges 93**. G.E.V., Arnette, Paris, p.115-164, 1994.

GAGEY, P. M. et al. **Huit leçons de posturologie**. 4.ed. Paris: l'Association Française de Posturologie, 1994.

GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia** - regulação e distúrbios da posição ortostática. 2.ed. São Paulo: Manole, 2000.

GEHLSSEN, G.M.; SEGER, A. Selected measures of angular displacement, strength and flexibility in subjects with and without skin splints. **Research Quarterly**, v. 51, n. 3, p. 478-485, 1980.

GENTAZ, R.; ASSELAIN, B.; LEVY, J.; GAGEY, P. M. Approche électromyographique des asymétries de la posture orthostatique. **Agressologie**. v . 20, B, p.113-114, 1979.

HESS, T. et al. Single- versus Two-Incision Technique in Anterior Cruciate Ligament Replacement: Influence on Postoperative Muscle Function. **The American Journal of Sports Medicine**, v.30, n. 1,2002.

JOHNSTON, R.B. et al. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Medical Science Sports Exercise**, v. 30, n. 12, p. 1703-1707, 1998.

LIANZA, S. **Medicina de reabilitação**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. p. 23.

LIBOTTE, M. **Pdoscopie Electronique. Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle**. Paris: Editions Scientifiques et médicales elsevier SAS. 2001.

EKMAN, L. L. **Neurociência** - fundamentos para reabilitação. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004, 96 p.

MIDICAPTEURS. **Manual of instalation and use of the Pel-38 podometer**. Tolouse, France: [s.n.],1998. 114 p.

MOCHIZUKI, L. et al. Estudo biomecânico sobre o controle do equilíbrio postural em função de ritmos circadianos. **Revista Brasileira de Postura e Movimento**, v. 2, n. 1, p.???1998.

MOUZAT, A.; DABONNEVILLE, M.; BERTRAND, P. The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. **Neuroscience Letters** , v.365, p. 79-82, 2004.

NABÈRES, A. **Bilan clinique informatisé**.. Paris :[Encyclopédie Médico-Chirurgicale:

kinésithérapie rééducation fonctionnelle, n.54. oct/nov/déc. 1994].

NASHNER, L. M. Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. Balance. In: APTA FORUM, Nashville, Tenn., Jun.1989. **Proceedings....** [s.l.]: APTA, 1989. p. 5-12.

OLIVEIRA, L. F. Estudo de revisão sobre a utilização da estabilometria como método de diagnóstico clínico. **Revista Brasileira de Engenharia – Caderno de Engenharia Biomédica.** v 9, n.1, p. 37-56, 1993.

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

PIEDALLU, P. **L'ostéopathie, ses rapports avec la gymnastique analytique.** Bordeaux,,: Bière, 1947. 60 p.

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

RAU, G., DISSELHORST-KLUG, C.; SILNY, J. Noninvasive approach to motor unit characterization: Muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. **Journal of Biomechanics**, v.30, p. 441-446, 1997.

REABILITAÇÃO. Hospital Israelita Albert Einstein. Disponível em: <[http://www.einstein.br/reabilitacao/center\\_prog\\_barop.htm](http://www.einstein.br/reabilitacao/center_prog_barop.htm)> acesso em: 10 fev. 2005.

RICARD, F. **Tratamento osteopático das lombalgias e ciáticas.** 1ª ed. Rio de Janeiro: Atlântica, 2001, 242 p.

RIGUETTO, R.R. **Estudo do comportamento da distribuição plantar por meio da baropodometria em pacientes portadores de bruxismo do sono após uso de esplinte oclusal.** 2005. 77f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2005.

SAAD, M. et al. Sinais clínicos associados a prognóstico de marcha em paralisia cerebral espástica. **Revista Brasileira de Postura e Movimento**, v. 1, n. 1, 1997.

SAUVAN, J. La méthode des modèles. Essai critique. Application aux modèles de fonctions biologiques. In: MASTURZO, A. **Cybernetic basis of modern medecine.** Naples: S.I.M.C.,



1967. p.431-439.

SOULIER, F. **Equilibration neuromusculaire**. [s.l.]: SPE Sciences Kinésithérapeute Praticien/59, 2002.

TAKAGI, A.; FUJIMURA, E.; SUEHIRO, S. A new method of statokinesiogram area measurement. Application of a statistically calculated ellipse. In: IGARASHI, M., BLACK, F.O. **Vestibular and visual control of posture and locomotor equilibrium**. Karger, Basel: Karger, 1985. p. 74-79.

TARANTOLA, J. et al. Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. **Neuroscience Letters** , n. 228, p. 75–78, 1997.

WINTER, D. **Biomechanics of human movement**. New York: John Wiley Interscience, 1979

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



**ANEXO A – CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UniVap**

**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP****CERTIFICADO**

Certificamos que o Protocolo n.º L078/2005/CEP, sobre "*Análise comportamental comparativa do espectro da atividade elétrica da musculatura lombar registrada pela eletromiografia de superfície, através do teste das polegadas, antes e após a aplicação do Protocolo de Base do Equilíbrio Neuromuscular (ENM)*", sob a responsabilidade do Prof. Dr. Márcio Magini, está de acordo com os Princípios Éticos, seguindo as diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisa envolvendo seres humanos, conforme Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e foi aprovada por esta Comissão de Ética em Pesquisa.

Informamos que o pesquisador responsável por este Protocolo de Pesquisa deverá apresentar a este Comitê de Ética um relatório das atividades desenvolvidas no período de 12 meses a contar da data de sua aprovação.

São José dos Campos, 24 de maio de 2005



**PROF. DR. LANDULFO SILVEIRA JUNIOR**  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Univap

**ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE**

**CONSENTIMENTO FORMAL DE PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO INTITULADO:**

**"Análise baropodométrica do comportamento dos picos e distribuições das pressões plantares do retropé, médiopé e antepé, bem como da estabilometria (oscilação postural) antes, durante e após a aplicação do Protocolo de Base do Método de Equilíbrio Neuromuscular (ENM)".**

Eu, \_\_\_\_\_, RG \_\_\_\_\_, abaixo qualificado, DECLARO para fins de participação em pesquisa, na condição de (sujeito objeto da pesquisa/representante legal do sujeito objeto da pesquisa), que fui devidamente esclarecido do Projeto de Pesquisa intitulado: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ desenvolvido pelo(a) \_\_\_\_\_ do Curso \_\_\_\_\_ da Universidade do Vale do Paraíba (UNIVAP) de São José dos Campos/SP, quanto aos seguintes aspectos:

- a) justificativa, objetivos e procedimentos que serão utilizados na pesquisa;
- b) desconfortos e riscos possíveis e os benefícios esperados;
- c) métodos alternativos existentes;
- d) forma de acompanhamento e assistência com seus devidos responsáveis;
- e) garantia de esclarecimentos antes e durante o curso da pesquisa, sobre a metodologia, com informação prévia sobre a possibilidade de inclusão em grupo de controle e placebo;
- f) liberdade de se recusar a participar ou retirar seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado;
- g) garantia de sigilo quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa, assegurando-lhe absoluta privacidade;
- h) formas de indenização diante dos eventuais danos decorrentes da pesquisa;
- i) formas de ressarcimento das despesas decorrentes da participação na pesquisa.

DECLARO, outrossim, que após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me (nos) foi explicado, consinto voluntariamente (em participar/que meu dependente legal participe) desta pesquisa.

São José dos Campos, de de 200\_\_

**QUALIFICAÇÃO DO DECLARANTE**  
**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Objeto da Pesquisa

(Nome):.....

RG:.....Data de nascimento:..... / ..... / ..... Sexo: M ( ) F ( )

Endereço: ..... n° ..... Apto: .....

Bairro:.....Cidade:.....Cep:.....Tel.:.....

....

---

Assinatura do Declarante

Representante

legal:.....

Natureza da Representação:

RG:..... Data de nascimento:...../...../..... Sexo: M ( ) F ( )

Endereço:.....n°.....Apto:.....

.

Bairro:.....

Cidade:.....Cep:.....Tel.:.....

---

Assinatura do Declarante

## DECLARAÇÃO DO PESQUISADOR

DECLARO, para fins de realização de pesquisa, ter elaborado este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), cumprindo todas as exigências contidas nas alíneas acima elencadas e que obtive, de forma apropriada e voluntária, o consentimento livre e esclarecido do declarante acima qualificado para a realização desta pesquisa.

São José dos Campos, de de 200\_\_\_\_

---

Assinatura do Pesquisador