

UNIVERSIDADE DO VALE DO PARAÍBA  
INSTITUTO DE PESQUISA E DESENVOLVIMENTO

EDUARDO DOS SANTOS JUNIOR

ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA DA INFLUÊNCIA DA TÉCNICA  
MANIPULATIVA OSTEOPÁTICA DE CORREÇÃO SACROILÍACA NA  
DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

São José dos Campos, SP  
2007

**Eduardo dos Santos Junior**

**“Análise Baropodométrica da Influência da Técnica Manipulativa Osteopática de Correção Sacroilíaca na Distribuição da Pressão Plantar”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, como complementação dos créditos necessários para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Antonio Guillermo José Balbin Villaverde

Co-orientadora: Profa. Dra. Vera Lúcia Arantes

São José dos Campos, SP  
2007

S234a

Santos Junior, Eduardo dos

Análise Baropodométrica da Influência da Técnica Manipulativa Osteopática de Correção sacroiliaca na distribuição da Pressão Plantar / Eduardo dos Santos Junior; Orientador: Prof. Dr. Antonio Guillermo José Balbin Villaverde. São José dos Campos, 2006.

1 Disco laser: Color

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

1. Baropodometria 2. Pés 3. Fisioterapia I. Villaverde, Antonio Guillermo José Balbin., Orient. II. Título

CDU:616.8

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processo fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada a fonte.

Assinatura do aluno:



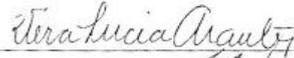
Data: 12 de novembro de 2007.

EDUARDO DOS SANTOS JUNIOR

“ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA DA INFLUÊNCIA DA TÉCNICA  
MANIPULATIVA OSTEOPÁTICA DE CORREÇÃO SACROILÍACA NA  
DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR”

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

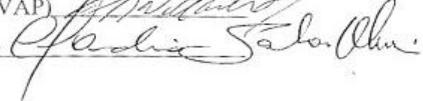
Prof. Dra. VERA LÚCIA ARANTES (UNIVAP)



Prof. Dr. ANTONIO G. J. BALBIN VILLAVERDE (UNIVAP)



Prof. Dra. CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA (UNINOVE)



Prof. Dr. Marcos Tadeu Tavares Pacheco

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 12 de novembro de 2007.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus em primeiro lugar.

A minha família, pelo amor, carinho e dedicação.

A minha mãe por apostar na minha educação. A minha avó Sudária, por permitir a realização de tantos sonhos.

A minha amada Paola, pelo amor incondicional e pela compreensão.

Ao meu Ídolo e Mestre, Prof. André Everton de Freitas, por me mostrar o prazer de aprender e a satisfação de ensinar.

Ao meu Orientador Professor Dr. Antonio Balbin Villaverde, pela paciência e pela disponibilidade do seu tempo tão precioso.

## ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA DA INFLUÊNCIA DA TÉCNICA MANIPULATIVA OSTEOPÁTICA DE CORREÇÃO SACROILÍACA NA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

### Resumo

A dor lombar pode ser causada por uma disfunção biomecânica da articulação sacroilíaca, tornando-se necessário uma completa avaliação dessa articulação para se ter um bom diagnóstico. Em diferentes manifestações, como as disfunções sacroilíacas, o componente mecânico raramente é levado em conta e, no entanto, ele é fundamental. O objetivo do presente estudo foi analisar a eficácia da manobra manipulativa no tratamento da disfunção sacroilíaca e avaliar a influência do posicionamento pélvico na distribuição plantar. Para realização dos testes utilizamos um Baropodômetro Eletrônico FootWork Pro da marca Arkipélagos. Este aparelho é constituído por 5.980 sensores piezelétricos de pressão dispostos em uma área de 289 cm<sup>2</sup> (17 cm X 17 cm) que reconhece as informações do apoio plantar conservando a mobilidade natural. O Baropodômetro Eletrônico Modular documenta as análises com imagens de pontos de pressão plantar e oscilações do centro de pressão medidas em superfície por cm<sup>2</sup> e carga em kgf. De um total de 200 indivíduos foram selecionados apenas 20 pacientes. Os critérios de inclusão foram os indivíduos apresentarem uma disfunção ilíaca direita e anterior, que foi avaliada através do Teste de Gillet e Downing, ter idade entre 20 e 30 anos, apto a receber uma manipulação osteopática na disfunção ilíaca apresentada e ser do sexo feminino. Os critérios de exclusão foram o indivíduo apresentar dor lombar, trauma anterior em coluna ou pelve e não apresentar a disfunção sacroilíaca. Para análise estatística dos dados, foi realizado o teste *T student pareado*. Após a avaliação da pelve através dos Testes de Gillet e de Downing, o indivíduo obteve os seus dois apoios plantares registrados no baropodômetro. Em seguida, o indivíduo passou por uma manipulação osteopática corretiva na região do ilíaco em posterior. Realizada a manipulação os indivíduos realizaram mais uma vez o apoio estático sobre o baropodômetro, com base irrestrita, a fim de colher novamente a distribuição plantar. Os resultados deste estudo apresentam a baropodometria de 20 indivíduos de idade entre 20 e 30 anos (média de 20,5 ± 1,7 anos), com peso médio de 55,34 ± 2,3 Kg, com altura média de 163 ± 1,3 cm, e IMC 20,8 ± 1,3 durante a coleta. Podemos verificar que após o examinador reposicionar a articulação sacroilíaca, ocorre uma melhora na distribuição da massa corporal nos pés, além de uma melhora significativa do posicionamento do centro de gravidade e da pressão plantar em todos os indivíduos. O presente trabalho demonstrou que a manipulação é eficaz para corrigir a disfunção ilíaca anterior de pelve, através de resultados estatisticamente significativos (p<0,01), fornecendo ao fisioterapeuta uma prática baseada em evidência. Verificou-se que a articulação sacroilíaca tem influência tanto sobre a distribuição da pressão plantar quanto sobre o centro de gravidade do indivíduo. Dessa forma, conclui-se que a manipulação osteopática é uma técnica que pode ser utilizada na prática clínica para harmonizar o controle postural e as disfunções biomecânicas da articulação do pé e da pelve.

**Palavras-chave:** Baropodometria; Sacroilíaca; Osteopatia; Distribuição da Pressão Plantar.

## BAROPODOMETRIC ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF OSTHEOPHATIC MANIPULATIVE TECHNIQUE OF SACROILIAC CORRECTION IN THE DISTRIBUTION OF THE PLANTAR PRESSURE

### Abstract

Lumbar pain can be caused by a biomechanical dysfunction of the sacroiliac joint, becoming necessary a complete evaluation of this joint to reach a good diagnosis. In different manifestations, such as the sacroiliac dysfunction, the mechanical component is not often taken in account and, however, it is basic. The objective of the present study was to analyze the effectiveness of the manipulative maneuver in the treatment of the sacroiliac dysfunction and to evaluate the influence of the pelvic positioning on plantar distribution. For accomplishment of the tests we used an Electronic Baropodometer FootWork Pro of the Arkipelago trademark. This device is constituted by 5.980 piezoelectrics sensors of pressure located over a square area of 17 cm by side, that it captures the information of the support plantar support, but conserving the natural mobility. The Modular Electronic Baropodometer analyses the images of points of plantar pressure and oscillations of the center of pressure. Only 20 patients were selected of a total of 200 individuals analyzed. The inclusion criteria was the individual to present a right and previous iliac dysfunction, that was evaluated through the Test of Gillet and Downing, to have age between 20 and 30 years, suitable to receive an osteopathic manipulation of his iliac dysfunction and to be female; whereas the exclusion criteria were to present lumbar pain, previous trauma in column or pelvis and not to present the sacroiliac dysfunction. Statically analysis of the data was carried through the test T student paired. After the evaluation of the pelvis employing tests of Gillet and Downing, the individual got registered his two plantar supports in the baropodometer. Then, the individual passed through a corrective osteopathic manipulation in the region of the iliac *in posterior*. Once the osteopathic manipulation was done the individuals had one more time the static support on the baropodometer measured, with unrestricted base, in order to determine again the distribution of the plantar pressure. Results of this study present the baropodometric analysis of 20 individuals of age between 20 and 30 years (20,5±1,7 years), with an average weight of 55,34±2.3 kg, average height of 163±1,3 cm, and IMC of 20,8±1,3. It was verified that after the re-positioning of the sacroiliac joint by the examiner, occurs an improvement in the distribution of the foot corporal mass, beside a significant improvement of the center of gravity positioning and the pressure plantar for all the individuals. The present work seems to indicate that the osteopathic manipulation is efficient to correct previous iliac dysfunction of the pelvis, through results that are statistically significant ( $p < 0,01$ ). It was verified that the sacroiliac joint has influence on the distribution of the pressure plantar pressure as well as on the center of gravity of the individual. It can be concluded that the osteopathic manipulation is one technique that can be used in clinics to harmonize the postural control and the biomechanical dysfunction of the joint of the foot and pelvic.

**Keywords:** Baropodometer; Osteopathic manipulation; Sacroiliac Joint; Plantar pressure

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Articulação Sacroilíaca.....	16
Figura 2: Movimento de flexão da articulação sacroilíaca .....	18
Figura 3: Movimento de extensão da articulação sacroilíaca.....	18
Figura 4: Vista superior da Articulação do Pé .....	24
Figura 5: Arco Externo do Pé.....	27
Figura 6: Plataforma de Baropodometria.....	30
Figura 7: Média e erros da média da pressão média entre os pés, (*) $p < 0,01$ .....	37
Figura 8: Média e erros da média da pressão máxima plantar entre os pés, (*) $p < 0,01$ .....	39
Figura 9: Média e erros da média da superfície de contato plantar entre os pés, $p < 0,01$ (*). .....	41
Figura 10: Média e erros da média da diferença dos centros de gravidade dos pés, (*) $p < 0,01$ .....	43
Figura 11: Distribuição plantar de uma amostra antes da manipulação osteopática.....	44
Figura 12: Distribuição plantar da amostra da figura 11 depois da manipulação osteopática.....	44

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Diferença da pressão média plantar entre os pés, média, desvio padrão, erro padrão e valor de (p). .....	<b>Erro! Indicador não definido.</b>
Tabela 2: Diferença da pressão máxima plantar, média, desvio padrão, erro padrão e valor de (p).....	38
Tabela 3: Diferença da superfície plantar de contato entre os pés, média, desvio padrão, erro padrão e valor de (p).....	40
Tabela 4: Diferença entre os centros de gravidade dos pés. ....	42

# SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	11
1.1 OBJETIVO.....	11
1.1.1 Objetivo Geral.....	12
1.2.2 Objetivos Específicos .....	12
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	13
2.1 O CONTROLE POSTURAL.....	13
2.2 A ARTICULAÇÃO SACROILÍACA.....	15
2.2.1 Aspectos biomecânicos .....	16
2.2.2 Disfunção Sacroilíaca.....	19
2.3 O PÉ.....	22
2.3.1 Arcos Plantares .....	25
2.3.2 Arco Externo .....	26
2.3.3 Arco Anterior .....	27
2.4 MÉTODOS DE CLASSIFICAÇÃO DO PÉ.....	27
2.5 BAROPODOMETRIA .....	29
<b>3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA DO ESTUDO</b> .....	32
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	33
4.1 MATERIAIS .....	33
4.2 MÉTODOS .....	33
4.3 PROCEDIMENTOS .....	34
<b>5 RESULTADOS</b> .....	356
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	457
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	48
<b>ANEXO A – CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVAP</b>	53
<b>ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E INFORMADO PARA PARTICIPAÇÃO EM TRABALHO DE PESQUISA</b> .....	54

# 1 INTRODUÇÃO

A dor lombar pode ser causada por uma disfunção biomecânica da articulação sacroilíaca, tornando-se necessário uma completa avaliação dessa articulação para se ter um bom diagnóstico <sup>1</sup>.

Segundo Bienfat “os apoios dos pés no chão condicionam toda a estática. Não há boa estática sem bons apoios, sejam as deformações dos pés causa ou conseqüência da estática deficiente” <sup>2</sup>. Ainda, conforme Bricot “uma deformação ou assimetria qualquer dos pés repercutirá sempre mais acima e necessitará de uma adaptação do sistema postural” <sup>3</sup>.

Com relação à biomecânica ascendente, Kapandji afirma que “a cintura pélvica é considerada um conjunto que transmite forças para a coluna vertebral e membros inferiores. O conjunto formado pela coluna vertebral, pelo sacro, íliaco e membros inferiores constituem um sistema articulado: por um lado na articulação coxofemoral e por outro na articulação sacroilíaca” <sup>4</sup>. Estas interações entre as articulações da cintura pélvica e as suas influências sobre as estruturas à distância, seja ascendente ou descendente caracterizam a biomecânica estática.

Quando da existência de quaisquer alterações de apoio, sejam elas causativas ou não, observam-se compensações adjacentes e, evolutivamente à distância, as quais são reunidas de forma específica quando relacionadas com determinadas assimetrias.

Por se tratar de um tema pouco explorado e dispormos na literatura de algumas considerações que associam o íliaco (articulação ílio-sacro) e o apoio plantar, buscamos analisar entre os indivíduos, segundo o tipo de disfunção ilíaca apresentada, a ocorrência de efeitos da técnica corretiva empregada na modificação dos apoios plantares, observando a tendência ao pé cavo, normal ou plano dos indivíduos manipulados e a prevalência dessas alterações logo após a manipulação osteopática.

## 1.1 Objetivos

### **1.2.1 Objetivo Geral**

Analisar a influência da disfunção biomecânica da articulação sacroilíaca na distribuição plantar em indivíduos saudáveis de 20 a 30 anos de idade.

### **1.2.2 Objetivos Específicos**

- Analisar a eficácia da manobra manipulativa no tratamento da disfunção sacroilíaca;
- Avaliar a influência do posicionamento pélvico na distribuição plantar.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

### 2.1 O controle postural

A postura segundo Enoka <sup>5</sup> é uma resposta neuromecânica que se relaciona com a manutenção do equilíbrio. Diz ainda que um sistema está em equilíbrio mecânico quando a somatória de forças que atuam sobre ele é igual a zero. Entretanto, esse sistema tem estabilidade somente se após uma perturbação o mesmo retornar a sua posição de equilíbrio. Nesse aspecto, o objetivo da atividade postural é manter a estabilidade do sistema musculoesquelético, o que envolve sua posição com relação a sua base de suporte e assegura a orientação desejada dos segmentos corporais que não estão envolvidos no movimento.

As funções do controle postural são: suporte, estabilidade e equilíbrio. A função de suporte dos segmentos corporais é controlar a atividade muscular para suportar o peso do corpo contra a ação gravitacional, a função de estabilidade é suportar e estabilizar segmentos corporais enquanto outros estão em movimento, já a função de equilíbrio é manter o corpo em sua base de apoio <sup>6</sup>.

O controle postural é o arranjo dos segmentos corporais baseado em sistema vestibular, visual e somatossensorial. Estas informações sensoriais são aproveitadas para o controle do equilíbrio e identificadas através da biomecânica <sup>7</sup>.

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 <sup>8</sup>.

Os membros inferiores representam a base sólida: a plataforma que estabelece a sustentação pela posição dos pés no chão; o tronco: o elemento móvel que desloca o centro de gravidade e posiciona-o acima da base de sustentação por oscilações, e a posição da cabeça: controla a coordenação do conjunto, harmonizando-o estaticamente <sup>9</sup>.

Neste equilíbrio estático, os membros inferiores são bases fixas e estáveis, o tronco e os segmentos superiores estão em equilíbrio. Uma deformação ou assimetria qualquer dos pés refletirá em regiões do tronco e/ou cabeça,

necessitando de uma adequação do sistema postural, o que faz lembrar que bons apoios dos pés no chão direcionam o corpo a uma postura adequada<sup>3, 10-11</sup>.

Além de manter uma posição estável do corpo como um todo, a atitude postural está também relacionada com a manutenção da orientação dos segmentos corporais, tanto em relação aos próprios membros como entre eles<sup>5</sup>. Essas respostas posturais entre membros são importantes quando estes estão sendo utilizados para dar apoio a uma posição.

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 endireitamentos 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 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. 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<sup>8, 12-13</sup>.

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<sup>5</sup>.

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 suportadas pelos músculos tibiais posterior e

fibular. Quando o corpo está na ponta de um pé, a tensão no arco é aumentada quatro vezes <sup>14</sup>.

Tokars et al. <sup>9</sup> observaram em seus estudos que o arco plantar modifica a postura e altera a adequação dos pés no solo.

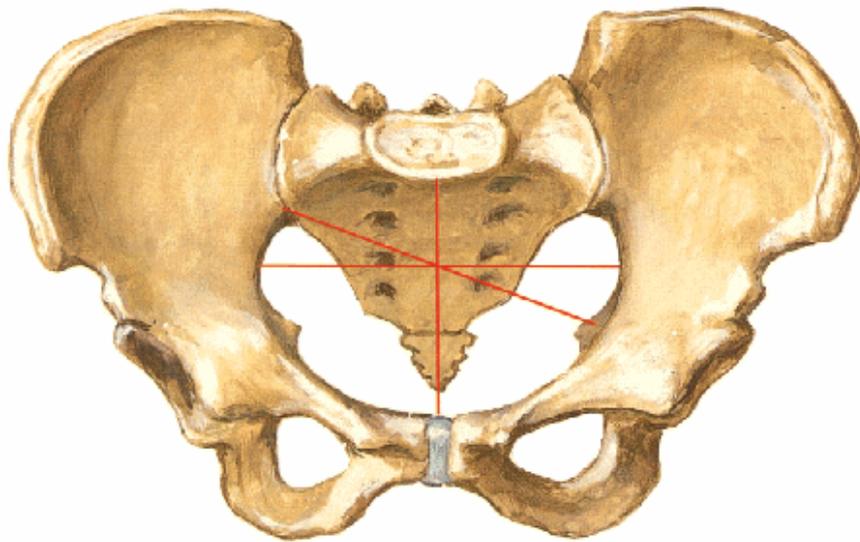
## **2.2 A Articulação Sacroilíaca**

A articulação sacroilíaca forma a chave do arco entre os dois ossos pélvicos; com a sínfise púbica, ajuda a transferir o peso da coluna para os membros inferiores e oferecem elasticidade para o anel pélvico <sup>15</sup>.

O sacro é uma massa óssea em forma de cunha constituída pela fusão das cinco vértebras sacrais. Ele é mais largo superior e anteriormente. A superfície superior do sacro é conhecida como base. Na realidade, ela é a superfície superior de S1 e se relaciona à quinta vértebra lombar por meio de um disco intervertebral e de duas articulações pareadas nos processos articulares. A superfície inferior do sacro é conhecida como ápice. Trata-se da superfície inferior de S5 e se articula com o cóccix. A face lateral do sacro exibe uma superfície articular em forma de orelha, conhecida como superfície auricular. A superfície auricular apresenta um ramo cefálico mais curto, quase vertical, sobre a face lateral de S1 e um ramo caudal, mais longo e quase horizontal, que se estende sobre a face lateral de S2 e S3 <sup>16</sup>.

O íliaco exibe uma superfície em forma de orelha que se articula com o sacro. O íliaco funde-se ao ísquio e ao púbis para formar o osso coxal. Os ossos coxais pareados e o sacro formam, em conjunto, a pelve óssea. Além das articulações sacroilíacas, a pelve apresenta ainda as sínfises púbicas, que une os dois ossos púbicos <sup>16</sup>.

A articulação sacroilíaca é uma articulação sinovial formada pelas faces auriculares do ílio e do sacro. As superfícies articulares apresentam elevações e depressões irregulares que se encaixam entre si. Essa configuração limita a mobilidade e ajuda a estabilizar a articulação. Com o envelhecimento, as elevações e depressões aumentam em tamanho e número, e se desenvolvem aderências fibrosas entre as superfícies articulares. Portanto, o espaço articular é gradualmente diminuído <sup>17</sup>.



**Figura 1:** Articulação Sacroilíaca  
 Fonte: Atlas de Anatomia Humana, Frank H. Netter.

Maior estabilidade é fornecida às articulações sacroilíacas por ligamentos fortes, incluindo o ligamento sacroilíaco interósseo e os ligamentos sacroilíacos anterior e posterior. Os ligamentos sacrotuberal e sacroespinal unem o sacro e o ísquio e ajudam a estabilizar ainda mais a articulação <sup>4</sup>.

### 2.2.1 Aspectos biomecânicos

No conhecimento atual que temos sobre a articulação sacroilíaca, duas coisas são certas:

- (I) as articulações sacroilíacas são articulações sinoviais e, portanto, se movem.
- (II) a característica exata desse movimento é controverso <sup>18</sup>.

Para compreendermos o movimento dessas articulações é preciso lembrar que elas, junto com a sínfise púbica, formam o anel pélvico. Adicionando ainda a este as articulações coxo-femorais e lombosacrais temos uma cadeia de articulações interligadas. Movimentos e forças em uma articulação da cadeia afetam as outras, interligando-as na função e na disfunção.

Diversos estudos foram publicados referentes aos movimentos das articulações sacroilíacas. Os investigadores desses movimentos geralmente focam

em duas questões principais: Qual é a extensão desse movimento e qual (quais) o(s) eixo(s) de movimento(s)?<sup>19</sup>.

Não há um consenso na literatura para um modelo único de movimento da articulação sacroilíaca ou para um eixo fixo desse movimento<sup>19</sup>. Walker concluiu depois de revisar 96 artigos, que não há um eixo único para a articulação, que o movimento ocorre de forma combinada nos 6 graus de liberdade e que esse movimento é de apenas alguns graus (de rotação) e alguns milímetros (de translação)<sup>19</sup>. Essa variabilidade pode ser decorrente de grandes variações anatômicas individuais encontradas nessa articulação<sup>20</sup>.

Há, entretanto, certo consenso em relação à qualidade de alguns movimentos e à quantidade desses. O sacro e o íliaco podem se mover um em relação ao outro de forma simétrica ou assimétrica.

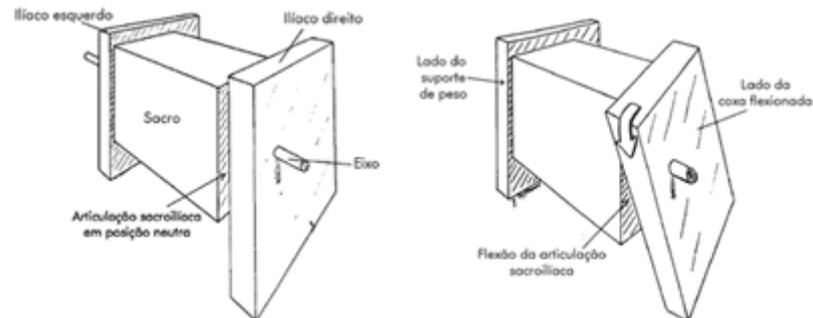
Durante os movimentos de nutação e contranutação o sacro se move em relação aos íliacos que permanecem relativamente fixos. Na nutação, a base do sacro se move anteriormente e inferiormente enquanto seu ápice se move posteriormente, ocorrendo o tensionamento dos ligamentos sacrotuberal e sacroespinhal. Esse movimento ocorre durante a flexão do tronco para frente. A contranutação é o movimento contrário<sup>18</sup>.

Nos movimentos íliacos, estes se movem em relação ao sacro relativamente fixo. Durante a flexão da pelve sobre os quadris (como quando na posição sentada) as cristas íliacas se aproximam enquanto as tuberosidades isquiáticas se afastam. O contrário ocorre durante a extensão da pelve sobre os quadris (como na posição em pé). Kapandji<sup>4</sup> já havia descrito esses movimentos.

Em relação aos movimentos assimétricos, temos inicialmente o movimento do sacro em relação aos íliacos fixos. O sacro tende a seguir a coluna lombar durante os movimentos do tronco. Rotação da coluna lombar causa uma rotação homolateral do sacro e concomitante inclinação contralateral. Inclinação contralateral da coluna lombar causa uma inclinação homolateral do sacro associada a uma insignificante rotação sacral<sup>18</sup>.

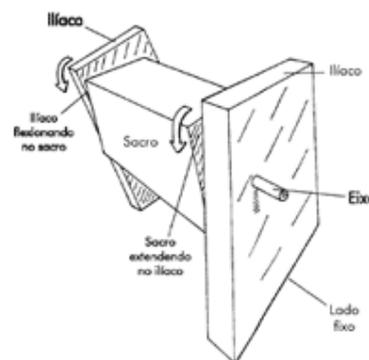
Movimentos antagonistas dos íliacos têm sido descritos. Gillet e Liekens (apud Defranca)<sup>18</sup> usaram o movimento de elevar uma perna (o teste de Gillet, como veremos adiante) para estudar os movimentos sacroilíacos. Eles observaram que quando o indivíduo em pé elevava o membro inferior direito com o joelho dobrado o íliaco direito retrovertia de forma que a espinha íliaca pósterio-superior (EIPS) se

movia posteriormente e inferiormente em relação ao segundo tubérculo sacral. Este movimento foi denominado *flexão da articulação sacroilíaca direita* (figura 2).



**Figura 2:** Movimento de flexão da articulação sacroilíaca  
Fonte: Posturologia Funcional, Bernard Bricot

Agora, se o membro inferior esquerdo é elevado, um movimento diferente é visto na articulação sacroilíaca direita. À medida que o membro é elevado o íliaco esquerdo retroverte até que atinja o seu limite de movimento em relação ao sacro. A partir daí, o íliaco carrega o sacro em seu movimento de rotação posterior e esse movimento é verificado na articulação sacroilíaca direita e chamado de *extensão da articulação sacroilíaca direita* (figura 3).



**Figura 3:** Movimento de extensão da articulação sacroilíaca  
Fonte: Posturologia Funcional, Bernard Bricot

Estudos realizados parecem confirmar os achados de Gillet e Liekens<sup>18</sup>. Em um primeiro estudo realizado por Smidt et al.<sup>21</sup>, em um grande numero de indivíduos foi encontrado um movimento contrário ao descrito por Gillet. Entretanto, em um segundo estudo realizado pelos mesmos autores foi encontrado os movimentos esperados e a validade do primeiro estudo foi discutida<sup>22</sup>. Num terceiro estudo

Smidt et al. usando cadáveres frescos, marcadores radiopacos e tomografia computadorizada, confirmaram novamente os achados de Gillet<sup>23</sup>. A presença desses pequenos movimentos, entretanto, não implica necessariamente que possam ser manualmente detectados ou que tenham valor diagnóstico na disfunção da sacroilíaca.

Segundo Bernard e Cassady,<sup>24</sup> a articulação sacroilíaca continua sendo uma das articulações mais mal compreendidas do corpo humano. A localização profunda, a amplitude de movimento limitada e a anatomia irregular aumentam a dificuldade de examinar e entender esta articulação. Por ser uma articulação sinovial, está sujeita as inflamações e infecções que afetam outras articulações do mesmo tipo.

### **2.2.2 Disfunção Sacroilíaca**

A articulação sacroilíaca, devido a sua anatomia, é uma articulação especial, podendo ser afetada por diversas patologias. As espondiloartropatias soronegativas são exemplos clássicos destes distúrbios.

Aparentemente, a disfunção do sacroilíaco é uma disfunção biomecânica desta articulação e poderia ser uma causa de lombalgia. A história e o exame físico, por não serem muito específicos, muitas vezes não são suficientes para fazer este diagnóstico. Estudo de imagem também tem suas limitações. O bloqueio anestésico guiado por fluoroscopia, tomografia computadorizada ou por ressonância magnética, é considerado o teste padrão, para demonstrar que a dor procede desta articulação.

Quando o tratamento conservador falha é possível usar modalidades terapêuticas invasivas, mas a eficácia delas ainda não foi comprovada. A artrodese deve ser reservada para os casos muito incapacitantes que não responderam às abordagens menos agressivas. Para alguns pacientes os opióides podem ser a última esperança.

Distúrbios da articulação sacroilíaca pode ser um problema no que se refere ao diagnóstico e tratamento<sup>25</sup>. Como a articulação está localizada profundamente é difícil fazer uma avaliação apropriada. A anatomia dessa articulação é complexa e exclusiva, com um compartimento superior sindesmótico e um compartimento inferior sinovial<sup>26</sup>. O osso ílaco apresenta uma cartilagem fibrocartilaginosa delgada

e o osso sacro é coberto por uma cartilagem hialina mais grossa, o que deixa o lado do íliaco mais vulnerável a qualquer patologia capaz de afetar a articulação <sup>27</sup>. As superfícies da articulação permanecem planas até os vinte anos de idade, mas com o tempo há um aumento no número e no tamanho das elevações e depressões das superfícies articulares, o que acentua o atrito e a estabilidade da articulação <sup>28</sup>. As estruturas ligamentosas, que são as mais fortes do corpo, se localizam anteriormente e posteriormente, contribuindo para a estabilidade da articulação <sup>26</sup>.

Na articulação e nos ligamentos circundantes existem terminações nervosas capsuladas e não-capsuladas, fazendo da articulação sacroilíaca uma possível fonte de dor. Na parte posterior, a articulação recebe ramos das divisões posteriores de L4 a S3 e, na parte anterior, de L2 a S2 <sup>29</sup>. Segundo Mooney et al. esta inervação dá como resultado um padrão de referência de dor que é complexo e, de modo geral confuso <sup>29</sup>.

A articulação é envolvida por músculos potentes que não têm nenhuma influência direta no movimento da articulação, mas podem interferir na mobilidade da mesma <sup>26</sup>.

O padrão de dor de uma articulação sacroilíaca foi determinado injetando contraste intra-articularmente em voluntários saudáveis <sup>30</sup>. Com maior frequência, a dor se localiza abaixo do território do L5 (estando à área mais específica a 10 cm caudalmente e 3 cm lateralmente em relação à espinha ilíaca posterior-superior, ou seja, a assim chamada área de Fortin, que se irradia para a nádega, coxa e virilha, acabando por se estender para a perna <sup>30</sup>. Os pacientes com disfunção do sacroilíaco descrevem uma dor que se agrava quando a pessoa se abaixa, se senta ou anda de carro. Ficar em pé ou andar pode aliviar a dor <sup>29</sup>. A doença pode ser bilateral, mas quando é unilateral, com maior frequência afeta o lado direito. As patologias tais como discopatia, síndrome da faceta lombar, doença do quadril e síndrome miofacial, podem também gerar dor na região da articulação sacroilíaca, devendo dessa forma, ser realizado o diagnóstico diferencial <sup>30</sup>.

Para avaliar clinicamente a articulação sacroilíaca vários testes são utilizados, os quais podem ser divididos em dois grupos: provocativos e de mobilidade <sup>31</sup>.

Os testes provocativos são manobras que provocam tensão na articulação sacroilíaca e, conseqüentemente, provocam dor. Infelizmente, não são específicos. É possível obter um teste positivo com patologias de quadril e espinha lombar <sup>31</sup>. Os

testes de Patrick e Ganeslen são exemplos bem conhecidos cuja descrição pode ser encontrada em praticamente todos os manuais de exame físico.

Os testes de mobilidade se baseiam nas alterações de uma referência que podem surgir em movimentos padronizados. O teste de Gillet, o teste de rotação do quadril e o teste supino/sentado são exemplos desta classe.

Teste de Gillet: O paciente fica em pé. O examinador fica atrás do paciente e coloca o polegar na espinha ilíaca superior posterior (no lado que está sendo examinado). O outro polegar fica apoiado na linha média do sacro, no nível do forame S2. O paciente é solicitado a flexionar joelho e quadril, aproximando o joelho do corpo. Normalmente, o polegar que está na espinha ilíaca superior posterior deve se deslocar inferiormente, em comparação com o polegar oposto <sup>31</sup>.

Teste de rotação do quadril: O paciente se deita em posição supina, com os maléolos mediais se tocando mutuamente. A posição dos maléolos mediais do lado a ser testado é determinada em relação ao maléolo medial oposto. A perna do lado testado é abduzida e girada externamente até o seu máximo. Em seguida, a perna é devolvida à posição neutra. Normalmente, o que se espera é um alongamento aparente da perna do lado testado <sup>31</sup>. Este fenômeno é explicado pela movimentação da espinha ilíaca anterior superior, que se desloca para baixo à medida que o quadril é girado externamente. Quando há disfunção de articulação na articulação sacroilíaca, a defesa de proteção da musculatura que há sobre a articulação sacroilíaca impede o deslocamento caudal do íleo e não ocorre este alongamento aparente <sup>19</sup>.

O histórico médico e os testes físicos mostraram ter validade limitada na disfunção do sacroilíaco e apresenta alterações de um observador para outro, por dependerem da habilidade e da experiência do examinador <sup>32</sup>. Os testes provocativos são capazes de tencionar outras estruturas, além das articulações sacroilíacas. A obesidade pode dificultar a determinação das referências apropriadas. A presença de distúrbios estruturais, tais como escoliose e verdadeira discrepância no comprimento dos membros inferiores tornam a interpretação dos testes de mobilidade mais difícil <sup>32</sup>.

O exagero dos movimentos fisiológicos do ílaco em relação ao sacro irá gerar um estiramento dos ligamentos sacroilíacos e dos fusos musculares dos músculos da região, levando a uma facilitação nervosa provocando espasmos musculares que estarão fixando a disfunção. O tipo de lesão irá depender dos músculos hipertônicos

e da direção das forças aplicadas na região. O íliaco pode se fixar em: anterioridade, posterioridade, abertura, fechamento, rotação externa, rotação interna, superioridade e inferioridade <sup>33-34</sup>.

Na rotação anterior do íliaco observa-se que a Espinha Íliaca Antero Superior (EIAS), se apresenta posicionada antero-inferiormente, o ísquio se eleva e posterioriza, e o ramo púbico se abaixa. Este movimento é limitado pela sínfese púbica, tônus dos músculos reto abdominal e isquiotibiais e tensão do ligamento sacroilíaco <sup>35</sup>.

A rotação anterior do íliaco é fixada por espasmos dos músculos adutores, reto femoral, sartório, íliaco e sacro lombar, favorecendo a hiperlordose lombar e o recurvatum do joelho. Esta alteração irá produzir uma rotação interna da articulação coxofemoral devido à ação dos músculos adutores do quadril, Espinha Íliaca Pósterio Superior (EIPS) mais alta, Espinha Íliaca Antero Superior (EIAS) mais baixa, crista íliaca mais baixa, perna homolateral mais comprida, base sacra relativamente anterior e rotação de L5 para o lado oposto da lesão devido à lesão do ligamento ílio-lombar inferior homolateral <sup>33</sup>.

O recurvatum do joelho irá proporcionar uma maior coaptação fêmuro tibial levando assim a um aumento da compressão articular principalmente no platô tibial medial, aumentando o stress no menisco medial. Essa hiperextensão do joelho faz com que ocorra maior tensão sobre os elementos do platô fibroso posterior, proporcionando uma distensão dos ligamentos colaterais e cruzado posterior; produz ainda sobre a patela uma tendência de deslocamento lateral causado pelo posicionamento do ligamento menisco patelar e do tendão quadriciptal <sup>4, 36</sup>.

O íliaco em anterioridade pode causar ainda tensão dos músculos isquiotibiais que irá gerar dor na articulação tíbio fibular superior e na face externa do joelho <sup>35</sup>.

### **2.3 O Pé**

Segundo Vega, o pé é a parte do sistema músculo esquelético que recebe e distribui o peso do corpo ao caminhar, correr ou na postura estática <sup>37</sup>. Ele é composto por 26 ossos assim distribuídos: sete ossos do tarso (tálus, calcâneo, cubóide, navicular e os três cuneiformes); cinco ossos do metatarso; 14 falanges (três para cada um dos dedos, exceto para o hálux, que tem apenas duas). Os ossos são mantidos unidos através dos ligamentos, formando as articulações.

Conforme Gray, o pé apresenta as seguintes articulações <sup>38</sup>:

- A. Mediotarsiana ou de Chopart: formado entre o tálus – calcâneo e o navicular – cubóide;
- B. Tarsometatarsiana ou de Lisfranc: entre os cuneiformes e os metatarsianos;
- C. Metatarsofalangeana: entre os metatarsianos e as primeiras falanges dos dedos;
- D. Interfalangeanas: Proximal: entre as primeiras e segundas falanges; Distal: entre as segundas e terceiras falanges.

Para os efeitos clínicos, Schmidt et al. divide o pé também em três partes <sup>39</sup>:

- Retropé: formado pelo tálus e calcâneo;
- Mediopé: formado pelo navicular, cubóide e os três cuneiformes;
- Antepé: formado pelos metatarsos e falanges;

O suprimento arterial do pé é fornecido principalmente pelas artérias tibial posterior e tibial anterior. A artéria tibial posterior divide-se abaixo do maléolo em artéria plantar medial e lateral, que suprem a planta do pé e formam o arco plantar. Próximo a sua origem, a artéria tibial forma a artéria fibular, que irriga os músculos do compartimento lateral da perna. A artéria tibial anterior irriga os músculos anteriores da perna, passa em frente ao tornozelo e termina no dorso do pé como artéria dorsal do pé ou pediosa. Ramos desta artéria irrigam o dorso do pé e se anastomosam com o arco plantar, na planta do pé. Através do arco plantar há uma intercomunicação entre estas três artérias, formando as artérias metatársicas e posteriormente as digitais, que são responsáveis pela irrigação anterior do antepé e dos dedos <sup>40</sup>.



**Figura 4:** Vista superior da Articulação do Pé  
 Fonte: Atlas de Anatomia Humana, Frank H. Netter

O retorno venoso é feito pelas veias digitais dorsais e plantares, posteriormente seguem como veias metatársicas que convergem para formar os arcos venosos. Na planta do pé formam veias plantares mediais e laterais, posteriormente seguem como veias tibiais posteriores. No dorso do pé formam as veias safena magna, parva e veias tibiais anteriores <sup>41</sup>.

De acordo com Gray, os nervos tibial, fibular e safeno que vão da perna ao pé inervam os músculos que realizam os movimentos do tornozelo e dos dedos<sup>38</sup>. Além disso, captam mensagens dos receptores sensoriais localizados na pele do pé. O nervo tibial divide-se em nervo plantar medial e plantar lateral. O nervo plantar medial inerva a pele da sola do pé e os músculos adjacentes do hálux. O nervo plantar lateral inerva a pele e os músculos dos outros quatro dedos do pé.

O nervo fibular controla os músculos dorsiflexores do pé e recebe sensações da parte anterior da perna e do pé. Ramos do nervo safeno suprem a pele e fáscia da frente do joelho, da perna e do pé até a base do hálux <sup>41</sup>.

Os movimentos do pé são controlados pelos músculos que se originam na perna e cujos tendões se inserem no pé. Conforme Gray, os músculos são classificados em extrínsecos e intrínsecos <sup>38</sup>. Os extrínsecos possuem origem abaixo do joelho e inserção no pé, e realizam os movimentos do tornozelo como

dorsiflexão, flexão plantar, inversão e eversão, além de atuarem na movimentação dos artelhos. Os músculos intrínsecos são representados pelos que se originam abaixo da articulação do tornozelo, podendo situar-se no dorso ou na planta do pé, estes músculos realizam a movimentação dos artelhos. A parte do membro inferior entre o joelho e a articulação do tornozelo é o local de origem para os músculos que produzem movimento do tornozelo.

### 2.3.1 Arcos Plantares

Segundo Kim, o pé é uma ligação importante na cadeia cinética inferior <sup>42</sup>. Os arcos do pé são fatores importantes para a distribuição apropriada do peso. O pé apresenta funções múltiplas assumidas pelo que a fisiologia chama de abóbada plantar.

Para Kapandji <sup>4</sup>, a abóbada plantar é formada de três arcos (arco interno, arco externo e arco transversal anterior) que se apóiam no chão através de três pontos: as cabeças do primeiro e quinto metatarsiano na frente e a tuberosidade do calcâneo atrás. No plano sagital, o arco interno entre calcâneo e o primeiro metatarsiano e o arco externo entre o calcâneo e a cabeça do quinto metatarsiano. No plano frontal, o arco anterior transversal estende-se da cabeça do primeiro metatarso à cabeça do quinto metatarso.

Os três arcos possuem funções fisiológicas como receber o peso do corpo; amortecer os choques da deambulação; participar da adaptação do pé ao chão e constituir alavancas de impulso durante a marcha <sup>2</sup>.

Normalmente, os arcos longitudinais (interno e externo) do pé desenvolvem-se durante a infância, devido em parte à perda de tecido gorduroso subcutâneo e à redução da flexibilidade das articulações, o que normalmente acontece durante o crescimento <sup>43</sup>.

Entre os seus dois pontos de apoio anterior e posterior, o arco interno é constituído por cinco ossos: de trás para frente, o calcâneo, o tálus, o cuneiforme medial e o primeiro metatarso <sup>4</sup>.

É razoavelmente bem aceito que o tibial anterior não desempenha qualquer papel na sustentação estática normal do arco longitudinal do pé. Durante condições

com cargas dinâmicas, entretanto, a contração muscular auxilia a fonte primária de sustentação do arco, as estruturas osteoligamentares. Os indivíduos com pés planos necessitam de sustentação muscular dos arcos, especialmente do tibial posterior <sup>39</sup>.

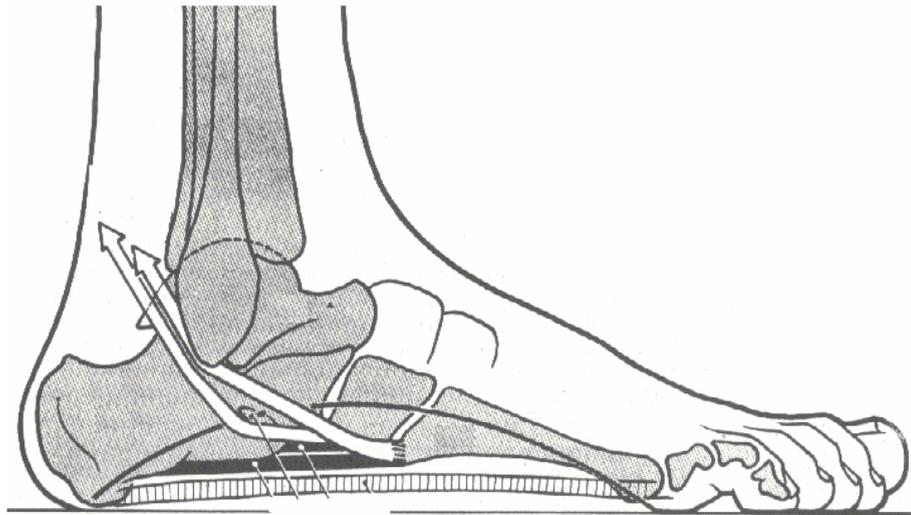
O Tibial posterior constitui uma corda parcial situada perto do vértice do arco. Ele dirige o escafóide para baixo e para trás sobre a cabeça do tálus. O fibular lateral longo também influi sobre o arco interno cuja cavidade aumenta, flexionando o primeiro osso do metatarso sobre o primeiro cuneiforme, e este por sua vez sobre o navicular. O flexor do hálux forma uma curva subtotal do arco interno agindo com potencia na concavidade, ajudado pelo flexor comum dos dedos que o cruza para baixo. O flexor do hálux também desempenha o papel de estabilizador do tálus e do calcâneo. O adutor do hálux assemelha-se a uma corda do arco interno aproximando as suas duas extremidades <sup>4</sup>.

### **2.3.2 Arco Externo**

É um arco rígido, composto por três peças ósseas: o quinto metatarso, o cubóide e o calcâneo, que está em contato com o solo através de suas partes moles. A transmissão de forças mecânicas se realiza através do tálus, fixado ao calcâneo por dois sistemas trabeculares originados na cortical anterior e posterior da tibia <sup>4</sup>.

Sua rigidez é devida ao sistema ligamentar, em particular ao potente e espesso ligamento calcâneo-cubóide plantar. O arco externo é a alavanca do pé na marcha <sup>2</sup>.

Ainda, conforme Kapandji <sup>4</sup>, três músculos são os tensores ativos deste arco: o fibular curto que impede a abertura inferior das articulações; o fibular longo que mantém elasticamente sua extremidade anterior como o flexor do hálux no lado interno e o abdutor do 5<sup>o</sup> dedo que tem a função análoga ao adutor do hálux.



**Figura 5:** Arco Externo do Pé.

Fonte: Atlas de Anatomia Humana, Frank H. Netter

### 2.3.3 Arco Anterior

Kapandji <sup>4</sup> relata que a concavidade deste arco é pouco acentuada e entra em contato com o chão por intermédio das partes moles, constituindo o que alguns denominam “o calcanhar anterior do pé”. O autor relata também que este arco está subtenso pelo ligamento intermetatarsiano, sem uma grande eficácia, e por um só músculo, o fascículo transverso do abductor do hálux, que forma uma série de cordas parciais e totais entre a cabeça do primeiro metatarsiano e dos outros quatro. Sendo, por isso, um músculo relativamente pouco potente e fácil de forçar.

Os cinco raios metatarsianos finalizam no arco anterior. O primeiro raio é o mais alto e forma um ângulo de  $18^{\circ}$  a  $25^{\circ}$  com o chão. A seguir, este ângulo metatarsiano/chão diminui regularmente:  $15^{\circ}$  para o segundo,  $10^{\circ}$  para o terceiro,  $8^{\circ}$  para o quarto e só  $5^{\circ}$  para o quinto metatarso, quase paralelo ao chão <sup>4</sup>.

## 2.4 Métodos de Classificação do Pé

Em uma revisão da literatura realizada por Razeghi e Batt <sup>44</sup>, está claro que não há um consenso geral de um método ideal para classificação dos tipos de pé.

Os métodos existentes são tipicamente baseados na medida de parâmetros morfológicos do pé, principalmente na postura estática ou durante a locomoção.

Para Upton e Birchenough<sup>45</sup>, apesar do uso difundido dos parâmetros de classificação do tipo de pé há uma ausência de estudos comprovando estes métodos. É primeiro necessário ter um sistema válido de classificação que permita o reconhecimento preciso de cada estado, porém o importante nesses estudos é uma coerência em relação à metodologia.

Poucas características funcionais do pé são usadas para nomear e separar os pés em diferentes grupos. Métodos de classificação dos tipos de pé baseado na morfologia poderiam ser postos em uma das seguintes categorias: inspeção visual não quantitativa; valores antropométricos; medidas da impressão da imagem plantar ou avaliação radiográfica<sup>44</sup>.

Conforme o mesmo autor, medidas da imagem da impressão plantar foram obtidas e usadas para classificar os pés em grupos. Tanto utilizando uma impressão do pé realizada pelo contato com tinta na região plantar (pedígrafo), como com aparelhos mais sofisticados (transdutores de pressão). Em qualquer caso, a suposição central é que qualquer mudança na forma e orientação dos componentes estruturais do pé, adquirido enquanto parado (estático) ou se movendo, seria refletida na impressão plantar. A medida da largura da área de contato na impressão é sugerida para prover meios simples e objetivos para a classificação dos pés.

Segundo Prysziezny<sup>46</sup>, a medida da região do mediopé serve como parâmetro para definir o tipo de pé. O pé cavo apresenta uma medida menor que um terço da medida do antepé e o pé plano uma medida maior que um terço do antepé.

A curvatura e a orientação da abóbada plantar dependem de um equilíbrio entre as diferentes ações musculares. A abóbada plantar está aplainada pelo peso do corpo e pela contratura dos músculos que se inserem na sua concavidade. A insuficiência ou a contratura de um só dos músculos destrói todo o equilíbrio e provocam uma deformação<sup>4</sup>.

Ainda conforme o mesmo autor, o afundamento da abóbada plantar é devido à debilidade de suportes naturais, músculos e ligamentos. Os ligamentos são suficientes para manter a curvatura normal da abóbada plantar durante um curto período de tempo. Se os suportes musculares se enfraquecem, os ligamentos acabam por distender-se e a abóbada plantar se aplaina definitivamente. Portanto, o

pé plano se deve, principalmente, a uma insuficiência muscular, mais frequentemente do fibular longo e dos tibiais.

Uma forma da planta do pé, que condiciona sua adaptação correta ao chão, é o resultado do equilíbrio entre as forças próprias de cada um destes três lados, organizados sobre três raios esqueléticos articulados entre si, no nível do tornozelo e do complexo articulado do tarso posterior. Um aumento da curvatura plantar, provocando um pé cavo, pode dever-se tanto a uma retração dos movimentos plantares ou a uma contratura dos músculos plantares, quanto a uma insuficiência dos músculos flexores dos tornozelos. Um aplainamento da curvatura plantar, o pé plano, deve-se tanto a uma insuficiência nas formações ligamentares ou musculares plantares, quanto a um tônus exagerado dos músculos anterior ou posterior <sup>4</sup>.

A associação harmoniosa de elementos ósteo-articulares, ligamentares e musculares do pé, permite que esta meia-cúpula modifique sua curvatura e tenha elasticidade para se adaptar a todos os tipos de terreno, distribuir o peso do corpo nas mais variadas situações, desempenhando o papel de amortecedor para a suavidade da marcha <sup>47</sup>.

## 2.5 Baropodometria

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 <sup>48</sup>.

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 dos pacientes. Os sapatos contavam com duas câmaras fixadas debaixo da sola <sup>49</sup>. Em 1947 Schwartz e Heath modificaram o estudo de Carlet, usando uma única câmera debaixo do sapato e pequenos transdutores (sensores piezelétricos) de pressão aderidos a planta dos pés, para uma análise dinâmica durante o andar <sup>49</sup>.

A baropodometria é utilizada como coadjuvante na avaliação cinesiológica funcional, fazendo o papel de um scanner em um computador. É uma técnica posturográfica de registro, para avaliar a pressão plantar tanto em posição estática quanto em movimento, registrando os pontos de pressão exercidos pelo corpo.

Utilizado na avaliação das disfunções biomecânicas dos pés, com um foco especial no controle da distribuição da pressão plantar dos pés neuropáticos. Fornece informações essenciais na formulação de estratégias de tratamento cirúrgico ou conservador <sup>50</sup>.

É formado por uma placa barosensível de dimensões variadas, com sensores piezelétricos, que podem chegar a cinco mil ou mais, distribuídos em toda a sua superfície, conectados através de um cabo ao computador que utiliza um software específico para visualização das informações colhidas <sup>46</sup>.



**Figura 6:** Plataforma de Baropodometria.

O exame dos pés na postura ereta, em apoio, pode ser realizado pela baropodometria eletrônica. É um exame objetivo e quantitativo que analisa a pressão plantar sobre uma plataforma composta por sensores que visa mensurar e comparar as pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição em pé estática como na marcha.

Esta avaliação constitui o fundamento científico da eficácia de muitos procedimentos conservadores e cirúrgicos das afecções dos pés e possibilita quantificar as pressões do pé direito, esquerdo, pressões na parte anterior, posterior e no mediopé, até repartição, modificação, hiperpressão, e distribuição das pressões plantares.

O equipamento de baropodometria permite visualizar desde a avaliação inicial até o seguimento das correções e as suas respectivas evoluções clínicas. Não são, portanto, escores empíricos, são dados fidedignos e mensurados objetivamente <sup>51</sup>.

A baropodometria é utilizada principalmente como um instrumento de avaliação, porém em algumas situações pode ser utilizada também como uma plataforma de força que serve de biofeedback postural no treino de forças do corpo contra o solo <sup>52</sup>.

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 retropé, 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, 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 cirúrgicos.

Este tipo de sistema tem sido utilizado para avaliar pés diabéticos ou com artrite, observar assimetrias na marcha, regular a pressão plantar e controlar o peso no pós-operatório, monitorar as desordens degenerativas dos pés, determinar a eficácia das órteses funcionais, executar avaliações pré e pós-operatórias, examinar a transferência de peso e a função biomecânica e identificar áreas de risco do pé neuropático.

### **3 JUSTIFICATIVA E RELEVÂNCIA DO ESTUDO**

Acredita-se que esta pesquisa contribuirá de maneira significativa para que os profissionais da área de Fisioterapia compreendam melhor a aplicabilidade da terapia manipulativa no tratamento da disfunção sacroilíaca, favorecendo a reestruturação postural da pelve e do apoio plantar do indivíduo. Otimizando dessa forma o tratamento para as dores lombares, de joelho e da própria articulação sacroilíaca.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Materiais

Para realização dos testes utilizamos um Baropodômetro Eletrônico FootWork Pro da marca Arquipélago. Este aparelho é constituído por 5.980 sensores piezelétricos de pressão dispostos em uma área de 289 cm<sup>2</sup> (17 cm X 17 cm) que reconhece as informações do apoio plantar conservando a mobilidade natural. As aquisições das imagens são precisas, instantâneas, reproduzíveis e não invasivas conforme descrito no manual do fabricante. O Baropodômetro Eletrônico Modular documenta as análises com imagens de pontos de pressão plantar e oscilações do centro de pressão medidas em superfície por cm<sup>2</sup> e carga em kgf.

### 4.2 Métodos

Os indivíduos analisados participaram de maneira voluntária e esclarecidos da pesquisa.

Partimos de um total de 200 indivíduos, onde foram selecionados apenas 20 pacientes.

Os critérios de inclusão foram: o indivíduo apresentar uma disfunção ilíaca direita e anterior, ter idade entre 20 e 30 anos, estar apto a receber uma manipulação osteopática na disfunção ilíaca apresentada e ser do sexo feminino.

Os critérios de exclusão foram: o indivíduo apresentar dor lombar, trauma anterior em coluna ou pelve e não apresentar a disfunção sacroilíaca.

Para análise estatística dos dados, foi realizado o teste *T student pareado*, que apresentou resultados estatisticamente significativos,  $p < 0,01$ .

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

### 4.3 Procedimentos

Os 200 indivíduos realizaram um Teste de Gillet e de Downing, e apenas os que apresentaram a disfunção sacroilíaca anterior à direita foram selecionados, o que representa 20 pacientes.

Foi realizado o Teste de Gillet, no qual o examinador fica atrás do paciente e coloca o polegar na espinha ilíaca superior posterior (no lado que está sendo examinado). O outro polegar fica apoiado na linha média do sacro, no nível do forame S2. O paciente é solicitado a flexionar joelho e quadril, aproximando o joelho do corpo. Normalmente, o polegar que está na espinha ilíaca superior posterior deve se deslocar inferiormente, em comparação com o polegar oposto.

Em seguida foi realizado o Teste de Downing ou Teste de Rotação do Quadril que consiste em deitar o paciente na posição supina, com os maléolos mediais se tocando mutuamente. A posição dos maléolos mediais do lado a ser testado é determinada em relação ao maléolo medial oposto. A perna do lado testado é abduzida e girada externamente até o seu máximo. Em seguida, a perna é devolvida à posição neutra. Normalmente, o que se espera é um alongamento aparente da perna do lado testado. Este fenômeno é explicado pela movimentação da espinha ilíaca anterior superior, que se desloca para baixo à medida que o quadril é girado externamente. Quando há disfunção da sacroilíaca, a defesa de proteção da musculatura que há sobre a articulação impede o deslocamento caudal do íleo e não ocorre este alongamento aparente.

No segundo momento, a perna testada é aduzida e girada internamente até o seu máximo, e então, devolvida à posição neutra. Normalmente, o que se espera é um encurtamento aparente da perna do lado testado. Este fenômeno é explicado pela movimentação da espinha ilíaca anterior superior, que se desloca para cima à medida que o quadril é girado internamente. Quando há disfunção da sacroilíaca, a defesa de proteção da musculatura que há sobre a articulação impede o deslocamento cefálico do íleo e não ocorre este encurtamento aparente.

O baropodômetro foi colocado a um metro de distância da parede e os pacientes, sem calçados e vestidos de roupas leves, foram orientados a subirem na plataforma, olhando para um ponto fixado na parede na altura dos seus olhos.

A base selecionada foi irrestrita, para evitarmos qualquer compensação na distribuição plantar e na articulação sacroilíaca do paciente.

Em 30 s. de coleta foram registrados os pontos de pressão do pé todo. A partir do total de registros nos 30 s foi calculada então a média dos picos de maior pressão plantar, a superfície de contato plantar, a pressão média plantar e a diferença entre os centros de gravidade dos pés direito e esquerdo.

Em seguida, o indivíduo passou por uma manipulação osteopática corretiva na região do ílaco em posterior.

A técnica consiste no indivíduo estar em decúbito lateral, sobre o lado sã, o examinador está de pé à altura da pelve do mesmo, seu joelho está apoiado sobre a perna flexionada do paciente. Em seguida, o examinador toma um contacto pisiforme sobre o isquio, o antebraço está no eixo da redução. O osteopata provoca um bocejo na articulação sacroilíaca por um movimento de “kick” e simultaneamente “thrust” em direção da cabeça do paciente.

Realizada a manipulação os indivíduos realizaram mais uma vez o apoio estático sobre o baropodômetro, a fim de colher novamente as impressões plantares.

## 5 RESULTADOS

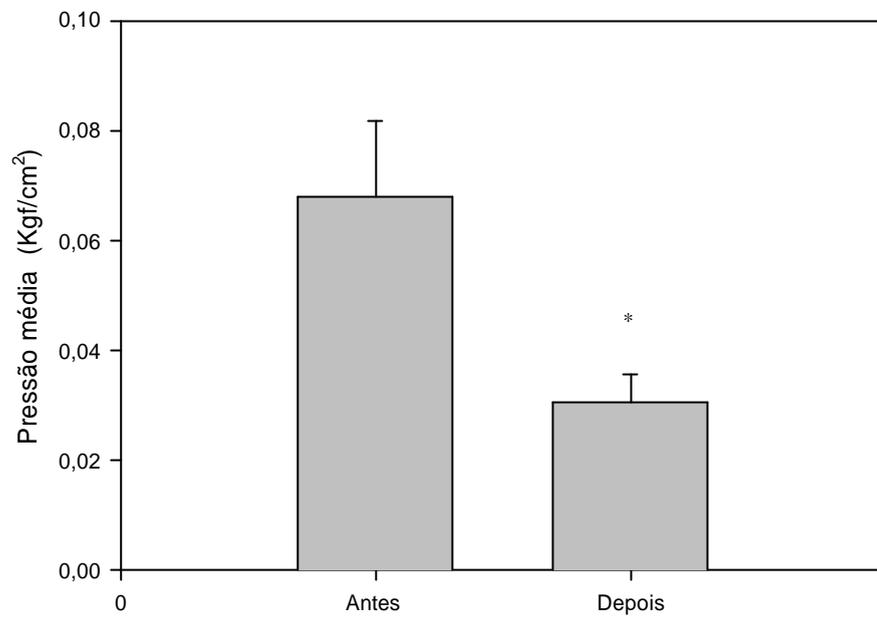
Os resultados deste estudo apresentam a baropodometria de 20 indivíduos de idade entre 20 e 30 anos (média de  $20,5 \pm 1,7$  anos), com peso médio de  $55,34 \pm 2,3$  Kg, com altura média de  $163 \pm 1,3$  cm, e IMC  $20,8 \pm 1,3$  durante a coleta.

A tabela 1 mostra a diferença da pressão média plantar entre os pés direito e esquerdo, antes e após a manipulação. Apresenta também as análises de desvio padrão, erro padrão, média e valor de (p).

**Tabela 1:** Diferença da pressão média plantar entre os pés, média, desvio padrão, erro padrão e valor de (p).

DIFERENÇA DA PRESSÃO MÉDIA PLANTAR ENTRE OS PÉS (Kgf/cm <sup>2</sup> )		
PACIENTE	ANTES DE MANIPULAR	DEPOIS DE MANIPULAR
1	0,05	0,01
2	0,02	0,03
3	0,17	0,02
4	0,05	0,02
5	0,05	0,01
6	0,28	0,05
7	0,08	0,05
8	0,02	0,02
9	0,1	0,03
10	0,02	0,01
11	0,06	0,06
12	0,05	0,02
13	0,09	0,1
14	0,07	0,06
15	0,05	0,01
16	0,06	0,03
17	0,06	0,02
18	0,03	0,01
19	0,04	0,02
20	0,01	0,03
<b>MÉDIA</b>	0,068	0,0305
<b>DESVIO PADRÃO</b>	0,0613	0,0231
<b>ERRO PADRÃO</b>	0,0137	0,0052
<b>(p)</b>	0,009	Xxx

A Figura 7 apresenta a média e o desvio padrão da pressão média plantar. O tratamento estatístico indicou  $p < 0,01$  (\*).



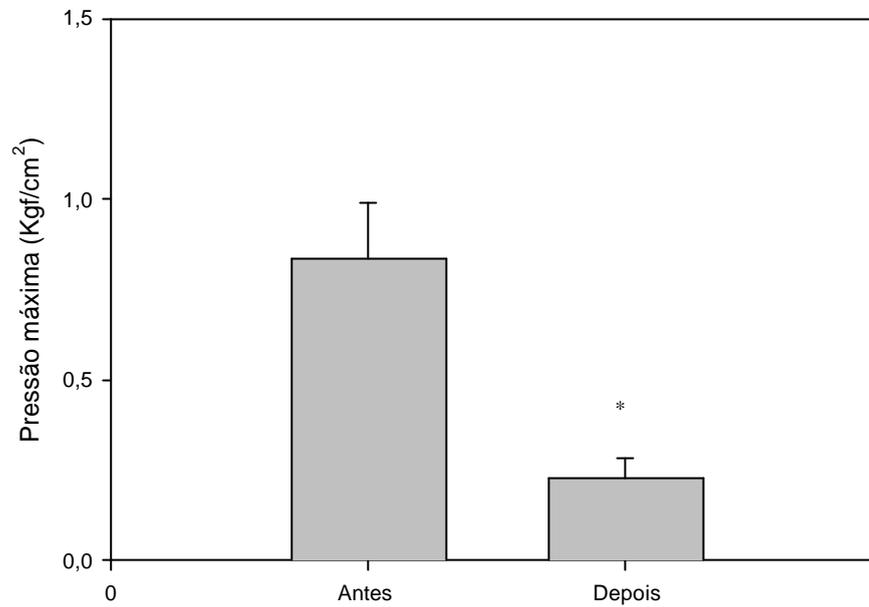
**Figura 7:** Média e erros da média da pressão média entre os pés(\*)  $p < 0,01$ .

A tabela 2 demonstra os valores da diferença da pressão máxima plantar, desvio padrão, erro padrão, média e valor de (p).

**Tabela 2:** Diferença da pressão máxima plantar, média, desvio padrão, erro padrão e valor de (p).

<b>DIFERENÇA DA PRESSÃO MÁXIMA PLANTAR ENTRE OS PÉS (Kgf/cm<sup>2</sup>)</b>		
<b>PACIENTE</b>	<b>ANTES DE MANIPULAR</b>	<b>DEPOIS DE MANIPULAR</b>
1	1,53	0,39
2	0,93	0,14
3	1,1	0,17
4	0,06	0,01
5	0,43	0,14
6	3,21	0,97
7	0,66	0,19
8	0,85	0,08
9	1,22	0,21
10	0,08	0,04
11	0,63	0,15
12	0,82	0,29
13	1,36	0,91
14	0,83	0,22
15	0,78	0,11
16	0,43	0,1
17	0,64	0,15
18	0,42	0,11
19	0,32	0,03
20	0,43	0,13
<b>MÉDIA</b>	0.836	0,227
<b>DESVIO PADRÃO</b>	0,682	0,259
<b>ERRO PADRÃO</b>	0,152	0,058
<b>(p)</b>	0,00002	Xxx

A figura 8 apresenta a média e erros da média da pressão máxima plantar. O tratamento estatístico indicou  $p < 0,01$  (\*).



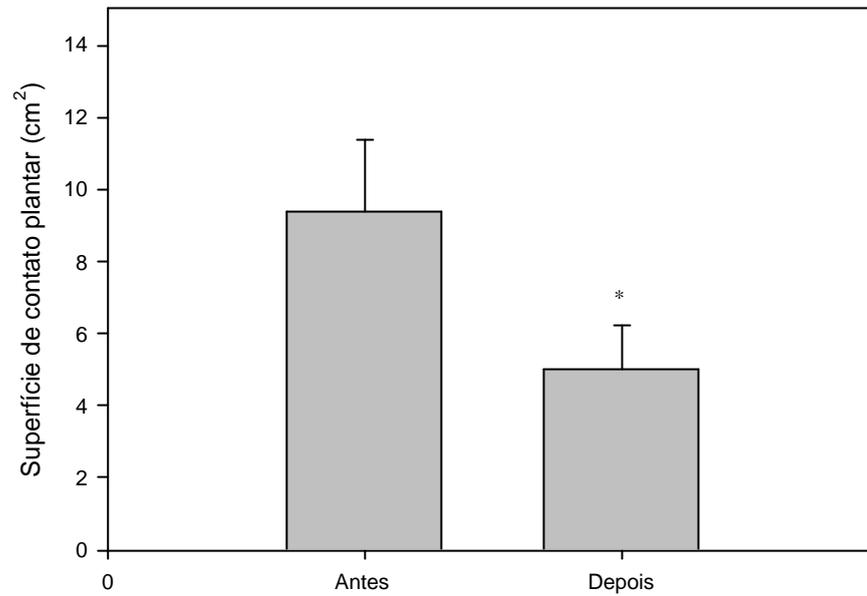
**Figura 8:** Média e erros da média da pressão máxima plantar entre os pés. (\*)  $p < 0,01$ .

A tabela 3 demonstra a diferença da superfície plantar entre os pés, antes e após a manipulação, a média, o desvio padrão e o valor de p.

**Tabela 3:** Diferença da superfície plantar de contato entre os pés, média, desvio padrão, erro padrão e valor de (p)

<b>DIFERENÇA DA SUPERFÍCIE PLANTAR DE CONTATO ENTRE OS PÉS (Kgf/cm<sup>2</sup>)</b>		
<b>PACIENTE</b>	<b>ANTES DE MANIPULAR</b>	<b>DEPOIS DE MANIPULAR</b>
1	25,52	15,08
2	17,4	6,4
3	2,9	1,55
4	1,16	1,57
5	5,22	3,51
6	2,9	1,28
7	29,58	15,31
8	-1,16	1,36
9	6,96	2,24
10	8,12	2,35
11	2,32	1,02
12	-2,9	-0,66
13	14,21	7,2
14	16,98	12,3
15	4,38	-3,8
16	4,77	0,1
17	5,32	2,39
18	18,02	15,08
19	15,61	9,12
20	10,27	6,22
<b>MÉDIA</b>	9,38	4,98
<b>DESVIO PADRÃO</b>	8,82	5,67
<b>ERRO PADRÃO</b>	1,97	1,27
<b>(p)</b>	0,0002	Xxx

A figura 9 apresenta a média e os erros da média da superfície de contato plantar. A análise estatística demonstrou  $p < 0,01$  (\*).



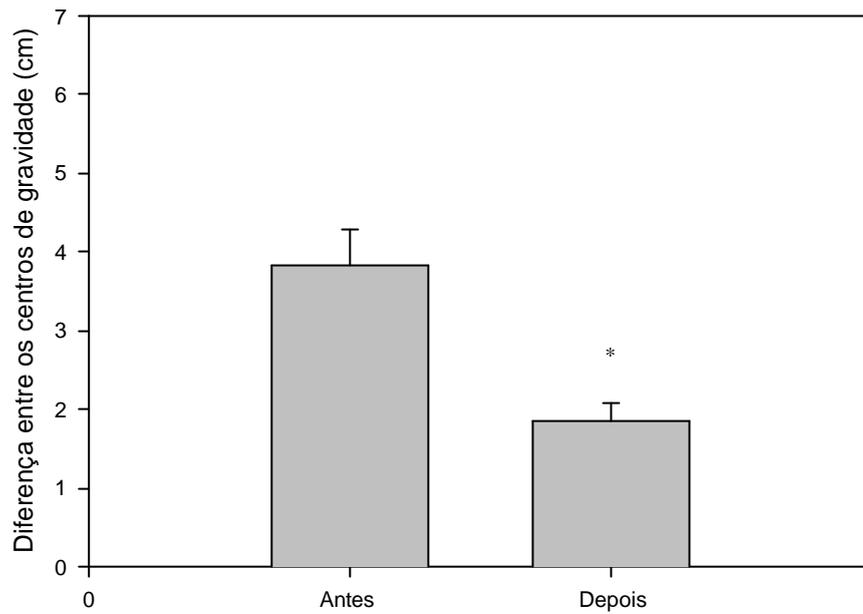
**Figura 9:** Média e erros da média da superfície de contato plantar entre os pés,  $p < 0,01$  (\*).

Na tabela 4 é mostrada a diferença entre o centro de gravidade do pé direito e esquerdo antes e após a manipulação osteopática.

**Tabela 4:** Diferença entre os centros de gravidade dos pés.

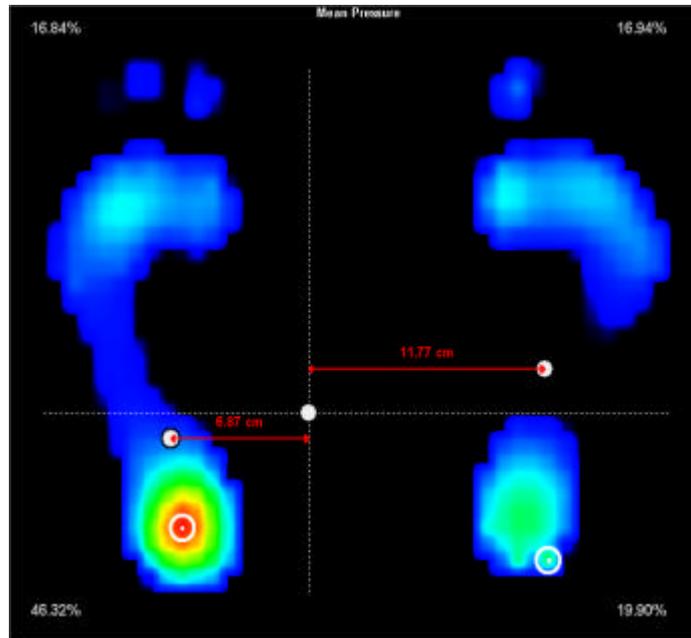
<b>DIFERENÇA ENTRE O CENTRO DE GRAVIDADE DOS PÉS (Kgf/cm<sup>2</sup>)</b>		
<b>PACIENTE</b>	<b>ANTES DE MANIPULAR</b>	<b>DEPOIS DE MANIPULAR</b>
1	4,9	1,7
2	1,6	0,98
3	2,82	1,12
4	4,74	2,1
5	2,73	0,96
6	5,81	2,02
7	7,03	3,58
8	1,51	0,98
9	2,04	1,43
10	2,03	1,21
11	2,07	1,52
12	6,89	3,78
13	5,1	2,45
14	1,8	1,08
15	2,92	0,97
16	4,78	2,78
17	2,89	1,76
18	5,72	2,76
19	7,65	3,65
20	1,52	0,54
<b>MÉDIA</b>	3,83	1,85
<b>DESVIO PADRÃO</b>	2,04	1,0
<b>ERRO PADRÃO</b>	0,457	0,224
<b>(p)</b>	0,00001	Xxx

A figura 10 representa a média e o erros da média da diferença entre os centros de gravidade dos pés. O tratamento estatístico apresentou  $p < 0,01$  (\*).

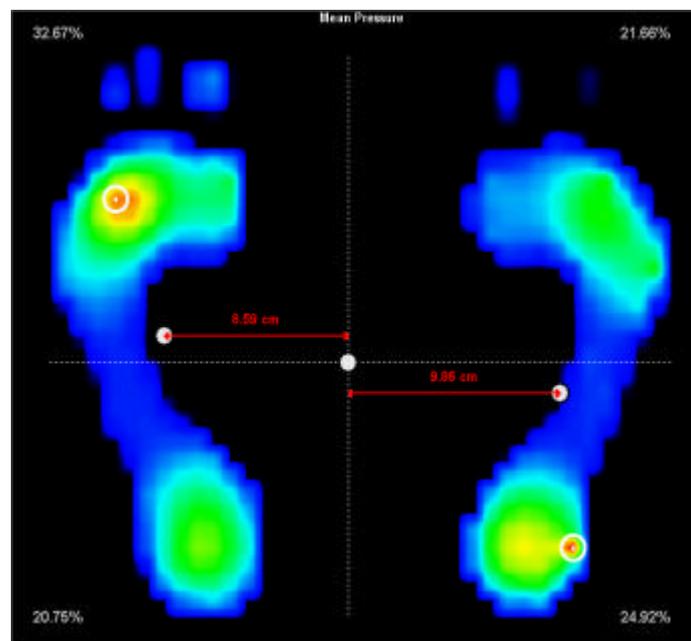


**Figura 10:** Média e erros da média da diferença dos centros de gravidade dos pés, (\*)  $p < 0,01$ .

A figura 11 mostra a distribuição plantar de uma das amostras, selecionada de forma aleatória no primeiro momento da coleta. Já a figura 12 demonstra a distribuição plantar da mesma amostra após a manipulação osteopática.



**Figura 11:** Distribuição plantar de uma amostra antes da manipulação osteopática



**Figura 12:** Distribuição plantar da amostra da figura 11 depois da manipulação osteopática.



## 6 DISCUSSÃO

A utilização da baropodometria para analisar o equilíbrio postural corporal é uma tecnologia bastante recente, existindo ainda poucas pesquisas relatando o seu uso. Normalmente, ela é utilizada para fins clínicos, o que explica até certo ponto a inexistência de artigos acadêmicos sobre o assunto.

No entanto, considerando todas as possibilidades de análise e suas conseqüentes aplicações, a baropodometria pode ser considerada uma excelente metodologia para avaliar não só o equilíbrio corporal através do deslocamento do centro de pressão, mas também, a distribuição da carga na planta dos pés, tanto de forma estática quanto dinâmica.

Quanto às análises realizadas neste estudo e seus resultados, pode-se inferir que a manipulação osteopática da articulação sacroilíaca tem influência sobre a distribuição plantar, sendo dessa forma, coerentes com a literatura, que relata mudança no centro de gravidade e no pico de pressão plantar em indivíduos submetidos a manipulações osteopáticas da região pélvica <sup>11</sup>.

Outra diferença constatada foi a individualidade de como o corpo responde a apoios unilaterais comparando o pé direito e esquerdo. Questões como essas normalmente instigam os pesquisadores a acreditar e justificar as diferenças em relação à dominância dos membros inferiores, embora muitas pesquisas realizadas com o intuito de evidenciar esse fato não tiverem sucesso em seus resultados <sup>6</sup>. Acreditamos, porém, que essas diferenças podem ser resultantes da somatória de fatores mecânicos e antropométricos, assim como, de fatores neuromusculares.

A tabela 1 demonstra que após a manipulação osteopática ocorre uma diminuição da diferença entre a pressão média plantar dos pés; com exceção dos pacientes 2, 8, 11, 13 e 20 que apresentaram um comportamento diferente do restante. O paciente 2 aumentou a diferença em 0,01 (kgf/cm<sup>2</sup>), ou seja, uma variação discreta no valor.

Os pacientes 8 e 11 mantiveram o mesmo valor da diferença entre a pressão média plantar dos pés, indicando que não houve mudança após a manipulação osteopática. Já os pacientes 13 e 20 apresentaram um aumento de 0,01 (kgf/cm<sup>2</sup>) e 0,02 (Kgf/cm<sup>2</sup>) respectivamente, sugerindo um aumento da diferença da pressão média plantar após a manipulação osteopática.

Na tabela 2 em todas as amostras houve uma redução da diferença da pressão máxima plantar após a manipulação osteopática do íliaco anterior.

Também na tabela 3 que representa a diferença da superfície de contato plantar entre o pé direito e esquerdo, percebe-se uma redução da diferença em todas as amostras, sugerindo uma melhor distribuição da área de contato dos pés, ou seja, um contato mais homogêneo entre o lado direito e o esquerdo.

A tabela 4 demonstra a diferença entre o centro de gravidade do pé direito e esquerdo antes e depois da manipulação realizada pelo examinador. Percebe-se que toda a amostra apresentou o mesmo comportamento de redução dessa diferença, o que sugere uma melhora do equilíbrio corporal pelo reposicionamento do centro de gravidade.

As figuras 7, 8, 9 e 10 demonstram a média e o erro da média das diferenças da pressão média, pressão máxima, superfície de contato e centro de gravidade respectivamente. Em todos observamos o valor de  $p < 0,01$ , ou seja, todos foram estatisticamente significantes.

Conforme as tabelas 1 e 3 demonstraram, após a manipulação osteopática houve uma diminuição da diferença da pressão média e máxima, o que gerou uma distribuição mais simétrica da pressão sobre as regiões dos pés.

Observando as figuras 11 e 12, podemos verificar que após o examinador reposicionar a articulação sacroilíaca, ocorre uma melhora na distribuição da massa corporal nos pés, além de uma melhora significativa do posicionamento do centro de gravidade e da pressão plantar.

## 7 CONCLUSÃO

Nossos resultados apontam à existência de uma cadeia cinética em indivíduos saudáveis, onde a assimetria de distribuição plantar pode conduzir a uma rotação interna imediata do fêmur e mudar a posição pélvica. Esta interação foi avaliada na posição estática e sugerimos novos estudos relacionando a pelve e a distribuição plantar em outras tarefas, tais como andar, correr, subir e descer escadas.

A manipulação osteopática vem sendo utilizada de forma empírica em clínicas e consultórios de fisioterapia. O presente trabalho demonstrou que essa manipulação é eficaz para corrigir a disfunção íliaca anterior de pelve, através de resultados estatisticamente significativos ( $p < 0,01$ ), fornecendo ao fisioterapeuta uma prática baseada em evidência.

Verificou-se que a articulação sacroilíaca tem influência tanto sobre a distribuição da pressão plantar quanto sobre o centro de gravidade do indivíduo.

Dessa forma, conclui-se que a manipulação osteopática é uma técnica que pode ser utilizada na prática clínica para harmonizar o controle postural e as disfunções biomecânicas da articulação do pé e da pelve.

## REFERÊNCIAS

1. SHAW, J.L.; The role of the sacroiliac joint as a cause of low back pain and dysfunction. In: Vleeming A et al. (eds). **Course proceedings for the first interdisciplinary World Congress on low back pain and its relation to the sacroiliac joint**. San Diego, California, 1992. p 67-80.
2. BIENFAIT, M. **Fisiologia da Terapia Manual**. São Paulo-SP: Summus, 1989.
3. BRICOT, B. **Posturologia**. São Paulo: Ícone, 1998.
4. KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular: Tronco e Coluna Vertebral**. 5 ed. São Paulo: Panamericana, 2000.
5. ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ª ed., São Paulo: Manole, 2000.
6. MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C. As funções do controle postural durante a postura ereta. **Revista Fisioterapia Universidade de São Paulo**, v. 10, n. 1, p. 7-15, 2003.
7. DAGNONI, A.T.; LINHARES, J.C; PRYSIEZNY, E.; PRYZSIEZNY, W.L. Análise estabilométrica da relação entre desvios posturais e as lesões em atletas. **Rev. ter. man.**, v.2, n.1, p.22-25, 2003.
8. 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.
9. TOKARS, E.; MOTTER, A.A.; MORO, A.R.P.; GOMEZ, Z.C.M. A influência do arco plantar na postura e no conforto dos calçados ocupacionais. **Fisioterapia Brasil**, v. 4, n 3. 2003.
10. BIENFAIT, M. Os **Desequilíbrios Estáticos: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico**. São Paulo: Summus, 1995.
11. CECCHINI, L.M.L. Análise da Baropodometria e estabilometria em indivíduos portadores de estrabismo. **Rev. ter. man.**, v.3, n. 10, p.294-297, 2004.

12. DI GRAZIA, R.C. **Alterações posturais relacionadas com a disfunção da articulação temporomandibular e seu tratamento**. 2003. Dissertação (Mestrado em Educação Física)-Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.
13. BEKEDORF, R.G. **Análise do equilíbrio estático através de um baropodômetro eletrônico**. 2003. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso)-Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2003.
14. 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.
15. MAGEE, D.J. **Avaliação Músculoesquelética**. 3ª edição. São Paulo: Manole, 2002.
16. WILLIAMS, P.L.; WARWICK, R. **Gray's Anatomy**. 36<sup>th</sup> ed. Philadelphia, Pa: WB Saunders Company; 1980.
17. PORTERFIELD, J.A.; De ROSA, C. **Mechanical Low Back Pain, Perspectives in Functional Anatomy**. Philadelphia, Pa: WB Saunders Company; 1991.
18. DEFRANCA, G. **Pelvic Locomotor Dysfunction: A Clinical Approach**. 1. ed., Austin, TX: Pro-ed, 1996.
- 19 WALKER, JM. The sacroiliac joint: a critical review. **Physical Therapy**, v.72, n.12, p 903-916, 1992.
20. HARRISON, D.E., et al. The sacroiliac joint: a review of anatomy and biomechanics with clinical implications. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 20, n.9, p. 607-617, 1997.
21. SMIDT, G.L., et al. Sacroiliac kinematics for reciprocal straddle positions. **Spine**, v. 20, n. 9, p. 1047-1054, 1995.
22. BARAKATT, E., et al. Interinnominate motion and symmetry: comparison between gymnasts and nongymnasts. **Journal of Orthopedic Sports and Physical Therapy**, v. 23, n.5, p. 309-319, 1996.

23. SMIDT, G.L., et al. Sacroiliac motion for extreme hip positions: a fresh cadaver study. **Spine**, v. 22, n.18, p.2073-82, 1997.
24. BERNARD, T.N; CASSADY, J. The Sacroiliac Joint Syndrome; Pathophysiology, Diagnosis, and Management. In: Frymoyer JW (ed.). **The Adult Spine: Principle and Practice**. New York, 1991.
25. BROKER, R. The Sacroiliac Joint. **Anatomia**, v. 58, p.299-305, 1994.
26. BEAL, M.C. The Sacroiliac problem: review of anatomy, mechanics and diagnosis. **Journal of American Osteopathic Association**, v. 81, p.667-679, 1982.
27. BROWER, A. Disorders of the sacroiliac joint. **Surgery Roundes Orthopedics**, v. 13, p.47-54, 1989.
28. BIENFAIT, M. Bases **Elementares Técnicas de Terapia Manual e Osteopatia**. São Paulo: Summus, 1997.
29. MOONEY, V.; POZOS, R.; VLEEMING, A.; GULICK, J.; SWENSKI, D. Exercise treatment for sacroiliac pain. **Orthopedics**, v. 24, p. 29-32, 2001.
30. FORTIN, J; TOLCHIN, R. Sacroiliac joint provocation and arthrography. **Arch Phys Med Rehabil.**, v. 74, p.1259-1261, 1993.
31. VAN DER WURFF, P; MEYNE, W.; HAGMEIJER, R.H. Clinical tests of the sacroiliac joint. **Manual Therapy**, v.5, p.89-96, 2000.
32. MOONEY, V. **Understanding, examining for, and treating sacroiliac pain**. Journal of Musculoskeletal Medicine, v10. p.37-49, 1993.
33. BUSQUET, L. **As Cadeias Musculares**. Belo Horizonte: Busquet, 2001.
34. STRURESSON, B.; UDÉN, A.; VLEEMING, A. A radiometric analysis of the movements of the sacroiliac joints in the reciprocal straddle position. **Spine**, v 25, n. 2, p. 214–7, 2000.
35. RICARD, F. **Tratamiento Osteopático de Las Lumbalgias y Ciáticas**. Madrid: Panamericana, 2000.

36. HALL, S.J. **Biomecânica Básica**. 3 ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 2000.
37. VEGA, A. Semiología de la pierna, tobillo y pie. **Cirurgía ortopédica y traumatología**, v5, p. 18-21, 2003.
38. GRAY, D.J.; GARDNER, E.; O'RAHILLY, R. **Anatomia Estudo Regional do Corpo Humano**. 4 ed. São Paulo: Guanabara, 1988.
39. SHMIDT, A.; BANKOFF, A.; ZAMAI, C.; BARROS, D. Estabilometria: estudo do equilíbrio postural através da baropodometria eletrônica. In: CONGRESSO Brasileiro de Ciências do Esporte. **Anais...** Caxambu: Sociedade Brasileira de Ciência do Esporte, p. 47-51, 2003.
40. HAMILL, J.; KNUTZEN, K.M. **Bases Biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.
41. MOORE, K. **Anatomia orientada para clínica**. 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994.
42. KIM, H.N. **Development of a dynamic pressure distribution measuring system – the standart for the diagnosis and the treatment**. Disponível em: <http://biomecha.Yonsei.ac.kr/~biomecha/MJ/r5.htm>. Acesso em: 15 jun. 2007.
- 43 LÓPEZ, J.C.D. Relación entre osteopatía y podología. **Peu**, v. 21, n. 4p. 182-184, 2003.
44. RAZEGHI, M.; BATT, M.E. Foot type classification: a critical review of current methods. **Gait Posture**, v.15, p. 282–291, 2002.
45. UPTON, D.; BIRCHENOUGH, A. Comparison of footprint parameters calculated from static and dynamic footprints. **Foot**, v.9, p.145-149, 1999.
- 46.PRYZSIEZNY, W.L.; FORMONTE, M.; PRYZSIEZNY, E. Estudo do comportamento da distribuição plantar através da baropodometria em indivíduos sem queixas físicas. **Rev. Ter.Man.**, v.2, n.1, p 28-32, 2003.
- 47 LEE, D. **A cintura pélvica: uma abordagem para o exame e tratamento da região lombar, pélvica e do quadril**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2001.

48. OLIVEIRA, G.S., et al. Interpretação de variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. **Revista Hospital das Clínicas Fac. de Medicina São Paulo**, v. 53, p. 16-20, 1998.
49. LIBOTTE, M. **Podoscopie Electronique**: Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle. Paris: Editions Scientifiques et médicales Elsevier, 2001.
50. MANFIO, E.F., et al. Análise do comportamento da distribuição de pressão plantar em sujeitos normais. **Fisioterapia Brasil**, v.2, n.3, p. 157, 2001.
51. WOODEN, M.J. **Biomechanical evaluation for functional orthotics**. 2 ed. Philadelphia: Davis Company, 1996.
52. GAGEY, P.; WEBER, B. **Posturologia: regulação e distúrbios da posição ortostática**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000.

**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 H165/CEP/2006, sobre "*Influência da disfunção sacroilíaca no apoio plantar*", sob a responsabilidade do Prof. Eduardo dos Santos Jr., 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 **aprovado** 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, 05 de dezembro de 2006



---

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

## **ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E INFORMADO PARA PARTICIPAÇÃO EM TRABALHO DE PESQUISA**

Sr. (a) Participante: .....

Estamos requisitando a sua participação como voluntário em um trabalho de pesquisa intitulado “Influência da disfunção sacroilíaca no apoio plantar”.

O propósito desta pesquisa é avaliar a influência do posicionamento pélvico no apoio plantar de indivíduos com disfunção sacroilíaca.

Nós estaremos utilizando os seguintes procedimentos nesta pesquisa:

- aplicação de um questionário com identificação de cada paciente: idade, sexo, história de lesões passadas em coluna e quadril, etc.
- avaliação da pelve, identificando lesão mecânica anterior ou posterior da pelve
- realização de medidas baropodométricas;
- manipulação da pelve;

O presente trabalho está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e as Diretrizes éticas Internacionais para a Pesquisa envolvendo Seres Humanos do “Council for International Organizations of Medical Sciences” (CIOMS), em colaboração com a Organização Mundial da Saúde (OMS) Genebra 1993.

Não consideramos que sua participação neste experimento possa resultar em algum risco pessoal. Com os dados colhidos poderemos compreender melhores os processos que afetam o equilíbrio estático nas alterações pélvicas. Essas informações podem contribuir para uma estratégia diferente no tratamento de dores na coluna lombar e pelve. Você tem várias escolhas em relação a participar ou não deste projeto. Você pode decidir não participar desta pesquisa; você tem liberdade de não responder a algumas perguntas e você pode decidir encerrar sua participação a qualquer momento; mesmo antes de começar. Qualquer uma destas escolhas é uma opção pessoal e você não vai sofrer nenhuma punição ou tratamento diferenciado.

A fim de assegurar o caráter anônimo da sua participação não será solicitada a sua identidade. Haverá um código correspondente a pessoa em seus exames e questionário o que nos possibilitará diferenciar os demais participantes.

As informações colhidas nesta pesquisa serão utilizadas com o objetivo educacional e para publicação e divulgação médica.

“EU LI A INFORMAÇÃO CONTIDA ACIMA E COMPREENDI SEU CONTÉUDO. CONCORDO EM PARTICIPAR VOLUNTARIAMENTE NESTE ESTUDO. DEPOIS DE ASSINADO RECEBEREI UMA CÓPIA DESTE FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO INFORMADO”

---

NOME (legível)

data