

---

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE  
(ÁREA DE BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)

---

**EFEITOS DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA SOBRE A  
SIMETRIA E A MOBILIDADE LOMBOPÉLVICA NA  
AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA E NA REALIZAÇÃO DA  
MARCHA**

**MARIO ADRIAN MISAILIDIS LERENA**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade, Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

**Rio Claro**  
Estado de São Paulo-Brasil

**Fevereiro - 2008**

**EFEITOS DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA SOBRE A  
SIMETRIA E A MOBILIDADE LOMBOPÉLVICA NA  
AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA E NA REALIZAÇÃO DA  
MARCHA**

**MARIO ADRIAN MISAILIDIS LERENA**

**Orientador: Prof. Dr. José Angelo Barela**

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade, Área de Biodinâmica da Motricidade Humana.

**Rio Claro**  
Estado de São Paulo-Brasil

**Fevereiro - 2008**

# **D**EDICATÓRIA

Este trabalho, assim como todas as conquistas trilhadas por mim representam o esforço incansável de duas pessoas que me ensinaram ao longo de minha vida a lutar pelos meus sonhos e superar as dificuldades, por maior que nos pareçam.

Aos meus queridos pais:  
Mirta e Sérgio

## **A**GRADECIMENTOS

A todos os meus irmãos que sempre foram uma referência para mim, e que marcaram suas influências que as reconheço no meu dia-a-dia: Rosário, Jorge, Gabriel, Laura, Álvaro, Enrique, Alejandra e Marcelo.

Ao Prof. Dr. José Angelo Barela, pela inestimada oportunidade que me concedeu ao fazer parte do LEM e assim usufruir de um verdadeiro aprendizado de profissionalismo e caráter.

Aos amigos do LEM: Adriana, Alaércio, Alexandre, Aline, Andrei, Aninha, Ana Paula, Carol, Dalva, Daniela, Diana I, Diana II, Gisele, Ivan, Paulo, Priscilla, Maria Solange, Matheus, Natália e Thátia. Obrigado pelo acolhimento e companheirismo dedicado ao longo destes anos. Em especial a duas pessoas que estiveram sempre a disposição nos momentos mais árduos do trabalho; muito obrigado Alexandre e Andrei.

Ao Dr. José Carlos Silva do Centro Diagnóstico Pro Imagem, que concedeu permissão para realização dos estudos radiológicos seguindo nosso protocolo de análise.

Um agradecimento especial às minhas três grandes paixões, Andréa, Julia e Maísa. Em vocês encontro toda felicidade que necessito para continuar caminhando.

## **RESUMO**

Este estudo foi elaborado a partir da execução de dois experimentos que permitiram testar alguns dos pressupostos da disfunção sacroilíaca e avaliar os efeitos proporcionados pela terapia manipulativa da articulação sacroilíaca. O primeiro experimento investigou em dez participantes com disfunção sacroilíaca a concordância do teste de Gillet com os resultados de assimetria sacral observados em estudo radiológico. Ainda, este experimento avaliou o índice de simetria das estruturas pélvicas nas condições, neutra e em estresse, antes e após a terapia manipulativa da articulação sacroilíaca. Os resultados indicaram uma concordância de 90% entre o tipo de disfunção diagnosticado no teste de Gillet com o padrão de assimetria radiológica e uma redução da assimetria sacral após a intervenção com terapia manipulativa da articulação sacroilíaca. O segundo experimento analisou a simetria da marcha em dez participantes com hipomobilidade sacroilíaca e em dez participantes com disfunção sacroilíaca nos aspectos descritivos, na oscilação lombopélvica, nas forças de reação solo e na atividade eletromiográfica dos mm. multífidis, mm. glúteos máximos e mm. bíceps femorais. Também foi investigado o efeito da terapia manipulativa da articulação sacroilíaca sobre o comportamento da marcha. Em nenhuma das análises realizadas os dois grupos de participantes apresentaram diferença no comportamento de simetria da marcha. Entretanto, a terapia manipulativa da articulação sacroilíaca proporcionou uma importante reorganização da marcha, tornando menor o comportamento de assimetria em todos os aspectos analisados. Estes resultados indicam que as alterações assimétricas presentes nas estruturas pélvicas nos casos de hipomobilidade ou disfunção

sacroilíaca influenciam no comportamento de simetria da marcha e que a terapia manipulativa da articulação sacroilíaca diminui o padrão assimétrico da estrutura pélvica e transfere esta melhora de simetria para o comportamento funcional durante a marcha.

Palavras-chave: articulação sacroilíaca, disfunção, terapia por manipulação, manipulação musculoesquelética, radiologia, marcha.

## **ABSTRACT**

This study was elaborated from the enforcement of two experiments that permitted to test some of presupposition of sacroiliac joint dysfunction and evaluate the effects proportionated by the sacroiliac joint manipulative therapy. In the first experiment, ten participants with the sacroiliac joint disfunction were examined by the agreement of Gillet's test with the results of sacral asymmetry observed in radiologic study. Still, this experiment evaluated the symptom of symmetry of pelvics structures in neuter and stressed conditions before and after the sacroiliac joint manipulative therapy. The results pointed out an agreement of 90% between a sort of dysfunction diagnosticated in the Gillet's test with the asymmetry radiologic pattern and a reduction of sacral asymmetry after an intervention with the manipulated therapy of sacroiliac joint. The second experiment analysed the symmetry of the gait in ten participants with sacroiliac joint hipomobility and in ten participants with sacroiliac joint dysfunction in the temporal aspects, in the lumbo-pelvic oscillation, in the ground reaction forces and in the electromyography activity of the multifidus, gluteus maximus and biceps femoris muscles. It was also examined the effect of sacroiliac joint manipulative therapy about a gait behavior. In none of the carried out analysis, the two groups of participants reported differences in their behavior of the gait symmetry. However, the sacroiliac joint manipulative therapy proportionated one important gait reorganization, turning it into a lower asymmetry behavior in all of the analysed aspects. These results indicated the asymmetry changes presented in the pelvics structures in the cases of sacroiliac joint hipomobility or dysfunction influenced in the behavior of the

symmetry of the gait and the sacroiliac joint manipulative therapy decreases the asymmetry standard of the pelvis structure and transfers this symmetry improvement to a functional behavior during the gait.

Key-words: sacroiliac joint, dysfunction, manipulative therapy, musculoskeletal manipulations, radiology, gait.

## SUMÁRIO

<b>DEDICATÓRIA.....</b>	<b>ii</b>
<b>AGRADECIMENTOS.....</b>	<b>iii</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>iv</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>vi</b>
<b>SUMÁRIO.....</b>	<b>viii</b>
<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>xi</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>xv</b>
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1. OBJETIVO.....	5
1.2. JUSTIFICATIVA.....	6
<b>CAPÍTULO 2. REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>7</b>
2.1 DISFUNÇÃO SACROILÍACA.....	7
2.2.ALTERAÇÕES DO RECRUTAMENTO MUSCULAR NA DISFUNÇÃO SACROILÍACA.....	11
2.3.TÉCNICAS DE TRATAMENTO DAS DISFUNÇÕES VERTEBRAIS.....	13
2.4.EFEITOS DA TERAPIA POR MANIPULAÇÃO VERTEBRAL.....	16
<b>CAPÍTULO 3. AVALIAÇÃO RADIOGRAFICA DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA.....</b>	<b>18</b>
3.1. INTRODUÇÃO.....	18
3.2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
3.2.1. PARTICIPANTES.....	21
3.2.2. PROCEDIMENTOS.....	22

3.2.2.1 TESTES SACROILÍACOS.....	22
3.2.2.2 TESTE DE MOBILIDADE SACROILÍACA.....	22
3.2.2.3 TESTES PROVOCATIVOS.....	25
3.2.3. PROTOCOLO DE INCIDÊNCIAS RADIOLÓGICAS DA PELVE.....	28
3.2.4 PROTOCOLO DE INTERPRETAÇÃO DAS IMAGENS.....	29
3.2.5. <i>TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS</i> .....	32
3.2.5.1 CONDIÇÃO RADIOLÓGICA NEUTRA.....	33
3.2.5.2 CONDIÇÃO RADIOLÓGICA EM ESTRESSE.....	34
3.2.6. ANÁLISES ESTATÍSTICAS.....	36
3.3. RESULTADOS.....	37
3.3.1. ANÁLISE DE REPRODUTIBILIDADE.....	38
3.3.2. CONDIÇÃO RADIOLÓGICA NEUTRA .....	39
3.3.3. CONDIÇÃO RADIOLÓGICA EM ESTRESSE.....	41
<b>CAPÍTULO 4. INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA NA SIMETRIA DA MARCHA.....</b>	<b>45</b>
4.1. INTRODUÇÃO.....	45
4.2. MATERIAIS E MÉTODOS.....	50
4.2.1. <i>PARTICIPANTES</i> .....	50
4.2.2. <i>PROCEDIMENTOS</i> .....	51
4.2.3. <i>TRATAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS</i> .....	55
4.2.3.1 ANÁLISE CINEMÁTICA.....	55
4.2.3.2 ANÁLISE CINÉTICA.....	59
4.2.3.3 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	62
4.2.4. <i>ANÁLISES ESTATÍSTICAS</i> .....	64
4.3. RESULTADOS.....	66
4.3.1 VARIÁVEIS DESCRITIVAS.....	67
4.3.2 OSCILAÇÃO LOMBOPÉLVICA.....	68
4.3.3 ANÁLISE CINÉTICA.....	74
4.3.4 ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....	80
5. DISCUSSÃO.....	89

5.1	METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA E ANÁLISE DE REPRODUTIBILIDADE.....	90
5.2.	AVALIAÇÃO CLÍNICA VERSUS AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA DA DISFUNÇÃO SACROILÍACA.....	91
5.3.	EFEITO DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA SOBRE AS ESTRUTURAS LOMBOPÉLVICAS.....	94
5.4.	ASPECTOS CINEMÁTICOS DA MARCHA.....	95
5.5.	ASPECTOS CINÉTICOS DA MARCHA.....	99
5.6.	ASPECTOS ELETROMIOGRÁFICOS DA MARCHA.....	104
5.7.	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	111
	<b>CAPÍTULO 6. CONCLUSÕES.....</b>	<b>114</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>116</b>
	<b>ANEXO 1. PARECER DE APROVAÇÃO DO CÔMITE DE ÉTICA DO IB/UNESP/RC.....</b>	<b>128</b>
	<b>ANEXO 2. TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....</b>	<b>130</b>
	<b>ANEXO 3. DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE RADIOLÓGICA.....</b>	<b>133</b>
	<b>ANEXO 4. DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE CINEMÁTICA.....</b>	<b>150</b>
	<b>ANEXO 5. DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE CINÉTICA.....</b>	<b>153</b>
	<b>ANEXO 6. DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA.....</b>	<b>156</b>

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** Representação dos tipos de disfunção sacroilíacos segundo o modelo de Mitchell. Em A um disfunção em torção sacral e em B uma disfunção unilateral (adaptado de MITCHELL, 1999)..... 10
- Figura 2.** Representação dos graus dos movimentos acessórios articulares utilizados no tratamento de disfunções articulares (adaptado de EDMOND, 2000)..... 14
- Figura 3.** Representação da curva de força gerada durante uma manipulação vertebral com técnica de “thrust” (adaptado de HERZOG, 2000)..... 15
- Figura 4.** - Teste de Gillet em avaliação da articulação sacroilíaca esquerda. Terapeuta com os polegares sobre espinha ilíaca postero-superior esquerda e crista mediana em S1 para avaliar pólo superior da articulação. Em (A) pede-se elevação do membro homolateral para verificar a mobilidade do ilíaco e em (B) elevação contralateral para verificar a mobilidade sacral. Agora o terapeuta coloca os polegares sobre a espinha ilíaca póstero-inferior e sobre a crista mediana ao nível de S3 para avaliar a mobilidade sobre o pólo inferior. Em (C) é avaliado o movimento ilíaco e em (D) o terapeuta avalia a mobilidade sacral. Os mesmos procedimentos são repetidos no lado contralateral..... 24
- Figura 5.** Testes de provocação sacroilíaca utilizados para detectar algia ao estresse articular. Teste de distração sacroilíaca (A), teste de compressão (B) e teste de pressão do ápex sacral (C)..... 27
- Figura 6.** Representação das variáveis contínuas lineares e angulares para avaliar o posicionamento das estruturas pélvicas e lombar. Em A distância das cabeças femorais (DCF) e distância da sínfise púbica (DSP); em B medidas angulares da quarta vértebra lombar (L4) e da base sacra (ABS); em C a medida vertical do ilíaco (MVI) e medida hemi-sacral (MHS). (inspirado no Método de Gonstead)..... 32
- Figura 7.** Valores médios e desvio-padrão das variáveis que representam o comportamento de simetria do sacro e das estruturas adjacentes em condição neutra. Em A os índices de simetria da medida hemi-sacral (MHS) e da medida vertical do ilíaco (MVI). Em B os valores angulares de L4 e base sacral (ABS). Em C os valores lineares de distância da cabeça femoral (DCF) e distância da sínfise púbica (DSP)..... 40
- Figura 8.** Valores médios dos índices de simetria das variáveis do sacro e estruturas adjacentes em condição de estresse. Em A estão representados os índices de simetria das variáveis medida hemi-sacral (MHS) e vertical do ilíaco (MVI); B os índices de simetria das variáveis valores angulares da lombar 4 (L4) e base sacral (ABS) e em C os índices de simetria das variáveis distância da cabeça femoral (DCF) e sínfise púbica (DSP) em condição de inclinação lateral. Em D, E e F estão ordenadas as mesmas variáveis em seqüência na

condição de calço.....	42
<b>Figura 9.</b> Valores da média das amplitudes de variação angular do sacro (ABS) e do nível vertebral L4 (L4) obtidos na condição de estresse por inclinação lateral da coluna (A) e em por estresse com o calço (B).....	44
<b>Figura 10.</b> Representação do posicionamento das marcas ativas aderidas nos membros inferiores sobre as bases do quinto metatarso direito e esquerdo, na pelve sobre as espinhas ilíacas póstero-superiores direita e esquerda e na coluna lombar sobre o processo espinhoso do nível vertebral L1 e nível vertebral L5.....	52
<b>Figura 11.</b> Representação das medidas angulares de oscilação lombar (ângulo $\alpha$ ) e pélvica (ângulo $\beta$ ) obtidos no plano frontal em A e de oscilação pélvica obtido no plano transversal em B (ângulo $\delta$ ).....	59
<b>Figura 12.</b> Curva de força de reação do solo em sua componente vertical (A) e ântero-posterior (B). Na componente vertical, estão representados o 1º pico de força da componente vertical (Fz1), o vale entre os dois picos da componente vertical (Fz2) e o segundo pico da componente vertical (Fz3). Na componente horizontal ântero-posterior, estão representados os picos da componente ântero-posterior da FRS na fase de recepção (Fy1) e na fase de impulsão (Fy2).....	61
<b>Figura 13.</b> Média e desvio-padrão do comportamento oscilatório de inclinação pélvica de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A e B as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na condição de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em C e D as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa na preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.....	69
<b>Figura 14.</b> Média do comportamento oscilatório de rotação pélvica de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A e B as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na condição de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em C e D as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa na preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.....	70
<b>Figura 15.</b> Média e desvio padrão do comportamento oscilatório de inclinação pélvica de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A e B as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na condição de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em C e D as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa na preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.....	71
<b>Figura 16.</b> Valores médios e desvio-padrão das diferenças de oscilação de inclinação pélvica (A), diferença de rotação pélvica (B) e diferença de inclinação lombar	

- (C), nos grupos com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%)..... 73
- Figura 17.** Média e desvio padrão do comportamento da força de reação do solo normalizado pelo peso corporal (Npc) de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A, B, C e D as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na sua componente vertical (A e C) e na componente ântero-posterior (B e D), na condição de velocidade preferencial (A e B) e 25% acima da preferencial (C e D), respectivamente. Em E, F, G e H as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa para as componentes verticais (E e G) e ântero-posterior (F e H), na condição de velocidade preferencial (E e F) e 25% acima da preferencial (G e H), respectivamente..... 75
- Figura 18.** Valores médios das diferenças de pico de recepção vertical (A), diferença do pico de recepção ântero-posterior (B) normalizado pelo peso corporal (Pc), diferença do impulso de recepção vertical (C) e diferença do impulso de recepção ântero-posterior (D) obtido pela integral da força normalizada pelo peso corporal com a porcentagem do ciclo de marcha ( $Pc*\%ciclo$ ) nos grupos com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%)..... 77
- Figura 19.** Valores médios das diferenças de pico de impulsão vertical (A), diferença do pico de impulsão ântero-posterior (B) normalizado pelo peso corporal (Pc), diferença do impulso vertical (C) e diferença do impulso ântero-posterior (D) obtido pela integral da força normalizada pelo peso corporal com a porcentagem do ciclo de marcha ( $Pc*\%ciclo$ ) nos grupos com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%)..... 79
- Figura 20.** Série temporal dos valores médios com desvio-padrão da atividade eletromiográfica dos múltifidos direito e esquerdo normalizada pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI) e obtida pela média de cinco ciclos de marcha. Em (A e B) estão apresentadas as tentivas antes da intervenção manipulativa, na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em (C e D) estão apresentadas as tentativas obtidas após a intervenção manipulativa na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente..... 81
- Figura 21.** Série temporal dos valores médios com desvio-padrão da atividade eletromiográfica dos glúteos máximo direito e esquerdo normalizada pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI) e obtida pela média de cinco ciclos de marcha. Em (A e B) estão apresentadas as tentivas antes da intervenção manipulativa, na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em (C e D) estão apresentadas as tentativas obtidas após a intervenção manipulativa na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente..... 82
- Figura 22.** Série temporal dos valores médios com desvio-padrão da atividade

eletromiográfica dos bíceps femorais direito e esquerdo normalizada pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI) e obtida pela média de cinco ciclos de marcha. Em (A e B) estão apresentadas as tentativas antes da intervenção manipulativa, na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em (C e D) estão apresentadas as tentativas obtidas após a intervenção manipulativa na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente..... 83

- Figura 23.** Valores médios das diferenças de pico de ativação normalizados pela contração voluntária máxima isométrica (Ncvmi) na fase apoio (A), e fase de balanço (B) dos multífidos. Valores médios da diferença temporal de ativação normalizados pela porcentagem do ciclo de marcha (% ciclo) na fase de apoio (C) e na fase de balanço (D) do mesmo grupo muscular em participantes com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%)..... 84
- Figura 24.** Valores médios das diferenças de pico de ativação normalizados pela contração voluntária máxima isométrica (Ncvmi) na fase apoio (A), e fase de balanço (B) dos glúteos. Valores médios da diferença temporal de ativação normalizados pela porcentagem do ciclo de marcha (% ciclo) na fase de apoio (C) e na fase de balanço (D) do mesmo grupo muscular em participantes com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%)..... 86
- Figura 25.** Valores médios das diferenças de pico de ativação normalizados pela contração voluntária máxima isométrica (Ncvmi) na fase apoio (A), e fase de balanço (B) dos bíceps. Valores médios da diferença temporal de ativação normalizados pela porcentagem do ciclo de marcha (% ciclo) na fase de apoio (C) e na fase de balanço (D) do mesmo grupo muscular em participantes com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%)..... 88

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1.</b> Caracterização do gênero, diagnóstico clínico de disfunção (Teste de Gillet), aspecto radiológico e valores antropométricos dos participantes.....	38
<b>Tabela 2.</b> Valores de correlação de Pearson referentes aos testes de reprodutibilidade intra e inter-examinadores.....	38
<b>Tabela 3.</b> Valores médios e respectivos desvios-padrão das variáveis cinemáticas descritivas: diferença da duração de ciclo, diferença da cadência, diferença do comprimento da passada, diferença do comprimento do passo e diferença da velocidade média .....	67

## CAPÍTULO 1. INTRODUÇÃO

Por muito tempo tem sido questionada a participação dos movimentos da articulação sacroilíaca durante as atividades cotidianas. Alguns pesquisadores mostraram-se céticos à idéia de existir mobilidade nesta articulação em humanos adultos (COLACHIS et al., 1963). Entretanto, outros autores, com ampla experiência clínica na área da ortopedia e reabilitação física, têm atribuído grande importância à participação dos movimentos da articulação sacroilíaca durante as atividades cotidianas e consideram que as alterações disfuncionais da articulação sacroilíaca estão relacionadas à ocorrência de diversas patologias e disfunções músculoesqueléticas da coluna (MENNEL, 1960; GRIEVE, 1976; DONTIGNY, 1985; CIBULKA, DELLITO, KOLDEHOFF, 1988) e dos membros inferiores (SUTER et. al., 1999; VOORN,1998).

Em meados do século anterior, um osteopata chamado Mitchell criou um modelo biomecânico para explicar e avaliar a mobilidade sacroilíaca, que foi formalmente apresentado apenas recentemente (MITCHELL, 1999). Os conceitos sugeridos neste

---

modelo ainda representam a base teórica das técnicas de avaliação e tratamento das disfunções sacroilíacas empregadas por fisioterapeutas, osteopatas e quiropráticos. Apesar da carência de confirmação científica deste modelo, tais conceitos continuam integrando o processo terapêutico de muitos profissionais, possivelmente pela resposta positiva obtida na prática clínica.

A disfunção na articulação sacroilíaca é determinada clinicamente através da realização de testes sacroilíacos e pela manifestação de dor local sobre a articulação em condições de carga funcional, tais como, na marcha, na corrida, no salto, ou em posições extremas. A avaliação clínica da articulação sacroilíaca é realizada por dois tipos de testes, os testes de mobilidade sacroilíaca e os testes de provocação. Os testes de mobilidade têm como finalidade identificar as restrições no movimento articular, tais como, teste de Gillet, teste de flexão em pé, teste de flexão sentado, entre outros (MEIJNE et al., 1999; VINCENT-SMITH & GIBBONS, 1999). Os testes de provocação constituem num conjunto de procedimentos clínicos com a finalidade de certificar que a queixa de dor referida pelo paciente provém da articulação sacroilíaca. Nestes testes, são realizadas manobras que proporcionam estresse sobre determinado conjunto ligamentar da articulação na intenção de reproduzir a manifestação clínica, tais como, teste de compressão, teste de distração, teste de pressão da base sacral, entre outros (LEE, 2001).

Apesar da ampla utilização clínica destes testes, a validade dos mesmos ainda permanece questionada. Seus resultados não podem ser confrontados por nenhum sistema de diagnóstico que possa certificar a presença de disfunção sacroilíaca, o que caracterizaria um padrão “ouro”. Ademais, os resultados de estudos de reprodutibilidade intra e inter-

---

examinador são contraditórios, não apresentando consenso na literatura (VINCENT-SMITH & GIBBONS, 1999; MEIJNE et al., 1999; KOKMEYER et al., 2002).

As funções mais evidentes da pelve estão relacionadas à proteção das vísceras pélvicas e à distribuição das forças axiais entre tronco e os membros inferiores (KAPANDJI, 2000). Porém, outras funções têm sido sugeridas em consideração à sua capacidade adaptativa e mobilidade articular (MENNEL, 1960; GRIEVE, 1976; DONTIGNY, 1990; MITCHELL, 1999).

Em condição estática, a articulação sacroilíaca tende a adaptar-se em função do posicionamento ou atitude postural adotada pelo membro inferior, estabelecendo uma relação previsível dos comportamentos pelvipodálicos. Este comportamento pode ser verificado nas adaptações de membros inferiores e pelve, impostas pelas alterações podais (GAGEY & WEBER, 2000). Deste modo, podemos verificar que as alterações de pronação do pé tendem a proporcionar uma adaptação de valgismo do joelho e rotação interna do quadril. Nesta condição, o membro inferior torna-se funcionalmente mais curto exigindo uma adaptação de rotação anterior do osso ilíaco homolateral. De modo inverso, poderíamos mencionar um mecanismo de cadeia descendente, em que alterações de posicionamento no ilíaco podem resultar em diferenças funcionais entre os membros e reorganização posicional de todo o membro inferior (GAGEY & WEBER, 2000; BRICOT, 1999). Este efeito em cadeia resultaria em adaptações semelhantes dos membros inferiores como aquelas geradas pela presença de anomalias podálicas, porém, agora o mecanismo adaptativo é em sentido inverso.

A mobilidade sacroilíaca é reconhecida durante o parto, momento em que são necessários os movimentos de nutação e contranutação para que a cintura pélvica ganhe

---

diâmetro adicional para a passagem da criança. Esta mobilidade estaria facilitada pela ação hormonal atuando sobre o forte sistema ligamentar pélvico durante o período gestacional (CALGUNERI, 1982).

A pouca importância direcionada à mobilidade na articulação sacroilíaca é justificada anatomicamente pela presença de um forte sistema ligamentar e superfícies articulares irregulares (COLACHIS et al., 1963; GRIEVE, 1976). Este sistema ligamentar promove estabilidade à articulação, impedindo a ocorrência de luxações frente às grandes forças que agem sobre a articulação, tanto na posição ortostática como em atividades locomotoras de marcha, corrida e salto.

Estudos recentes com análise radioesterométrica confirmaram a mobilidade sacroilíaca sobre os três planos dimensionais do espaço quando posicionamentos extremos de membros inferiores são adotados (STURESSON, SELVIK & UDÉN, 1989; STURESSON, UDEN & VLEEMING, 2000). Estes estudos também demonstraram que estes movimentos são reduzidos, apresentando como maior plano de movimento o eixo transversal, com amplitude média de 2,5 graus para cada articulação sacroilíaca (STURESSON, UDEN & VLEEMING, 2000).

Considerando a capacidade das articulações sacroilíacas em promover mobilidade angular, podemos especular sobre uma função dinâmica durante a execução da marcha. A participação dos movimentos sacroilíacos durante a marcha foi descrita por Mitchell e representa uma das premissas centrais do modelo sacroilíaco (MITCHELL, 1999). Mitchell (1999) considera que, durante o ciclo de marcha, o sacro e os ilíacos realizam movimentos passivos acompanhando a movimentação de oscilação da coluna lombar e dos membros

inferiores, respectivamente. Esta movimentação teria um papel importante na absorção de forças geradas durante a marcha.

Os estudos realizados sobre este tema ainda pouco esclarecem as premissas do modelo sacroilíaco. A importância dos movimentos sacroilíacos e a influência de suas disfunções sobre a marcha ainda não foram demonstradas em trabalhos providos de rigor científico. Assim, neste trabalho serão desenvolvidos dois estudos com o objetivo de identificar alguns dos paradigmas do modelo sacroilíaco. O primeiro estudo procurou verificar uma metodologia de avaliação radiológica dinâmica da pelve, para observar a capacidade de mobilidade sacroilíaca. A mensuração dos movimentos sacroilíacos e análise de sua simetria serão relacionadas com o teste dinâmico de Gillet e comparados com um sistema mais objetivo para avaliação dinâmica da articulação sacroilíaca. O segundo estudo procurou analisar as influências das disfunções sacroilíacas durante a realização da marcha. Neste estudo foi analisada algumas das funções relegadas à articulação sacroilíaca e as possíveis repercussões causadas nas condições disfuncionais. Ainda, estes estudos irão avaliar o efeito gerado pela manipulação da articulação sacroilíaca sobre a simetria e mobilidade das estruturas pélvicas e sobre o comportamento da marcha.

### **1.1. OBJETIVO**

O objetivo geral da tese foi testar alguns dos pressupostos que definem as disfunções sacroilíacas e analisar a resposta da terapia manipulativa da articulação sacroilíaca em relação à assimetria das estruturas pélvicas e em relação ao comportamento funcional durante a execução da marcha.

## **1.2. JUSTIFICATIVA**

As disfunções sacroilíacas constituem um conjunto de alterações que presumidamente afetam a simetria e a mobilidade das articulações pélvicas resultando frequentemente em manifestações de dor local ou associadas junto às manifestações de lombalgias. Em sua função mecânica, a pelve representa uma região de retransmissão das forças entre a coluna vertebral e os membros inferiores sendo, portanto, uma região fundamental na avaliação das manifestações lombares e dos membros inferiores. Atualmente o papel desta região tem chamado atenção por ser frequentemente mencionada como origem de manifestações dolorosas ou pela associação com outras manifestações clínicas, como gonalgias, coxoartroses, discopatias, e muitas outras.

Considerando que as disfunções sacroilíacas podem proporcionar ou favorecer importantes manifestações do sistema musculoesquelético, os procedimentos de avaliação e abordagem terapêutica envolvendo esta região devem ser melhor investigados para que possamos estabelecer uma melhor compreensão de suas influências sobre os segmentos adjacentes. Deste modo, foram realizados dois estudos para investigar aspectos funcionais das disfunções sacroilíacas e os efeitos promovidos com a manipulação terapêutica desta articulação.

## **CAPÍTULO 2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 DISFUNÇÃO SACROILÍACA**

A disfunção sacroilíaca é um termo empregado por clínicos para designar condições em que não é possível definir nenhuma condição patológica acometendo a articulação, mas onde se presume haver uma incompetência da articulação em transmitir efetivamente as cargas provenientes do membro inferior (HOSSAIN e NOKES, 2005). A articulação sacroilíaca é responsável pela retransmissão das cargas entre membros inferiores e o tronco, e possivelmente atua na absorção de choque durante a fase de recepção na marcha (HOSSAIN e NOKES, 2005). Considerando que a articulação recebe cargas elevadas durante as atividades funcionais, sua estabilização deve ser priorizada por um mecanismo de auto-bloqueio para restringir sua mobilidade. Este mecanismo é promovido pela tensão dos ligamentos sacroisquiáticos, ligamentos sacroespinais, ligamentos sacroilíacos posteriores e ligamentos sacroilíacos anteriores quando o sacro realiza o movimento de

---

nutação entre os íliacos, ou resultante da ativação de grupos musculares que proporcionam forças de estabilização muscular (HOSSAIN e NOKES, 2005). Quando este mecanismo de estabilização torna-se ineficiente as estruturas articulares são sobrecarregadas gerando dor na articulação sacroilíaca.

Segundo Galm e colaboradores (1998), disfunção articular é um termo que designa uma restrição reversível na mobilidade da articulação, descrita como uma hipomobilidade na terminologia da medicina manual. A disfunção sacroilíaca pode ser caracterizada por uma tríade de sintomas que caracteriza qualquer disfunção somática: assimetria, perda ou restrição da mobilidade e alterações teciduais. O último sintoma desta tríade nem sempre pode ser bem identificado, podendo ser substituído pela presença de algia (GREENMAN, 2001). A assimetria é avaliada pela palpação de referências anatômicas, como: espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPS), espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), bases sacrais, ângulos ínfero-laterais do sacro, entre outras.

A restrição de mobilidade sacroilíaca é avaliada através de testes de mobilidades específicos para esta articulação. Muitos testes foram propostos para avaliar a mobilidade articular sacroilíaca, entre os mais citados estão: teste de Gillet, teste de flexão em pé, teste de flexão sentado (MITCHELL, 1999; LEVANGIE, 1999; GREENMAN, 2001). Muitos destes testes fazem parte dos recursos de avaliação de diversos profissionais que trabalham no tratamento de dores de coluna ou em posturologia. Entretanto, tais testes ainda não apresentam validação ou algum tipo de suporte científico.

Alterações teciduais podem ser avaliadas pela palpação dos tecidos periarticulares ou pela resistência elástica que as estruturas periarticulares impõem à articulação em testes semelhantes aos testes provocativos. A dor pode ser considerada pela queixa espontânea do

---

sujeito ou pela reprodução do sintoma durante a execução de teste de provocação (KOKMEYER et al., 2002).

Em 1958 Mitchell descreveu um modelo biomecânico para explicar a participação dos movimentos sacroilíacos durante a marcha e solucionar um paradoxo palpatório do sacro no caso de disfunção sacroilíaca (MITCHELL, 1999). Na formulação deste modelo, Mitchell, descreveu dois tipos de disfunções sacroilíacas, as disfunções de torções sacrais e as disfunções unilaterais. As disfunções de torções resultam da fixação das duas articulações sacroilíacas uma sobre o pólo superior e outra sobre o pólo inferior (Figura 1A). Nestas disfunções o sacro se apresenta num padrão de assimetria em acoplamento da rotação com a inclinação lateral em sentido homolateral (MITCHELL, 1999). A base sacral e o ângulo ínfero-lateral se encontram em posição homolateral, posteriores no mesmo lado. As disfunções unilaterais do sacro resultam da fixação de apenas uma das articulações sacroilíacas, podendo ser sobre o pólo articular superior ou inferior (Figura 1B). Nestas disfunções o sacro se encontra em posição de assimetria desacoplada entre rotação e inclinação lateral, resultado em posicionamento da base sacral e do ângulo ínfero-lateral em sentido contralateral (MITCHELL, 1999).

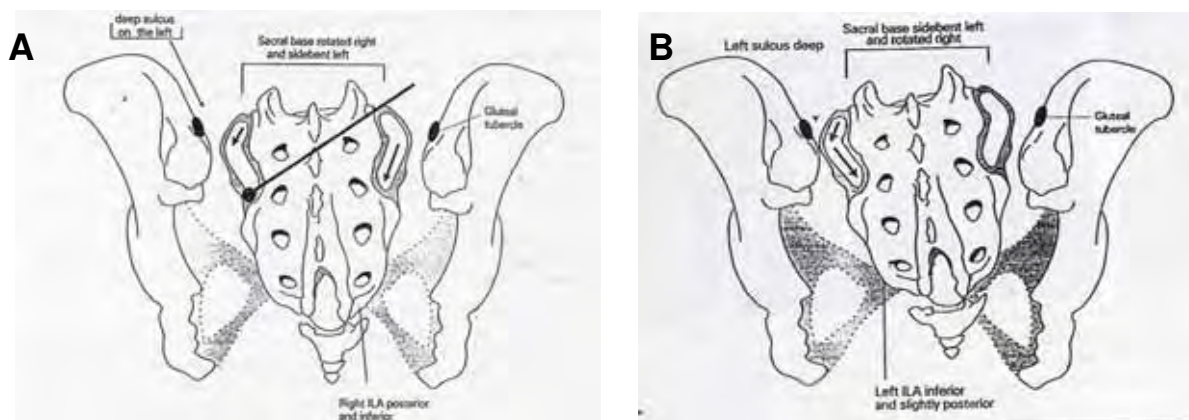


FIGURA 1 - Representação dos tipos de disfunção sacroilíacas segundo o modelo de Mitchell. Em A um disfunção em torção sacral e em B uma disfunção unilateral (adaptado de MITCHELL, 1999).

A importância da participação destes movimentos na função da postura e da marcha é bastante discutida (MITCHELL, 1999; BRICOT, 1999; GAGEY & WEBER, 2000; GREENMAN, 2001), porém há uma grande carência de estudos que demonstrem estas funções. As dificuldades encontradas nos estudos funcionais da sacroilíaca se iniciam pela ausência de mecanismos comprovados de avaliação e diagnóstico das disfunções sacroilíacas.

A maioria dos estudos que avaliou a confiabilidade destes testes entre ou intra-examinadores verificou baixa confiabilidade (LEWIT; LIEBENSON, 1993; VAN DUERSEN et al., 1990; PANZER, 1992; MEJINE et al., 1999; SMITH & GIBBONS, 1999). No entanto, estes estudos não podem definir se o problema está na validade dos testes dinâmicos ou no treinamento dos examinadores. Portanto, faz-se necessário meios mais objetivos para analisar a validade destes testes, quantificando a mobilidade sacroilíaca e relacionando com os testes dinâmicos. Ricard (2000) cita um método proposto por Gonstead, para análise das disfunções sacroilíacas através da observação de radiografia

---

panorâmica da pelve em incidência ântero-posterior. Neste método é possível obter indícios sobre possíveis disfunções sacroilíacas a partir do posicionamento de algumas estruturas ósseas. Entretanto, esta análise representa uma condição estática, não podendo prever sobre o comportamento dinâmico destas estruturas. Assim, para que possamos identificar uma disfunção somática de uma articulação é necessário obter conhecimento sobre seu comportamento dinâmico e funcional.

## **2.2 ALTERAÇÕES DO RECRUTAMENTO MUSCULAR NA DISFUNÇÃO SACROILÍACA**

Durante os movimentos do tronco ou dos membros, os segmentos da coluna lombar e da pelve devem ser ativamente estabilizados para reduzir a sobrecarga das estruturas articulares envolvidas (HODGES et al., 2003; HUNGERFORD et al., 2003; HOSSAIN & NOKES, 2005). Esta estabilização é proporcionada por músculos profundos do tronco, tais como, transverso do abdome, oblíquo interno, multifídios, glúteo máximo e bíceps femoral, que são recrutados antes do movimento do tronco ou membro num mecanismo de ativação antecipatória (HODGES et al., 2003; HUNGERFORD et al., 2003). Recentemente, Hossain (2005) propôs um modelo dinâmico de estabilização sacroilíaca, segundo o qual a ativação do glúteo máximo e do bíceps femoral resulta em elevação da estabilidade articular sacroilíaca. As orientações das fibras musculares do m. glúteo máximo que passam sobre a articulação sacroilíaca promovem uma compressão entre as superfícies articulares do íliaco e do sacro estabilizando a articulação. Por outro lado, a ativação do m. bíceps femoral pode

influenciar na tensão do ligamento sacrotuberoso e aumentar a estabilidade ligamentar da articulação. Outros músculos apresentam orientação de suas fibras perpendiculares à articulação sacroilíaca e, portanto, poderiam atuar na estabilização da articulação sacroilíaca, tais como o m. transverso do abdome e o m. oblíquo interno.

Pacientes portadores de disfunção sacroilíaca apresentam um atraso na ativação dos mm. oblíquo interno do abdômen, multifídios e glúteo máximo no lado sintomático quando permanecem parados em apoio unipodal (HUNGERFORD et al., 2003). Em contrapartida, o m. bíceps femoral apresenta uma antecipação na sua ativação. Estes resultados confirmam observações prévias de ativação dos mm. transverso do abdome, oblíquo interno do abdômen e multifídios em antecipação associado à execução de movimentos com os membros inferiores em situações que desafiam a estabilidade da coluna (HODGES; RICHARDSON, 1997). A atividade tardia destes músculos diminui a capacidade de auto-estabilização da articulação sacroilíaca, aumentando a carga vertical sobre articulação durante a condição de apoio unipodal (HUNGERFORD et al., 2003). O comprometimento da ativação antecipatória na estabilização dos segmentos corporais axiais durante a realização de uma tarefa do segmento apendicular também foi verificado em pacientes com lombalgia (HODGES; RICHARDSON, 1997). Estudos realizados com indução de dor por meio de solução salina hipertônica no m. longuíssimo do dorso ao nível vertebral da quarta vértebra lombar (L4) indicaram consistente redução de amplitude ou atraso na ativação durante a execução de movimentos de flexão e extensão com o membro superior (HODGES et al., 2003).

Os resultados destes estudos eletromiográficos sugerem que as manifestações causadas pelas disfunções sacroilíacas estão relacionadas a uma redução do papel

---

estabilizador ativo propiciado pelos grupos musculares que atuam na região. Entretanto, muitos autores definem a disfunção sacroilíaca como uma restrição de mobilidade proveniente de hiperatividade muscular. Apesar da aparente contradição entre os resultados dos estudos mencionados com os conceitos estabelecidos para a disfunção, alguns músculos podem apresentar maior atividade na presença de disfunção. No estudo de Hungerford e colaboradores (2003) foi observada uma antecipação da ativação muscular e aumento da ativação do m. bíceps femoral durante a manutenção de apoio unipodal no lado sintomático. Assim, ainda há necessidade de um melhor entendimento de possíveis alterações no recrutamento muscular em pacientes com disfunção sacroilíaca.

### **2.3 TÉCNICAS DE TRATAMENTO DAS DISFUNÇÕES VERTEBRAIS**

Diversas abordagens de intervenção podem ser empregadas como terapia das disfunções vertebrais, tais como, técnicas de mobilização e manipulação vertebral, terapia por liberação posicional, entre outras. A terapia por manipulação vertebral é uma das mais difundidas técnicas terapêuticas, empregadas por quiropráticos, osteopatas, fisioterapeutas, etc. As técnicas de mobilização articular utilizadas no tratamento de uma disfunção são graduadas em cinco níveis de acordo com a resistência imposta pelos tecidos articulares (EDMOND, 2000). Quando um terapeuta realiza um movimento acessório em uma articulação podem ser notadas duas barreiras de resistência tecidual imposta pela cápsula articular, ligamentos, fâscias e músculos (EDMOND, 2000). A primeira barreira é notada ao primeiro aumento de resistência tecidual e está associada ao início de uma curva

carga/deformação (EDMOND, 2000). A segunda barreira corresponde ao limite fisiológico de mobilidade intra-articular (EDMOND, 2000).

As técnicas de mobilização em grau I, são realizadas com movimento oscilatório lento, de pequena amplitude, paralelo à superfície articular, antes da primeira barreira articular como está representado na Figura 2.

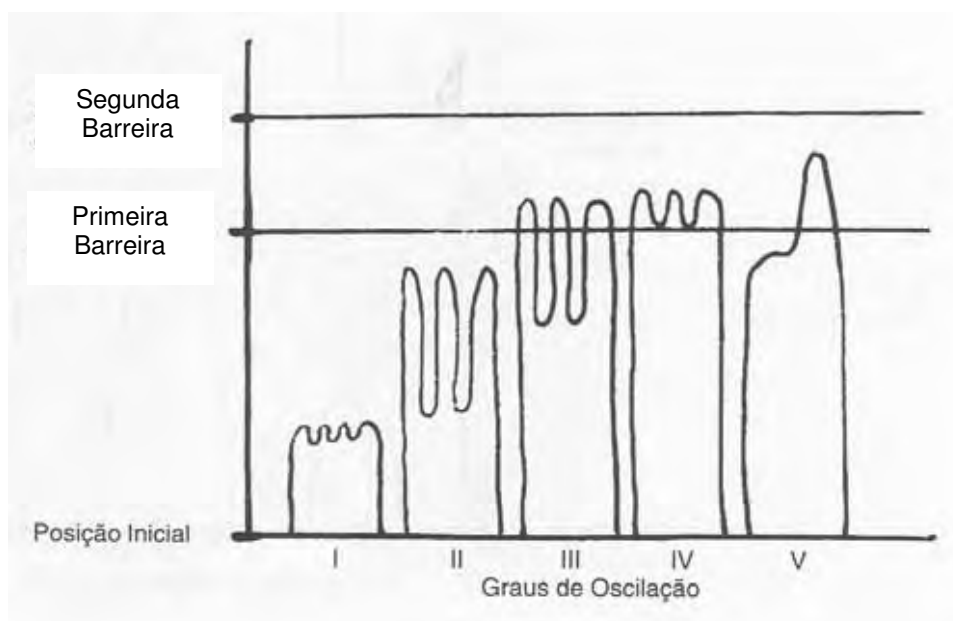


FIGURA 2 - Representação dos graus dos movimentos acessórios articulares utilizados no tratamento de disfunções articulares (adaptado de EDMOND, 2000).

As mobilizações em grau II, são realizadas com movimentos oscilatórios lentos, de maior amplitude, paralelo à superfície articular, antes da primeira barreira articular. As mobilizações em grau III, são realizadas com movimentos oscilatórios lentos, de grande amplitude, paralelo à superfície articular, pouco além da primeira barreira articular (Figura 1). As mobilizações em grau IV, são realizadas com movimentos oscilatórios lentos, de

pequena amplitude, paralelo à superfície articular, pouco além da primeira barreira (Figura 1). Finalmente, as mobilizações em grau V, são realizadas com movimento não oscilatório rápido, de pequena amplitude e alta velocidade, paralelo a superfície articular, que se inicia na primeira barreira e termina antes da segunda barreira (Figura 1). Estas manobras são freqüentemente referidas como técnicas manipulativas ou manipulação com “thrust”. As manobras de grau V devem ser executadas estando a articulação de intervenção em condição de pré-carga (HERZOG, 2000). Durante a execução de uma manobra manipulativa da articulação sacroilíaca com grau V, picos de força podem atingir valores superiores a 1200 N, porém, a média dos valores de pré-carga e pico de força correspondem a 88 N e 328 N, respectivamente (HERZOG, 2000). Uma representação de força gerada durante a manipulação sacroilíaca com grau V (“thrust”) é apresentada na Figura 3.

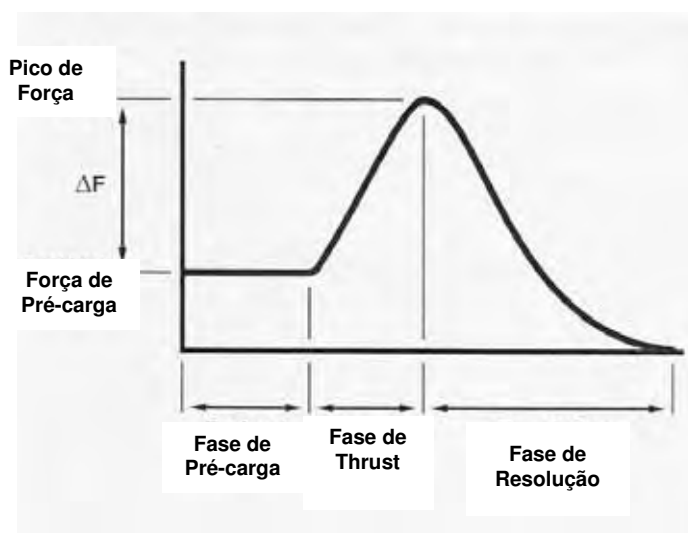


FIGURA 3 - Representação da curva de força gerada durante uma manipulação vertebral com técnica de “thrust” (adaptado de HERZOG, 2000).

## 2.4 EFEITOS DA TERAPIA POR MANIPULAÇÃO VERTEBRAL

As manobras com técnicas de “thrust” promovem, frequentemente, um estalido articular característico e uma provável liberação da restrição articular proporcionada pela disfunção. Estudos eletroneuromiográficos demonstraram que as manipulações vertebrais com técnicas de “thrust” podem promover diminuição da inibição muscular (SUTER et al., 1999), diminuição da atividade dos fusos neuromusculares (PICKAR & WHEELER, 2001), diminuição do reflexo-H (DISHMAN et al., 2002a; DISHMAN & BURKE, 2003) e elevação na ativação muscular por potenciais evocados (DISHMAN et al., 2002b).

Além dos efeitos sobre os mecanismos reflexos somatossomáticos, observados em estudos eletroneuromiográficos, as manipulações vertebrais com técnicas de “thrust” podem proporcionar modificações no processamento da dor com um aumento na tolerância do limiar doloroso após a manipulação vertebral (TERRET & VERMON, 1984). O limiar doloroso foi avaliado perante a estimulação elétrica graduada dos tecidos paravertebrais, sendo verificada elevação da tolerância progressiva até os 9,5 minutos após a manipulação (TERRET & VERMON, 1984).

Poucos estudos presentes na literatura analisaram a influência das manipulações vertebrais em atividades funcionais como na execução da marcha. Os estudos identificados sobre este tema foram publicados por Herzog e colaboradores e demonstraram que a manipulação sacroilíaca pode modificar o comportamento das forças de reação do solo durante a marcha (HERZOG et al., 1988; HERZOG et al., 1991; HERZOG & CONWAY, 1994; ROBINSON et al., 1987). A força de reação do solo (FRS) durante a marcha pode

---

ser analisada em seus distintos componentes: vertical, ântero-posterior e médio-lateral. A componente vertical apresenta maiores magnitudes que os demais, sendo caracterizada pela presença de dois picos e um vale. A componente ântero-posterior é resultante dos momentos de desaceleração na primeira metade do ciclo (fase negativa) e aceleração na segunda metade do ciclo (fase positiva). A componente médio-lateral é que apresenta menores magnitudes de FRS e apresenta um comportamento inconsistente, tanto intra-indivíduos como inter-indivíduos (HAMILL & KNUTZEN, 1999, NIGG & HERZOG, 2002).

Estudo comparativo entre dois programas de tratamento, escola da postura e manipulação vertebral, em pacientes com disfunção crônica da articulação sacroilíaca demonstrou que a manipulação vertebral é mais efetiva para restabelecer melhores índices de simetria nos diversos componentes das forças de reação do solo (HERZOG et al., 1991). Além destes resultados, as duas modalidades terapêuticas proporcionaram uma redução na escala de dor e uma melhora na capacidade funcional avaliada pelo questionário de Oswestry (HERZOG et al., 1991). Resultados similares foram obtidos pelo mesmo grupo de pesquisa em estudos anteriores (ROBINSON et al., 1987; HERZOG et al., 1988). Portanto, os trabalhos desenvolvidos neste tema fornecem respostas pontuais sobre a ação da manipulação vertebral que pouco esclarecem sobre os ajustes promovidos sobre o controle axial durante atividades diárias como a marcha.

## **CAPÍTULO 3.**

### **AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA**

#### **3.1. INTRODUÇÃO**

Os testes de mobilidade da articulação sacroilíaca constituem um dos pontos cruciais na avaliação das disfunções das articulações da cintura pélvica. Estes testes têm como finalidade determinar a estrutura que manifesta a discinesia e qual o sentido de sua restrição. A validade dos testes de mobilidade sacroilíacos é um tema bastante questionado, em decorrência do grau de subjetividade envolvido em tais testes. Na literatura estão descritos alguns testes que propõem avaliar o comportamento dinâmico da articulação sacroilíaca (MEIJNE et al., 1999; LEVANGIE, 1999; MITCHELL, 1999; GREENMAN, 2001). Estes testes surgiram da experiência clínica de seus propositores e propagaram-se na prática clínica de muitos profissionais de reabilitação. Porém, ainda hoje, tais testes não foram fundamentados cientificamente.

---

Um dos testes mais difundidos é o teste de Gillet, também descrito como teste da cegonha. Este teste é utilizado para avaliar a mobilidade articular em cada pólo da articulação sacroilíaca, podendo identificar tanto as disfunções dos ilíacos em relação ao sacro (iliosacrais) como do sacro em relação aos ilíacos (sacroilíacas) (GREENMAN, 2001). O teste de Gillet é mencionado pela maioria dos autores, que trabalha com terapia manual, e está fundamentado sobre os conceitos do modelo sacroilíaco descrito por Mitchell (1999).

Apesar da grande disseminação deste teste, a maioria dos estudos tem demonstrado uma baixa confiabilidade intra e inter-examinador. Potter e Rothstein (1985) verificaram baixa confiabilidade deste teste em estudo inter-examinador, realizado em 17 pacientes tendo uma concordância de 46,7% entre as observações. Similarmente, Meijne e colaboradores (1999) observaram baixa porcentagem de concordância intra e inter-examinador. Entretanto, Carmichael (1987) estudou a confiabilidade inter e intra-examinador em 53 estudantes e verificou uma alta porcentagem de concordância entre os dados, 85,3% e 89,2% respectivamente.

A dificuldade em interpretar estes estudos está na impossibilidade de determinar qual o fator que limita o grau de concordância entre examinadores, podendo ser determinada por inadequação do próprio teste ou pelo treinamento e interpretação dos examinadores. A habilidade do examinador para executar o teste representa um fator que não pode ser desconsiderado quando analisamos estes estudos. No entanto, se pudermos relacionar os testes dinâmicos com parâmetros objetivos de mensuração de mobilidade sacroilíaca, teríamos critérios mais confiáveis para estudar a validade destes testes. Portanto, este estudo teve como proposta a elaboração de um método de análise radiológica

---

para avaliar o comportamento dinâmico da articulação sacroilíaca e comparar aos resultados obtidos com o teste de Gillet. Inspirado no método de Gonstead para avaliação das assimetrias pélvicas, em condição estática, este estudo propõe um método para avaliar a mobilidade sacroilíaca a partir de radiografias ântero-posteriores da pelve.

O método de Gonstead foi elaborado para definir a posição relativa dos ilíacos, do sacro e a discrepância de membros em condição estática com a obtenção de um filme radiográfico planar ântero-posterior. Este método foi validado em um estudo que analisou a confiabilidade intra e inter-examinador na definição do conjunto de marcas proposta por Gonstead (PLAUGHER, 1991). Seguindo o mesmo método de interpretação de imagem e algumas das marcas de referências utilizadas por Gonstead, pudemos avaliar a variação destas marcas em condições que adicionam estresse à articulação.

A mobilidade sacroilíaca é obtida por ação passiva da tensão miofascial, quando a coluna ou o membro inferior adotam posições próximas do extremo ou executam movimentos com relativa amplitude (MITCHELL, 1999). Adotando posições extremas de coluna e calços sob os membros inferiores, adicionamos estresse sobre as articulações sacroilíacas induzindo movimento sobre os componentes da articulação. A variação das marcas de referência em cada posição de estresse demonstraria o sentido e a quantidade de mobilidade relativa de cada estrutura da articulação.

## **3.2. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **3.2.1. Participantes**

Foram recrutados dez participantes de ambos os gêneros (7 feminino e 3 masculino) com faixa etária entre 18 a 34 anos, sem história de patologias de ordem ortopédica, reumatológica ou neurológica que tenham resultado em seqüelas funcionais do aparelho locomotor. Os participantes interessados em participar neste estudo passaram por uma avaliação prévia para determinar se atendiam as exigências definidas nos critérios de inclusão e exclusão.

Critérios radiológicos que definiam presença de alterações morfológicas da coluna lombopélvica foram motivos de exclusão na participação do estudo, como sacralização de L5. Além dos critérios radiológicos, foram excluídos os participantes com quadros de ciatalgia, sinal de Valsalva e teste da campainha positivos por envolvimento potencial de radiculopatia e discopatia. Com este procedimento pretendíamos evitar a inclusão de participantes com quadros álgicos decorrentes de patologias de origem lombar, como: hérnias discais, compressões radiculares e espondilose.

Tendo garantido a exclusão dos quadros clínicos de lombalgia por envolvimento primário dos níveis vertebrais lombares, foram admitidos participantes com disfunções sacroilíacas, diagnosticados pela positividade no teste de Gillet e em pelo menos um dos testes de provocação sacroilíaca (descritos nos Testes Sacroilíacos/Materiais e Métodos). Estes participantes podiam apresentar quadro álgico sobre a região sacroilíaca e glútea com envolvimento ou não na transição lombossacra. Os participantes foram informados sobre os procedimentos experimentais e convidados a participar do estudo após assinar um termo de

---

consentimento livre e esclarecido (protocolo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências – protocolo número 017/2007)

### **3.2.2. Procedimentos**

Os participantes foram inicialmente avaliados através dos testes sacroilíacos para identificação dos critérios de inclusão e exclusão definidos para a participação no estudo. Os testes sacroilíacos adotados no estudo estão descrito a seguir.

#### **3.2.2.1 Testes Sacroilíacos**

Os testes sacroilíacos podem ser divididos em testes dinâmicos e testes provocativos. Os primeiros buscam avaliar a mobilidade sacroilíaca com movimentos realizados pelos membros inferiores, ou por movimentos do tronco. Os testes provocativos verificam a irritabilidade das estruturas articulares com aplicação de forças sobre a articulação. Neste estudo foi utilizado o teste de Gillet para avaliação de mobilidade das articulações sacroilíacas e os testes de Distração, Compressão, Pressão do Ápice Sacral e Pressão da Base Sacral para avaliação como testes provocativos.

#### **3.2.2.2 Teste de mobilidade sacroilíaca**

O teste de Gillet constitui um dos testes de mobilidade da articulação sacroilíaca mais adotados na prática clínica. Este teste tem como finalidade avaliar a mobilidade sacroilíaca e iliosacral sobre cada pólo destas articulações (MEIJNE, 1999; GRENNANN,

2001). O sujeito permanece em pé de costas para o examinador com uma ou ambas as mãos apoiadas sobre uma mesa ou parede. O examinador estabelece os contatos dos polegares sobre os pontos de referências da pelve do lado da articulação avaliada (Figura 4). Para avaliar o pólo articular superior esquerdo da articulação o examinador posiciona o polegar esquerdo sobre a espinha íliaca pósterio-superior do mesmo lado e o outro polegar sobre a crista sacral mediana em nível vertebral de S1. Estabelecidos os contatos, o sujeito eleva vagarosamente o membro homolateral com o joelho flexionado até atingir 90° de flexão do quadril. Após retornar o membro homolateral à posição inicial, o procedimento é repetido com os mesmos contatos manuais, porém com elevação do membro contralateral. Quando o sujeito eleva a perna homolateral o examinador está a avaliar a mobilidade do íliaco em relação ao sacro. Nesta condição esperamos que haja um movimento em sentido caudal do polegar esquerdo do examinador. Caso o polegar se mantenha na mesma posição ou execute um movimento em sentido cranial, isto é interpretado como uma fixação íliaca sobre o pólo superior. Quando o sujeito eleva a perna contralateral o examinador avalia o movimento da base sacral em relação ao íliaco. Neste momento esperamos que o polegar direito do examinador realize um movimento caudal. A manutenção do polegar na mesma posição ou sua movimentação em sentido cranial representa uma fixação do pólo superior esquerdo do sacro (MEIJNE, 1999; GRENMANN, 2001).

Agora o examinador muda os contatos para avaliar a mobilidade sobre o pólo articular inferior esquerdo. O polegar direito é posicionado sobre a crista sacral mediana em nível vertebral de S3 e o polegar esquerdo na espinha íliaca pósterio-inferior do íliaco esquerdo. Novamente é solicitado a elevação vagarosa do membro homolateral e contralateral para avaliar a mobilidade íliaca e sacral, respectivamente. Os resultados são

interpretados de modo similar àquele descrito para o pólo superior. Para a finalização do teste todos os passos anteriores são repetidos no lado oposto (MEIJNE, 1999; GRENMANN, 2001).

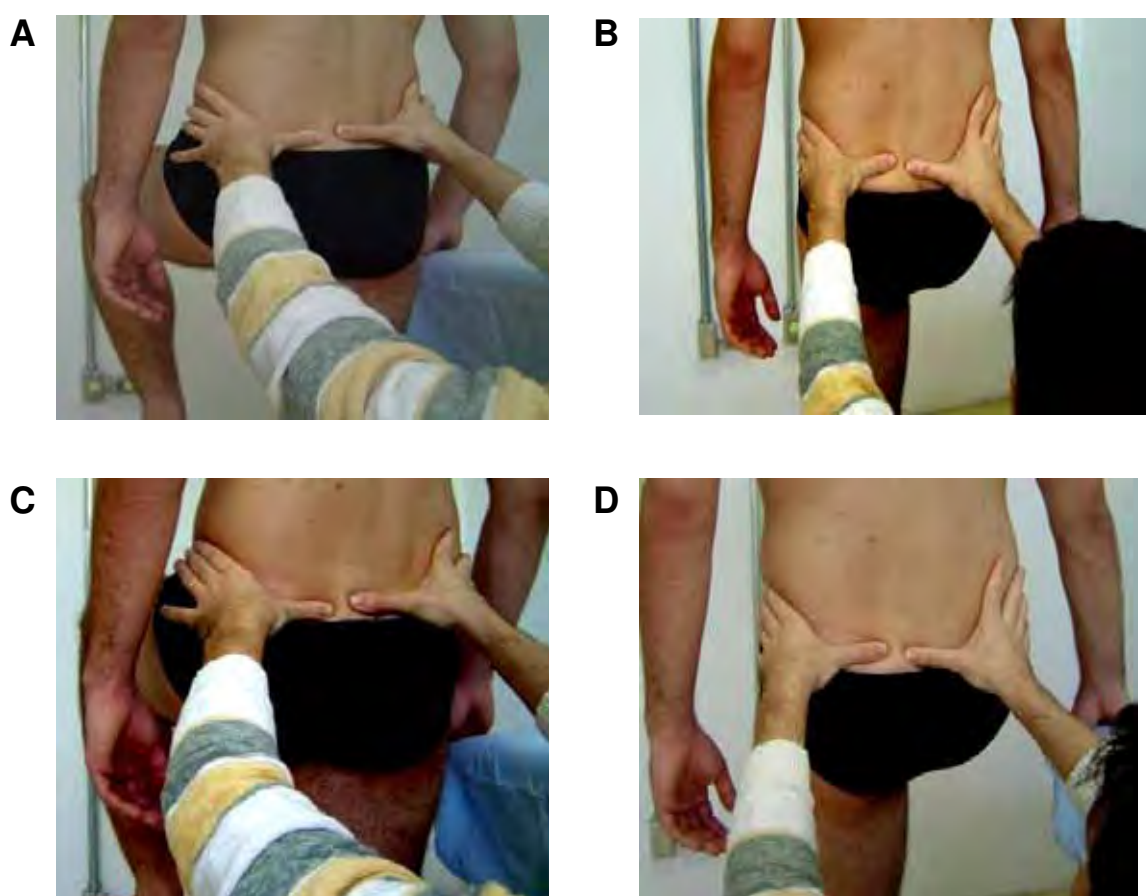


FIGURA 4- Teste de Gillet em avaliação da articulação sacroilíaca esquerda. Terapeuta com os polegares sobre espinha íliaca pósterio-superior esquerda e crista mediana em S1 para avaliar pólo superior da articulação. Em (A) pede-se elevação do membro homolateral para verificar a mobilidade do íliaco e em (B) elevação contralateral para verificar a mobilidade sacral. Posteriormente, o terapeuta coloca os polegares sobre a espinha íliaca pósterio-inferior e sobre a crista mediana ao nível de S3 para avaliar a mobilidade sobre o pólo inferior. Em (C) é avaliado o movimento íliaco e em (D) o terapeuta avalia a mobilidade sacral. Os mesmos procedimentos são repetidos no lado contralateral.

### 3.2.2.3 Testes Provocativos

Os testes provocativos sacroilíacos têm como finalidade reproduzir os sintomas álgicos proporcionados por uma disfunção sacroilíaca a partir do estresse gerado sobre os ligamentos da articulação. Estes testes serão descritos a seguir e estão ilustrados na Figura 5.

#### Teste de Distração:

Estando o sujeito deitado em decúbito dorsal, o examinador se posiciona sobre o lado afetado do paciente. O examinador aplica uma força sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores com os braços cruzados. Deste modo a pressão é orientada em sentido dorsal e lateral impondo tensão sobre o ligamento sacroilíaco anterior (Figura 5A). A manifestação de dor sobre uma das articulações sacroilíacas define a positividade do teste (KOKMEYER, 2002; LEE, 2001).

#### Teste de Compressão:

O participante assume a posição em decúbito lateral, com o lado afetado para cima, quadris flexionados aproximadamente à 45° e joelhos à 90°. O examinador posiciona-se sobre as costas do paciente e executa uma pressão com as mãos sobre a extremidade anterior da crista ilíaca em sentido do chão (Figura 5B). A manifestação de dor sobre uma das articulações sacroilíacas define a positividade do teste (KOKMEYER, 2002).

### Pressão do Ápice Sacral e Base:

Estando o sujeito em decúbito ventral, o examinador posiciona-se ao lado. Com apoio manual sobre o ápice sacral, o examinador realiza uma pressão em direção ao solo. Esta força recruta os tecidos periarticulares da articulação sacroilíaca e lombosacra e gera tensão no ligamento sacroilíaco posterior longo (Figura 5C). Modificando o apoio manual, posicionando-o sobre a base sacral, o examinador realiza uma pressão em direção ao solo. Agora a tensão é exercida sobre os ligamentos sacrotuberal e interósseo. A manifestação de dor em qualquer condição acima mencionada sobre uma das articulações sacroilíacas define a positividade do teste (GRIEVE, 1976; LEE, 2001).

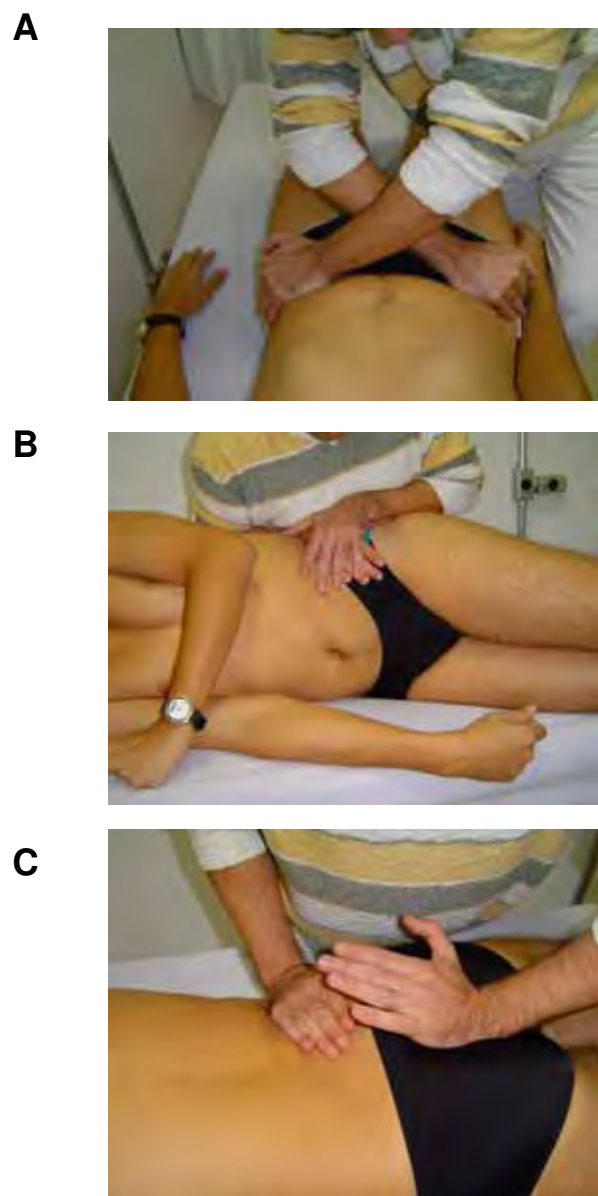


FIGURA 5 - Testes de provocação sacroilíaca utilizados para detectar algia ao estresse articular. Teste de distração sacroilíaca (A), teste de compressão (B) e teste de pressão do ápex sacral (C).

Tendo sido observado disfunção sacroilíaca após avaliação clínica com os testes de Gillet e os testes de provocação sacroilíacos, e não observado nenhum dos critérios de

exclusão os sujeitos foram admitidos para participação deste estudo. Todos os sujeitos passaram por um estudo radiológico da pelve constituído por cinco radiografias de incidência ântero-posterior em posição ortostática. Realizado o primeiro estudo os sujeitos receberam manipulação da articulação sacroilíaca com técnicas semi-diretas de alta velocidade e baixa amplitude adequada ao tipo de disfunção observada ao teste de Gillet. Confirmada o restabelecimento da mobilidade articular através do teste de Gillet um segundo estudo radiológico foi executado em prazo máximo de uma semana, para avaliar o efeito do procedimento manipulativo sobre as estruturas pélvicas.

### **3.2.3 Protocolo de incidências radiológicas da pelve**

O protocolo de incidências radiológicas buscou avaliar a mobilidade sacroilíaca através de radiografias dinâmicas com posicionamentos corporais que induzem um estresse na articulação sacroilíaca. Radiografias dinâmicas constituem aquelas realizadas em posições extremas de amplitude para avaliar restrições de mobilidade ou instabilidade segmentar.

Os sujeitos foram radiografados em posição ortostática com posicionamento padronizado dos pés, de modo que não ocorresse indução de comportamentos não controlados na pelve. Este posicionamento foi determinado com auxílio de uma tábua de posicionamento, demarcada com linhas que definem o alinhamento ântero-posterior dos pés e distanciamento lateral em 10 centímetros entre os maléolos internos.

A primeira incidência radiológica foi realizada com o participante em posicionamento ortostático neutro. Esta incidência radiológica serviu como referência do comportamento assimétrico da pelve dos sujeitos em postura ereta neutra. As próximas incidências foram realizadas com o componente de estresse sobre a articulação sacroilíaca. Assim, a segunda e a terceira radiografias foram realizadas com a látero-flexão máxima da coluna vertebral para a direita e esquerda, respectivamente. Este posicionamento teve a intenção de induzir um movimento primário do sacro que foi avaliado através da metodologia de interpretação de imagem. A quarta e a quinta incidências foram realizadas com um calço de 1,5 cm sob o membro inferior direito e esquerdo, respectivamente. Nestas incidências esperávamos avaliar a mobilidade ilíaca produzida por uma discrepância induzida dos membros inferiores. Em todas as incidências radiológicas uma moeda foi posicionada no campo visual para permitir a normalização das medidas.

Após este estudo radiológico todos os indivíduos com disfunção sacroilíaca foram manipulados com técnicas específicas para correção da disfunção diagnosticada, com número de manobras suficientes para eliminar a positividade no teste de Gillet. Tendo constatado a correção da disfunção sacroilíaca, os participantes passaram por um segundo estudo radiológico, seguindo os mesmos procedimentos radiológicos executados antes da manipulação sacroilíaca.

### **3.2.4 Protocolo de Interpretação das Imagens**

As imagens radiográficas foram analisadas por dois examinadores em dois momentos distintos, 1ª avaliação e 2ª avaliação, para proceder com a análise de

---

reprodutibilidade intra e inter-examinador. As imagens foram interpretadas seguindo a orientação de Gonstead sobre imagens estáticas da pelve (PLAUGHER, 1991). Variações entre medidas angulares e lineares foram utilizadas para definir os parâmetros de mobilidade sacroilíaca. Representação das medidas que foram utilizadas neste estudo é apresentada na Figura 6.

Inicialmente foi definida a diferença de comprimento entre os dois membros pelo traçado de duas linhas de projeção horizontal que tangencia o extremo superior das cabeças femorais. A distância entre as duas linhas indica uma possível diferença funcional entre os dois membros inferiores, variável que será denominada de distância das cabeças femorais (DCF) (Figura 6A). Valores positivos são indicativos de maior comprimento do membro inferior direito, enquanto valores negativos indicarão maior comprimento do membro esquerdo.

O comportamento dinâmico do sacro foi analisado através da variação presente na medida hemi-sacral (MHS) (Figura 6C) e no ângulo da base sacral (ABS) (Figura 6B). A medida hemi-sacral corresponde à distância horizontal entre uma marca no centro do tubérculo de S2 e uma marca na borda lateral do sacro no mesmo nível de S2. Caso o tubérculo de S2 não fosse bem visualizado, foi adotado o mesmo procedimento sobre o nível de S3. Esta medida se altera em função de um movimento rotacional do sacro ou pelve sobre o eixo vertical. O lado de maior medida hemi-sacral corresponde ao lado em que apresenta uma posterioridade do sacro (PLAUGHER, 1991).

O ângulo da base sacral foi adicionado ao sistema proposto por Gonstead para avaliar a inclinação específica do sacro. O ângulo sacral corresponde ao ângulo formado entre uma linha que tangencia a base sacral com uma linha de projeção horizontal. Em

condição de simetria do sacro e na ausência de discrepância entre os membros este ângulo deve ser de 0°.

O comportamento dos ilíacos foi avaliado pela mensuração da medida vertical do ilíaco (MVI) (Figura 6C). A medida vertical do ilíaco corresponde à distância entre as linhas que tangenciam o extremo superior da crista ilíaca com a reta que tangencia o extremo inferior do ísquio. Estas linhas foram traçadas através de linhas paralelas à projeção horizontal. Medidas elevadas de um ilíaco em relação ao outro foram interpretadas como sendo causadas pela rotação posterior do ilíaco com maior medida vertical, ou rotação anterior do ilíaco de menor medida vertical.

Finalmente, o distanciamento de duas linhas verticais projetadas sobre o centro da sínfise púbica e o tubérculo de S2 indica a distância da sínfise púbica (DSP) (Figura 6A). Se a sínfise estiver deslocada em direção ao ilíaco direito é indicativo de uma rotação posterior e externa do ilíaco direito ou anterior e interno do ilíaco esquerdo.

O comportamento angular do nível L4 também foi obtido para avaliar a influência das alterações pélvicas sobre a coluna lombar. Este ângulo foi definido pela tangente formada pela extremidade inferior do corpo vertebral de L4 com a projeção da horizontal. Valores positivos indicam uma inclinação à direita de L4 e valores negativos inclinação à esquerda.

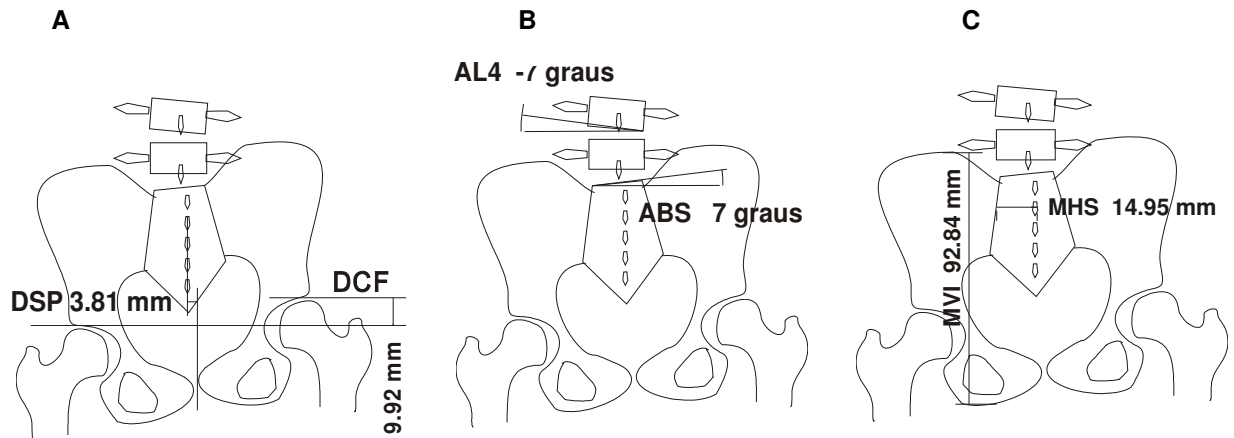


FIGURA 6 – Representação das variáveis contínuas lineares e angulares para avaliar o posicionamento das estruturas pélvicas e lombar. Em A distância da cabeça femoral (DCF) e distância da sínfise púbica (DSP); em B medidas angulares da quarta vértebra lombar (L4) e da base sacra (ABS); em C a medida vertical do íliaco (MVI) e medida hemi-sacral (MHS). (inspirado no Método de Gonstead).

### 3.2.5 Tratamento e Análise dos Dados

As imagens radiográficas digitalizadas foram analisadas em um programa de análise postural SAPO fornecido gratuitamente pela incubadora FAPESP. Este programa apresenta funções para medição de variáveis lineares e angulares, as quais foram utilizadas para obter as variáveis previamente mencionadas. Estas imagens foram carregadas a partir de arquivos tipo “.jpg”.

### 3.2.5.1 Condição radiográfica neutra

As imagens radiográficas obtidas em posição neutra indicaram o comportamento de simetria habitual dos sujeitos antes e após a manipulação.

A análise de validade do teste de Gillet foi realizada através do teste de Kappa comparando os resultados obtidos no teste de Gillet com o padrão de assimetria observado nas imagens radiográficas em posição neutra. Cada tipo de disfunção sacroilíaca apresenta um comportamento assimétrico característico que pode ser inferido através da imagem radiológica.

As medidas lineares de DCF, DSP e as medidas angulares L4 e ABS foram avaliadas comparativamente antes e após a manipulação. Para as variáveis que apresentam a medida esquerda e a direita, como a MHS e a MVI foi estabelecido um índice de simetria (IS), segundo a fórmula proposta por ROBINSON (1987):

$$IS = \frac{2(Xd - Xe)}{(Xd + Xe)} \times 100$$

Onde:

Xd = valor da variável obtido no hemicorpo direito.

Xe = valor da variável obtido no hemicorpo esquerdo.

A perfeita simetria entre as variáveis obtidas entre o hemicorpo direito e esquerdo resulta em um índice de simetria igual a zero.

As variáveis definidas a partir da imagem radiográfica em posição neutra foram:

1. Distância da cabeça femoral

2. Distância sínfise púbica
3. Ângulo de L4
4. Ângulo da base sacra
5. Índice de simetria da medida hemi-sacral
6. Índice de simetria da medida vertical ilíaca

### **3.2.5.2 Condição radiográfica em estresse**

As radiografias obtidas em condição de estresse por inclinação lateral lombar e com o calço puderam fornecer informações sobre o comportamento de simetria dinâmica dos segmentos pélvicos e sobre a sua amplitude de movimento. A simetria dinâmica das variáveis que apresentam apenas uma medida simples, como as variáveis L4, ABS, DCF e DSP foi avaliada com a utilização do índice de simetria da mesma variável em momentos em que o estresse recai sobre o lado direito e sobre o lado esquerdo.

Para as variáveis que apresentam medidas referentes a cada hemicorpo, como as variáveis MHS e MVI, foi estabelecida uma diferença entre cada lado da variável antes de estabelecermos o índice de simetria. Consequentemente, foram obtidas outras duas variáveis dependentes a partir das variáveis anteriores, o índice de simetria da medida hemisacral e o índice de simetria da medida vertical ilíaca. Deste modo, foi possível comparar a assimetria de forma dinâmica e definir possíveis restrições de mobilidade. A amplitude de movimento foi definida apenas para as variáveis angulares (L4 e ABS) através da variação angular obtida do segmento analisado na condição de estresse no lado

---

direito e no lado esquerdo. Conseqüentemente, para cada condição radiográfica dinâmica de inclinação lombar e calço, foram obtidos as seguintes variáveis dependentes:

1. Índice de simetria L4 (ISL4)
2. Índice de simetria do ângulo da base sacral (ISabs)
3. Índice de simetria distância da cabeça femoral (ISdcf)
4. Índice de simetria distância da sínfise púbica (ISdsp)
5. Índice de simetria medida hemi-sacral (ISMhs)
6. Índice de simetria medida vertical ilíaca (ISMvi)
7. Amplitude angular L4 (AL4)
8. Amplitude angular do sacro (As)

Os valores de IS foram convertidos em valores absolutos para retirar a influência do lado da assimetria no valor da variável. Os valores de IS obtidos após o procedimento manipulativo foram multiplicados por 1 caso o sentido da assimetria permaneça sobre o mesmo lado da condição pré-manipulativa e multiplicado por -1 caso ocorra uma modificação no sentido da assimetria. Este procedimento permitiu observar modificações no sentido da assimetria após a intervenção manipulativa.

### 3.2.6 Análises Estatísticas

A reprodutibilidade intra-examinador das variáveis contínuas, DCF, ABS, L4, MHS, MVI e DSP, foram avaliadas pela correlação da primeira e segunda avaliação de cada examinador através do coeficiente de Pearson. A reprodutibilidade inter-examniador foi obtida pela correlação da primeira avaliação de cada examinador através do coeficiente de Pearson.

Os resultados obtidos através das análises radiológicas foram analisadas utilizando procedimentos de estatística descritiva e inferencial. Para a análise descritiva foram obtidos as médias e os desvios-padrão de cada variável dependente obtidas antes e após a manipulação sacroilíaca.

Após verificação dos pressupostos de normalidade e homogeneidade, a análise inferencial foi constituída por cinco testes de análise de variâncias múltiplas (MANOVAs) para medidas repetidas. Os dados radiológicos em condição neutra foram analisados por MANOVAs one-way. A primeira MANOVA teve como fator o efeito da manipulação (pré e pós-manipulação) e como variáveis dependentes o índice de simetria das medidas hemi-sacrais (ISmhs) e o ângulo da base sacral (ABS). A segunda MANOVA também teve como fator o efeito da manipulação (pré e pós-manipulação) e como variáveis dependentes as variáveis ISmvi, ângulo de L4, distância da sínfise púbica (DSP) e distância das cabeças femorais (DCF) em condição neutra.

Para análise dos dados radiológicos em condição de estresse foram utilizadas três MANOVAs (2X2), tendo como fatores a condição de estresse (inclinação lombar lateral e calço) e o efeito da manipulação (pré e pós-manipulação), ambos fatores tratados como

---

medidas repetidas. A primeira MANOVA teve como variáveis dependentes os índices de simetria das medidas MHS e ABS. A segunda MANOVA teve como variáveis dependentes o índice de simetria da MVI, L4, DSP e DCF. Finalmente, a terceira MANOVA teve como variáveis dependentes a amplitude angular de L4 (AL4) e a amplitude angular sacral (As). Em todas as análises, o nível de significância foi mantido em 0,05 e quando necessário testes univariados foram realizados. Todas as análises foram realizadas utilizando o programa SPSS 10.0 (SPSS, Inc.).

### **3.3. RESULTADOS**

Todos os participantes selecionados com disfunção sacroilíaca realizaram todas as incidências radiológicas, totalizando um número de 100 radiográficas analisadas. Os dados serão apresentados seguindo a ordem dos procedimentos de análise, iniciando com as análises de reprodutibilidade, seguido da análise radiográfica em condição neutra e, finalmente, em condição de estresse.

A caracterização dos participantes quanto ao gênero, diagnóstico disfuncional, padrão assimétrico radiológico do sacro e dados antropométricos estão descritos na Tabela 1.

TABELA 1. – Caracterização do gênero, diagnóstico clínico de disfunção (Teste de Gillet), aspecto radiológico e valores antropométricos dos participantes.

Participante	Gênero	Teste de Gillet	Acoplamento entre rotação e inclinação (radiológico)	Massa (Kg)	Altura (m)
1	M	unilateral	Desacoplado	102	1,79
2	F	Torção	Acoplado	61	1,67
3	M	Torção	Acoplado	71	1,72
4	F	Torção	Acoplado	60	1,62
5	F	Torção	Desacoplado	45	1,56
6	F	Torção	Acoplado	54,5	1,64
7	F	Torção	Acoplado	47	1,54
8	F	Torção	Acoplado	64	1,56
9	M	Torção	Acoplado	71	1,68
10	F	Torção	Acoplado	62	1,68
Média			Kappa=0,615	64,7	1,6
SD			P<0,05	16,6	0,07

### 3.3.1 Análise de Reprodutibilidade

Para proceder com a análise de reprodutibilidade intra e inter-examinadores foram obtidos os índices de correlação de Pearson, apresentados na Tabela 2.

TABELA 2. – Valores de correlação de Pearson referentes aos testes de reprodutibilidade intra e inter-examinadores.

Variável	Intra Examinador I	Intra Examinador II	Inter Examinadores
MHSd	0.841	0.933	0.878
MHSe	0.825	0.933	0.840
MVId	0.867	0.926	0.791
MVId	0.894	0.949	0.838
DCF	0.995	0.998	0.973
DSP	0.992	0.991	0.921
L4	0.977	0.934	0.940
ABS	0.928	0.880	0.833

Nota: Diferença significativa para todos os coeficientes ( $p < 0,001$ ).

Os dados de reprodutibilidade intra-examinador do examinador I apresentaram correlação forte para as variáveis MHSd, MHSe, MVId e MVLe, e correlação muito forte para as variáveis DCF, DSP, L4 e ABS. Os dados de reprodutibilidade intra-examinador do segundo examinador (examinador II) resultaram em correlação muito forte para todas as variáveis com exceção da variável ABS que apresentou uma correlação forte.

A análise de reprodutibilidade inter-examinador indicou uma forte correlação das variáveis MHSd, MHSe, MVId, MVLe e ABS, e correlação muito forte para as variáveis DCF, DSP e L4.

### **3.3.2. Condição radiográfica neutra**

Todos os participantes envolvidos no estudo apresentaram disfunção de origem sacral, sendo nove delas diagnosticadas como torções e uma como disfunção unilateral. Estas disfunções pressupõem que o sacro apresenta as principais alterações de assimetria e restrição de mobilidade. A Figura 7 apresenta o comportamento de simetria das variáveis relativas ao sacro (MHS e ABS) e das estruturas adjacentes antes e após a manipulação.

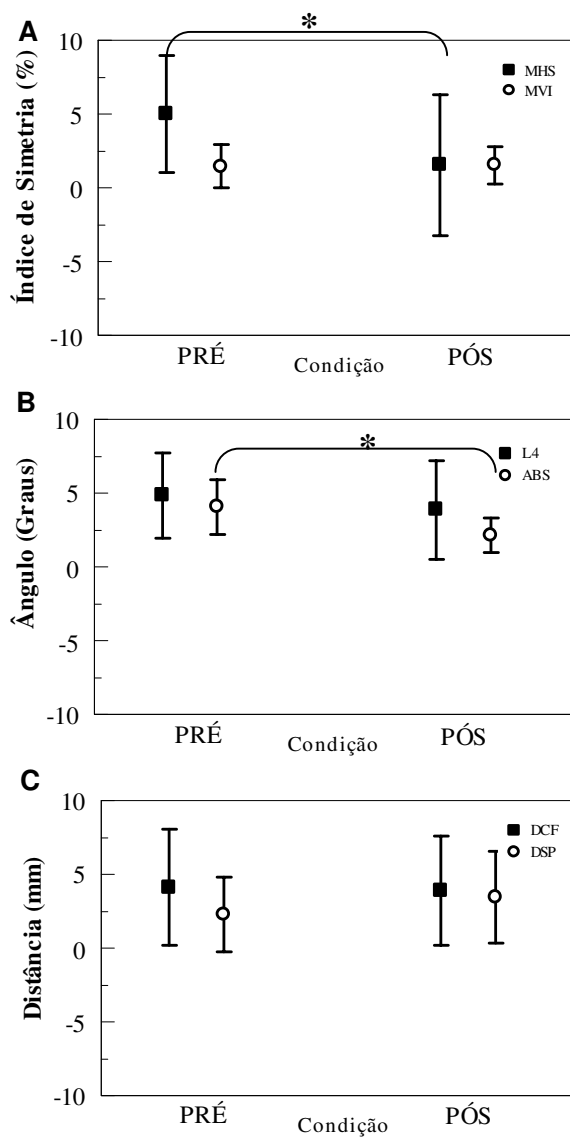


FIGURA 7 – Valores médios e desvio-padrão das variáveis que representam o comportamento de simetria do sacro e das estruturas adjacentes em condição neutra. Em A os índices de simetria da medida hemi-sacral (MHS) e da medida vertical do ílaco (MVI). Em B os valores angulares de L4 e base sacral (ABS). Em C os valores lineares de distância da cabeça femoral (DCF) e distância da sínfise púbica (DSP).  
Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

A MANOVA indicou diferença das variáveis sacrais de MHS e ABS em função do fator manipulação, Wilks' Lambda=0,264,  $F(2,8)=11,153$ ,  $p<0,01$ . Análises univariadas indicaram diferença para a MHS,  $F(1,9)=22,64$ ,  $p<0,005$ ; e para ABS,  $F(1,9)=14,26$ ,  $p<0,005$ , indicando redução da assimetria para ambas as variáveis de MHS e ABS após a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca. A MANOVA para as variáveis das estruturas adjacentes ao sacro, MVI, L4, DCF e DSP, não apresentaram diferença significativa em função do fator manipulação.

### **3.3. Condição radiográfica em estresse**

As radiografias realizadas em condição de estresse visaram avaliar a capacidade adaptativa da região lombopélvica diante das cargas estabelecida por ação interna ou externa. A Figura 8 apresenta as variáveis de índice de simetria obtidas na condição de estresse em inclinação lateral lombar e pela implementação de um calço sob o membro inferior do participante.

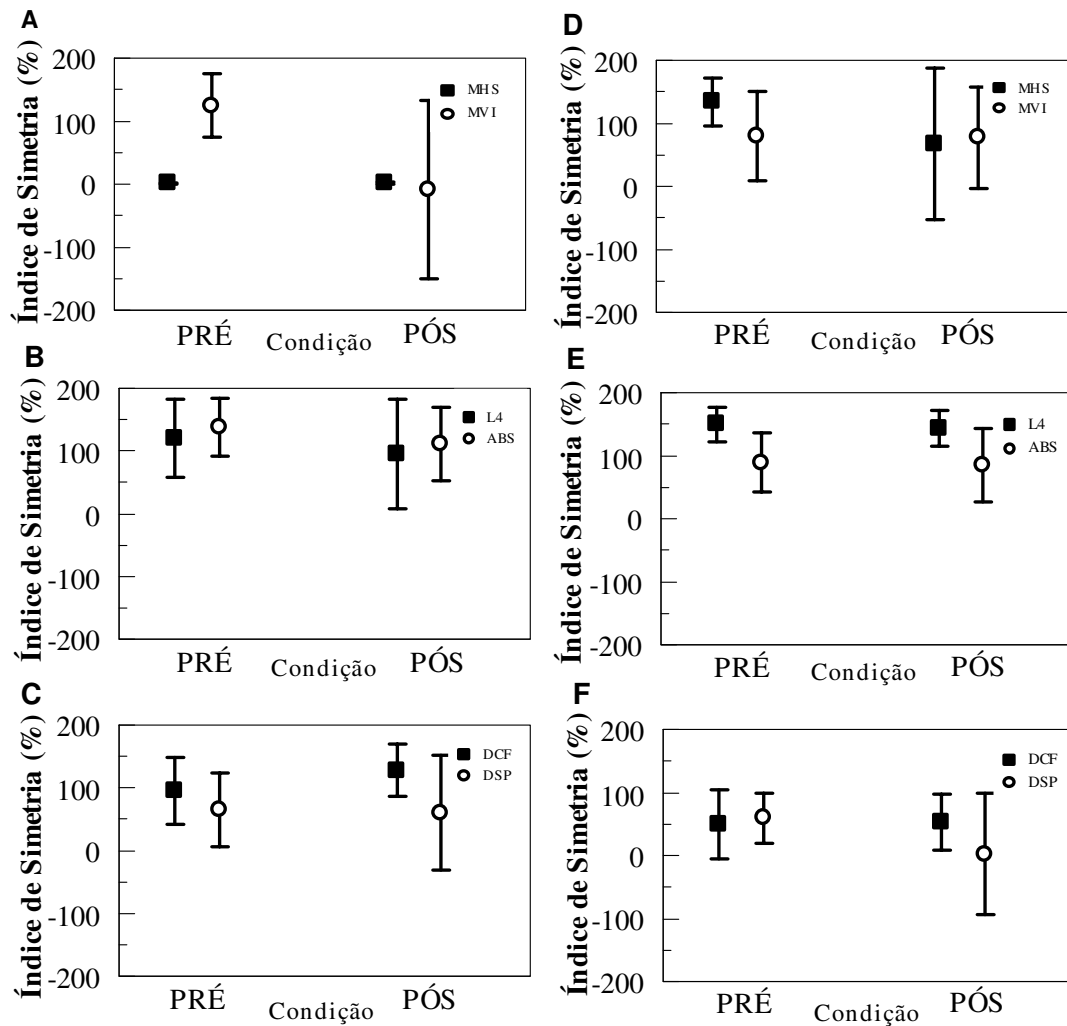


FIGURA 8 – Valores médios dos índices de simetria das variáveis do sacro e estruturas adjacentes em condição de estresse. Em A estão representados os índices de simetria das variáveis medida hemi-sacral (MHS) e vertical do íliaco (MVI); B os índices de simetria das variáveis valores angulares da lombar 4 (L4) e base sacral (ABS) e em C os índices de simetria das variáveis distância da cabeça femoral (DCF) e sínfise púbica (DSP) em condição de inclinação lateral. Em D, E e F estão ordenadas as mesmas variáveis em seqüência na condição de calço.

A MANOVA para análise das variáveis referentes ao sacro, IS-MHS e IS-ABS, não indicou diferença para o fator manipulação. Em relação ao fator da condição de estresse, também nenhuma diferença foi verificada. Ainda, esta análise não indicou efeito sobre a interação manipulação e condição.

A MANOVA realizada para análise das variáveis dos índices de simetria das estruturas adjacentes não apontou diferença sobre o fator manipulação. Novamente, não foi verificada diferença sobre a condição do estresse. Finalmente, a interação manipulação e condição também não apresentou diferença.

Além das radiografias em estresse permitirem avaliar a adaptação da simetria diante da condição imposta, elas permitiram avaliar as amplitudes adaptativas dos ângulos L4 e ângulo da base sacral (ABS) através da variação angular estabelecida entre os dois lados. A Figura 9 apresenta os valores de amplitude angular resultante no sacro e no nível vertebral de L4 para as duas condições de estresse.

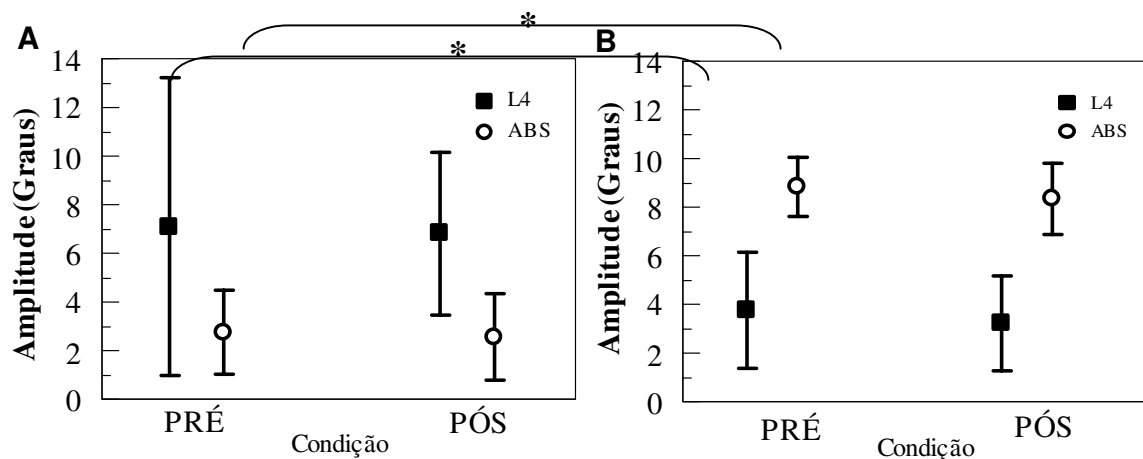


FIGURA 9- Valores da média das amplitudes de variação angular do sacro (ABS) e do nível vertebral L4 (L4) obtidos na condição de estresse por inclinação lateral da coluna (A) e em por estresse com o calço (B).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

Para as amplitudes angulares de L4 e ABS, a MANOVA não indicou efeito da manipulação. Entretanto, foi observado efeito para a condição de estresse, Wilks' Lambda=0,062,  $F(2,8)=60,054$ ,  $p<0,001$ . Análises univariadas indicaram que diferença foi determinada tanto para a variável de amplitude de L4,  $F(1,9)= 6,568$ ,  $p<0,05$ , quanto para a variável de amplitude da base sacral,  $F(1,9)=101,312$ ,  $p<0,001$ . Deste modo, pudemos verificar que a condição de estresse proporcionada pela inclinação lateral da coluna lombar resultou em maior amplitude angular do nível vertebral L4 em comparação à amplitude sacral, enquanto que o estresse induzido com o calço sob o membro inferior resultou em maior amplitude angular do sacro em relação ao nível vertebral L4. A interação dos fatores manipulação e condição de estresse não apresentou diferença.

## **CAPÍTULO 4.**

### **INFLUÊNCIA DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA NA SIMETRIA DA MARCHA**

#### **4.1. INTRODUÇÃO**

Para alguns autores a mobilidade da articulação sacroilíaca está relacionada a um possível mecanismo de absorção das forças de reação durante a marcha (DONTIGNY, 1985; MITCHELL, 1999). Este papel seria importante para evitar que forças de reação demasiadamente altas atingissem a transição lombossacra, levando a uma sobrecarga funcional nos níveis lombares inferiores. A restrição de mobilidade presente nas disfunções sacroilíacas pode sobrecarregar a transição lombossacra, e conseqüentemente favorecer a ocorrência de discopatias (DONTIGNY, 1990). Entretanto, outros autores interpretam que as disfunções sacroilíacas são causadas pela instabilidade da articulação, resultante de atraso na ativação antecipatória de grupos musculares que deveriam proporcionar

---

estabilização ativa durante as atividades como a marcha (HUNGERFORD et al., 2003; HOSSAIN & NOKES, 2005). Apesar da presença de um consistente sistema ligamentar para proporcionar estabilização passiva da articulação, os movimentos sacroilíacos dependem da estabilização ativa de músculos que restringem sua mobilidade articular. Conseqüentemente, temos duas hipóteses relacionadas às manifestações de dor sobre a articulação sacroilíaca. Porém, raros são os estudos que analisaram o comportamento da marcha em pacientes com disfunção sacroilíaca e puderam trazer alguma contribuição sobre o tema.

A eficiência da marcha está fortemente relacionada ao controle propulsivo dos membros inferiores que permite a progressão do corpo em relação ao ambiente. Entretanto, sua eficiência também está vinculada às estratégias que garantam equilíbrio, proteção do sistema músculoesquelético e redução do gasto energético. Para garantir estas necessidades, os muitos segmentos e articulações corporais devem atuar de forma integrada num complexo padrão locomotor onde os segmentos axiais são coordenados com os movimentos propulsivos dos membros inferiores. Durante a marcha, os segmentos axiais, constituídos pela pelve e coluna vertebral, realizam movimentos oscilatórios nos três planos espaciais. Especificamente, a coluna vertebral estabelece movimentos rítmicos de deslocamento no plano sagital e frontal (THORSTENSSON, 1984). No plano sagital, este deslocamento sempre ocorre em sentido anterior em relação a uma posição neutra, com o tronco inclinado para frente. O deslocamento anterior ocorre duas vezes por ciclo da marcha, atingindo o extremo no momento de transição entre a fase de duplo apoio para a fase de apoio simples (THORSTENSSON, 1984).

---

O deslocamento anterior apresenta maior amplitude ao nível de L3 (2 a 2,5 cm) do que em C7 (1 a 1,5 cm) (THORSTENSSON, 1984). A redução do deslocamento ântero-posterior em níveis vertebrais mais cefálicos pode ter a função de reduzir o impacto que atinge a cabeça, minimizando os efeitos das acelerações geradas durante a marcha. Este comportamento possivelmente sirva para priorizar as informações visuais e vestibulares durante a deambulação (THORSTENSSON, 1984).

O movimento gerado pela coluna no plano frontal (movimento lateral) estabelece um ciclo completo por ciclo da marcha. O deslocamento lateral é iniciado quando o pé toca ao solo no momento de recepção da marcha. O deslocamento ocorre para o mesmo lado da perna em fase de recepção. Este movimento atinge o valor máximo durante a fase de simples apoio do membro do mesmo lado (THORSTENSSON, 1984; ROSE & GAMBLE, 1998).

Estudos de marcha demonstraram que a velocidade preferencial de deslocamento é de aproximadamente 1,3 m/s (GOBLE et al., 2003, TAYLOR et al., 2004). A manipulação da velocidade resulta em modificações na amplitude e no comportamento temporal das oscilações lombopélvicas (THORSTENSSON, 1984). Por exemplo, o aumento da velocidade da marcha promove um aumento da amplitude de oscilação lombopélvica no plano frontal e sagital (CROSBIE et al., 1997). Considerando que uma das funções da oscilação no plano frontal está relacionada à redução da elevação do centro de massa, o incremento de sua amplitude durante a elevação da velocidade de marcha pode ter um papel na absorção de forças excessivas e redução de gasto energético (ROSE & GAMBLE, 1998; GRACOVETSKY, 1985).

---

Mitchell (1999) descreveu um padrão de movimentação sacroilíaca durante a marcha, segundo o qual o sacro realizava movimentos acompanhando o comportamento oscilatório da coluna vertebral e dos ilíacos em função da movimentação dos membros inferiores. Durante a progressão do membro direito, o tronco realiza uma látero-flexão esquerda, promovendo o deslocamento do centro de gravidade para o pólo superior esquerdo da articulação sacroilíaca. Este deslocamento fixa o eixo oblíquo esquerdo, permitindo a movimentação do sacro sobre este eixo. Então, o sacro realiza uma torção para a esquerda acompanhada por uma descida da base sacral direita para permitir a adaptação do sacro à conformação curva em “C” da coluna lombar (MITCHELL, 1999).

Os movimentos no plano sagital que ocorrem durante a marcha são acompanhados por movimentos de inclinação do sacro entre os ilíacos (PIERRYNOWSKI et al., 1988). Enquanto o tronco está sendo deslocado anteriormente, o sacro realiza um movimento de deslizamento caudal entre os ossos ilíacos. Ao reverter o movimento retornando para a posição neutra, o sacro passa a deslizar em sentido ventral. Esta oscilação tem funções primordiais durante a deambulação, controlando o deslocamento anterior do tronco, mantendo o equilíbrio durante a marcha e conservando energia para impulsionar o membro em flexão durante o retorno do tronco a posição neutra (THORSTENSSON et al., 1984; DONTIGNY, 1990).

Os ossos ilíacos também se movimentam durante a marcha, acompanhando a movimentação dos membros inferiores. Ao mesmo tempo que o membro direito move para frente com a flexão do quadril, o ilíaco homolateral realiza uma rotação posterior. Esta rotação é acentuada pelo contato do calcanhar durante a fase de recepção. Durante a fase de apoio a direção reverte progressivamente, fazendo uma rotação anterior na fase de impulsão

---

do membro (MITCHELL, 1999). As disfunções sacroilíacas podem proporcionar alterações específicas na marcha, alterando o comprimento do passo e o padrão de oscilação pélvica (MITCHELL, 1999).

Apesar do desenvolvimento corporal naturalmente tender a desenvolver um padrão simétrico no comportamento da marcha, a presença de assimetrias ocorrem com frequência. O exame da simetria entre membros em indivíduos com algum comprometimento do sistema locomotor é frequentemente utilizado como método de avaliar a eficiência de um tratamento (GOBLE et al., 2003). Diversas patologias do sistema musculoesquelético e neuromuscular podem afetar a simetria da marcha, alterando os aspectos temporais, cinemáticos e cinéticos da marcha (ROBINSON et al., 1987; ROSE; GAMBLE, 1998; GOBLE et al., 2003; KAKUSHIMA et al., 2003; PERTTUNEN et al., 2004).

Estudos de marcha demonstraram que as disfunções sacroilíacas podem elevar a assimetria entre as forças de reação do solo obtidas entre os membros inferiores (HERZOG et al., 1988; HERZOG et al., 1991; HERZOG; CONWAY, 1994; ROBINSON et al., 1987). Estas alterações ocorrem sobre os três componentes das forças de reação e são minimizadas com a terapia por manipulação sacroilíaca (HERZOG et al., 1991). Apesar desta constatação, muito pouco ainda é conhecido sobre estas alterações em um escopo mais amplo, necessitando, assim, de outros estudos sobre esta temática.

As alterações de simetria não se expressam apenas no comportamento dos membros inferiores em sua função propulsora, mas também podem afetar a oscilação lombopélvica. A simulação de discrepância entre membros inferiores com calço resulta em comportamento assimétrico do movimento de inclinação lateral da coluna como uma forma de compensar a diferença de membros (KAKUSHIMA et al., 2003).

Frente ao exposto, o estudo tem o objetivo de avaliar o comportamento de simetria da marcha em participantes com disfunção sacroilíaca e avaliar a influência imediata proporcionada pela manipulação da articulação sacroilíaca com técnicas em grau V.

## **4.2. MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.2.1. Participantes**

Os participantes envolvidos neste estudo atendiam os requisitos estabelecidos nos critérios de inclusão e exclusão. Foram excluídos deste estudo os sujeitos que apresentavam história de patologias ortopédicas, reumatológicas e neurológicas de caráter crônico que poderiam afetar funcionalmente ou estruturalmente o sistema locomotor.

Foram incluídos participantes de ambos os gêneros (14 do gênero feminino e 6 do gênero masculino), com idades entre 18 e 34 anos de idade, apresentando disfunção de mobilidade na articulação sacroilíaca. Estes participantes foram divididos em dois grupos, segundo a presença ou não de sintomatologia. O primeiro grupo foi constituído por participantes com positividade nos testes de mobilidade sacroilíaca e de provocação (disfunção sacroilíaca). O segundo grupo foi constituído por participantes com positividade no teste de mobilidade e negatividade nos testes de provocação (hipomobilidade). Cada grupo foi constituído por 10 participantes, pareados por gênero e idade. Os testes de mobilidade também permitiram classificar o tipo de disfunção de cada voluntário. Os participantes admitidos no estudo, segundo os critérios de inclusão, foram instruídos sobre os procedimentos realizados durante as coletas e foram convidados a assinar um termo de

consentimento livre esclarecido (protocolo aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências – protocolo número 017/2007).

#### **4.2.2. Procedimentos**

Após explicações dos objetivos do estudo e sobre os procedimentos utilizados no experimento, os voluntários passaram por uma avaliação clínica adotando os mesmos testes clínicos descritos no estudo anterior (Capítulo 3). Foram obtidas as medidas de massa corporal e estatura dos voluntários utilizadas para a para caracterização antropométrica dos grupos e procedimentos de normalização dos dados cinéticos.

Os participantes foram preparados para a coleta de dados com a colocação de seis marcas ativas do sistema de análise tridimensional (OPTOTRAK 3020 - NDI) , utilizadas para obtenção dos dados cinemáticos. Estas marcas foram posicionadas sobre os processos espinhosos das vértebras lombares (L1 e L5), sobre as espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPSs) e sobre a base dos quintos ossos do metatarso, conforme demonstrado em representação na Figura 10. Esta configuração de marcas na pelve demonstrou ser adequada para avaliação do comportamento de oscilação pélvica durante a marcha (VOGT et al., 2003; MISAILIDIS, GOMES & BARELA, 2006).

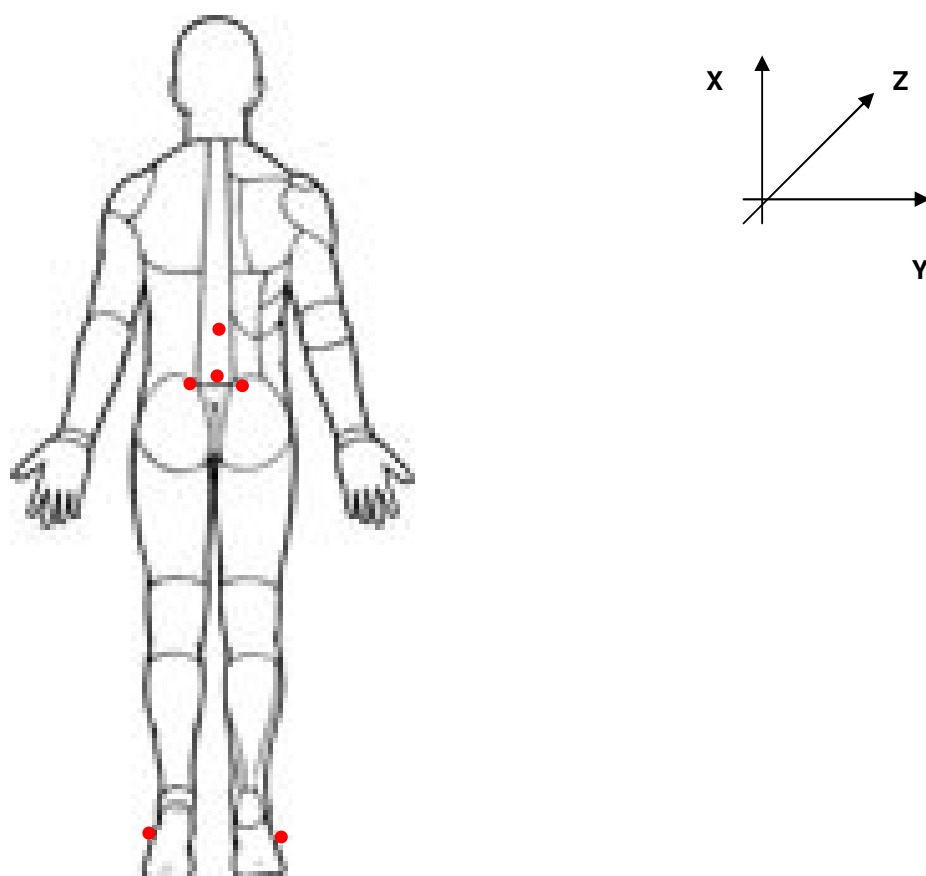


FIGURA 10 - Representação do posicionamento das marcas ativas aderidas nos membros inferiores sobre as bases do quinto metatarso direito e esquerdo, na pele sobre as espinhas ilíacas postero-superiores direita e esquerda e na coluna lombar sobre o processo espinhoso do nível vertebral L1 e nível vertebral L5.

Em seguida foram posicionados seis eletrodos bipolares, auto-adesivos constituídos por Ag/AgCl com 1,0 cm de diâmetro e dois centímetro de espaçamento centro a centro para obtenção da atividade eletromiográfica dos mm. multífidos, m. glúteo máximo e m. cabeça longa do bíceps femorais, todos coletados bilateralmente. Para tanto, dois eletrodos foram posicionados entre os níveis vertebrais de L4-L5, distantes dois centímetros lateralmente dos processos espinhosos, um em cada lado da coluna vertebral (HODGES & RICARDSON, 1997); um eletrodo para cada m. glúteo máximo posicionado a 33% da distância da segunda vertebral sacral até o trocanter maior do fêmur do lado correspondente (RAINOLDI et al., 2003); e para cada cabeça longa do bíceps a 35% da distância da tuberosidade isquiática até a face lateral da cavidade poplítea (RAINOLDI et al., 2003). Estes procedimentos de posicionamento visam evitar que os eletrodos não sejam aderidos sobre a zona de inervação onde há menor captação do sinal eletromiográfico (RAINOLDI et al., 2003).

Os dados de atividade eletromiográfica foram adquiridos com o uso de um eletromiógrafo (EMG System do Brasil - Modelo EMG 800 CBNC) com eletrodos pré-amplificados em 20 vezes e ganho de 50 vezes, totalizando uma amplificação de 1000 vezes do sinal captado. A frequência de aquisição do sinal foi de 1000 Hz.

Os dados eletromiográficos foram normalizados quanto à magnitude utilizando o método da contração voluntária máxima isométrica (CVMI). Para tanto, antes das coletas de marcha foram obtidos três coletas da atividade eletromiográfica de cada músculo analisado em condição de contração isométrica máxima em suas devidas posições de prova muscular segundo Kendall e colaboradores (1995).

---

Estando o participante devidamente preparado para obtenção da coleta de dados, este foi ambientado com as condições de coletas caminhando sobre uma passarela com 7 metros de comprimento e com uma distância delimitada de 5 metros. Nesta passarela, estava posicionada uma plataforma de força (Kistler – Modelo 9286A), coberta com um tapete de borracha. A partir desta plataforma de força, as forças de reação do solo foram obtidas em suas componentes vertical e horizontal (ântero-posterior). A frequência de aquisição da plataforma de força também foi de 1000 Hz.

Os participantes foram instruídos a iniciar a marcha primeiro com o membro direito (10 tentativas) e depois com o membro esquerdo (10 tentativas) para que o contato com a plataforma de força ocorresse primeiro com o membro inferior direito e depois com o membro inferior esquerdo. A velocidade de execução da marcha foi manipulada com a adoção de duas velocidades, velocidade preferencial e 25 % acima da velocidade preferencial de cada participante. Estas velocidades foram propostas na intenção de impor ao sistema musculoesquelético condições de atuação preferencial e maior exigência mecânica, com velocidade 25% acima da preferida. Para tanto, os participantes tiveram que andar uma distância delimitada de 5 metros, sendo definido o tempo para a velocidade preferida e estipulado o tempo para a velocidade 25% maior da velocidade preferida. Este tempo foi controlado por um pesquisador com o uso de um cronômetro. Os sujeitos foram informados em cada tentativa se estão andando na velocidade adequada ou se deveriam aumentar ou diminuir a velocidade de deslocamento. Foram consideradas apenas as tentativas realizadas com velocidade adequada. Após obtidas as coletas de cada membro com velocidade preferencial, foram iniciadas as tentativas com velocidade 25% acima da preferencial.

Encerradas as coletas na condição pré-manipulação os sujeitos receberam manipulação sacroilíaca com técnica de “thrust” adequada para o tipo de restrição avaliada. Após a confirmação de negatividade no teste de mobilidade sacroilíaco (Gillet), os procedimentos para análise da marcha foram repetidos para obtenção dos dados pós-manipulação.

Portanto, ao término dos procedimentos, foram coletadas 80 tentativas de marcha para cada voluntário (10 tentativas x 2 membros x 2 velocidades x 2 antes/pós-manipulação). Destas oitenta tentativas coletadas apenas quarenta foram analisadas. As tentativas utilizadas para análise foram preferencialmente as tentativas intermediárias de cada condição, sendo que as primeiras e as últimas foram excluídas e apenas foram incorporadas nas análises caso alguma das tentativas intermediárias tenham apresentado problemas na aquisição dos dados.

### **4.2.3 Tratamento e Análise dos Dados**

#### **4.2.3.1 Análise cinemática**

Os dados cinemáticos foram analisados por um programa escrito em ambiente MATLAB 7, onde foram obtidas as variáveis descritivas e cinemáticas da marcha. Antes de proceder com a obtenção das variáveis os dados coletados foram filtrados, filtro digital Butterworth, 2ª ordem, passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz e atraso de fase zero.

Para obtenção das variáveis cinemáticas foi necessário definir os eventos da marcha ao longo do ciclo: contato inicial, desprendimento contralateral, contato contralateral e

desprendimento homolateral e contato final. Estes eventos foram definidos utilizando a velocidade linear da componente vertical dos marcadores posicionados no quinto metatarso de cada pé. Os eventos de contato inicial e final foram definidos pelo segundo pico negativo da velocidade linear do componente vertical da marca posicionada no pé que inicia o ciclo de marcha. O evento de desprendimento homolateral corresponde ao pico positivo de velocidade linear do componente vertical da marca posicionada no pé que inicia o ciclo de marcha. O mesmo procedimento foi utilizado para definir os eventos de contatos e desprendimento do membro contralateral. Com a definição destes eventos, foram obtidas as seguintes variáveis descritivas do ciclo da marcha:

- duração do ciclo: diferença temporal entre o contato inicial e o contato final do pé que inicia o ciclo, sendo apresentado em segundos;
- cadência: calculada pela divisão do valor 1 pela duração do ciclo, multiplicado por 60 ( $1/\text{duração do ciclo} * 60$ ), sendo apresentada em passadas por segundo;
- comprimento da passada: diferença dos valores da marca do metatarso no eixo ântero-posterior, no instante do contato inicial e final do membro homolateral, sendo apresentada em metros;
- velocidade da marcha: divisão do comprimento da passada pela duração do ciclo, sendo apresentada em metros/segundo;
- comprimento do passo: diferença dos valores das marcas posicionadas nos metatarsos sobre o eixo ântero-posterior, no instante do contato inicial do membro que inicia o ciclo, sendo apresentada em metros;

- duração da fase de apoio: diferença temporal entre o contato inicial e o desprendimento homolateral dividida pela duração do ciclo, sendo apresentada em porcentagem do ciclo da marcha;
- duração da fase de balanço: diferença temporal entre o desprendimento homolateral e o contato final dividida pela duração do ciclo, sendo apresentada em porcentagem do ciclo da marcha;

A análise da oscilação rítmica lombopélvica foi obtida através dos registros de deslocamento angular nos três eixos dimensionais (X, Y e Z). A mobilidade da coluna lombar foi considerada em seu conjunto pelo comportamento angular estabelecido entre as marcas posicionadas em L1 e L5.

A movimentação sacroilíaca foi avaliada indiretamente através do padrão de movimentação executado pelo conjunto da pelve. A mobilidade pélvica foi analisada pelo deslocamento angular estabelecido pelas duas marcas posicionadas sobre cada espinha ilíaca pósterio-superior.

Com esta configuração de marcadores foi obtido o comportamento oscilatório de inclinação lombar (plano frontal), comportamento oscilatório de rotação pélvica (plano transversal) e comportamento oscilatório de inclinação pélvica (plano frontal) (MISAILIDIS, GOMES & BARELA, 2006). A Figura 11 apresenta uma representação esquemática dos ângulos que foram calculados: ângulo ( $\alpha$ ) determinando a oscilação de inclinação lombar, ângulo ( $\beta$ ) para oscilação de inclinação pélvica e ângulo ( $\delta$ ) para oscilação de rotação pélvica.

Ainda a partir da curva de oscilação foram determinados os picos de amplitude articular para cada lado da oscilação. Estes picos foram definidos pelo valor máximo obtido na curva de oscilação do lado do membro que determina o início do ciclo de marcha. As variáveis cinemáticas analisadas correspondem à diferença do pico de oscilação entre o lado direito e esquerdo para cada uma das três curvas de oscilação, derivando as seguintes variáveis dependentes:

- diferença de inclinação lombar;
- diferença de rotação pélvica;
- diferença de inclinação pélvica.

Os valores obtidos com as variáveis diferenciais foram convertidos em valores absolutos para retirar a influência do lado da assimetria no valor da variável. Os valores diferenciais obtidos após o procedimento manipulativo foram multiplicados por 1 caso o sentido da assimetria permaneça sobre o mesmo lado da condição pré-manipulativa e multiplicado por -1 caso houvesse uma modificação no sentido da assimetria. Este procedimento permitiu observar modificações no sentido da assimetria após a intervenção manipulativa.

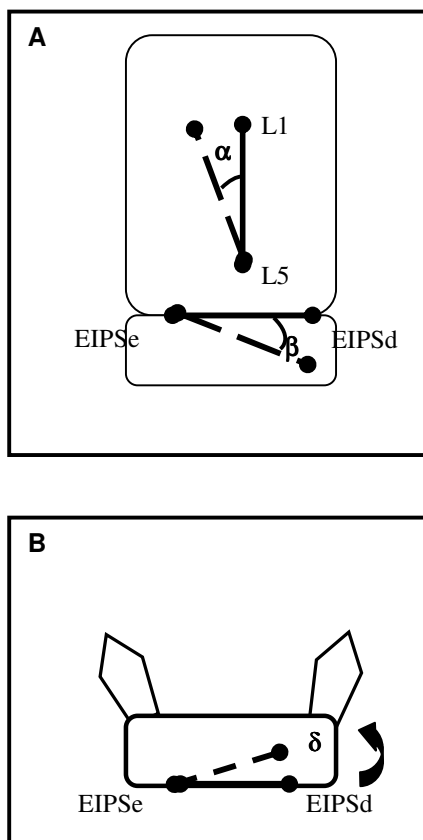


FIGURA 11 – Representação das medidas angulares de oscilação lombar (ângulo  $\alpha$ ) e pélvica (ângulo  $\beta$ ) obtidos no plano frontal em A e de oscilação pélvica obtido no plano transversal em B (ângulo  $\delta$ ).

#### 4.2.3.2. Análise cinética

Os dados obtidos na plataforma de força foram carregados no mesmo programa criado em ambiente MATLAB para análise cinemática e processados, inicialmente, com a utilização de um filtro digital Butterworth, 2ª ordem, com passa-baixa e frequência de corte

de 10 Hz e atraso de fase zero e normalizados com base na massa corporal de cada participante.

Para analisar os efeitos cinéticos das disfunções sacroilíacas foram obtidas as seguintes variáveis relacionadas às componentes verticais e ântero-posterior das forças de reação do solo durante a marcha (representadas na Figura 12):

- 1º pico de força do componente vertical ( $F_z$ ), determinado pelo valor máximo da curva de força  $F_z$  antes do vale da curva;
- 2º pico de força do componente vertical ( $F_z$ ) determinado pelo valor máximo da curva após o vale;
- impulso total do componente vertical ( $F_z$ ), calculando a integral de toda a curva de força  $F_z$ ;
- impulso de recepção do componente vertical ( $F_z$ ), calculando a integral da curva até o vale da curva;
- impulso de impulsão do componente vertical ( $F_z$ ), calculando a integral da curva do ponto do vale até o final da curva;
- pico de recepção do componente ântero-posterior ( $F_y$ ), obtido pelo menor valor da curva  $F_y$ ;
- pico de impulsão do componente ântero-posterior ( $F_y$ ), obtido pelo maior valor da curva  $F_y$ ;
- impulso de recepção do componente ântero-posterior ( $F_y$ ), definido pela integral do início da curva  $F_y$  até o ponto de reversão da curva, onde o valor é zero;

- impulso de impulsão do componente ântero-posterior ( $F_y$ ), definido pela integral da curva  $F_y$  do momento de reversão até o final da curva.

Para apresentar as séries temporais do comportamento das FRS obtidas, os dados foram normalizados temporalmente de 0 a 100% do ciclo de marcha, com intervalos de 1% do ciclo.

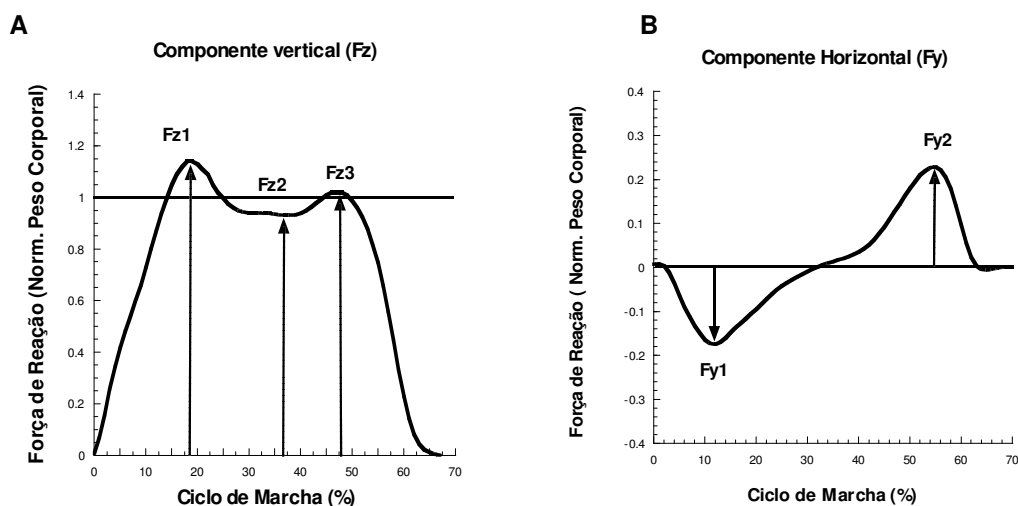


FIGURA 12 – Curva de força de reação do solo em sua componente vertical (A) e ântero-posterior (B). Na componente vertical, estão representados o 1º pico de força da componente vertical ( $F_{z1}$ ), o vale entre os dois picos da componente vertical ( $F_{z2}$ ) e o segundo pico da componente vertical ( $F_{z3}$ ). Na componente horizontal ântero-posterior, estão representados os picos da componente ântero-posterior da FRS na fase de recepção ( $F_{y1}$ ) e na fase de impulsão ( $F_{y2}$ ).

Para cada uma das variáveis mencionadas acima foi estabelecido o diferencial entre aquelas obtidas com o membro inferior direito e o membro inferior esquerdo, derivando as seguintes variáveis dependentes:

- diferença do 1º pico da força vertical;

- diferença do 2º pico Fz;
- diferença do impulso de recepção Fz;
- diferença do impulso de impulsão Fz;
- diferença do pico de recepção Fy;
- diferença do pico de impulsão Fy;
- diferença do impulso de recepção Fy;
- diferença do impulso de impulsão Fy.

Os valores das variáveis de diferença foram convertidos em valores absolutos para retirar a influência do lado da assimetria no valor da variável. Os valores das diferenças obtidos após o procedimento manipulativo foram multiplicados por 1 caso o sentido da assimetria permanecesse sobre o mesmo lado da condição pré-manipulativa e multiplicado por -1 caso houvesse uma modificação no sentido da assimetria. Este procedimento permite observar modificações no sentido da assimetria após a intervenção manipulativa.

#### **4.2.3.3. Análise eletromiográfica**

Para analisar o comportamento de atividade eletromiográfica dos músculos envolvidos na estabilização lombopélvica durante a marcha foram selecionados três músculos que foram avaliados bilateralmente, são eles: mm. multífidos, m. glúteo máximo e cabeça longa do m. bíceps femoral. Estes dados foram processados em ambiente MATLAB junto com os demais dados coletados na marcha. Inicialmente, os dados foram filtrados com um filtro digital Butterworth, 2ª ordem, passa-banda com frequência de corte

---

de 20-400 Hz e atraso de fase zero. Após proceder com a filtragem do sinal eletromiográfico os dados foram retificados por onda completa, convertendo todo o sinal em valores positivos. Para obter o envoltório linear do sinal os dados foram suavizados pelo método de janela móvel de 50 ms. Finalmente, os dados receberam tratamento de normalização quanto à magnitude do sinal pela CVMI e temporalmente pela porcentagem do ciclo de marcha. Para a normalização pela CVMI o maior valor médio das três tentativas obtidas durante a contração isométrica do músculo correspondente ao longo de um segundo de coleta foi utilizado como denominador do sinal eletromiográfico coletado. Como último tratamento, as curvas de ativação foram normalizadas temporalmente de 0 a 100% do ciclo de marcha em intervalos de 1%.

Os dados eletromiográficos foram analisados qualitativamente pela representação temporal dos dados de cada músculo selecionado. Os dados também foram analisados quantitativamente através variáveis que expressam o pico de atividade eletromiográfica de cada músculo para as fases de apoio e balanço do ciclo e seu momento de ativação. Estas variáveis derivaram as variáveis dependentes de diferença de pico obtidas de cada músculo pela diferença entre os lados, estabelecendo a seguintes variáveis:

- diferença pico multífidos em apoio;
- diferença pico multífidos em balanço;
- diferença pico glúteo em apoio;
- diferença pico glúteo em balanço;
- diferença pico bíceps em apoio;

- diferença pico bíceps balanço;
- diferença temporal multífidos em apoio;
- diferença temporal multífidos em balanço;
- diferença temporal glúteo em apoio;
- diferença temporal glúteo em balanço;
- diferença temporal bíceps em apoio;
- diferença temporal bíceps balanço;

Os valores das variáveis diferenciais foram convertidos em valores absolutos para retirar a influência do lado da assimetria no valor da variável. Os valores das diferenças obtidos após o procedimento manipulativo foram multiplicados por 1 caso o sentido da assimetria permanecesse sobre o mesmo lado da condição pré-manipulativa e multiplicado por -1 caso houvesse uma modificação no sentido da assimetria. Este procedimento permite observar modificações no sentido da assimetria após a intervenção manipulativa.

#### **4.2.4. Análises Estatísticas**

Após verificação dos pressupostos de normalidade e homogeneidade, a análise estatística inferencial foi constituída por sete MANOVAs (2x2x2) e uma ANOVA (2x2x2), tendo como fatores os dois grupos de participantes (hipomobilidade e disfunção), as duas velocidades da velocidade de marcha (preferida e 25% maior da preferida) e o

---

efeito manipulativo (pré e pós-manipulação), sendo estes dois últimos fatores tratados como medidas repetidas.

A ANOVA teve como variável dependente a duração da fase de apoio. A primeira MANOVA teve como variáveis dependentes as características descritivas da marcha: diferença da duração ciclo, diferença da cadência, diferença do comprimento da passada, diferença do comprimento do passo e diferença da velocidade. A segunda MANOVA foi constituída pela análise das variáveis dependentes cinemáticas, sendo elas: diferença da amplitude de inclinação lombar, diferença da amplitude de rotação pélvica e diferença da amplitude de inclinação pélvica. A terceira MANOVA teve como variáveis dependentes cinéticas da fase de recepção das FRS, diferença do 1º pico Fz, diferença do impulso recepção Fz, diferença do 1º pico Fy e diferença do impulso de recepção Fy. A quarta MANOVA analisou as variáveis dependentes da fase de impulsão das FRS, diferença do 2º pico Fz, diferença do impulso de impulsão Fz, diferença do 2º pico Fy e diferença do impulso de impulsão Fy. A quinta MANOVA analisou as variáveis eletromiográficas obtidas com a atividade dos multífidos: diferença do pico multífidos em apoio, diferença do pico multífidos em balanço, diferença temporal dos multífidos em apoio e diferença temporal dos multífidos em balanço. A sexta MANOVA analisou as variáveis eletromiográficas obtidas com a atividade dos glúteos: diferença do pico m. glúteo máximo em apoio, diferença do pico m. glúteo em balanço, diferença temporal do m. glúteo em apoio e diferença do temporal do m. glúteo em balanço. Finalmente a última MANOVA analisou as variáveis eletromiográficas obtidas com a atividade dos mm. bíceps femorais: diferença do pico do m. bíceps em apoio, diferença do pico do m. bíceps em balanço, diferença temporal do m. bíceps em apoio, diferença temporal do m. bíceps em balanço.

---

Quando necessário foram utilizados testes univariados. Todos os tratamentos estatísticos foram realizados através do programa SPSS 10.0 (SPSS, Inc.) e o nível de significância mantido em 0,05.

### 4.3. RESULTADOS

Todos os participantes envolvidos neste estudo puderam realizar a tarefa proposta sem dificuldade. Nenhum dos participantes do grupo com disfunção apresentou dor ou qualquer tipo de queixa durante a execução da marcha ou mesmo ao receber a manipulação. Dos vinte participantes que receberam manipulação, para restabelecer as alterações sacroilíacas, em dois destes não foi possível obter o ruído articular característico do efeito manipulativo. No entanto, mesmo nestes casos a manobra modificou o teste de Gillet, tornando-o negativo.

A manipulação da velocidade de marcha foi alcançada, uma vez que os participantes caminharam na velocidade média de 1,09 m/s ( $\pm$  0,11) na condição preferencial e em velocidade média de 1,34 m/s ( $\pm$  0,15) para a condição 25 % acima da preferencial, ficando a diferença média ao redor de 23%.

Como realizado anteriormente, os dados serão apresentados seguindo a seqüência de análise realizada: i) análises das variáveis descritivas e de oscilação lombopélvica, ii) análises cinéticas com as variáveis referentes às forças de reação do solo em suas fases de recepção e impulsão, e iii) análises eletromiográficas com as variáveis dos picos de atividade e temporais em suas respectivas fases de apoio e balanço.

### 4.3.1. VARIÁVEIS DESCRITIVAS

As variáveis cinemáticas de caráter descritivo estão apresentadas na Tabela 3. Especificamente, nesta tabela são apresentadas a diferença da duração do ciclo entre membros, diferença de cadência, diferença do comprimento da passada, diferença do comprimento do passo e diferença da velocidade média.

TABELA 3 – Valores médios e respectivos desvios-padrão das variáveis cinemáticas descritivas: diferença da duração de ciclo, diferença da cadência, diferença do comprimento da passada, diferença do comprimento do passo e diferença da velocidade média .

Variável descritiva	HIPOMOBILIDADE				DISFUNÇÃO			
	PRÉ		PÓS		PRÉ		PÓS	
	PREF	25%	PREF	25%	PREF	25%	PREF	25%
Dif. duração do ciclo (s)	0.017 (±0.013)	0.025 (±0.016)	0.017 (±0.021)	-0.006 (±0.064)	0.015 (±0.013)	0.029 (±0.029)	-0.001 (±0.025)	-0.01 (±0.025)
Dif. Cadência (passada/min)	0.850 (±0.733)	2.733 (±3.072)	0.319 (±1.441)	-1.073 (±4.678)	0.861 (±0.798)	2.210 (±2.791)	-0.168 (±1.558)	-0.730 (±1.832)
Dif. comprimento passada (m)	0.042 (±0.019)	0.034 (±0.025)	-0.029 (±0.032)	-0.010 (±0.040)	0.044 (±0.042)	0.079 (±0.055)	-0.020 (±0.028)	0.045 (±0.065)
Dif. comprimento passo (m)	0.025 (±0.015)	0.020 (±0.015)	0.023 (±0.044)	0.020 (±0.023)	0.020 (±0.010)	0.024 (±0.017)	0.020 (±0.027)	0.023 (±0.028)
Dif. velocidade média (m/s)	0.024 (±0.021)	0.030 (±0.019)	-0.022 (±0.058)	-0.027 (±0.078)	0.026 (±0.026)	0.062 (±0.04)	-0.017 (±0.040)	-0.007 (±0.065)

A MANOVA envolvendo as variáveis descritivas, apresentadas na Tabela 3, indicou diferença para o fator manipulação (PRÉ e PÓS), com Wilks' Lambda=0,209,  $F(5,14)=10,594$ ,  $p<0,001$ . Testes univariados indicaram diferença para as variáveis diferença da duração de ciclo,  $F(1,18)=8,812$ ,  $p<0,01$ , diferença da cadência,  $F(1,18)=12,213$ ,  $p<0,005$ , diferença da passada,  $F(1,18)=43,473$ ,  $p<0,001$  e diferença da

velocidade média,  $F(1,18)=25,719$ ,  $p<0,001$ . Para os fatores velocidade, grupo e respectivas interações, a MANOVA não identificou diferença. A MANOVA não apontou diferença para os fatores velocidade, grupo e para as interações velocidade e grupo, manipulação e grupo, velocidade e manipulação e velocidade, manipulação e grupo.

Análise univariada referente a variável diferença da duração relativa da fase de apoio indicou diferença para o fator manipulação,  $F(1,18)=14,033$ , ( $p<0,005$ ), sendo que os valores médios e desvios padrão foram respectivamente de 1,143 ( $\pm 1,23$ ) na condição preferencial e 1,447 ( $\pm 1,32$ ) na condição de 25% acima da preferencial, antes da manipulação, e foram para 0,143 ( $\pm 1,54$ ) e -0,165 ( $\pm 1,47$ ), respectivamente após a manipulação sacroilíaca. Portanto, o procedimento manipulativo proporcionou um reajuste na fase relativa de apoio entre os membros, diminuindo sua diferença na condição de velocidade preferencial e revertendo o predomínio do lado na condição de maior velocidade de marcha.

#### **4.3.2. OSCILAÇÃO LOMBOPÉLVICA**

O padrão cinemático de oscilação lombopélvica nas componentes de inclinação pélvica, rotação pélvica e inclinação lombar obtidos pelos participantes com hipomobilidade e disfunção sacroilíaca foram característicos ao comportamento oscilatório descrito na literatura (CROSBIE et al., 1997; ROSE; GAMBLE, 1998; MISAILIDIS, GOMES & BARELA, 2006). Os dois grupos de participantes apresentaram padrões similares de oscilações, não sendo possível definir diferenças qualitativas.

Os comportamento oscilatórios de inclinação pélvica, rotação pélvica e inclinação lombar apresentaram menor assimetria após a intervenção manipulativa para os dois grupos de participantes e para as duas condições de velocidade da marcha. Este comportamento está representado nas séries temporais de inclinação pélvica (Figura 13), rotação lombar (Figura 14) e inclinação lombar (Figura 15) obtidas pelas médias das tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca.

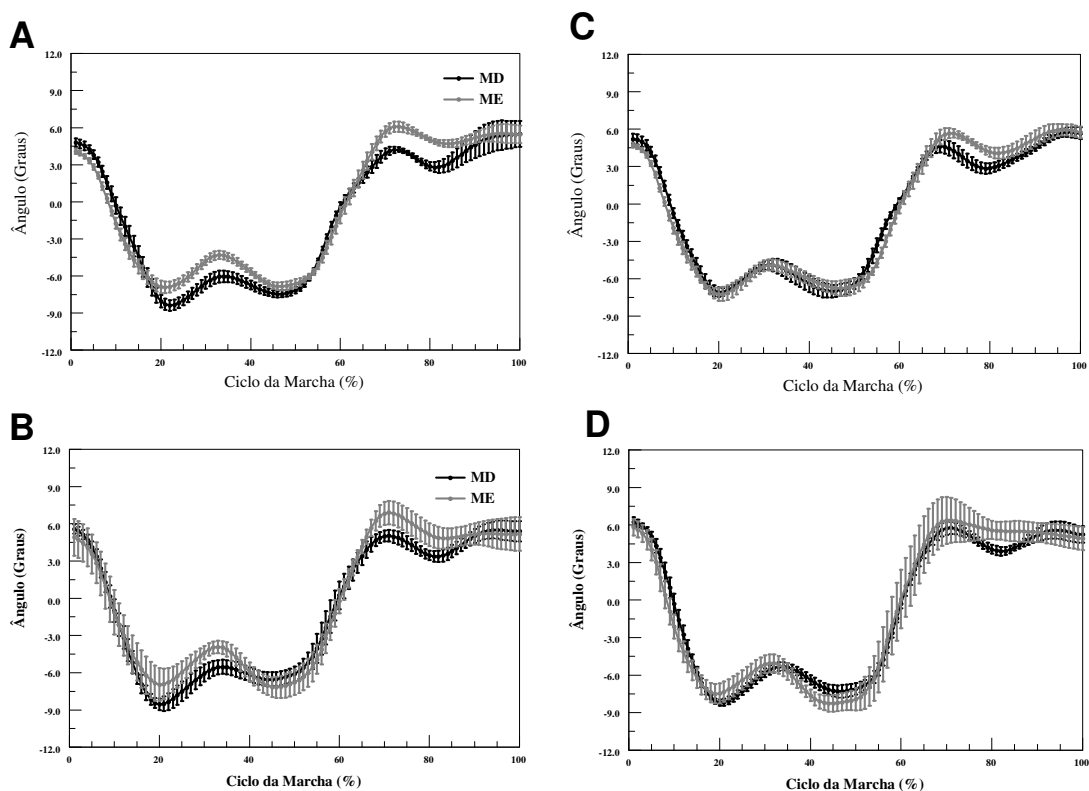


FIGURA 13 – Média e desvio-padrão do comportamento oscilatório de inclinação pélvica de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A e B as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na condição de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em C e D as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa na preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.

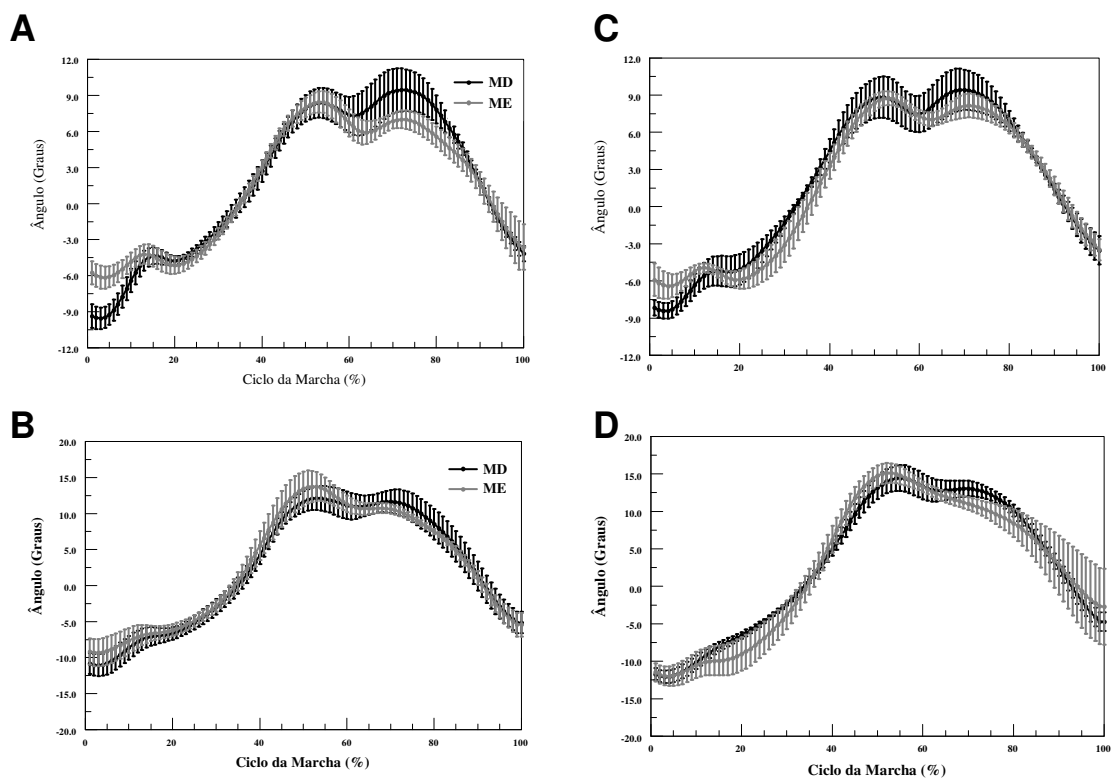


FIGURA 14 – Média do comportamento oscilatório de rotação pélvica de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A e B as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na condição de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em C e D as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa na preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.

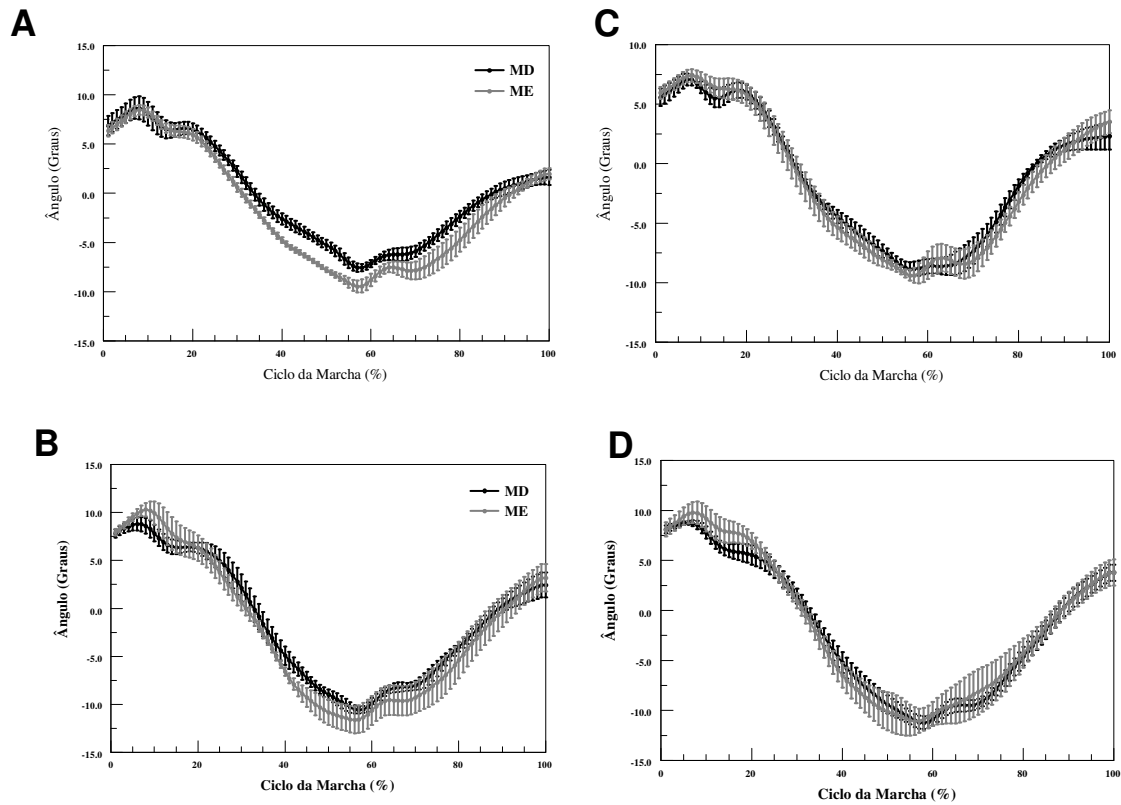


FIGURA 15 – Média e desvio padrão do comportamento oscilatório de inclinação pélvica de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A e B as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na condição de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em C e D as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa na preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.

---

O comportamento da simetria de oscilação pélvica foi analisado através das variáveis: diferença dos picos de oscilação de inclinação pélvica, rotação pélvica e inclinação lombar durante a realização da marcha nas duas condições de velocidades (preferencial e 25% acima da preferencial). As médias e respectivos desvios-padrão destas variáveis são apresentadas na Figura 16 para as condições pré e pós-manipulação.

Estas variáveis foram analisadas em conjunto por uma MANOVA que apontou diferença apenas para o fator manipulação, Wilks' Lambda=0,450,  $F(3,16)=6,518$ , ( $p<0,005$ ). Análises univariadas indicaram que a diferença ocorreu na diferença de inclinação pélvica,  $F(1,18)=7,048$ , ( $p<0,05$ ), na diferença de rotação pélvica,  $F(1,18)=20,547$ , ( $p<0,001$ ) e na diferença de inclinação lombar,  $F(1,18)=6,935$ , ( $p<0,05$ ). MANOVA não apontou qualquer diferença para os fatores grupo, velocidade e para as interações velocidade e grupo, manipulação e grupo, velocidade e manipulação e velocidade, manipulação e grupo. Conseqüentemente, o único fator que influenciou a simetria de oscilação pélvica foi a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca, reduzindo a assimetria sobre a rotação pélvica, inclinação pélvica e inclinação lombar.

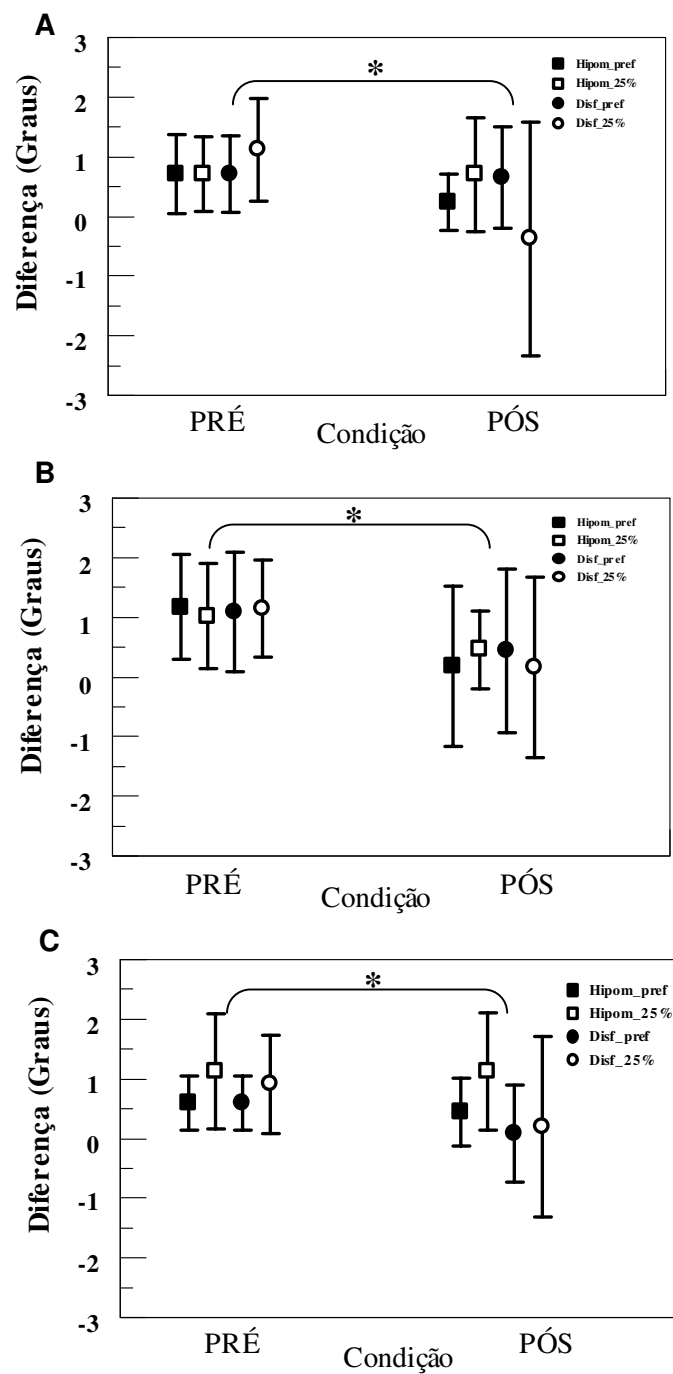


FIGURA 16 – Valores médios e desvio-padrão das diferenças de oscilação de inclinação pélvica (A), diferença de rotação pélvica (B) e diferença de inclinação lombar (C), nos grupos com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

### **4.3.3. ANÁLISE CINÉTICA**

As variáveis cinéticas analisadas neste estudo foram derivadas da componente vertical e ântero-posterior das forças de reação do solo. O comportamento observado para as forças de reação do solo foi característico para os dois grupos de participantes, hipomobilidade e disfunção sacroilíaca. O comportamento destas forças estão apresentadas nas séries temporais da média de cinco tentativas realizada por um participante com disfunção sacroilíaca na sua componente vertical e na sua componente ântero-posterior diante das condições de velocidade preferencial e 25% acima da preferencial antes e após a intervenção manipulativa (Figura 17).

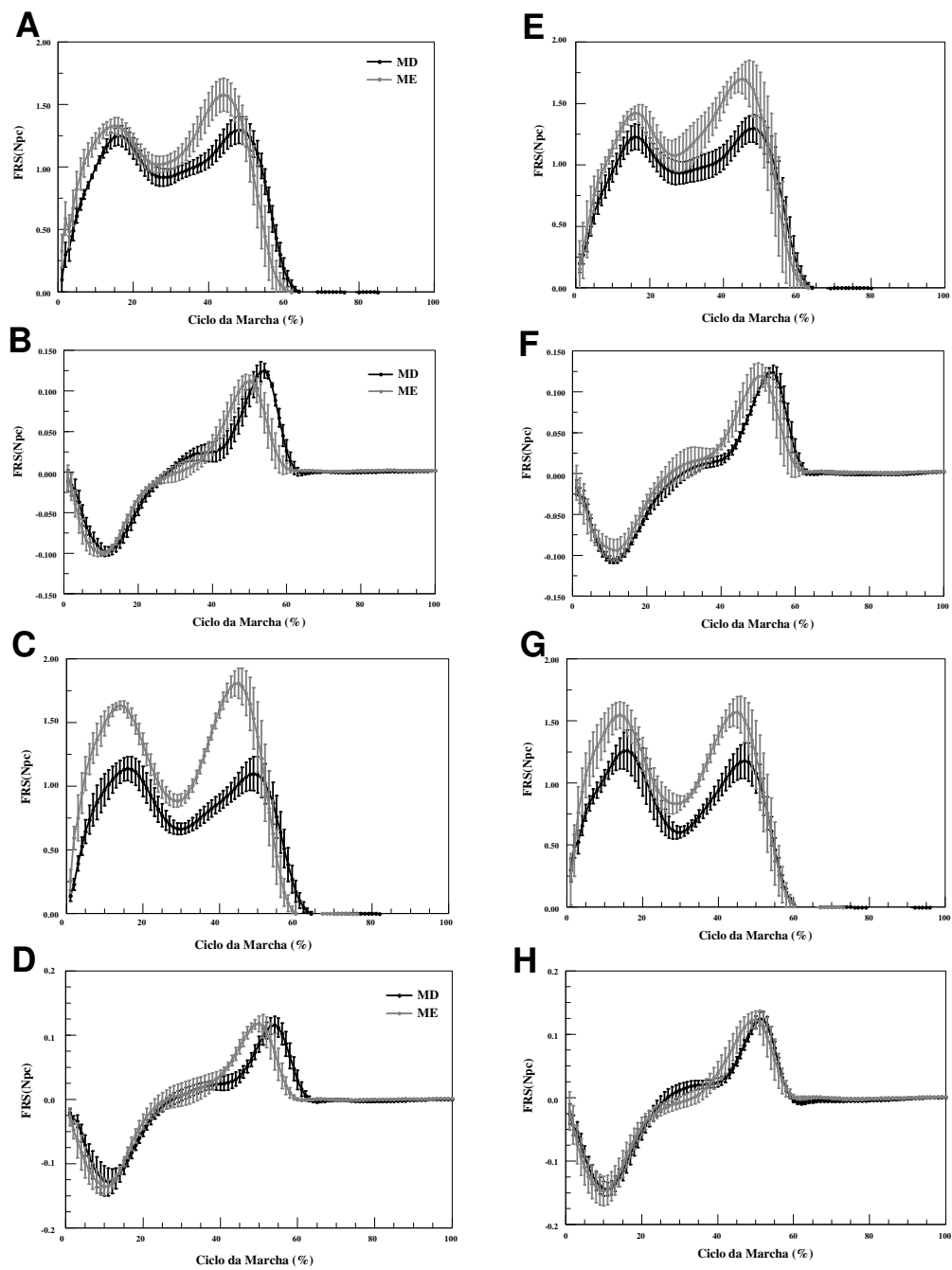


FIGURA 17- Média e desvio padrão do comportamento da força de reação do solo normalizado pelo peso corporal (Npc) de 5 tentativas de um participante com disfunção sacroilíaca com o ciclo de marcha iniciado com o membro direito (MD) e com o membro esquerdo (ME). Em A, B, C e D as tentativas realizadas antes da intervenção manipulativa na sua componente vertical (A e C) e na componente ântero-posterior (B e D), na condição de velocidade preferencial (A e B) e 25% acima da preferencial (C e D), respectivamente. Em E, F, G e H as tentativas realizadas após a intervenção manipulativa para as componentes verticais (E e G) e ântero-posterior (F e H), na condição de velocidade preferencial (E e F) e 25% acima da preferencial (G e H), respectivamente.

Os dados relativos à fase de recepção foram agrupadas na Figura 18, sendo apresentadas as variáveis de diferença de pico de recepção da componente vertical, diferença de pico de recepção da componente ântero-posterior, diferença de impulso de recepção da componente vertical e diferença de impulso de recepção da componente ântero-posterior.

A MANOVA para estas variáveis não indicou diferença para o fator manipulação. No entanto, indicou diferença para o fator velocidade, Wilks' Lambda=0,386,  $F(4,15)=5,956$ ,  $p<0,005$ . Análises univariadas indicaram que a diferença ocorreu para as variáveis diferença de pico de recepção vertical,  $F(1,18)=17,492$ ,  $p<0,005$ , diferença do pico de recepção ântero-posterior,  $F(1,18)=6,442$ ,  $p<0,05$ , diferença de impulso de recepção vertical,  $F(1,18)=14,328$ ,  $p<0,005$ , e diferença de impulso de recepção ântero-posterior,  $F(1,18)=7,353$ ,  $p<0,05$ . Em relação ao fator grupo, a MANOVA não apontou diferença. Diferentemente, MANOVA indicou interação entre velocidade e manipulação, Wilks' Lambda=0,550,  $F(4,15)=3,074$ ,  $p<0,05$ .

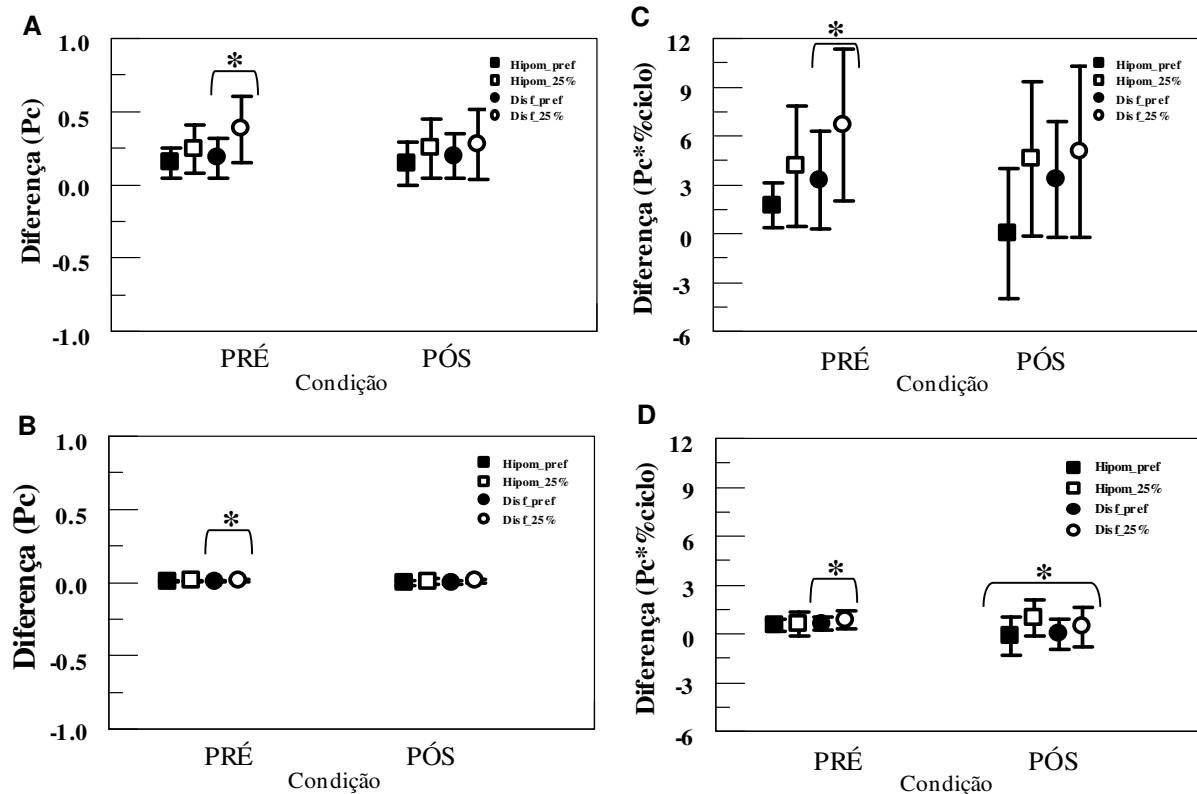


FIGURA 18 – Valores médios das diferenças de pico de recepção vertical (A), diferença do pico de recepção ântero-posterior (B) normalizado pelo peso corporal (Pc), diferença do impulso de recepção vertical (C) e diferença do impulso de recepção ântero-posterior (D) obtido pela integral da força normalizada pelo peso corporal com a porcentagem do ciclo de marcha (Pc\*%ciclo) nos grupos com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

Análises univariadas indicaram que a diferença ocorreu para a variável diferença de impulso de recepção ântero-posterior,  $F(1,18)=4,767$ , ( $p<0,05$ ). MANOVA não apontou qualquer diferença para as interações velocidade e grupo, manipulação e grupo e velocidade, manipulação e grupo. De modo geral, verificamos que a elevação na velocidade de marcha resultou em maior assimetria das variáveis obtidas na fase de recepção da

marcha, que por sua vez não foram modificadas pela manipulação sacroilíaca. A manipulação sacroilíaca apenas influenciou a diferença de impulso de recepção ântero-posterior em interação com a velocidade de marcha na condição de velocidade preferencial. Nesta condição, possivelmente, o sistema locomotor apresentou maior liberdade para reajustar a fase de recepção, resposta não observada na condição de maior velocidade por atuar como um fator de restrição ao sistema locomotor.

A Figura 19 apresenta as variáveis obtidas na fase de impulsão da força de reação do solo para as condições pré e pós manipulação. Nela estão descritas a variável diferença do pico de impulsão vertical, diferença do pico de impulsão ântero-posterior, diferença do impulso de impulsão vertical e diferença do impulso de impulsão ântero-posterior.

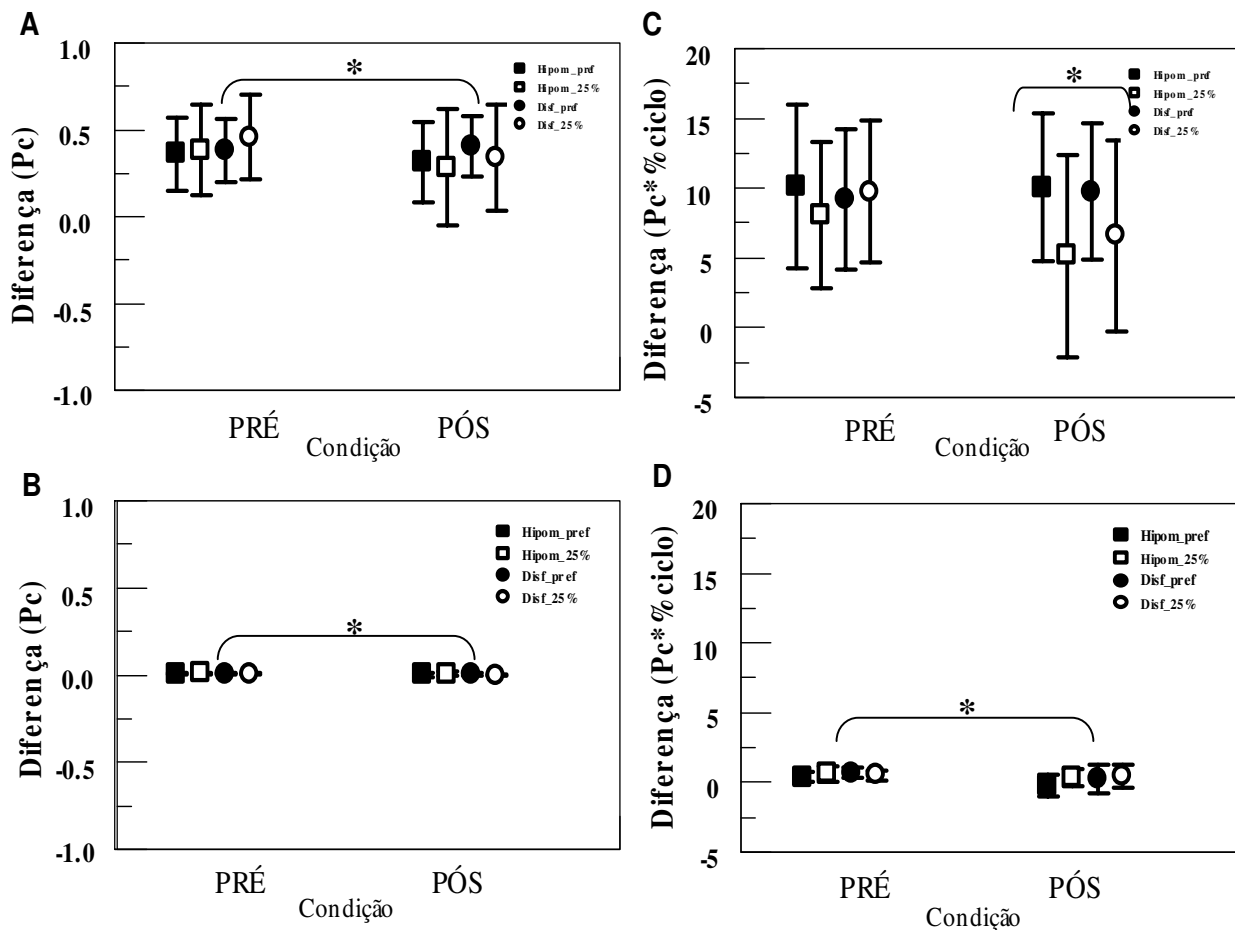


FIGURA 19 – Valores médios das diferenças de pico de impulsão vertical (A), diferença do pico de impulsão ântero-posterior (B) normalizado pelo peso corporal (Pc), diferença do impulso vertical (C) e diferença do impulso ântero-posterior (D) obtido pela integral da força normalizada pelo peso corporal com a porcentagem do ciclo de marcha (Pc\*%ciclo) nos grupos com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

MANOVA apontou diferença para o fator manipulação, Wilks' Lambda=0,521,  $F(4,15)=3,443$ ,  $p<0,05$ . Análises univariadas indicaram que a diferença ocorreu para as

variáveis diferença do pico de impulsão vertical,  $F(1,18)=6,109$ ,  $p<0,05$ , diferença dos pico de impulsão ântero-posterior,  $F(1,18)=5,422$ ,  $p<0,05$ , e na diferença do impulso ântero-posterior,  $F(1,18)=5,974$ ,  $p<0,05$ . A manipulação da articulação sacroilíaca resultou na diminuição dos valores médios destas três variáveis, tornando estas forças mais simétricas. A MANOVA também apontou diferença para o fator velocidade, Wilks' Lambda=0,334,  $F(4,15)=7,490$ ,  $p<0,005$ . Entretanto, testes univariados não apontaram diferença para qualquer uma das variáveis. Finalmente, a MANOVA apontou diferença para a interação velocidade e manipulação, Wilks' Lambda=0,550,  $F(4,15)=3,069$ ,  $p<0,05$ . Testes univariados apontaram diferença apenas para a variável diferença do impulso de impulsão vertical,  $F(1,18)=7,669$ ,  $p<0,05$ . MANOVA não apontou qualquer diferença para os fatores grupo e para as interações velocidade e grupo, manipulação e grupo e velocidade, manipulação e grupo.

#### **4.3.4. ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA**

O padrão de atividade eletromiográfica apresentada pelos músculos multífidos, glúteos máximos e bíceps femorais durante a execução da marcha estão apresentados nas respectivas séries temporais da média das tentativas obtidas em um participante com disfunção sacroilíaca (Figura 20, Figura 21 e Figura 22). Os dois grupos de participantes (hipomobilidade e disfunção sacroilíaca) apresentaram o comportamento de atividade eletromiográfica característico diante da execução da marcha. O padrão de atividade eletromiográfica se manteve similar diante da manipulação da velocidade de marcha, sendo

influenciado apenas pela intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca, principalmente nos aspectos temporais.

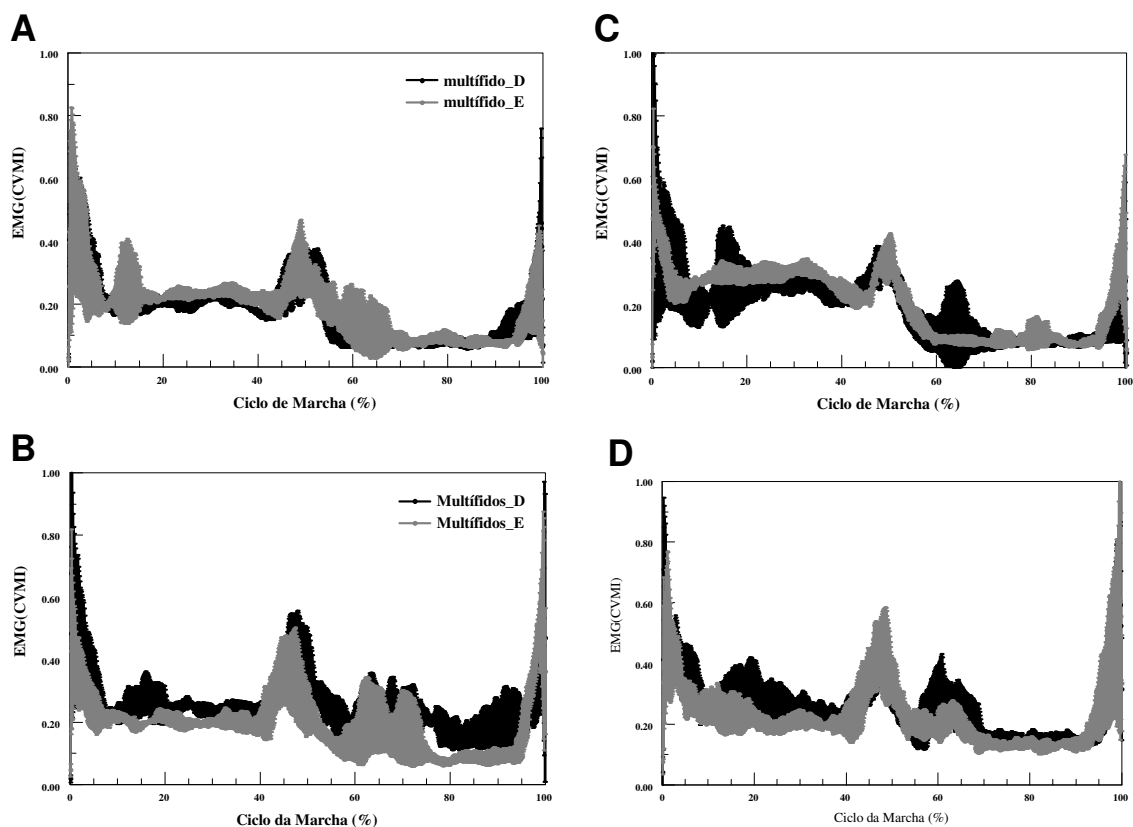


FIGURA 20 – Série temporal dos valores médios com desvio-padrão da atividade eletromiográfica dos múltifidos direito e esquerdo normalizada pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI) e obtida pela média de cinco ciclos de marcha. Em (A e B) estão apresentadas as tentivas antes da intervenção manipulativa, na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em (C e D) estão apresentadas as tentivas obtidas após a intervenção manipulativa na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.

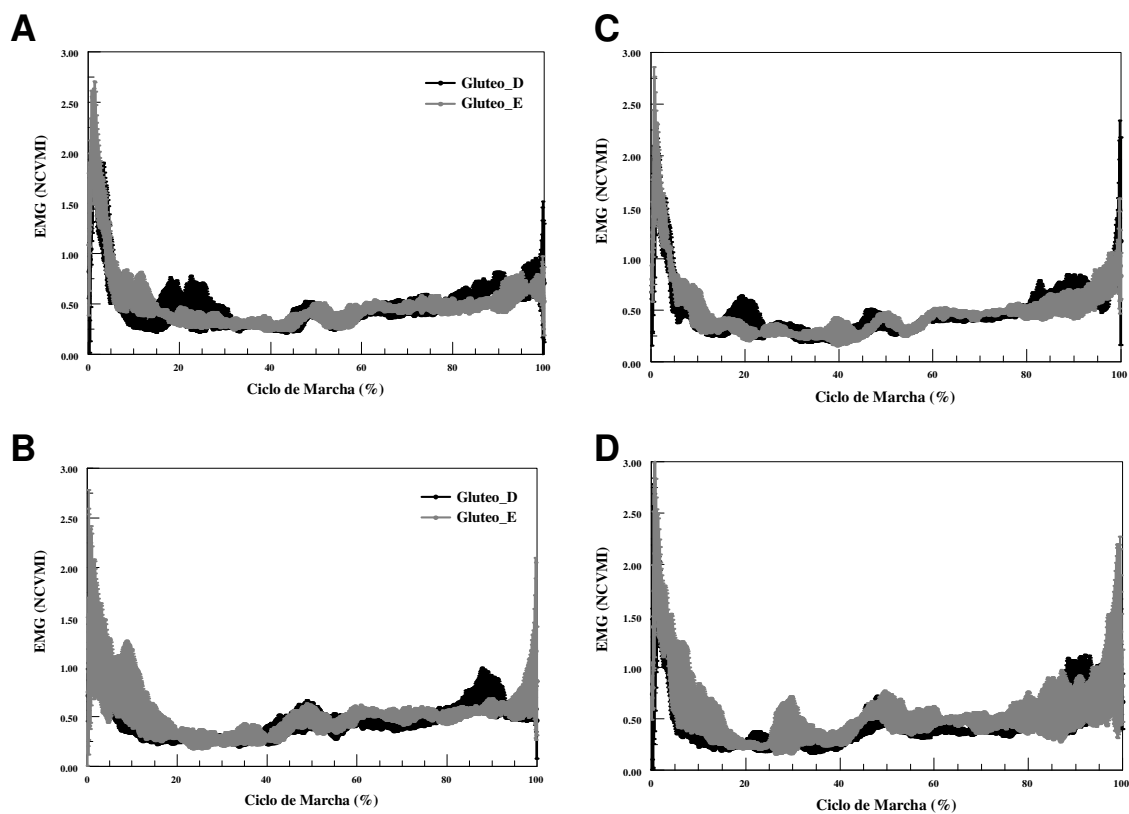


FIGURA 21 – Série temporal dos valores médios com desvio-padrão da atividade eletromiográfica dos glúteos máximo direito e esquerdo normalizada pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI) e obtida pela média de cinco ciclos de marcha. Em (A e B) estão apresentadas as tentativas antes da intervenção manipulativa, na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em (C e D) estão apresentadas as tentativas obtidas após a intervenção manipulativa na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.

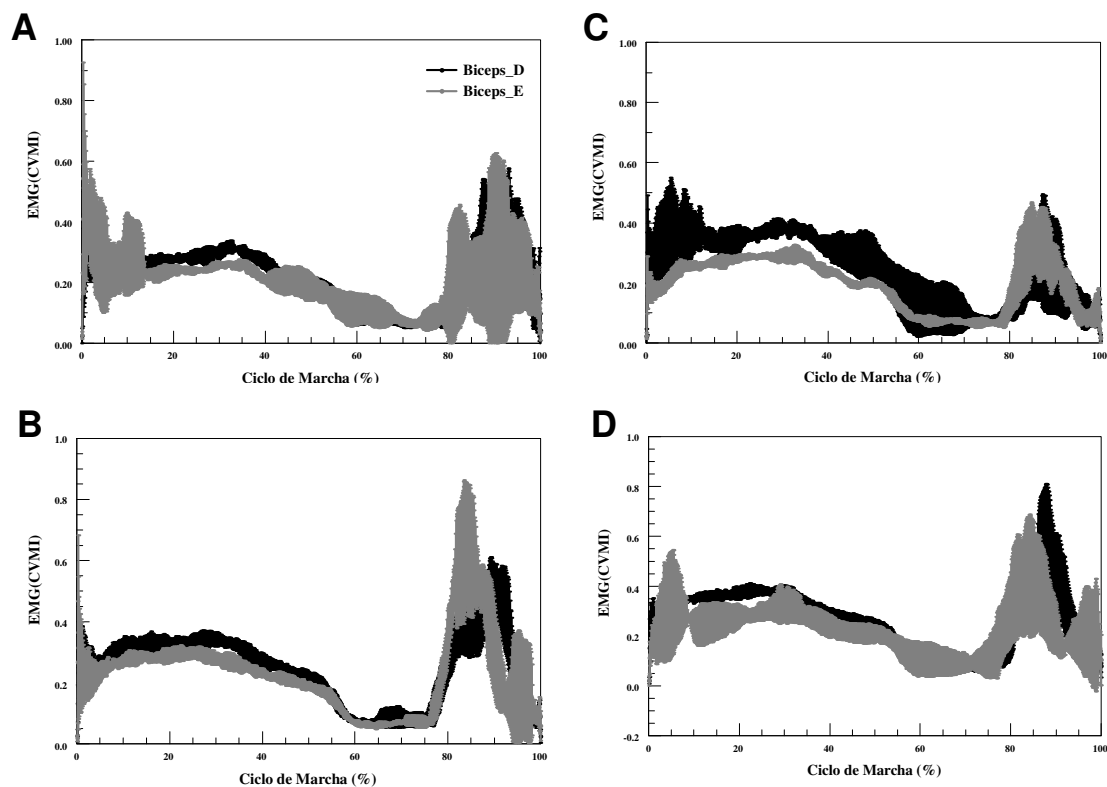


FIGURA 22 – Série temporal dos valores médios com desvio-padrão da atividade eletromiográfica dos bíceps femorais direito e esquerdo normalizada pela contração voluntária máxima isométrica (CVMI) e obtida pela média de cinco ciclos de marcha. Em (A e B) estão apresentadas as tentativas antes da intervenção manipulativa, na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente. Em (C e D) estão apresentadas as tentativas obtidas após a intervenção manipulativa na velocidade preferencial e 25% acima da preferencial, respectivamente.

O comportamento eletromiográfico da marcha foi analisado através da diferença dos picos de atividade e da diferença temporal entre os picos para a fase de apoio e fase de balanço de grupos musculares estabilizadores da articulação sacroilíaca. Na Figura 23 estão representados os valores médios das variáveis obtidas com atividade eletromiográfica dos

multífidos, diferença do pico de atividade do m. multífido na fase de apoio, diferença do pico de atividade do multífido na fase de balanço, diferença temporal de ativação na fase de apoio e diferença temporal de ativação na fase de balanço.

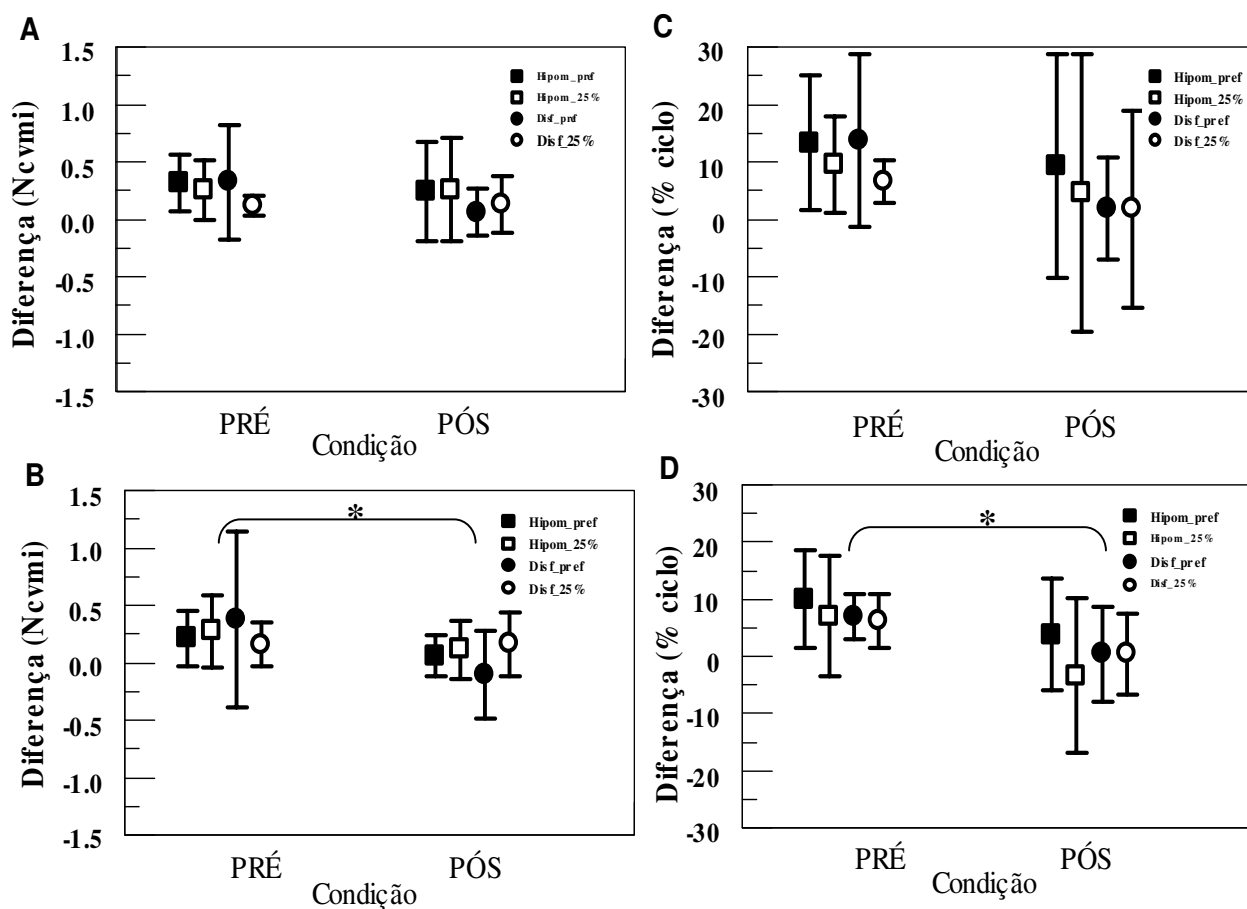


FIGURA 23 – Valores médios das diferenças de pico de ativação normalizados pela contração voluntária máxima isométrica (Ncvmi) na fase apoio (A), e fase de balanço (B) dos multífidos. Valores médios da diferença temporal de ativação normalizados pela porcentagem do ciclo de marcha (% ciclo) na fase de apoio (C) e na fase de balanço (D) do mesmo grupo muscular em participantes com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

MANOVA das variáveis relativas à atividade eletromiográfica dos mm. multífidos apontou diferença para o fator manipulação, Wilks' Lambda=0,424,  $F(4,15)=5,088$ ,  $p<0,01$ . Testes univariados indicaram que a diferença foi estabelecida para as variáveis diferença de pico na fase de balanço,  $F(1,18)=5,344$ ,  $p<0,05$ , e diferença temporal na fase de balanço,  $F(1,18)=16,875$ ,  $p<0,005$ . Nenhuma diferença foi verificada para os fatores velocidade, grupo e interações velocidade e grupo, manipulação e grupo e velocidade, manipulação e grupo. Portanto, estes resultados indicam uma ação da manipulação sacroilíaca sobre o comportamento de ativação muscular dos mm. multífidos, diminuindo tanto a diferença dos picos de ativação na fase de balanço, como diminuindo a diferença na ativação temporal da mesma fase.

A Figura 24 apresenta os valores médios das variáveis obtidas com atividade eletromiográfica dos mm. glúteos. A MANOVA das variáveis referentes à atividade dos mm. glúteos novamente apontou diferença para o fator manipulação, Wilks' Lambda=0,310,  $F(4,15)=8,351$ ,  $p<0,005$ . Os testes univariados indicaram que a diferença ocorreu para as variáveis diferença temporal na fase de apoio,  $F(1,18)=14,093$ ,  $p<0,005$ , e diferença temporal na fase de balanço,  $F(1,18)=7,432$ ,  $p<0,05$ . Para os fatores velocidade e grupo não foi observada diferença. MANOVA não apontou diferença para as interações velocidade e grupo, manipulação e grupo, velocidade e manipulação e velocidade, manipulação e grupo.

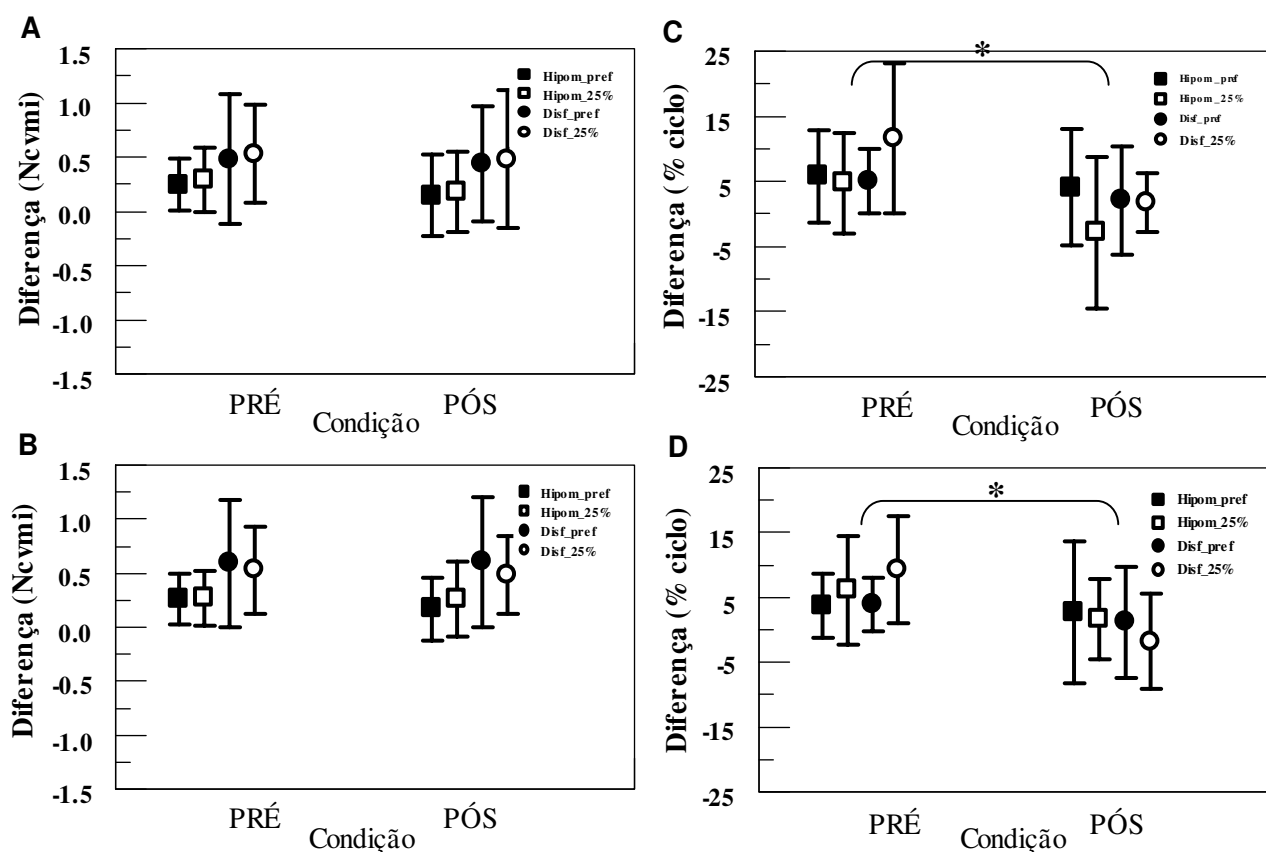


FIGURA 24 – Valores médios das diferenças de pico de ativação normalizados pela contração voluntária máxima isométrica (Ncvmi) na fase apoio (A), e fase de balanço (B) dos glúteos. Valores médios da diferença temporal de ativação normalizados pela porcentagem do ciclo de marcha (% ciclo) na fase de apoio (C) e na fase de balanço (D) do mesmo grupo muscular em participantes com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

A atividade muscular do m. glúteo máximo apenas foi influenciada pelo efeito da manipulação sacroilíaca em relação às diferenças temporais na fase de apoio e na fase de balanço. Estas duas variáveis apresentaram diminuição dos valores médios quando a marcha foi realizada na velocidade preferencial e inversão dos valores médios quando a marcha foi executada na condição de maior velocidade após o procedimento manipulativo da articulação sacroilíaca.

Finalmente, as variáveis referentes à atividade eletromiográfica dos mm. bíceps estão representadas na Figura 25, sendo apresentados os valores médios das variáveis diferença de pico na fase de apoio, diferença de pico na fase de balanço, diferença temporal de ativação na fase de apoio e diferença temporal na fase de balanço. MANOVA envolvendo estas variáveis indicou diferença para o fator manipulação, Wilks' Lambda=0,378,  $F(4,15)=6,163$ ,  $p<0,005$ . Análises univariadas indicaram que a diferença ocorreu apenas para a variável diferença temporal de ativação na fase de balanço,  $F(1,18)=26,674$ ,  $p<0,001$ . A manipulação resultou em diminuição da diferença temporal entre os picos de ativação do bíceps gerados na fase de balanço. A MANOVA também identificou diferença para o fator velocidade, Wilks' Lambda=0,433,  $F(4,15)=4,913$ ,  $p<0,05$ . Novamente, as análises univariadas indicaram que a diferença ocorreu para a variável diferença temporal de ativação na fase de balanço,  $F(1,18)=12,246$ , ( $p<0,005$ ). A diferença temporal de ativação na fase de balanço apresentou valores médios menores durante a condição de velocidade preferencial de marcha em relação à condição de maior velocidade de marcha. MANOVA não apontou qualquer diferença para os fatores grupo e para as interações velocidade e grupo, manipulação e grupo, velocidade e manipulação, e velocidade, manipulação e grupo. O m. bíceps femoral foi o único que apresentou

diferença em relação à manipulação da velocidade além de apresentar diferença em relação ao fator de intervenção da articulação sacroilíaca. Estas observações indicam seu maior relacionamento com as variáveis temporais da marcha, além de desempenhar funções similares ao apresentado pelo m. glúteo máximo.

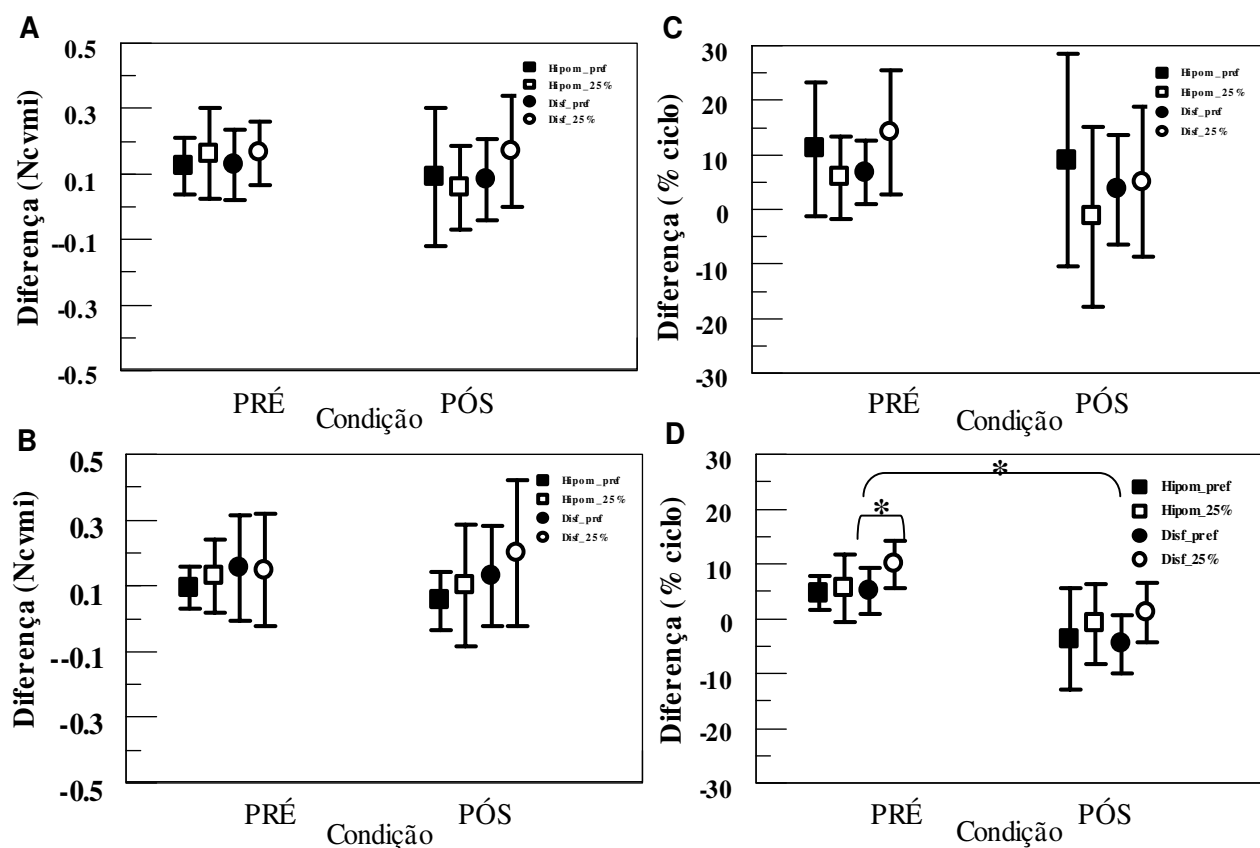


FIGURA 25 – Valores médios das diferenças de pico de ativação normalizados pela contração voluntária máxima isométrica (Ncvmi) na fase apoio (A), e fase de balanço (B) dos bíceps. Valores médios da diferença temporal de ativação normalizados pela porcentagem do ciclo de marcha (% ciclo) na fase de apoio (C) e na fase de balanço (D) do mesmo grupo muscular em participantes com hipomobilidade e disfunção nas velocidades preferencial (Hipom\_pref e Disf\_pref) e 25% acima da preferencial (Hipom\_25% e Disf\_25%).

Nota: Asterisco (\*) indica significância estatística em testes univariados.

## 5. DISCUSSÃO

Os procedimentos adotados na primeira etapa deste estudo tinham como objetivo relacionar o teste de mobilidade da articulação sacroilíaca (teste de Gillet) com o padrão radiológico das estruturas lombopélvicas em condição neutra e em estresse, além de avaliar o efeito manipulativo da articulação sacroilíaca em sujeitos portadores de disfunção desta região. A segunda etapa do estudo analisou o comportamento de simetria da marcha sobre os aspectos cinemáticos, cinéticos e eletromiográfico desta população e a resposta da intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca. Em suma, os resultados apresentados indicaram que o diagnóstico clínico obtido através do teste de Gillet é compatível com o padrão de assimetria do tipo de disfunção. Também o estudo pôde demonstrar modificações na condição de simetria do sacro após intervenção manipulativa em avaliação radiológica e reajustes de simetria em diversos parâmetros da marcha, tais como nas variáveis cinemáticas descritivas, no comportamento cinemático da oscilação lombopélvica, nas forças de reação do solo e no padrão de ativação eletromiográfica dos músculos estabilizadores da articulação sacroilíaca.

De modo geral, os resultados deste estudo forneceram informações relevantes para o entendimento dos procedimentos adotados no diagnóstico das disfunções sacroilíacas, na influência destas alterações sobre aspectos posturais da região lombopélvica, na repercussão destas alterações sobre a marcha e contribuição para o entendimento dos efeitos gerados com a terapia manipulativa nestas disfunções.

---

## **5.1 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA E ANÁLISE DE REPRODUTIBILIDADE**

Os objetivos primordiais do estudo relacionado à avaliação radiográfica foram demonstrar que o teste de Gillet pode reconhecer padrões disfuncionais das estruturas sacroilíacas e mensurar a resposta manipulativa da articulação. Para atender estes objetivos foi necessário primeiro propor um método de análise radiológica que permitisse mensurar a assimetria das estruturas lombopélvicas de interesse e ainda demonstrar a sua reprodutibilidade. Portanto, propomos um método inspirado no sistema de avaliação radiológico elaborado por Gonstead para avaliação da pelve. O método proposto adotou alguns dos procedimentos de mensuração definidas no método de Gonstead e adicionou uma análise em condição de estresse além da análise em condição neutra.

As incidências radiográficas geradas em estresse foram realizadas em duas condições, uma de inclinação lombar e outra com adoção de calço sob cada membro inferior. Estas duas condições de estresse pretenderam induzir diferentes respostas adaptativas em relação à região lombopélvica. A primeira impondo sobrecarga diretamente sobre a coluna lombar e a segunda com a sobrecarga direcionada às estruturas pélvicas por indução de diferença no comprimento entre os membros inferiores. As variações angulares obtidas nestas incidências radiológicas resultaram em amplitude média de 7,08 graus para L4 e 3,76 para base sacral na condição de inclinação lateral antes da intervenção manipulativa. Enquanto que na condição de calço os valores médios foram de 2,75 graus para L4 e 8,84 para a base sacral antes da condição manipulativa. Portanto, as condições definidas para gerar estresse sobre as estruturas lombopélvicas foram efetivas, resultando

em diferentes proporções de amplitude angular em relação ao nível lombar L4 e à base sacral. Para a condição de inclinação lombar a variação angular de L4 em relação à base sacral foi aproximadamente 2:1, enquanto que para a condição com calço foi de aproximadamente 1:3.

Os dados obtidos com a análise de reprodutibilidade intra-examinador avaliados através do índice de correlação de Pearson, indicaram correlação forte ou muito forte para todas as variáveis nos dois examinadores envolvidos no estudo. A reprodutibilidade inter-examinador também demonstrou resultados similares, com correlação forte ou muito forte destas mesmas variáveis. Em geral os resultados de correlação obtidos na análise de reprodutibilidade indicam que os procedimentos metodológicos propostos são reprodutíveis, tanto para uma análise intra-examinador como para a análise inter-examinador, o que permite sua utilização como método de análise das estruturas lombopélvicas. Estes resultados são compatíveis com o estudo de Plaughner e Hendricks (1991), que indicaram alto nível de concordância na reprodutibilidade intra e inter-examinadores da avaliação radiológica do método de Gonstead.

## **5.2 AVALIAÇÃO CLÍNICA VERSUS AVALIAÇÃO RADIOLÓGICA DA DISFUNÇÃO SACROILÍACA**

O diagnóstico clínico em relação ao tipo de disfunção sacroilíaca é estabelecido através das informações colhidas com o teste de mobilidade (teste de Gillet), testes provocativos e achados palpatórios. Segundo o método proposto por Mitchell, para avaliação das disfunções sacroilíacas, as disfunções de origem sacral são classificadas em

---

dois tipos básicos: a torção e a disfunção unilateral (MITCHELL, 1999). Cada uma delas apresenta um padrão de acoplamento de assimetria entre rotação e inclinação lateral definidas pelos pontos de restrição na articulação sacroilíaca. Na torção existe um padrão de acoplamento de assimetria sacral com rotação e inclinação em sentido ipsilateral, enquanto que na disfunção unilateral define um acoplamento de assimetria com a rotação e inclinação em sentido contralateral.

A maioria dos participantes com disfunção sacroilíaca apresentou diagnóstico de torção sacral na avaliação clínica (9 dos 10 participantes) e apenas um foi diagnosticado com disfunção unilateral do sacro. Em nove dos dez participantes o diagnóstico clínico referente ao tipo de disfunção sacroilíaca, definido através do teste de Gillet, foi compatível com o padrão de acoplamento da assimetria visualizada através as mensurações radiológicas do sacro. Em um participante com diagnóstico clínico de torção sacral o padrão de acoplamento radiológico foi de disfunção unilateral. Apesar da boa concordância entre a avaliação clínica e radiológica sobre o tipo de disfunção sacroilíaca, a concordância em relação ao sentido da torção apenas foi obtida em cinco dos dez participantes.

Devemos considerar que o teste de Gillet é um teste específico para análise de mobilidade acessória da articulação sacroilíaca, tendo como função definir os pontos de restrição da articulação sacroilíaca (MEIJNE, 1999; GRENMANN, 2001). Entretanto, a definição do sentido da disfunção também requer a inclusão das informações obtidas com os achados palpatórios das estruturas sacrais, que neste caso não demonstraram concordância com os resultados radiológicos. A falta de concordância nos achados palpatórios entre examinadores durante os procedimentos de avaliação clínica já foi apresentado em outro estudo clínico, e demonstra a dificuldade na padronização dos

---

procedimentos para o diagnóstico clínico (KEATING, 1990). Um fator pode ter contribuído decisivamente para esta falta de concordância sobre o sentido da disfunção. Os procedimentos palpatórios para definir o alinhamento das estruturas pélvicas foram realizados com os participantes em decúbito ventral, enquanto a incidência radiológica foi obtida em posição ortostática. Esta diferença da postura adotada entre as duas análises pode resultar em modificações de posição entre os segmentos corporais e interferir na concordância dos resultados palpatórios.

No caso de considerarmos a falta de concordância palpatória como expressão de erro no procedimento de avaliação, o resultado mais provável seria uma piora ou a não alteração da assimetria sacral diante do procedimento manipulativo. Esta hipótese é sustentada pela redução de assimetria no sacro obtida após o procedimento manipulativo que é realizado no sentido de correção da assimetria observada com os achados palpatórios.

Hestboek e Leboufe-Yde (2000) apresentaram uma extensa revisão sobre reprodutibilidade e validade dos testes clínicos lombopélvicos. Segundo estes autores, os testes de mobilidade da articulação sacroilíaca demonstraram ser levemente reprodutíveis mas não demonstraram validade, enquanto os procedimentos palpatórios para alinhamento não apresentam reprodutibilidade e tampouco validade (HESTBOEK e LEBOUFE-YDE, 2000). Os únicos testes que indicaram consistência na reprodutibilidade foram os testes para identificação de estruturas dolorosas (HESTBOEK e LEBOUFE-YDE, 2000). Os resultados obtidos no presente estudo são compatíveis com estas conclusões, uma vez que o teste de mobilidade indicou melhor concordância que os achados palpatórios.

### **5.3 EFEITO DA MANIPULAÇÃO SACROILÍACA SOBRE AS ESTRUTURAS LOMBOPÉLVICAS**

Após o procedimento manipulativo para correção da disfunção sacroilíaca todos os participantes apresentaram negatividade no teste de Gillet. O estudo radiológico em condição neutra indicou uma redução de assimetria das variáveis que indicam a rotação (MHS) e a inclinação sacral (ABS). As estruturas lombopélvicas adjacentes tais como, ilíacos, sínfise púbica, níveis das cabeças femorais e ângulo da 4ª vértebra lombar não apresentaram modificação em seu comportamento de simetria. Estes resultados indicam que o procedimento manipulativo teve uma atuação específica sobre a estrutura sacral não afetando o posicionamento das demais estruturas lombar e pélvica.

Em outra ocasião Tullberg e colaboradores (1998) realizaram um estudo radiológico para avaliar o efeito manipulativo da articulação sacroilíaca sobre os testes sacroilíacos e sobre o posicionamento sacral. Diferente dos resultados obtidos no presente estudo, estes autores não observaram alterações no posicionamento do sacro em nenhum dos participantes apesar da manipulação interferir na positividade sacroilíacos (TULLBERG et al., 1998).

De certa forma nossos resultados são compatíveis com as observações de Cibulka e colaboradores (1988), que demonstraram uma modificação na inclinação pélvica em pacientes com lombalgia após a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca. No presente estudo, a influência isolada do procedimento manipulativo sobre a estrutura sacral reforça o pressuposto de independência da mobilidade sacral em relação às demais

---

estruturas pélvicas. Portanto, é possível influenciar a posição do sacro sem alterar o posicionamento das demais estruturas pélvicas.

Em relação às incidências radiológicas realizadas em condições de estresse, não pudemos verificar nenhuma alteração em razão do procedimento manipulativo. Possivelmente, apenas a modificação de simetria sacral não pôde influenciar o comportamento de simetria geral incorporada pelas demais estruturas pélvicas diante das condições de estresse.

Finalmente, a condição radiológica em estresse permitiu avaliar a amplitude adaptativa do sacro e do nível vertebral L4. Estas variações angulares também não foram influenciadas pelo procedimento manipulativo da articulação sacroilíaca. Novamente, esta amplitude angular não é estabelecida unicamente pela movimentação do sacro ou do nível vertebral L4. Ela depende da participação de todos os segmentos que recebem a influência da carga de estresse determinado pelo posicionamento corporal, principalmente dos demais segmentos lombopélvicos. Portanto, mesmo que articulação sacroilíaca tivesse apresentado um ganho adicional de mobilidade, provavelmente esta seria insuficiente para influenciar a amplitude definida pela participação de todos os elementos envolvidos na movimentação pélvica.

#### **5.4 ASPECTOS CINEMÁTICOS DA MARCHA**

No presente estudo o comportamento da marcha foi analisado em dois grupos de participantes. Aqueles classificados apenas por apresentar positividade no teste de mobilidade sacroilíaca, grupo hipomóvel, e os participantes que apresentaram positividade

---

no teste de mobilidade e nos testes provocativos, grupo com disfunção sacroilíaca. Todas as variáveis cinemáticas incorporadas nesta análise representaram a diferença das variáveis originais obtidas com o ciclo de marcha iniciada em cada um dos membros inferiores. Elas foram agrupadas em dois conjuntos, segundo sua natureza: o primeiro formado pelas variáveis descritivas e o segundo pelas variáveis cinemáticas obtidas com os dados de oscilação lombopélvica.

Nenhum dos dois conjuntos de variáveis apresentou diferença em relação ao grupo de participantes, hipomobilidade ou disfunção, mas ambos os conjuntos foram influenciados pela manipulação sacroilíaca. As mudanças apresentadas pelas variáveis descritivas em resposta à manipulação indicam reorganização da marcha, apresentando não somente modificações na proporção entre os períodos de apoio e balanço, mas também envolvendo modificações sobre o comportamento do ciclo de marcha (velocidade, cadência, comprimento da passada).

Grupos de populações especiais que apresentam disfunção motora determinadas por patologias de origem ortopédicas ou neurológicas apresentam modificações substanciais das características temporais da marcha, com tendência a apresentar menor velocidade na marcha, assimetria na passada e alterações nas durações dos períodos de apoio e balanço (ROSE; GAMBLE, 1998). Entretanto, nestes grupos populacionais as limitações físicas são claramente notadas pelas restrições de amplitude articular, flexibilidade muscular, coordenação e recrutamento muscular. Evidentemente, os portadores de disfunção sacroilíaca não apresentam estas restrições, ao menos na proporção observada nestes grupos populacionais. Nenhum dos participantes envolvidos no estudo sequer relatou dor ou

---

incômodo durante a realização da marcha até mesmo na velocidade 25% acima da preferencial.

Durante a coleta de dados, a posição de partida para o início da marcha foi ajustado individualmente para que o participante atingisse adequadamente a plataforma de força com o membro inferior correspondente. Apesar deste aspecto não ter sido quantificado sistematicamente, este fato indica que a manipulação gerou alterações no comportamento da marcha. Desta forma, a manipulação sacroilíaca proporcionou modificações que foram refletidas inclusive nas variáveis descritivas do andar.

As variáveis cinemáticas referentes ao comportamento oscilatório lombopélvico também apresentaram uma ampla modificação na simetria após a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca. Estas alterações foram notadas para a oscilação de rotação pélvica, inclinação pélvica e inclinação lombar. Os demais fatores, como grupo ou velocidade da marcha, não afetaram a simetria de oscilação lombopélvica. Os reajustes verificados nestes movimentos oscilatórios da região lombopélvica podem ter sido causados por alguns fatores tais como: i) a melhora na simetria das estruturas pélvicas, ii) adequação da atividade muscular de músculos estabilizadores ou propulsores relacionados com a cintura pélvica ou iii) pela adequação das forças de reação do solo que são retransmitidas para a pelve.

A análise radiológica da manipulação sacroilíaca de fato demonstrou um ganho de simetria do sacro após intervenção. Este fator pode ser suficiente para interferir no comportamento oscilatório lombopélvico, uma vez que a estrutura sacral provavelmente atua como um pivô dos movimentos oscilatórios lombopélvicos realizando movimentos de torção durante o ciclo de marcha (MITCHELL, 1999).

Ademais estes movimentos oscilatórios devem ser controlados adequadamente por grupos musculares que atuam na estabilização da estrutura pélvica e na propulsão da marcha, uma vez que desempenham funções importantes no controle da marcha (ROSE; GAMBLE, 1998; KERRIGAN et al., 2001; LAMOTH et al., 2002). A oscilação lombopélvica contribui para melhorar a eficiência da marcha, atua como mecanismo de reabsorção das forças de reação do solo para proteção das estruturas musculoesqueléticas e proporciona diminuição do gasto energético (ROSE; GAMBLE, 1998; KERRIGAN et al., 2001; LAMOTH et al., 2002). Estudo da atividade eletromiográfica durante a marcha em participantes com dor lombar crônica demonstrou uma reduzida capacidade em adaptar a coordenação da atividade dos mm. eretores espinhais em função da oscilação lombopélvica diante da manipulação da velocidade de marcha em comparação aos participantes normais (LAMOTH et al., 2006). Em estudo realizado com participantes portadores de disfunção sacroilíaca, foram observadas alterações no recrutamento de músculos lombopélvicos durante a realização de apoio unipodal com o movimento de flexão do quadril contralateral (HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003). Os resultados deste estudo indicaram que o m. oblíquo interno, multífidos e glúteo máximo apresentaram o início de ativação atrasada nos participantes com disfunção sacroilíaca em comparação aos participantes do grupo controle. Em contrapartida, o m. bíceps femoral apresentou um início de ativação antecipado no grupo com disfunção sacroilíaca em comparação ao grupo controle (HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003).

No presente estudo tanto os participantes com hipomobilidade quanto os participantes com disfunção sacroilíacas apresentaram comportamentos assimétricos na oscilação lombopélvicas de forma similar. Portanto, é provável que esta assimetria não

---

ocorra por alterações do comportamento de atividade eletromiográfica dos músculos estabilizadores da cintura pélvica. A observação de assimetria na oscilação lombopélvica já foi descrita em estudo da marcha, e na ocasião os autores relacionaram com diferenças na contribuição dos membros na função propulsiva e estabilizadora da marcha em função da dominância do membro (SAUNDERS et al., 2005).

Outro fator que pode explicar as modificações no comportamento oscilatório lombopélvico seria a adequação das forças de reação do solo geradas durante a marcha. As forças de reação do solo são geradas em resposta às ações musculares e ao peso corporal transmitidos através dos pés e proporcionam as forças necessárias para impulsionar o indivíduo durante a marcha (ROSE; GAMBLE, 1998). Estas forças são retransmitidas do membro inferior em direção à cintura pélvica que em parte serão incorporadas na coordenação do movimento oscilatório lombopélvico (LAMOTH; BEEK; MEIJER, 2002).

De modo geral devemos considerar que a análise cinemática representa a expressão comportamental dos segmentos corporais diante das ações musculares e das forças que atuam sobre o sistema musculoesquelético. Portanto, outras análises devem ser consideradas para o melhor entendimento de seu comportamento.

## **5.5 ASPECTOS CINÉTICOS DA MARCHA**

Os resultados apresentados para as variáveis cinéticas também indicaram não haver diferença entre os dois grupos envolvidos no estudo. As diferenças cinéticas estiveram relacionadas com a manipulação da velocidade de marcha, com a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca e com a interação destes dois fatores. As respostas relacionadas à

---

manipulação sacroilíaca ocorreram principalmente na fase de impulsão da marcha ao invés de relacionadas com os mecanismos absorção da fase de recepção.

As variáveis relacionadas à fase de recepção das forças de reação do solo não foram influenciadas pela manipulação sacroilíaca. Entretanto, estas variáveis foram influenciadas pela manipulação da velocidade de marcha. Em geral, foi verificado um aumento de assimetria das variáveis cinéticas na fase de recepção em relação ao aumento da velocidade de marcha, indicando que a geração de maiores forças na condição mais rápida de marcha acentua o comportamento assimétrico dos membros inferiores. Além desta influência, verificamos um efeito de interação entre velocidade e manipulação, especialmente definida pela variável de impulso de recepção ântero-posterior. Estes resultados indicam que, em geral, não há envolvimento nos mecanismos de absorção das forças de reação do solo durante a execução da marcha. Elas apenas estarão envolvidas quando o sistema musculoesquelético tiver maior liberdade de estabelecer ajustes durante a condição de velocidade preferencial da marcha.

Por outro lado, os principais efeitos observados com o procedimento manipulativo ocorreram na fase de impulsão, verificados através da diminuição da assimetria dos picos vertical e horizontal, e do impulso horizontal das forças de reação do solo. Novamente as variáveis obtidas na fase de impulsão foram influenciadas pela condição de velocidade e pela interação entre velocidade e manipulação sacroilíaca, notada especificamente sobre a variável de impulso vertical. Nesta condição, a influência manipulativa apenas foi notada quando os participantes realizaram a marcha a 25% acima da velocidade preferencial. De modo geral, podemos considerar que as manifestações de assimetria das variáveis cinéticas são acentuadas na condição de maior velocidade de marcha, exceção quando há interação

---

entre velocidade e manipulação sacroilíaca na fase de recepção. Modificações na fase de recepção relacionadas à manipulação sacroilíaca apenas são notadas em condição de velocidade preferencial. Contudo, as principais alterações relacionadas ao efeito de manipulação sacroilíaca ocorreram na fase de impulsão, influenciando tanto a componente vertical das forças de reação do solo quanto a componente ântero-posterior.

Durante a elaboração da revisão bibliográfica foram localizados poucos estudos voltados para a análise da influência da disfunção sacroilíaca sobre a marcha ou relacionados ao efeito manipulativo da articulação sacroilíaca. No entanto, alguns destes estudos puderam observar respostas similares àquelas aqui apresentadas (ROBINSON; HERZOG; NIGG 1987; HERZOG et al., 1988; HERZOG et al., 1991). Robinson e colaboradores (1987) também demonstraram que as forças de reação do solo obtidas durante a realização da marcha podem quantificar objetivamente a resposta da manipulação sacroilíaca sobre o comportamento da simetria.

Outra importante constatação do atual estudo foi a observação de que as principais modificações das forças de reação do solo ocorreram sobre a componente ântero-posterior. Estes resultados novamente se assemelham àqueles verificados previamente em estudo do efeito manipulativo sobre a marcha (HERZOG et al., 1988). Herzog (1988) avaliou a resposta da terapia manipulativa sobre o comportamento da dor, aumento de mobilidade sacroilíaca, comportamento da capacidade funcional geral (Questionário de Oswestry de Capacidade Funcional) e sobre as forças de reação do solo durante a marcha (HERZOG et al., 1988). Os resultados obtidos indicaram que o tratamento influenciou todas as análises, levando à redução da dor, aumento de mobilidade da articulação sacroilíaca, melhora na capacidade funcional e alterações sobre as forças de reação do solo. As alterações no

---

comportamento das forças de reação do solo ocorreram nas três componentes vetoriais, porém as principais alterações ocorreram sobre as componentes ântero-posterior e médio-lateral (HERZOG et al., 1988). Ao término do estudo um questionamento lançado pelos autores ficou sem esclarecimento, afinal qual dos fatores seria responsável pelas alterações na força de reação do solo, o ganho de mobilidade articular ou a diminuição da dor?

Novamente as mesmas observações foram obtidas quando este grupo de pesquisadores comparou o efeito de duas modalidades de tratamento, programa de escola da postura e terapia manipulativa, em pacientes com disfunção sacroilíaca (HERZOG et al., 1991). Este estudo avaliou os mesmos aspectos clínicos e biomecânicos da marcha do estudo apresentado anteriormente. Os resultados obtidos indicaram que os participantes tratados com o programa de escola da postura apresentaram maior redução de dor e ganho funcional, enquanto os participantes tratados com terapia manipulativa obtiveram maior mobilidade sacroilíaca e maior melhora na simetria de marcha (HERZOG et al., 1991). A melhora de simetria com a terapia manipulativa se expressou em todas as componentes das forças de reação do solo, especialmente para a componente ântero-posterior e médio-lateral (HERZOG et al., 1991).

Nos estudos anteriormente mencionados, assim como no presente estudo, verificamos que as principais modificações apresentadas pela terapia manipulativa ocorrem sobre as componentes horizontais das forças de reação do solo (médio-lateral e ântero-posterior). Estas componentes são resultantes das forças de cisalhamento necessárias para iniciar e finalizar os períodos de locomoção e para mudar a velocidade e direção da marcha (ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991). Portanto, são estas forças que controlam os principais aspectos geradores da locomoção, tais como aceleração, velocidade e equilíbrio

---

corporal (ROSE; GAMBLE, 1998). Por outro lado, as forças verticais geradas durante a marcha estão relacionadas à aceleração gravitacional sobre o corpo e está diretamente relacionada no controle da altura do centro de massa do corpo (ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991).

Para alguns clínicos, a participação dos movimentos sacroilíacos é fundamental no mecanismo de absorção das forças geradas no momento de recepção da marcha (MITCHELL, 1999; DON TIGNY, 1990). A ausência destes movimentos nos casos de disfunção sacroilíaca seria um dos fatores de sobrecarga aos ligamentos posteriores da articulação sacroilíaca e aos discos intervertebrais da coluna lombar (DON TIGNY, 1990). Entretanto, estes mecanismos de absorção provavelmente não são apenas desempenhados passivamente pelas estruturas osteoligamentares, mas também pelas forças de desaceleração proporcionada pela contração excêntrica do glúteo máximo (DON TIGNY, 1990). De fato, durante o evento de contato inicial do membro que inicia o ciclo de marcha o m. glúteo máximo e os mm. flexores e extensores do joelho são ativados para iniciar a desaceleração do corpo (ROSE; GAMBLE, 1998).

Uma vez que as principais modificações das forças de reação do solo ocorreram sobre a componente ântero-posterior, os ajustes proporcionados pela terapia manipulativa parecem estar mais relacionados com uma reorganização no comando de geração central do padrão de atividade neuromuscular da marcha do que relacionado a mecanismos passivos de absorção de energia proporcionados pelas estruturas articulares sacroilíacas.

## 5.6 ASPECTOS ELETROMIOGRÁFICOS DA MARCHA

Os grupos musculares selecionados para o estudo eletromiográfico durante a execução da marcha em portadores de disfunção sacroilíaca foram eleitos em função de sua participação nos mecanismos de estabilização sacroilíaca ou de gerar forças propulsoras. Seguindo este propósito foram analisados o comportamento de atividade eletromiográfica dos mm. multífidos, m. glúteo máximo e m. bíceps femoral em relação à simetria dos picos de ativação na fase de apoio e na fase de balanço, assim como a diferença temporal entre os respectivos grupos musculares em relação ao lado oposto.

Em linhas gerais, podemos descrever que os resultados apresentados pelo comportamento eletromiográfico indicaram que: i) não houve diferença no comportamento da simetria de ativação ou temporal entre os grupos para nenhum grupo muscular, ii) os três grupos musculares foram influenciados pela manipulação sacroilíaca em seus aspectos espaciais ou temporais, iii) a manipulação da velocidade de marcha apenas influenciou os aspectos temporais da ativação do m. bíceps femoral na fase de balanço, iv) o m. glúteo máximo foi o único músculo que sofreu influências nas duas fases do ciclo de marcha, com adequação dos aspectos temporais, v) os mm. multífidos foram os únicos grupos musculares que apresentaram, além de modificação dos aspectos temporais, uma melhora na simetria espacial, ambas durante a fase de balanço e vi) não houve nenhum efeito de interação entre os fatores.

Como foi verificado nas análises, o padrão de ativação eletromiográfica não apresentou diferenciação entre os dois grupos de participantes. Apesar do grupo com disfunção sacroilíaca adotar um comportamento assimétrico, nas variáveis temporais e

---

espaciais eletromiográficas, elas não são significativamente maiores do que aquelas apresentadas pelos participantes que apresentavam apenas hipomobilidade sacroilíaca. Aqui devemos considerar que apesar do grupo com disfunção sacroilíaca relatar manifestações de algia na região e ter sido selecionado pela presença de positividade nos testes de provocação, nenhum participante apresentou dor ou algum tipo de queixa durante a realização da marcha no momento da coleta de dados. Conseqüentemente, estes participantes apesar de relatarem manifestações com características crônicas de disfunção se apresentaram em condições de manifestação subclínicas, ao menos para a intensidade de carga física imposta pela tarefa do estudo.

Alterações na coordenação muscular dos mm. eretores espinhais diante dos movimentos oscilatórios lombopélvicos da marcha já foram relatadas em portadores de lombalgia crônica (LAMOTH et al., 2006). Neste estudo foi verificado maior variabilidade na atividade dos mm. eretores espinhais em decorrência a manifestação de larga fase de transferência, presença de frequências adicionais e atividade prolongada próximo ao evento de contato inicial (LAMOTH et al., 2006).

Evidências de alterações no recrutamento muscular também foram relatadas em portadores de disfunção sacroilíaca durante a condição de apoio unipodal (HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003). Portadores de disfunção sacroilíaca apresentam atrasos na ativação eletromiográfica dos mm. oblíquo interno, multífido, e glúteo máximo (HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003). Em contrapartida, nestes participantes o m. bíceps femoral apresentou uma ativação precoce em comparação com o grupo controle (HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003). O fator que pode ter influenciado na ausência de diferenças no comportamento eletromiográfico entre os grupos

no estudo atual possivelmente advém da pouca limitação funcional apresentada pelos participantes com disfunção sacroilíaca, aspecto que não foi controlado como uma variável independente.

Apesar destes grupos não apresentarem características diferenciadas no comportamento de ativação muscular, verificamos que ambos foram influenciados pela intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca. A manipulação sacroilíaca resultou em um amplo ajuste temporal na atividade eletromiográfica nos três grupos musculares avaliados. A diminuição das diferenças temporais entre os membros ocorreu na atividade dos mm. multífidos e do m. bíceps femoral durante a fase de balanço e do m. glúteo máximo tanto na fase de apoio como na fase de balanço.

O m. multífido apresentou um padrão de ativação caracterizado por dois períodos principais de atividade, o primeiro no início do ciclo no evento de apoio inicial e o segundo no meio do ciclo, próximo à fase de contato do membro contralateral. Este padrão é similar ao comportamento descrito em estudos anteriores dos mm. multífidos e eretores espinhais durante a execução da marcha (THORSTENSSON et al., 1982; LAMOTH et al., 2006). Durante a marcha estes músculos atuam bilateralmente para estabilizar a coluna lombar nos dois momentos de ativação, freqüentemente antes do contato do membro no solo (THORSTENSSON et al., 1982). Entretanto, esta cocontração entre os lados no primeiro período de atividade não é totalmente acoplada, apresentando uma diferença temporal consistente em que o lado ipsilateral precede a ativação correspondente ao contralateral entre 5 a 10% do ciclo da marcha (THORSTENSSON et al., 1982). No presente estudo verificamos que a diferença temporal do período de atividade da fase de apoio entre os membros foi aproximadamente de 13,5 % do ciclo na velocidade preferencial e 7,9% do

ciclo na maior condição de velocidade antes da intervenção sacroilíaca. Estas diferenças também estiveram presentes na ativação correspondente à fase de balanço com diferenças temporais na ordem de 8,5 % do ciclo na velocidade preferencial e 6,6 % do ciclo na condição de maior velocidade antes da intervenção. A manipulação sacroilíaca diminuiu ou reverteu estas latências de ativação do m. multífido na fase de balanço para 2,1 % do ciclo e -1,5 % do ciclo, respectivamente. O m. multífido também apresentou uma diminuição (na condição de maior velocidade) ou uma reversão (velocidade preferencial) dos picos de ativação na fase de balanço em resposta à intervenção da articulação sacroilíaca. Caso estas alterações no recrutamento muscular representem uma adequação diante das exigências mecânicas geradas pela marcha, podemos considerar que a intervenção por terapia manipulativa permite melhorar a estabilização lombar proporcionando um efeito protetor sobre as estruturas osteoarticulares da coluna lombar.

A atividade eletromiográfica do m. glúteo máximo foi similar ao descrito na literatura com um único período principal de ativação que se estende da fase de balanço terminal ao término do ciclo de marcha até o período de contato inicial, resposta de carga e médio apoio no início do ciclo subsequente (ROSE; GAMBLE, 1998). Um segundo período de atividade de menor intensidade é identificado na primeira metade da fase de balanço (WINTER, 1991). O primeiro período de atividade tem como finalidade desacelerar o membro inferior, preparar para o contato inicial, iniciar a desaceleração da marcha e proporcionar estabilização da pelve (ROSE; GAMBLE, 1998; WINTER, 1991). O segundo período está mais relacionado com a desaceleração do membro inferior e para gerar rotação externa do quadril aproximadamente a 85 % do ciclo da marcha (WINTER, 1991).

---

A atividade eletromiográfica do m. glúteo máximo foi modificada em seu aspecto temporal com a terapia manipulativa nas duas fases da marcha. Alterações no comportamento de ativação muscular do glúteo máximo na fase recepção podem prejudicar o controle sobre a desaceleração do tronco proporcionando elevadas forças de reação do solo. Este envolvimento pode ter resultado na assimetria do impulso de recepção ântero-posterior durante a condição de velocidade preferencial, também normalizada pela intervenção sacroilíaca.

Finalmente, a análise do padrão eletromiográfico do m. bíceps femoral também foi compatível àquele obtido nos estudos de marcha. O principal período de ativação do m. bíceps femoral inicia na última metade da fase de balanço e perdura até o momento de recepção (WINTER, 1991). Sua atividade está relacionada com a desaceleração do membro inferior na fase de balanço e para auxiliar a ação do m. glúteo máximo na estabilização da pelve e no controle da desaceleração (WINTER, 1991). Considerando que a influência de sua ação está fortemente relacionada ao posicionamento do membro inferior, o m. bíceps pode influenciar os aspectos temporais da marcha, uma vez que são os eventos definidos pelo membro inferior que determinam as fases da marcha. Isto pode explicar o motivo de ser o único dos músculos analisados que foi influenciado pela velocidade da marcha além da intervenção manipulativa. Novamente estas influências recaíram sobre a ativação temporal na fase de balanço.

Entre os resultados observados neste estudo o que parece ser mais intrigante são as modificações eletromiográficas obtidas com a manipulação sacroilíaca. Esclarecer como a modificação no posicionamento do sacro pode determinar modificações nas características temporais e espaciais do recrutamento muscular pode não ser uma tarefa trivial, mas

algumas dicas podem ser encontradas na literatura. Alterações no recrutamento muscular foram identificadas em portadores de lombalgia, em portadores de disfunção sacroilíaca e em experimentos com dor induzida (LAMOTH et al., 2006; HUNGERFORD; GILLEARD; HODGES, 2003; HODGES et al., 2003). Nestas condições, a presença da dor pode ter desempenhado um papel crucial sobre as informações proprioceptivas, alterando os aspectos temporais dos músculos necessários para proporcionar estabilização ou coordenação do segmento envolvido. Considerando que diversos estudos demonstraram que a terapia manipulativa pode ser efetiva na diminuição da dor, este pode ser o primeiro fator relacionado com a adequação da atividade neuromuscular (CARUB; MCIVER, 2004; SCHILLER; TECHCHIRO, 2001; HERZOG et al., 1991; TERRET; VERNON, 1984; GLOVER; MORRIS; KHOSLA, 1974).

Além de influenciar na percepção da dor, foi verificado que a terapia manipulativa pode reduzir a inibição muscular aumentando a capacidade de gerar maiores torques musculares em extensores do joelho após receber terapia manipulativa na articulação sacroilíaca (SUTER et al., 1999). Resultados similares foram observados no tratamento de estiramento muscular dos isquiotibiais com terapia manipulativa (CIBULKA et al., 1986). Neste estudo o grupo controle recebeu tratamento com alongamentos passivos e o grupo experimental recebeu manipulação sacroilíaca além do alongamento. Os resultados obtidos indicaram um aumento no pico de torque de flexão do joelho gerado por atividade muscular dos mm. isquiotibias para o grupo experimental (CIBULKA et al., 1986).

Diferentes mecanismos neurofisiológicos podem explicar esta resposta da terapia manipulativa sobre a capacidade de ativação neuromuscular. Um possível mecanismo envolvido pode estar relacionado com a mudança segmentar de excitabilidade dos

---

motoneurônios após a utilização da terapia manipulativa da região lombar (DISHMAN; CUNNINGHAM; BURKE, 2002). Este efeito foi observado pela diminuição do reflexo-H elicitado por estimulação do nervo sural (DISHMAN; CUNNINGHAM; BURKE, 2002).

Em estudo realizado com uso de estimulação transcranial magnética foi observado elevação da excitabilidade motora central após o uso de terapia por manipulação vertebral (DISHMAN et al., 2002). Esta resposta foi observada pelo aumento de amplitudes dos potenciais musculares evocados no m. gastrocnêmio após uso de terapia manipulativa dos níveis vertebrais L5-S1 (DISHMAN et al., 2002). Segundo os autores estes dados podem representar uma facilitação pós-sináptica dos motoneurônios-alfa, ou dos corticomotoneurônios ou ambos os mecanismos (DISHMAN et al., 2002). Neste estudo os autores consideraram mais apropriado interpretar que a redução do reflexo-H observada com a terapia manipulativa resulta da inibição pré-sináptica das fibras sensoriais periféricas ao invés de uma atenuação da atividade do motoneurônio (DISHMAN et al., 2002). Possivelmente, estes mecanismos podem esclarecer o paradoxo criado pela terapia manipulativa com a resposta de facilitação motora versus a resposta de inibição sensorial (DISHMAN et al., 2002).

Uma das premissas da terapia manipulativa está representada pelo conceito de facilitação central proposta por Denslow para explicar a propagação de dor ao nível do segmento espinhal (TERRET; VERNON. 1984). A facilitação central representa um estado de excitação constante de interneurônios ou motoneurônios de um segmento espinhal proporcionado por estímulo alterado prolongado de uma ou mais fonte de irritação tecidual (DENSLOW et al., 1947). Nesta condição, os estímulos normalmente nulos produzem respostas para todos os órgãos que recebem inervação a partir do segmento excitado. Korr

---

(1978), um dos mais importantes neurofisiologistas a estudar sobre as manifestações associadas à disfunção somática descreveu que estes níveis segmentares estão relacionados com áreas de hiperatividade simpática, com tensão musculoesquelética, pontos dolorosos profundos e superficiais e atividade eletromiográfica dos músculos paravertebrais. Neste estudo, é relatada a importância das vias aferentes, entre elas as provenientes dos fusos neuromusculares, na manutenção deste estado de facilitação (KORR, 1978). As técnicas de terapia manipulativa parecem reestabelecer um padrão coerente de informações aferentes e atuar através de vias reflexas para proporcionar o relaxamento muscular, normalização da atividade simpática e a influência dolorosa (KORR, 1978; HERZOG, 2000).

Todos estes mecanismos podem ter contribuído nos reajustes eletromiográficos observados após a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca, proporcionando uma ampla reorganização sobre os diversos aspectos da marcha.

## **5.7 CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Neste estudo foi possível testar alguns dos pressupostos que constituem o arcabouço teórico do conceito de disfunção somática, assim como avaliar o comportamento funcional das disfunções sacroilíacas antes e após a intervenção manipulativa da articulação. As disfunções somáticas são manifestações estabelecidas clinicamente a partir da identificação de três elementos observados no segmento em questão, assimetria, alteração do movimento e alterações na percepção tecidual. A combinação destes três elementos identifica um

---

segmento que conceitualmente não consegue desempenhar adequadamente suas funções artrocinemáticas e biomecânicas.

A análise radiológica das estruturas pélvicas pôde demonstrar uma concordância entre o comportamento de assimetria sacral com o tipo de disfunção identificado através do teste de mobilidade (teste de Gillet). Estas observações reforçam o pressuposto que as disfunções somáticas apresentam um padrão assimétrico característico e estão relacionados com os pontos de fixação da articulação sacroilíaca. Como já mencionado anteriormente, a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca resultou em liberação dos pontos de restrições artrocinemáticas no teste de mobilidade articular e também minimizou o comportamento de assimetria sacral. Portanto, podemos considerar haver uma relação entre a ocorrência de assimetria sacral com a observação de positividade no teste de mobilidade.

Além de sua condição assimétrica um segmento em disfunção deve apresentar uma restrição ou alteração do comportamento artrocinemático. Nos procedimentos metodológicos aqui empregados não foi possível avaliar especificamente a mobilidade vigente na articulação sacroilíaca, mas a variação de posicionamento sacral em adaptação às condições de estresse induzida ao segmento. A disfunção sacroilíaca não resultou em nenhuma alteração na amplitude absoluta de movimento adaptativo do sacro ou do nível vertebral L4. Entretanto, esta amplitude de movimento pode ter ocorrido dentro de limites mais simétricos após o procedimento manipulativo da articulação sacroilíaca, uma vez que a posição inicial do sacro foi mais simétrico.

Finalmente, a análise do andar serviu como um instrumento de avaliação das supostas repercussões funcionais relacionadas com a disfunção sacroilíaca. Analisada em seus diversos aspectos mecânicos a marcha não apresentou nenhuma característica de

diferenciação entre os dois grupos de participantes. No entanto, apresentou reorganização após a intervenção manipulativa da articulação sacroilíaca. Se os portadores de disfunção sacroilíaca não podem ser caracterizados pela observação de alterações funcionais expressas no andar, é possível que suas manifestações representem uma incapacidade intrínseca do sistema musculoesquelético em se adaptar às características assimétricas dos diversos aspectos mecânicos da marcha ou das demais atividades cotidianas. De qualquer modo, o que podemos afirmar é que a alteração de simetria da estrutura sacral repercute sobre os diversos aspectos da marcha, influenciando a condição de simetria dos aspectos cinemáticos, cinéticos e eletromiográficos. A interrelação observada no comportamento destes aspectos parece refletir o papel coordenativo da estrutura pélvica, integrando cada um destes elementos na elaboração de um padrão de locomotor coerente com as condições intrínsecas das estruturas pélvicas.

Os procedimentos metodológicos aqui empregados permitiram obter informações importantes sobre a caracterização das disfunções sacroilíacas, seu envolvimento funcional e comportamento diante da manipulação sacroilíaca. Entretanto, os métodos de análise radiológica e cinemática bidimensional limitam nossas observações, impedindo de obter uma caracterização completa do comportamento isolado de cada estrutura pélvica, assim como dos movimentos oscilatórios lombopélvicos. Assim, reconhecemos a necessidade de novas investigações que permitam esclarecer a influência da atitude postural sobre o posicionamento dos segmentos pélvicos e que permitam caracterizar os movimentos presentes na articulação sacroilíaca, tanto na marcha como em outras atividades funcionais.

## 6. CONCLUSÕES

Ao término das análises propostas no presente estudo chegamos às seguintes conclusões:

- O teste de Gillet pode prever sobre o padrão de assimetria sacral que caracteriza o tipo de disfunção sacroilíaca;
- A terapia manipulativa da articulação sacroilíaca promove modificações do posicionamento sacral, reduzindo seu padrão assimétrico;
- As demais estruturas pélvicas não foram influenciadas pela intervenção manipulativa do sacro;
- Os participantes com disfunção sacroilíaca não apresentam valores de assimetria maiores que os participantes com hipomobilidade em relação a qualquer uma das variáveis relativas a execução da marcha;
- A terapia manipulativa da articulação sacroilíaca proporciona reorganização do comportamento de simetria das variáveis descritivas, cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas durante a execução da marcha;
- As principais modificações cinéticas geradas pela terapia manipulativa ocorreram na fase de impulsão, especialmente sobre a componente ântero-posterior de força de reação do solo;
- As principais modificações eletromiográficas ocorreram na fase de balanço, especialmente em relação aos aspectos temporais dos picos de ativação muscular;

- As modificações proporcionadas no comportamento cinético e eletromiográfico indicam que a terapia manipulativa atuou especificamente nos mecanismos de impulsão e de estabilização pélvica durante a execução da marcha.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BERTHOZ A.; POZZO T. Intermittent head stabilization during postural and locomotory tasks in humans. In: Posture and Gait: Development, Adaptation and Modulation, edited by B. Amblard, A. Berthoz, and F. Clarc. Amsterdam: Excerpta Medica, 1988, p. 189-198.

BRICOT, B. Posturologia. São Paulo, Ícone editora, 1999.

BRUNNER,C.; KISSLING, R.; JACOB, H.A.C. The effects of morphology and histopathologic findings on the mobility of the sacroiliac joint. Spine, 16(9):1111-1117, 1991.

CALGUNERY, M.; BIRD, H.A.; WRIGHT, V. Changes in joint laxity occurring during pregnancy. Annals of Rheumatic Diseases, 41: 126-128, 1982.

CARMICHAEL, J.P. Inter and intra-examiner reability of palpation for sacroiliac joint dysfunction. Journal of Manipulative Physiological Therapeutics, 10:164-171, 1987.

CARUB, FG; MCIVER, S. The effect of manipulation and mobilization on pressure pain threshold in the thoracic spine. Journal of Osteopathic Medicine, 7(1):8-14, 2004.

---

CIBULKA, MT; ROSE, SJ; DELITTO, A; SINACORE, D. Hamstring muscle strain treated by mobilizing the sacroiliac joint. Physical Therapy, 66(8):1220-1223, 1986.

CIBULKA, M.T.; DELLITO,A.; KOLDEHOFF, R.M. Changes in the innominate tilt after manipulation of the sacroiliac joint in the patients with low back pain. An experimental study. Physical Therapy, 68(9):1359-1363, 1988.

COLACHIS, S.C. ; WORDEN, R.E. ; BECHTOL, C.D. ; STROHM, B.R.. Movement of the sacroiliac joint in the adult male. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation., 44-490, 1963.

CROSBIE, J.; VACHALATHITI, R.; SMITH, R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. Gait and Posture, 5: 13-20, 1997.

DENSLOW, J.; KORR, I.; KREMS, A. Quantitative studies of chronic facilitation in human motoneuron pools. The American Journal of Physiology, 150: 229-238, 1947.

DISHMAN, JD.; CUNNINGHAM, BM.; BURKE, J. Comparison of tibial nerve H-reflex excitability after cervical and lumbar spine manipulation. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 25(5):318-325, 2002a.

DISHMAN, JD.; BALL, KA.; BURKE, J. Central motor excitability changes after spinal manipulation, a transcranial magnetic stimulation study. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 25: 1-9, 2002b.

DISHMAN, JD.; BURKE, J. Spinal reflex excitability changes after cervical and lumbar spinal manipulation: a comparative study. The Spine Journal, 3: 204-212, 2003.

DONTIGNY, R.L. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. Physical Therapy, 70(4):250-265, 1990.

EDMOND, S.L. Manipulação e mobilização: Técnicas para membros e coluna. São Paulo, Manole, 2000.

GAGEY, P.M.; WEBER, B. Posturologia. Regulação e distúrbios da posição ortostática. 2<sup>a</sup> ed., Barueri, Manole, 2000.

GALM, R., et al. Sacroiliac joint dysfunction in patients with imaging-proven lumbar disc herniation, European Spine Journal., 7: 450:453, 1998.

GLOVER, JR; MORRIS, JG; KHOSLA, T. Back pain: A randomized clinical trial of rotational manipulation of the trunk. British Journal of Industrial Medicine, 31: 59-64, 1974.

GOBLE, D.J.; MARINO, G.W.; POTVIN, J.R. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking. Human Movement Science, 22: 271-283, 2003.

GRACOVETSKY, S. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. Journal of Biomedical Engineering, 7: 205-216, 1985.

GRIEVE, G.P. The sacroiliac joint. Physicaltherapy, 62(12): 384:400, 1976.

GREENMAN, P.E. Princípios da medicina manual, 2<sup>a</sup> ed., Barueri, Manole, 2001, pp:313:314.

GURNEY, B. et al. Effects of limb-length discrepancy on gait economy and lower-extremity muscle activity in older adults. Journal of Bone and Joint Surgery, 83(6): 907:915, 2001.

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

HERZOG, W. et al. Quantifying the effects of spinal manipulations on gait using patients with low back pain. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 11(3): 151-157, 1988.

HERZOG, W.; CONWAY, P.; WILLCOX, B. Effects of different treatment modalities on gait symmetry and clinical measures for sacroiliac joint patients. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 14(2):104-109, 1991.

HERZOG, W.; CONWAY, P. Gait analysis of sacroiliac joint patients. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 17(2): 124-127, 1994.

HERZOG, W. The mechanical, neuromuscular and physiologic effects produced by spinal manipulation. In: Clinical Biomechanics of Spinal Manipulation. Philadelphia: Churchill Livingstone, 2000.

HESTBOEK, LDC; LEBOEUF-YDE, C. Are chiropractic tests for the lumbo-pelvic spine reliable and valid? A systematic critical literature review. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 23(4): 258-275, 2000.

HODGES, P.; RICARDSON, C. Feedforward contraction of transverses abdominis is not influenced by the direction of arm movement. Experimental Brain Research, 114: 362-370, 1997.

HODGES, P.; MOSELEY, G.; GABRIELSSON, A; GANDEVIA, S. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. Experimental Brain Research, 151: 262-271, 2003.

---

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. Postural orientation and equilibrium. In: Handbook of Physiology: A critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts, edited by Rowell L. B. and Shepherd J. T., Oxford University Press. 1996, pp: 255-262.

HOSSAIN, M.; NOKES, LDM. A model of dynamic sacro-iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. Medical Hypotheses, 65:278-281, 2005.

HUNGERFORD, B.; GILLEARD, W.; HODGES, P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. Spine, 28(14): 1593-1600, 2003.

KAKUSHIMA, M.; MIYAMOTO, K.; SHIMIZU, K. The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait. Spine, 28(21): 2472-2476, 2003.

KAPANDJY, A.I. Fisiologia articular: Tronco e coluna vertebral. 5<sup>a</sup> ed., São Paulo, Panamericana, 2000, pp: 62:73.

KAPTEYN, T.S., et al. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. Agressologie, 24(7): 321-326, 1983.

KEATING, JC. Several strategies for evaluating the objectivity of measurements in clinical research and practice. Journal of Canadian Chiropractic Association, 32:133-138, 1988.

KENDALL, FP; MCCREARY, EK; PROVANCE, PG. Músculos: Provas e Funções. 4a ed. São Paulo, Manole, 1995.

KERRIGAN, DC.; RILEY, PO; LELAS, JL.; CROCE, UD. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 82: 217-220, 2001.

KOKMEYER, D.J., WURFF, P.; AUFDEM KAMPE, G.; FICKENSCHER, T.C.M.. The reliability of multitest regimens with sacroiliac pain provocation test. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 25(1): 42-48, 2002.

KORR, I.M. The Neurobiologic mechanisms in manipulative therapy. New York, Plenum Press, 1978.

LAMOTH, CJC; DAFFERTSHOTER, A.; MEIJER, OG; BEEK, PJ. How do persons with chronic low pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinal activity during gait. Gait & Posture, 23: 230-239, 2006.

LEE, D. A cintura pélvica: Uma abordagem para o exame e o tratamento da região lombar, pélvica e do quadril. 2ª ed., São Paulo, Manole, 2001.

---

LEVANGIE, P.K. Four clinical test of sacroiliac joint dysfunction: The association of test result with innominate torsion among patients with and without low back pain. Physical Therapy, 79 (11): 1043-1057, 1999.

LEWIT, K; LIEBERSON, C. Palpation problems and implications. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 16(9):586-590, 1993.

MAHAR, R.K.; KIRBY, R.L.; MACLEOD, D.A. Simulated leg-length discrepancy: Its effect on mean center-of-pressure position and postural sway. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 66(12):822-824, 1985.

MEIJNE, W., et al. Intraexaminer and interexaminer reability of the Gillet test. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 22(1): 4-9, 1999.

MENNELL J.B. Back pain: Diagnosis and treatment using manipulative techniques. Boston, MA., Little, Brown & Co Inc, 1960.

MITCHELL, F.L. Jr. The muscle energy manual. Michigan, MET Press, 1999.

MISAILIDIS, M.A.L.; GOMES, M.M.; BARELA, J.A. Análise da oscilação lumbo-pélvica durante a marcha em esteira ergométrica. Motriz, 12(1): 23:32, 2006.

---

NASHNER, L.M.; SHUPERT C.L.; HORAK F.B. Head-trunk movement coordination in the standing posture. Progress in Brain Research. 76: 243-251, 1988

NIGG, BM.; HERZOG, W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2.ed. Chichester: John Wiley & Sons, 2002.

PANZER, DM. The reliability of lumbar motion palpation. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 15(8): 518-524, 1992.

PERTTUNEN, J.R., ANTTILA, E.; SÖDERGARD, J.; MERIKANTO, J.; KOMI, P.V. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 14: 49-56, 2004.

PICKAR, JG.; WHEELER, JD. Response of muscle proprioceptors to spinal manipulative-like loads in the anesthetized cat. Journal of Manipulative Physiological Therapeutics, 24: 2-11, 2001.

PIERRYNOWSKI, M.R.; SCHROEDER, B.C.; GARRITY, C.B.. Three-dimensional sacroiliac motion during locomotion in asymptomatic male and female subjects. Presented at the Fifth Conference of the Canadian Society of Biomechanics, Ottawa, Canada, August, 1988.

---

PLAUGHER G.; HENDRICKS A.H. The inter- and intraexaminer reliability of the Gonstead pelvic marking system. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 14(9): 503-508, 1991.

POTTER, N.A.; ROTHSTEIN, J.M. Intertester reability for selected clinical test of the sacroiliac joint. Physical Therapy, 65: 1671-1675, 1985.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. Journal of Neurosciences Methods, 2003.

RICARD, F. Tratado de radiología osteopática del raquis. Madri, Panamericana, 2000.

ROBINSON, R.; HERZOG, W.; NIGG, B. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 10(4): 172-176, 1987.

ROSE, J.; GAMBLE, J.D. Marcha humana. São Paulo: Premier, 1998.

SAUNDERS, SW; SCHACHE, A; RATH, D; HODGES, PW. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. Clinical Biomechanics, 20: 784-793, 2005.

---

SMITH-V. B.; GIBBONS P. Inter-examiner and intra-examiner reliability of the standing flexion test. Manual Therapy., 4(2): 87-97, 1999.

STURESSON, B.; SELVIC, G., UDÉN, A. Movements of the sacroiliac joints. Spine, 14(2): 162-165, 1989.

STURESSON, B.; UDEN, A.; VLEEMING, A. A radioesterometric analysis of the movements of the sacroiliac joints in the reciprocal straddle position. Spine, 25(2): 214-217, 2000.

SUTER, E.; McMORLAND, G.; HERZOG, W.; BRAY, R.. Decrease in quadriceps inhibition after sacroiliac joint manipulation in patients with anterior knee pain. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 22(3): 149-153, 1999.

TERRET, ACJ.; VERNON, HT. Manipulation and pain tolerance: a controlled study of the effect of spinal manipulation on paraspinal cutaneous pain tolerance levels. American Journal of Physical Medicine, 63: 217-225, 1984.

THROSTENSSON, A; CARLSON, H; ZOMLEFER, R; NILSSON, J. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. Acta Physiological Scandinavica, 116: 13-20, 1982.

THORSTENSSON, A., et al. Trunk movements in human locomotion. Acta Physiologica Scandinavica, 121: 9-22, 1984.

---

TULLBERG, T; BLOMBERG, S; BRANTH, B; JOHNSON, R. Manipulation does not alter the position of the sacroiliac joint. A roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine, 23(10): 1124-1128, 1998.

VANDUERSEN, LLJM; PATIJN, J; OCKHUYSEN, AL; VORTMAN, BJ. The value of some clinical tests of the sacroiliac joint. Manual Medicine, 5: 96-99, 1990.

VICENT-SMITH, B; GIBBONS, P. Inter-examiner and intra-examiner reliability of the standing flexion test. Manual Therapy, 4(2): 87-93, 1999.

VOGT, L.; PORTSCHER, M.; BRETTMANN, K.; PFEIFER, K; BANZER, W. Cross-validation of marker configurations to measure pelvic kinematics in gait. Gait and Posture, 18: 178-184, 2003.

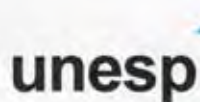
VOORN R. Case report: Can sacroiliac joint dysfunction cause chronic Achilles tendonitis? Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 27(6): 436-443, 1998.

WINTER D.A. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. Waterloo Biomechanics, Waterloo, p. 53-73, 1991.

WINTER D.A. A.B.C. of balance during standing and walking. Waterloo Biomechanics, Waterloo, p. 1-24, 1995.

# **A**NEXO I.

## **PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA DO IB/UNESP/RC**



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Câmpus de Rio Claro  
Seção Técnica Acadêmica  
Comitê de Ética em Pesquisa



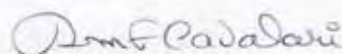
Rio Claro, 21 de março de 2007.

Ofício CEP 017/2007

Prezado Senhor,

Informamos que em reunião realizada em **20.03.2007**, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado "**Manifestações adaptativas na disfunção sacroilíaca em condições de stress articular e na marcha**", sob sua responsabilidade, protocolo **0523**, datado de **01/02/2007** e, tendo como orientador o Prof. Dr. José Angelo Barela.

Atenciosamente,



Profa. Dra. **Rosa Maria Feiteiro Cavalari**  
Coordenadora do Comitê

Ilmo. Sr.  
**MARIO ADRIAN MISAILIDIS LERENA**  
Travessa das Araucárias, 83 Vale do Sol  
12120-000 Tremembé SP

## **A**NEXO 2.

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**  
(Adultos)

Gostaria de convidá-lo (a) a participar do projeto de pesquisa **“Efeitos da manipulação sacroilíaca sobre a simetria e a mobilidade lombopélvica na avaliação radiológica e na realização da marcha”** conduzido pelo doutorando Mario Adrian Misailidis Lerena sob a orientação do Prof. Dr. José Angelo Barela no Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) - Departamento de Educação Física - Instituto de Biociências - UNESP/Rio Claro.

Para participar deste projeto você terá que passar por uma avaliação clínica para identificar a presença de disfunção sacroilíaca. Confirmada a presença da disfunção você será conduzido para um centro de diagnóstico por imagens para realização radiografias da região lombopélvica segundo o protocolo definido no estudo. Neste estudo radiológico serão obtidas cinco imagens radiográficas todas em posição ortostática. A primeira será realizada em condição estática com os pés distanciados a 10 cm entre eles. As demais imagens serão realizadas em condições de stress articular da sacroilíaca exercidas pela latero-flexão da coluna lombar para direita (2ª imagem) e esquerda (3ª imagem) e com a adição de um calço sobre o membro direito (4ª imagem) e esquerdo (5ª imagem) mimetizando uma discrepância de membros inferiores. Em seguida você será conduzido para o Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) onde será realizada a avaliação da marcha. Para tanto, você terá que andar sobre uma passarela em duas condições de velocidades preferencial e 25% acima da preferencial ao longo de 10 ciclos de marcha iniciadas em cada membro para cada condição e velocidade. Serão aderidos 6 marcadores e 6 eletrodos em locais relevantes para análise cinemática e obtenção de atividade elétrica neuromuscular.

No prazo de uma semana você receberá tratamento manipulativo da articulação sacroilíaca com manobras de baixa amplitude e alta velocidade (thrust) e os procedimentos radiológicos e análise de marcha serão repetidos seguindo os mesmos procedimentos utilizados anteriormente.

A participação neste estudo não proporcionará em quaisquer benefícios financeiros, sendo que este projeto objetiva investigar as alterações radiológicas das disfunções

sacroilíacas, assim como o efeito da manipulação sacroilíaca sobre o comportamento dinâmico da articulação sacroilíaca em condições de stress articular.

Os riscos presentes na participação deste estudo são mínimos ou quase inexistentes. Você poderá apresentar distintas respostas em relação à manobra manipulativa da articulação sacroilíaca. Estas repostas podem resultar em alívio, redução do quadro algíco ou mesmo um leve desconforto local. Durante a realização de todos os procedimentos você será auxiliado (a) pelo experimentador deste projeto. A pesquisa não trará danos ou despesas e, portanto, não haverá a necessidade de ressarcimento e/ou indenização.

Todas as informações adquiridas no estudo são confidenciais e o seu nome não será divulgado em momento algum. Ainda, toda e qualquer informação será utilizada para fins acadêmicos e, se assim você desejar, o responsável pelo estudo irá fornecer esclarecimentos, antes e/ou durante o curso da pesquisa, sobre a metodologia e também irá fornecer, em outra oportunidade, os resultados da sua participação.

A qualquer momento você poderá pedir para interromper a sua participação na realização do experimento sem que isto lhe acarrete qualquer prejuízo ou penalização.

Se você ou a pessoa que está sob sua responsabilidade estiver se sentindo totalmente esclarecido, sem nenhuma dúvida sobre esta pesquisa e sobre os responsáveis por ela, gostaria de convidá-lo(a) a assinar este Termo de Consentimento Livre e Esclarecido elaborado em duas vias, sendo que uma ficará com você e outra com o pesquisador.

Nome do Participante: \_\_\_\_\_

ENDEREÇO: \_\_\_\_\_

CIDADE/ESTADO: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_

Telefone: (\_\_\_\_) \_\_\_\_\_

CPF: \_\_\_\_\_

*Assinatura do Participante*

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do Pesquisador Responsável**

**Identificação do responsável pelo estudo:**

Doutorando MARIO ADRIAN MISAILIDIS LERENA

Laboratório para Estudos do Movimento

Depto. de Educação Física - IB - UNESP/RC

Av: 24-A, 1515 - Bela Vista - Rio Claro - SP

CEP: 13505-900 – Fone: (19) 3526-4312

\_\_\_\_\_  
**Assinatura do Orientador**

**Identificação do orientador do estudo:**

Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA

Laboratório para Estudos do Movimento

Depto. de Educação Física - UNESP/RC

Av: 24-A, 1515 - Bela Vista - Rio Claro - SP

CEP: 13505-900 – Fone: (19) 3526-4108

## **A**NEXO 3.

### **DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE RADIOLÓGICA**

Tabela 4. Dados obtidos na mensuração do estudo radiológico pelo examinador 1 utilizados para análise de reprodutibilidade intra-examinador.

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
1	70	67.7	65.1	64	258.6	248.3	259.2	249.9	4.4	5.2	2.4	1	0.9	0.4	-3.9	-2
1	64.5	61.8	65.5	62.7	236.9	231.7	239.7	234.7	-2.8	-4	-5.5	-5.9	10.2	9.5	-1.2	-1.2
1	66.6	62.3	67.4	60.9	239.8	224.6	238.7	223.7	5.7	5.3	4.4	4.8	-6.4	-6.5	-4.4	-3.8
1	61.5	66.9	60.1	57.7	232.6	233.1	225.8	225.3	18.9	18.4	14.1	15.5	-1.2	-0.5	-7.5	-5.8
1	62	58.5	62.5	54.5	220	207.5	228.1	215.1	-12.4	-11.7	-9.5	-7.7	4.8	3.9	3.3	3.1
1	67.3	62	66.7	61.1	246.3	225.7	246.9	228.1	4.2	4.9	2.6	3	0.9	1.3	-2.7	-2.2
1	64.1	59.7	68.9	63.7	247.4	231.7	247.4	232.2	0.5	-0.5	-9	-7.5	6	6.1	-0.9	-1.6
1	65	57.6	65	61.9	243	224.2	241.4	222.7	7.8	7.7	1.6	-1.4	-8.3	-7.8	-3.4	-4.1
1	66.6	62.1	67.1	63.1	243.5	230.7	236.8	223.8	20.3	19.2	12	11.3	0	-0.7	-7.1	-5
1	67.6	60.6	66.1	64.1	236.2	222.8	243.5	229.7	-10.4	-9.9	-10.4	-11.8	2.8	3.1	3.5	1.4
2	71.3	72.2	65.6	70.6	237.3	255.9	244.1	263.8	-2.1	-2.8	0	-1.7	10.1	10.3	5.4	3.6
2	57.2	58.2	65.4	64	222	222	225.8	225.3	-3.9	-4.4	-20.8	-18.9	12.2	11.9	6.2	4.9
2	72.1	75.1	56.3	57.6	223.8	234.5	233.2	242.7	3	3.1	21.2	23.1	0	1.1	2.1	2.5
2	64.5	66.1	66.5	70.3	234.4	243.5	231.3	241.4	16.1	16.3	8.6	7.9	5.5	5.3	-2.6	-2.1
2	67.2	64.45	63.2	62	221.9	218.1	233.7	229.2	-14.3	-14.1	-8.9	-7.3	10.9	10.9	6	6.8
2	63.2	61.8	61.3	59.3	221.4	220.8	227.3	226.8	-0.7	-1.5	-0.5	0	10.4	9.5	1.6	3.4
2	61.3	62.5	63.2	62	221.4	226.3	227.3	232.8	-3.5	-3.5	-6.9	-7.6	12.9	12.5	2.9	4.4
2	63.7	63.2	62.3	57.8	221.4	221.4	226.8	226.3	1.1	1.6	1.5	0.7	4.5	3.5	1.8	2.5
2	64	64.5	65	55.4	226.8	226.8	226.8	226.8	15.6	15.6	9.1	9.1	5.2	6.3	-3.5	-2.2
2	61.3	63.2	64.2	65.7	217.9	218.4	227.8	228.3	-11.4	-11.4	-11.9	-12.4	8.6	10.7	4.2	5.3
3	61.1	63.5	60.1	57.7	221	222	224.8	226.8	-5.5	-4.8	-1	0	-3.6	-1.8	3.6	3.8
3	58.2	61.1	59.2	60.6	217.2	219.5	223.8	225.3	-8.6	-8.7	-8.1	-8.7	7.5	7.2	2.6	5.2
3	59.6	60.8	59.6	60.3	226.1	226.3	225.1	226.3	-1	-1.1	-3.4	-4.4	-9.6	-7.8	1.9	2.3
3	58.7	64.7	53.6	58.3	215	230.8	210	226.3	8.7	9.4	14.2	15.8	-2.5	-2.6	-2.9	-1.5
3	58.5	63	56.6	59.6	214.4	218	226.8	230.6	-18.1	-18.4	-9	-10.7	-0.9	-1.5	7.3	5.8
3	62	63	63.5	63.5	231.8	231.8	235.3	235.4	-6	-6.6	-9.1	-9.6	0	0.9	1.4	1.7
3	60.8	57.5	63.2	67.5	228.8	231.3	231.2	235.4	-5.9	-6	-10.9	-14.1	4	4.1	4.7	8
3	64	59.3	62.5	61.8	232.3	229.3	236.4	231.7	-4.1	-4.4	-3.5	-4	-2.3	-0.5	1.3	1.7
3	63.3	63.5	67.4	66	239.1	235.4	235.5	229.8	8.7	8.6	7.2	7.6	-1.3	-1.5	-1.3	-1.1
3	60.6	59.3	60.1	60.8	218.1	221.8	233.6	238.1	-19.4	-19.8	-14.1	-14.3	-0.5	0.9	7.3	5.1

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
4	55.7	56.2	56.5	55.2	217.1	216.1	207.9	207.4	13.8	13.1	8.7	9.2	-6	-6.1	-6.3	-4.4
4	55.4	58.8	54	54.8	212.5	219.7	205.6	212.8	9.3	9.4	3.1	3	-1.4	-7.9	-2.7	-4.6
4	58.6	56.8	51.9	53.9	216.6	221.9	210.1	214	21.6	21.7	32.2	30.1	-4.7	-3.7	-8	-4.4
4	61.7	58.6	57.3	56.6	232.7	233	217.5	217	33.7	33.9	30.6	28.3	-6.3	-6.2	-10	-3.6
4	59.8	59.5	53	53.9	221	221.8	219.5	220.2	-0.5	-1	-7.3	-7.1	-1.9	-0.9	-1.7	-1.3
4	56.2	55.7	56.2	53.3	217.1	217.1	209.4	208.9	12.1	11.6	4.8	5.8	-0.9	-3.7	-4.8	-4.5
4	55.7	57.3	56.2	55.8	217.1	221.9	209.8	214.4	5.3	5.4	-7.3	-6.9	-2.4	-5.2	-1.7	-4.4
4	60	57	54.9	58	227.8	227.8	216.2	217.2	18.1	18.6	17.7	16.1	-5.1	-3.2	-3.5	-4.5
4	52.9	56.4	55.8	59.5	226.3	230.8	209.5	213.7	29.6	30.2	12.8	15.1	-6.3	-6	-9.7	-7.6
4	61	59.3	55.4	51.4	223.3	218.4	221.8	217.9	-3.5	-3.5	-0.7	-1	-2.7	-3.2	-2.5	-2.5
5	60.1	58.6	62.5	61.1	214.2	215.2	214.2	213.2	-1	-0.7	1	0.5	3.4	2.9	4	2.8
5	58	57.1	57.5	61.8	211.6	211.1	210.2	209.2	-3.3	-3.3	-5.2	-5.7	-1.9	-2	-1.7	-1.9
5	64	57.3	59.6	57.3	214.2	219.4	214.7	216.4	1.5	0	9.2	10.4	1.4	2	2	2
5	63.5	63.7	63	59.8	218.1	222.4	209.4	214.4	12.6	13.3	14.5	14.8	0	0.5	-3.2	-4
5	60.1	54.3	61.5	59.1	209.8	210.3	218	218.5	-16.5	-17	-10.7	-11.1	5.2	6.2	6.3	4.3
5	64	59.3	65	62.3	224.8	220.4	224.3	218.9	-2.1	-1	2	0	3.8	4.4	1	3.4
5	58.8	55.7	65.7	62.5	218.9	213.7	215.9	212.3	-4.4	-4.4	-9.4	-9.7	5.2	3.8	2.3	2
5	64.2	62.5	60.3	58.2	216.9	211.8	217.9	210.3	-0.5	-0.5	10.4	9.2	-1.5	-2.5	-1.5	0.8
5	61.8	59.8	64	60.3	222.4	221.9	215.4	214.4	12.8	12.8	12.8	12.8	-0.5	-0.5	-1.7	-2
5	62.8	63	63.2	64.5	216.9	218.8	221.9	226.8	-14.8	-15.6	-10.9	-10.6	4	4.7	4.1	7
6	59	57.3	63	63.7	223.2	220.9	222.7	218.9	-0.5	-1	-2.5	-3.5	-7.6	-6.8	-2.2	-2.6
6	51.9	52.3	60.6	67.8	215.2	214.2	211.3	212.7	-3.4	-3.4	-12.1	-12.1	-5	-4.8	-1.5	-1.5
6	64.5	63	58.9	56.4	222.6	221.8	224.1	225.3	2.5	2.5	14.1	13.6	1.3	1.4	-1.4	-1.4
6	57.2	57.3	58.1	59.8	214.6	219.9	211.7	215.4	14.1	14.3	11.1	9.9	-8.4	-7.7	-4.3	-4.3
6	60	61	63	61.5	220.2	219.7	224.2	225.3	-15.6	-15.1	-8.6	-8.1	-3.5	-4.5	3	2.5
6	57.7	58.6	60.1	64.5	219	220	216.6	217.6	-1	-1	-3.4	-2.9	-5.6	-6.7	-1.3	-2.4
6	59.3	60.5	61.3	63.5	221.8	226.3	220.3	224.3	0	0	-0.5	0	-7.1	-6.3	-0.9	-1.9
6	62.5	60.93	62.5	65.2	227.3	222.3	225.8	222.3	2.5	2	5	4.4	-1.3	-0.9	-0.5	-2
6	59.5	57.3	64.5	64.7	230.3	226.3	225.8	219.3	13.1	12.8	4	4	-6.2	-6.8	-4.1	-4.8
6	60.7	60.3	65.8	63.2	230.9	221.8	234	225.3	-17	-16.3	-13.4	-11.4	-2.2	-3.2	2.7	3

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
7	48.7	51.85	48.9	48.46	191.4	190.9	186.6	185.1	-0.3	-1.5	3.2	3.4	-7.2	-6.7	-7.5	-6.5
7	47.1	47	51.6	51.4	190.2	193.3	186.1	189.9	-5.2	-3.9	-6.4	-6.8	-5	-4.7	-5.7	-3.6
7	50.4	48.9	53.2	50.9	202.9	196.3	194	187.5	11.3	10.7	9.8	10.2	-6.7	-5.2	-9.3	-4.3
7	49.4	49.9	53.1	51.4	197.6	197.6	189	189.2	15.1	14.8	16.1	15.8	-8.1	-5.9	-9.9	-5.5
7	49.19	49.4	51.4	51.4	191.4	195.7	191.4	195.7	-14.1	-14.3	-8.5	-8.9	-1.5	-1.5	-2.7	-1.3
7	51.9	49.4	50.4	51.9	196.7	199.1	190.7	193.5	1	0.5	3	4	-6.2	-4.7	-3.1	-4.4
7	50.9	46.4	53.3	53.4	195.3	198.1	190.5	195.2	-4.8	-4.9	-5.3	-6.4	0	1	-1.2	-1.8
7	54.4	51.4	51.9	50.4	196.7	197.6	190.7	191.2	6.4	6.4	11.9	12.4	-7.3	-5.7	-4.8	-3.6
7	50.9	46.4	53.4	49.9	197.6	197.7	187.8	188.8	14.3	13.8	9.4	9.4	-7.9	-8.1	-9.2	-5.7
7	51.9	46.9	52.9	52.4	197.1	191.2	195.6	192.2	-13.1	-12.8	-6	-5.9	-1.1	-1.1	-0.9	-1.4
8	64.2	63.2	56.8	55.3	210	210	213.9	213.5	-4.9	-4.9	0	0	-1.4	-1.4	1.6	1.6
8	65.3	60.8	59.1	55.8	218.1	209.5	221.7	214	-6.2	-4.9	-7.7	-7.9	4.6	5.5	3.2	2.4
8	62	54.8	60.5	51.9	211.2	203.1	217.7	210.8	-5.5	-5.3	5.5	6.8	2.4	1.4	2.7	2.3
8	63.8	63	61.7	55.9	220.1	215.7	219.6	215.7	10.8	11.1	9.3	10.1	1	0.9	-2.4	-1.2
8	68.9	66.7	55	54.1	214.5	219.5	224.2	230	-20.6	-20.5	-4.6	-5.2	0.9	1.3	7.3	5.7
8	66.9	64.8	58.6	58.6	215.5	217	220.1	220.6	-6.2	-7.2	-1.5	-3.1	-0.5	0	2.7	1.4
8	60.8	59.8	60.3	59.3	210.5	211	211.5	212.5	-4.9	-7.4	-14.8	-16.8	3.3	6.1	2.7	3.4
8	66.5	66	54.4	52.9	212.2	212.7	217.7	216.7	-2	-1.6	11.6	10.6	-2.5	-2.4	1.8	1.2
8	62.8	59.8	59.8	57.8	210.5	210	208	208.5	8.9	8.9	2	4	-1.9	-1.5	-4.3	-3.1
8	65.5	65.5	56.4	54.4	209.7	210.2	218.7	218.7	-17.1	-17.6	-6	-6.6	-0.5	-0.9	5	7.2
9	56.1	52.3	52.1	49	218.4	210.6	216.9	209.7	-4.2	4.3	-0.9	0.5	-4	-4.1	3.9	2.4
9	53.3	51.4	52.8	52.8	214.4	214.2	213.7	212.7	-4.8	-5.4	-8.7	-9.2	0	-1	3.6	3
9	59.3	61	46.7	46.9	219.6	222.3	216.4	219.7	1.7	3	19.3	17.6	-7.2	-6.1	0.8	1.7
9	57.1	56.3	52.6	52.4	222.4	222.4	209.5	211	14.8	15.3	13.1	11.4	-6.1	-5.9	-3.3	-2.8
9	57.1	57.3	49.9	47.9	213	213	221.9	220.4	-18.8	-17.8	-3.2	-2.5	-2.9	-2.5	4.6	8.1
9	54.9	52.3	54.4	46.6	226.8	213.5	225.8	212.1	-4.5	-4.8	-5.5	-3.8	-4.3	-3.9	1.3	1.7
9	57	52.8	51	50.9	223	216.1	224.5	217.1	-8.5	-7.8	-4.5	-6.8	0	1.5	3.5	2.9
9	57.5	53.9	48.5	47.9	226	222.4	223.5	219.9	0	-0.5	9.5	8.9	-5.3	-6.4	2.2	1.6
9	55.5	50.4	54	49.4	235.5	230.3	224.7	219.2	10.8	10.1	2.6	2.5	-3.2	-4.4	-2.3	-2.1
9	57.1	52.9	50.9	43.5	224.2	215.9	234.5	224.8	-20.6	-20.3	-7.2	-4.4	-2.5	-2	6.9	6.2

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
10	69	57.2	68.5	56.7	243.4	236	242.9	232.6	4.5	3.9	-3	-1.9	4.3	4.9	2.5	3.2
10	64.4	60.3	60.6	58.3	219	224.3	220.5	224.3	0.5	0.5	-4.8	-5.4	9.8	10	5.8	3.2
10	64.2	59.8	61.3	55.8	223.3	223.8	222.3	222.3	8.9	9.9	9.9	11.9	8.9	7.9	2.3	1.3
10	66.7	63.7	67.2	63.7	235.2	235.2	227.8	226.8	18.3	17.8	4.4	4.9	5.8	5.8	-2.8	-2.6
10	69.2	61.5	66.2	59.6	229.3	225.8	236.7	231.6	-10.9	-11.6	-9.4	-8.7	6	5.9	6.1	5.2
10	61.8	63.5	63.7	59.1	228.2	223.9	227.3	222	3	4.4	-5.9	-1.9	6.1	7.3	1.7	0.8
10	58.8	59.6	66.7	65.4	227.3	223.9	226.8	222	-2	-1	-19.3	-17.4	10.2	10.4	3.1	3.2
10	68.5	65.2	59.5	58.8	232.3	227.3	231.3	227.3	11.1	10.9	17.1	15.8	9.4	9.5	-1.2	-1.5
10	60.6	56.7	64.9	63	227.8	227.3	220.5	219.5	17.4	17.4	3.9	3.9	5.6	4.6	-3.9	-3.3
10	63.8	61.8	62.2	57.8	233.5	224.8	239.7	229.8	-13.4	-12.4	-13.9	-12.8	7.7	6.9	6	5.2

Tabela 5. Dados obtidos na mensuração do estudo radiológico pelo examinador II utilizados para análise de reprodutibilidade intra-examinador.

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
1	62.5	60.9	62.9	62.3	229.5	226	230.2	226	4.6	3.8	1.9	1.9	0	0	-2.2	-2.6
1	63.5	60	64.2	64.3	231.5	226.1	235.2	229	-3.2	-2.9	-4.9	-5.8	10	8.7	0	0.4
1	64.7	62.3	62.8	61.8	232	224.1	229.6	222.7	5.6	4.7	5.6	4.7	-7.6	6.8	-2.4	2.8
1	64.4	61.3	61.1	60.3	228.8	227.8	218.9	217.5	18.4	18.2	14.4	15	-2	-1.9	-6.5	-6.3
1	62.4	63.4	64.3	64.3	223.7	223.2	232.1	232.8	-12	-12	-8.6	-8.6	4.6	4.9	3.6	3.5
1	62.8	62.1	61.1	63.6	227.2	228.7	228.4	230.7	4.9	4.9	-4.2	2	1.1	1.4	-3.2	-2.6
1	59.7	59.1	66.4	66.5	231.7	228.7	232.5	230.2	0	1	-7	-8.4	6.4	7	-1.4	-1.5
1	61.1	60.1	63.5	65.1	229.1	230.7	226.7	228.7	7.3	7.9	1	0	-7.7	-8.2	-3	-2.7
1	63.3	62	62.5	62.9	229.6	227.6	222.8	220.8	19.5	18.9	12.2	11.6	0	0	-6.8	-8.3
1	63.7	62.7	64.7	65.7	226.3	227.8	233.8	234.3	-10.5	-10.5	-11	-11.5	3.4	4.1	2.2	2.3
2	81.5	80	77.8	79.7	272	268.1	279.4	275.4	-2.2	-2.1	-0.7	-2.1	10.4	6.3	1.9	2.3
2	56.5	56.9	70.7	69.1	225.6	221.7	227.4	225.3	-4.9	-4.1	-21.5	-21.8	10.9	12.5	4	1.9
2	68.7	67.9	66.8	65.5	226.8	221.1	238.1	233.5	-14.5	-13.6	-8.2	-8.6	10.6	10.7	7	5.8
2	69.1	67.8	72.4	69.3	240.4	234.4	237.1	233.1	16.2	15.1	8.4	8.6	5	6.5	-2	-3.5
2	68.7	67.9	66.8	65.5	226.8	221.1	238.1	233.5	-14.5	-13.6	-8.2	-8.6	10.6	10.7	7	5.8
2	64	67.9	65.5	66.9	225.3	230.1	231.8	236.1	-1	-1	-0.5	-1	10.8	10.2	2	2.3
2	62.8	62.5	68.2	72.5	221.4	225	227.8	231	-3.5	-3.5	-6.4	-8	14.2	13.2	2.9	3.6
2	65.9	66.4	60.6	64	217.1	218.8	222.4	224.2	1	1	1.9	1.5	6	6.3	2.6	2
2	67	64.5	66.5	64.5	227.8	226.5	226.8	225.5	16.1	15.5	9.6	8.5	7.4	7.1	-2.3	-2.3
2	62.5	62	67	66.5	223.3	221.5	234.4	232	-12.1	-11.5	-12.6	-12.5	11.6	10.5	7.2	6.2
3	56.8	58.5	62.3	62.5	228.3	232	232.7	235	-5.9	-5	-4	-2.5	-2.6	-1.4	3.3	4.7
3	56.8	60	62.8	64.3	225.3	230.6	232.2	237.4	-8.9	-9.6	-9.4	-10.6	9.1	8.5	4.7	4.2
3	56.8	57.1	66.7	67.2	228.3	228.8	228.3	226.8	-0.5	-1.7	-5.9	-6.7	-9.8	-9.8	3.3	2.5
3	65.8	58	64.8	61.7	239.1	236.9	235	231.8	10.3	9.6	14.9	15.1	-2	-2.8	-2.2	-0.6
3	64.2	63	60.8	60.5	221.9	224.1	234.2	235.4	-18.8	-19.3	-8.9	-8.6	-0.5	0	7.3	8.2
3	61.5	61.2	63.9	68.5	227.4	233.1	230.5	235.6	-6.8	-5.8	-10.4	-12.3	0	0	3.3	4.5
3	60.8	61.7	66.4	66.8	227.4	232.6	229.9	237.4	-6.8	-5.3	-12.3	-12.6	5.8	7.9	3.8	5.1
3	63.9	63.3	63.3	65.3	229.3	233.9	230.5	237.9	-3.7	-3.8	-3.1	-4.3	-2.1	-0.9	3.5	2.8
3	59.9	63	69.3	69.3	236.3	236.6	230.6	230.6	8.2	8.8	7.6	7.6	-2.1	-2.8	-1.3	0
3	60.5	63	67.4	58.1	226.8	223.3	241.9	236.7	-20.8	-19.8	-17	-12.8	2.3	0	7.6	9.5

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
4	58.2	56.3	54.8	56.1	217.6	221.9	208.1	211.2	12.4	13.6	10.4	9.4	-6.2	-6.8	-8	-8.9
4	56.7	55.4	58.5	58.2	225.5	224.8	218	219.2	8.8	9.3	2.5	1	-10.9	-9	-6.9	-7.6
4	59.5	59.5	52.9	53.4	225.8	227.6	218.7	219.2	23.2	23.2	34.8	33.3	-4.8	-4.6	-3.2	-4.5
4	59.7	58.1	59.1	56.3	233.5	223.1	217	208.3	33.9	32.9	29.3	28.9	-6.6	-7.6	-9.7	-9.1
4	58.6	58	55.5	54.2	226.3	224.5	225.8	222.3	0.5	1.3	5.7	6.3	-1.4	-1.8	-3.1	-4.3
4	56.5	54.3	56.5	54.9	220	220	212	214.2	12.9	11.6	6.1	4.8	-3	-4.4	-3.3	-3.1
4	55.8	54.7	55.8	58.1	216	223.7	208.2	217	5.4	5.9	-5.4	-8.9	-1.2	-5.9	-2.3	-1.7
4	60.1	55.5	61.4	55.3	231.3	224.2	221	216	18.7	18.7	16.8	16.7	-5.9	-2.5	-7.3	-10.1
4	56.7	54.3	59.2	59.9	230.6	228.4	212.9	211.6	30.9	30.5	14.5	14	-5.5	-6.5	-7.2	-12.9
4	59.9	58.1	58.6	53.7	223.7	221.1	222.4	220.5	-3.2	-3.7	-1.9	-1	-4.8	-2.5	5	-3.2
5	61.5	60.9	63.3	62.2	218.2	215.3	218.2	214	-1.2	-1.1	1.2	1.7	4.6	3.4	3.4	0.8
5	62.4	57.2	61.4	60.2	224.3	212.5	223	211.6	-3.8	-3.2	-5	-7.5	-1.3	-1.6	1.7	0.8
5	63.6	62	65.5	64	221.1	214.4	226.8	222.3	-17.6	-17.4	-10.7	-11.6	6.2	6.9	8.1	5.5
5	65.2	64.9	63.9	64.6	222.5	222.3	212.7	213.2	13.5	13	14.8	14.5	0	0	1.2	3.5
5	63.6	62	65.5	64	221.1	214.4	226.8	222.3	-17.6	-17.4	-10.7	-11.6	6.2	6.9	8.1	5.5
5	60.5	63.8	64.5	63	224.8	218.9	224.8	219	-1	-1.7	0	0.8	3.8	5.1	1.3	0.8
5	60	56.4	66.5	66.7	222.8	217.5	221.8	216.1	-4.5	-4.1	-9.6	-11.2	4	4.4	1.1	0.9
5	65.5	63	60.5	58.3	220.2	215.8	221.8	215.6	-0.5	-0.6	11.1	10.7	-2	-1.9	1.4	0.6
5	58.6	60.2	63	61.7	220.3	215	212.4	207.6	12.7	12.8	13.7	13.2	0	-1.3	-3.5	-3.6
5	64.5	61.5	65	62	220.8	211.9	225.8	217.1	-15.6	-16	-10.6	-10.5	5.7	5.6	5.3	5
6	60.1	58	66.6	67.5	230	223.8	229.4	223.3	-1.3	-1	-1.9	-2.5	-6.4	-6.2	-1.5	-2.3
6	52.9	53.4	64.5	63.2	217.6	218.4	215.1	216.4	-3.7	-3	-11.1	-10.4	-6	-5.9	-1.5	-0.8
6	65.9	63.5	61.4	61	226.7	220.8	230	224.8	3.2	3	14.2	12.1	1.2	1.4	-1.1	-1.5
6	59.2	59.3	64.9	59.3	224.3	219.9	221.1	215.9	15.1	14.8	10.7	11.9	-7.7	-6.5	-6.5	-7.2
6	59	58.3	64.5	65.7	215.1	215.4	218.8	220.9	-15.4	-15.3	-8	-8.4	-4.2	-3.3	2.5	3.6
6	58.3	59.3	67.7	66.7	223.3	223.3	221.9	221.4	-1	-1	-3.5	-3	-7.1	-5.6	-1.2	-1.9
6	59.1	58.6	63	64	216.6	217.1	215.2	216.6	0	0	-0.5	0	-6.5	-6.3	-2.2	-1.1
6	60.8	62.3	66.2	65.7	222.4	222.8	221.4	222.4	2.5	3	5.4	4	-0.9	0	-2.2	-1.9
6	59.5	60	69.6	70.1	230.3	230.8	224.3	224.3	13.1	13.1	5	5	-7	-6.1	-5.6	-5.7
6	59.8	59.8	63.7	68.2	221.3	221.8	224.8	225.3	-16.3	-16.8	-11.9	-11.4	-3.4	-3.3	3.3	3.3

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
7	47.4	47.7	51.9	51.9	197.2	196.7	189.7	189	1.5	0.7	2.5	2.5	-4.3	-7.7	9.6	-9.3
7	44.1	46.5	54.8	58.9	194.8	207	190	200.6	-3.9	-5.7	-10.7	-10.3	-4.3	-2	-5.4	-6.9
7	48	47.4	54.5	54.4	202.5	198.9	192	190.2	11.5	10.6	9	8.6	-3.5	-8.2	-10.5	-10.2
7	47.9	50.7	52.4	54.3	198.1	202.3	188.8	193.2	15.3	16.7	15.8	15.9	-8.1	-7.9	-12.2	-13.6
7	47	45.7	52.3	52.6	191.4	195.9	190.9	194.7	-14.1	-14.8	-10.6	-10.6	-2	-2.4	-2.4	-1.8
7	47.9	48.2	52.9	51.9	195.5	196.4	189.9	189.2	1.8	1.2	3.1	3.7	-7.1	-6.2	-8.4	-9.5
7	49.1	48.1	54.8	56.4	202.9	203.9	197.2	197.8	-5.7	-6	-5	-6.3	-0.7	0	-6.3	-6.2
7	51.7	48.9	53.6	52.4	202.5	198.4	194.7	190.2	6.3	6.2	11	10.6	-9.6	-6.6	-6.8	-10.5
7	47.3	46.9	51.7	54.4	200.3	197.6	190.9	188.8	13.9	13.6	11.3	9.9	-7.3	-6.6	-11.3	-13.4
7	48.6	49.1	51	51.7	193	197.3	191.2	196.1	-12.9	-13.6	-5.5	-5.3	-1.8	-1.1	-3.4	-2.8
8	64.9	64.2	58.6	57.1	214.8	211	218	214.2	-3.8	-4.4	-1.3	0	-1	-1.3	2.3	1.7
8	63.6	63	58.6	57.5	214.2	214.2	217.4	218	-5.7	-5	-6.9	-8.1	5.1	5.7	1.3	1.4
8	64.3	66.5	59.2	57.5	211.9	212.4	220	218.5	-6.3	-6	7.6	7.6	2.9	3.5	3	3.6
8	61.2	63	57	60.7	205.2	216.2	204.6	216	9.6	11.1	8.4	7.6	2.6	0	-2.7	-2.5
8	69.3	66.8	56.4	54.4	209.5	209.9	219.6	221	-20.2	-19.7	-7.6	-5.3	0	0.8	7.2	6.9
8	64.7	66.9	55.8	57.9	208	217.3	211	221.7	-6.4	-6.4	-1	-1.3	0	0	2.5	2
8	58.3	58.3	60.3	59.8	211.5	210.7	211	211.2	-4.9	-4.7	-13.8	-15.8	4.5	4.6	1.8	0.9
8	61.8	67.8	55.8	56.7	208	212.7	212.5	217.2	-1	-2.5	7.4	10.1	-2	-2.1	1.1	1.5
8	60.1	60.6	56.7	56.9	205	206.4	204.5	204.8	8.7	9.2	3.9	3.6	-1.5	-1.5	-1.8	-2.5
8	69.6	68	54.9	55.2	209.2	209.7	217.2	217.2	-17.1	-17.4	-6	-5.5	0	0	6.2	6
9	55.4	54.1	52.9	50.4	223.7	217.5	221.1	218.9	-5	-3.9	-2.5	0	-6.3	-4.2	3.8	2.2
9	55.1	52.2	55.1	55.1	225.2	221.3	220.8	220.1	-5.4	-4.5	-7.9	-9.8	0	-1.5	3.5	2.2
9	59.9	61.6	49.2	46.9	216.7	222.5	216	220.5	1.5	2.8	18.7	18.3	-8.1	-8.6	1.8	0.6
9	57.2	57	52.2	50	220	229.6	209	217.8	14.8	15.6	12.9	14	-6.3	-7.2	-1.3	-2.5
9	60.8	58.1	49.8	50.2	211.4	216.4	220	224.8	-17.8	-18.3	-3.1	-3	-0.6	-2.7	7	7.6
9	55.9	54.5	55.9	52.2	225.7	223.1	224.2	222.5	-4.5	-4.3	-5.5	-4.5	-5.3	-5.6	3.1	3
9	54.9	54.3	54.9	52.2	225.8	223.5	226.3	224	-7.6	-7.7	-7.6	-6.3	0	-1	4.8	4.1
9	57.8	58.1	49.4	49.8	222.4	223.8	220.9	223.5	-0.7	-0.6	9.9	9.6	-5.4	-6.4	1	2.3
9	55	54	55.5	54	235.5	232	223.2	221	11.3	10.6	2.1	2.8	-5	-4	-1.7	-2
9	58.5	55.2	48.9	49.4	220.2	215.1	229.3	223.9	-20.7	-19.8	-7.1	-8.1	-1.5	-0.9	7.8	7.3

Participante	MHS_D		MHS_E		MVI_D		MVI_E		DCF		DSP		AL4		ABS	
	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval	1_aval	2_aval
10	67.5	65	68.5	69.8	244.9	243.7	241.4	243.4	4	4.3	-4	-3.8	5	4.1	2.1	0
10	65.5	66.9	64.5	66.1	228.3	232.7	228	233.5	0	0	-5.5	-6.4	5	9.5	4.2	1.4
10	63.5	63	63.5	63	228.3	227.8	225.3	226	11.1	10.8	11.1	11.3	3.8	9.6	0	-1.5
10	67	62.5	67.5	67.3	239.9	240.7	230.3	230.1	18.6	18.9	4.5	2.8	4.3	9.1	-4.2	-4.7
10	70.4	67.5	64	63.5	239.1	234.9	246.3	241.9	-13.1	-11.8	-8.4	-8.8	5.1	5.1	7.9	3.6
10	66	62.8	65.5	63.2	232.3	227.5	230.8	226.8	3.5	3.7	-3.5	-3.7	8.4	9.1	-2.6	-1.5
10	66.5	64	65.5	68	231.3	232.6	230.3	231.6	-1	0	-15.1	-17.1	10.6	10.5	2.8	0
10	66.7	63.3	61.3	61.7	227.3	231.8	225.8	231.8	10.4	11.3	16.8	15.4	11.6	10.8	-1.1	-2
10	56.7	61.8	66.9	64.2	227.3	232.2	220.5	224.3	17.9	17.5	1.9	1.9	4.8	5.1	-4.4	-4.7
10	65	66.8	65.5	63.8	229.3	230.3	234.4	234.4	-12.6	-12.6	-15.1	-13.9	9.5	6.5	6.1	4.7

Tabela 6. Dados obtidos na mensuração do estudo radiológico pelos examinadores I e II utilizados para análise de reprodutibilidade inter-examinadores.

Participante	MHS_D_1_exam	MHS_D_2_exam	MHS_E_1_exam	MHS_E_2_exam	MVI_D_1_exam	MVI_D_2_exam	MVI_E_1_exam	MVI_E_2_exam	DCF_1_exam	DCF_2_exam	DSP_1_exam	DSP_2_exam	AL4_1_exam	AL4_2_exam	ABS_1_exam	ABS_2_exam
1	70	62.5	65.1	62.9	258.6	229.5	259.2	230.2	4.4	4.6	2.4	1.9	0.9	0	-3.9	-2.2
1	64.5	63.5	65.5	64.2	236.9	231.5	239.7	235.2	-2.8	-3.2	-5.5	-4.9	10.2	10	-1.2	0
1	66.6	64.7	67.4	62.8	239.8	232	238.7	229.6	5.7	5.6	4.4	5.6	-6.4	-7.6	-4.4	-2.4
1	61.5	64.4	60.1	61.1	232.6	228.8	225.8	218.9	18.9	18.4	14.1	14.4	-1.2	-2	-7.5	-6.5
1	62	62.4	62.5	64.3	220	223.7	228.1	232.1	-12.4	-12	-9.5	-8.6	4.8	4.6	3.3	3.6
1	67.3	62.8	66.7	61.1	246.3	227.2	246.9	228.4	4.2	4.9	2.6	-4.2	0.9	1.1	-2.7	-3.2
1	64.1	59.7	68.9	66.4	247.4	231.7	247.4	232.5	0.5	0	-9	-7	6	6.4	-0.9	-1.4
1	65	61.1	65	63.5	243	229.1	241.4	226.7	7.8	7.3	1.6	1	-8.3	-7.7	-3.4	-3
1	66.6	63.3	67.1	62.5	243.5	229.6	236.8	222.8	20.3	19.5	12	12.2	0	0	-7.1	-6.8
1	67.6	63.7	66.1	64.7	236.2	226.3	243.5	233.8	-10.4	-10.5	-10.4	-11	2.8	3.4	3.5	2.2
2	71.3	81.5	65.6	77.8	237.3	272	244.1	279.4	-2.1	-2.2	0	-0.7	10.1	10.4	5.4	1.9
2	57.2	56.5	65.4	70.7	222	225.6	225.8	227.4	-3.9	-4.9	-20.8	-21.5	12.2	10.9	6.2	4
2	72.1	68.7	56.3	66.8	223.8	226.8	233.2	238.1	3	-14.5	21.2	-8.2	0	10.6	2.1	7
2	64.5	69.1	66.5	72.4	234.4	240.4	231.3	237.1	16.1	16.2	8.6	8.4	5.5	5	-2.6	-2
2	67.2	68.7	63.2	66.8	221.9	226.8	233.7	238.1	-14.3	-14.5	-8.9	-8.2	10.9	10.6	6	7
2	63.2	64	61.3	65.5	221.4	225.3	227.3	231.8	-0.7	-1	-0.5	-0.5	10.4	10.8	1.6	2
2	61.3	62.8	63.2	68.2	221.4	221.4	227.3	227.8	-3.5	-3.5	-6.9	-6.4	12.9	14.2	2.9	2.9
2	63.7	65.9	62.3	60.6	221.4	217.1	226.8	222.4	1.1	1	1.5	1.9	4.5	6	1.8	2.6
2	64	67	65	66.5	226.8	227.8	226.8	226.8	15.6	16.1	9.1	9.6	5.2	7.4	-3.5	-2.3
2	61.3	62.5	64.2	67	217.9	223.3	227.8	234.4	-11.4	-12.1	-11.9	-12.6	8.6	11.6	4.2	7.2
3	61.1	56.8	60.1	62.3	221	228.3	224.8	232.7	-5.5	-5.9	-1	-4	-3.6	-2.6	3.6	3.3
3	58.2	56.8	59.2	62.8	217.2	225.3	223.8	232.2	-8.6	-8.9	-8.1	-9.4	7.5	9.1	2.6	4.7
3	59.6	56.8	59.6	66.7	226.1	228.3	225.1	228.3	-1	-0.5	-3.4	-5.9	-9.6	-9.8	1.9	3.3
3	58.7	65.8	53.6	64.8	215	239.1	210	235	8.7	10.3	14.2	14.9	-2.5	-2	-2.9	-2.2
3	58.5	64.2	56.6	60.8	214.4	221.9	226.8	234.2	-18.1	-18.8	-9	-8.9	-0.9	-0.5	7.3	7.3
3	62	61.5	63.5	63.9	231.8	227.4	235.3	230.5	-6	-6.8	-9.1	-10.4	0	0	1.4	3.3
3	60.8	60.8	63.2	66.4	228.8	227.4	231.2	229.9	-5.9	-6.8	-10.9	-12.3	4	5.8	4.7	3.8
3	64	63.9	62.5	63.3	232.3	229.3	236.4	230.5	-4.1	-3.7	-3.5	-3.1	-2.3	-2.1	1.3	3.5
3	63.3	59.9	67.4	69.3	239.1	236.3	235.5	230.6	8.7	8.2	7.2	7.6	-1.3	-2.1	-1.3	-1.3
3	60.6	60.5	60.1	67.4	218.1	226.8	233.6	241.9	-19.4	-20.8	-14.1	-17	-0.5	2.3	7.3	7.6

Participante	MHS_D_1_exam	MHS_D_2_exam	MHS_E_1_exam	MHS_E_2_exam	MVI_D_1_exam	MVI_D_2_exam	MVI_E_1_exam	MVI_E_2_exam	DCF_1_exam	DCF_2_exam	DSP_1_exam	DSP_2_exam	AL4_1_exam	AL4_2_exam	ABS_1_exam	ABS_2_exam
4	55.7	58.2	56.5	54.8	217.1	217.6	207.9	208.1	13.8	12.4	8.7	10.4	-6	-6.2	-6.3	-8
4	55.4	56.7	54	58.5	212.5	225.5	205.6	218	9.3	8.8	3.1	2.5	-1.4	-10.9	-2.7	-6.9
4	58.6	59.5	51.9	52.9	216.6	225.8	210.1	218.7	21.6	23.2	32.2	34.8	-4.7	-4.8	-8	-3.2
4	61.7	59.7	57.3	59.1	232.7	233.5	217.5	217	33.7	33.9	30.6	29.3	-6.3	-6.6	-10	-9.7
4	59.8	58.6	53	55.5	221	226.3	219.5	225.8	-0.5	0.5	-7.3	5.7	-1.9	-1.4	-1.7	-3.1
4	56.2	56.5	56.2	56.5	217.1	220	209.4	212	12.1	12.9	4.8	6.1	-0.9	-3	-4.8	-3.3
4	55.7	55.8	56.2	55.8	217.1	216	209.8	208.2	5.3	5.4	-7.3	-5.4	-2.4	-1.2	-1.7	-2.3
4	60	60.1	54.9	61.4	227.8	231.3	216.2	221	18.1	18.7	17.7	16.8	-5.1	-5.9	-3.5	-7.3
4	52.9	56.7	55.8	59.2	226.3	230.6	209.5	212.9	29.6	30.9	12.8	14.5	-6.3	-5.5	-9.7	-7.2
4	61	59.9	55.4	58.6	223.3	223.7	221.8	222.4	-3.5	-3.2	-0.7	-1.9	-2.7	-4.8	-2.5	5
5	60.1	61.5	62.5	63.3	214.2	218.2	214.2	218.2	-1	-1.2	1	1.2	3.4	4.6	4	3.4
5	58	62.4	57.5	61.4	211.6	224.3	210.2	223	-3.3	-3.8	-5.2	-5	-1.9	-1.3	-1.7	1.7
5	64	63.6	59.6	65.5	214.2	221.1	214.7	226.8	1.5	-17.6	9.2	-10.7	1.4	6.2	2	8.1
5	63.5	65.2	63	63.9	218.1	222.5	209.4	212.7	12.6	13.5	14.5	14.8	0	0	-3.2	1.2
5	60.1	63.6	61.5	65.5	209.8	221.1	218	226.8	-16.5	-17.6	-10.7	-10.7	5.2	6.2	6.3	8.1
5	64	60.5	65	64.5	224.8	224.8	224.3	224.8	-2.1	-1	2	0	3.8	3.8	1	1.3
5	58.8	60	65.7	66.5	218.9	222.8	215.9	221.8	-4.4	-4.5	-9.4	-9.6	5.2	4	2.3	1.1
5	64.2	65.5	60.3	60.5	216.9	220.2	217.9	221.8	-0.5	-0.5	10.4	11.1	-1.5	-2	-1.5	1.4
5	61.8	58.6	64	63	222.4	220.3	215.4	212.4	12.8	12.7	12.8	13.7	-0.5	0	-1.7	-3.5
5	62.8	64.5	63.2	65	216.9	220.8	221.9	225.8	-14.8	-15.6	-10.9	-10.6	4	5.7	4.1	5.3
6	59	60.1	63	66.6	223.2	230	222.7	229.4	-0.5	-1.3	-2.5	-1.9	-7.6	-6.4	-2.2	-1.5
6	51.9	52.9	60.6	64.5	215.2	217.6	211.3	215.1	-3.4	-3.7	-12.1	-11.1	-5	-6	-1.5	-1.5
6	64.5	65.9	58.9	61.4	222.6	226.7	224.1	230	2.5	3.2	14.1	14.2	1.3	1.2	-1.4	-1.1
6	57.2	59.2	58.1	64.9	214.6	224.3	211.7	221.1	14.1	15.1	11.1	10.7	-8.4	-7.7	-4.3	-6.5
6	60	59	63	64.5	220.2	215.1	224.2	218.8	-15.6	-15.4	-8.6	-8	-3.5	-4.2	3	2.5
6	57.7	58.3	60.1	67.7	219	223.3	216.6	221.9	-1	-1	-3.4	-3.5	-5.6	-7.1	-1.3	-1.2
6	59.3	59.1	61.3	63	221.8	216.6	220.3	215.2	0	0	-0.5	-0.5	-7.1	-6.5	-0.9	-2.2
6	62.5	60.8	62.5	66.2	227.3	222.4	225.8	221.4	2.5	2.5	5	5.4	-1.3	-0.9	-0.5	-2.2
6	59.5	59.5	64.5	69.6	230.3	230.3	225.8	224.3	13.1	13.1	4	5	-6.2	-7	-4.1	-5.6
6	60.7	59.8	65.8	63.7	230.9	221.3	234	224.8	-17	-16.3	-13.4	-11.9	-2.2	-3.4	2.7	3.3

Participante	MHS_D_1_exam	MHS_D_2_exam	MHS_E_1_exam	MHS_E_2_exam	MVI_D_1_exam	MVI_D_2_exam	MVI_E_1_exam	MVI_E_2_exam	DCF_1_exam	DCF_2_exam	DSP_1_exam	DSP_2_exam	AL4_1_exam	AL4_2_exam	ABS_1_exam	ABS_2_exam
7	48.7	47.4	48.9	51.9	191.4	197.2	186.6	189.7	-0.3	1.5	3.2	2.5	-7.2	-4.3	-7.5	9.6
7	47.1	44.1	51.6	54.8	190.2	194.8	186.1	190	-5.2	-3.9	-6.4	-10.7	-5	-4.3	-5.7	-5.4
7	50.4	48	53.2	54.5	202.9	202.5	194	192	11.3	11.5	9.8	9	-6.7	-3.5	-9.3	-10.5
7	49.4	47.9	53.1	52.4	197.6	198.1	189	188.8	15.1	15.3	16.1	15.8	-8.1	-8.1	-9.9	-12.2
7	49.19	47	51.4	52.3	191.4	191.4	191.4	190.9	-14.1	-14.1	-8.5	-10.2	-1.5	-2	-2.7	-2.4
7	51.9	47.9	50.4	52.9	196.7	195.5	190.7	189.9	1	1.8	3	3.1	-6.2	-7.1	-3.1	-8.4
7	50.9	49.1	53.3	54.8	195.3	202.9	190.5	197.2	-4.8	-5.7	-5.3	-5	0	-0.7	-1.2	-6.3
7	54.4	51.7	51.9	53.6	196.7	202.5	190.7	194.7	6.4	6.3	11.9	11	-7.3	-9.6	-4.8	-6.8
7	50.9	47.3	53.4	51.7	197.6	200.3	187.8	190.9	14.3	13.9	9.4	11.3	-7.9	-7.3	-9.2	-11.3
7	51.9	48.6	52.9	51	197.1	193	195.6	191.2	-13.1	-12.9	-6	-5.5	-1.1	-1.8	-0.9	-3.4
8	64.2	64.9	56.8	58.6	210	214.8	213.9	218	-4.9	-3.8	0	-1.3	-1.4	-1	1.6	2.3
8	65.3	63.6	59.1	58.6	218.1	214.2	221.7	217.4	-6.2	-5.7	-7.7	-6.9	4.6	5.1	3.2	1.3
8	62	64.3	60.5	59.2	211.2	211.9	217.7	220	-5.5	-6.3	5.5	7.6	2.4	2.9	2.7	3
8	63.8	61.2	61.7	57	220.1	205.2	219.6	204.6	10.8	9.6	9.3	8.4	1	2.6	-2.4	-2.7
8	68.9	69.3	55	56.4	214.5	209.5	224.2	219.6	-20.6	-20.2	-4.6	-7.6	0.9	0	7.3	7.2
8	66.9	64.7	58.6	55.8	215.5	208	220.1	211	-6.2	-6.4	-1.5	-1	-0.5	0	2.7	2.5
8	60.8	58.3	60.3	60.3	210.5	211.5	211.5	211	-4.9	-4.9	-14.8	-13.8	3.3	4.5	2.7	1.8
8	66.5	61.8	54.4	55.8	212.2	208	217.7	212.5	-2	-1	11.6	7.4	-2.5	-2	1.8	1.1
8	62.8	60.1	59.8	56.7	210.5	205	208	204.5	8.9	8.7	2	3.9	-1.9	-1.5	-4.3	-1.8
8	65.5	69.6	56.4	54.9	209.7	209.2	218.7	217.2	-17.1	-17.1	-6	-6	-0.5	0	5	6.2
9	56.1	55.4	52.1	52.9	218.4	223.7	216.9	221.1	-4.2	-5	-0.9	-2.5	-4	-6.3	3.9	3.8
9	53.3	55.1	52.8	55.1	214.4	225.2	213.7	220.8	-4.8	-5.4	-8.7	-7.9	0	0	3.6	3.5
9	59.3	59.9	46.7	49.2	219.6	216.7	216.4	216	1.7	1.5	19.3	18.7	-7.2	-8.1	0.8	1.8
9	57.1	57.2	52.6	52.2	222.4	220	209.5	209	14.8	14.8	13.1	12.9	-6.1	-6.3	-3.3	-1.3
9	57.1	60.8	49.9	49.8	213	211.4	221.9	220	-18.8	-17.8	-3.2	-3.1	-2.9	-0.6	4.6	7
9	54.9	55.9	54.4	55.9	226.8	225.7	225.8	224.2	-4.5	-4.5	-5.5	-5.5	-4.3	-5.3	1.3	3.1
9	57	54.9	51	54.9	223	225.8	224.5	226.3	-8.5	-7.6	-4.5	-7.6	0	0	3.5	4.8
9	57.5	57.8	48.5	49.4	226	222.4	223.5	220.9	0	-0.7	9.5	9.9	-5.3	-5.4	2.2	1
9	55.5	55	54	55.5	235.5	235.5	224.7	223.2	10.8	11.3	2.6	2.1	-3.2	-5	-2.3	-1.7
9	57.1	58.5	50.9	48.9	224.2	220.2	234.5	229.3	-20.6	-20.7	-7.2	-7.1	-2.5	-1.5	6.9	7.8

Participante	MHS_D_1_exam	MHS_D_2_exam	MHS_E_1_exam	MHS_E_2_exam	MVI_D_1_exam	MVI_D_2_exam	MVI_E_1_exam	MVI_E_2_exam	DCF_1_exam	DCF_2_exam	DSP_1_exam	DSP_2_exam	AL4_1_exam	AL4_2_exam	AL4_exam	ABS_1_exam	ABS_2_exam	ABS_exam
10	69	67.5	68.5	68.5	243.4	244.9	242.9	241.4	4.5	4	-3	-4	4.3	5	4.3	2.5	2.1	2.1
10	64.4	65.5	60.6	64.5	219	228.3	220.5	228	0.5	0	-4.8	-5.5	9.8	5	9.8	5.8	4.2	4.2
10	64.2	63.5	61.3	63.5	223.3	228.3	222.3	225.3	8.9	11.1	9.9	11.1	8.9	3.8	8.9	2.3	0	0
10	66.7	67	67.2	67.5	235.2	239.9	227.8	230.3	18.3	18.6	4.4	4.5	5.8	4.3	5.8	-2.8	-4.2	-4.2
10	69.2	70.4	66.2	64	229.3	239.1	236.7	246.3	-10.9	-13.1	-9.4	-8.4	6	5.1	6	6.1	7.9	7.9
10	61.8	66	63.7	65.5	228.2	232.3	227.3	230.8	3	3.5	-5.9	-3.5	6.1	8.4	6.1	1.7	-2.6	-2.6
10	58.8	66.5	66.7	65.5	227.3	231.3	226.8	230.3	-2	-1	-19.3	-15.1	10.2	10.6	10.2	3.1	2.8	2.8
10	68.5	66.7	59.5	61.3	232.3	227.3	231.3	225.8	11.1	10.4	17.1	16.8	9.4	11.6	9.4	-1.2	-1.1	-1.1
10	60.6	56.7	64.9	66.9	227.8	227.3	220.5	220.5	17.4	17.9	3.9	1.9	5.6	4.8	5.6	-3.9	-4.4	-4.4
10	63.8	65	62.2	65.5	233.5	229.3	239.7	234.4	-13.4	-12.6	-13.9	-15.1	7.7	9.5	7.7	6	6.1	6.1

Tabela 7. Valores dos índices de simetria e medidas lineares radiológicas obtidas em condição neutra pré e pós intervenção manipulativa.

Participante	IS_mhs_pre	IS_mhs_pos	IS_mvi_pre	IS_mvi_pos	DCF_pre	DCF_pos	DSP_pre	DSP_pos	AL4_pre	AL4_pos	ABS_pre	ABS_pos
1	7.25	0.9	0.23	0.24	4.4	4.2	2.4	2.6	0.9	0.9	3.9	2.7
2	8.33	3.05	2.83	2.63	2.1	0.7	0	-0.5	10.1	10.4	5.4	1.6
3	1.65	-2.39	1.7	1.5	5.5	6	1	9.1	3.6	0	3.6	1.4
4	1.43	0	4.33	3.61	13.8	12.1	8.7	4.8	6	0.9	6.3	4.8
5	3.92	1.55	0	0.22	1	2.1	1	2	3.4	3.8	4	1
6	6.56	4.07	0.22	1.1	0.5	1	2.5	3.4	7.6	5.6	2.2	1.3
7	0.41	-2.93	2.54	3.1	0.3	-1	3.2	3	7.2	6.2	7.5	3.1
8	12.23	13.23	1.84	2.11	4.9	6.2	0	-1.5	1.4	0.5	1.6	2.7
9	7.39	0.91	0.69	0.44	4.2	4.5	0.9	5.5	4	4.3	3.9	1.3
10	0.73	-3.03	0.21	0.4	4.5	3	3	5.9	4.3	6.1	2.5	1.7

Tabela 8. Valores dos índices de simetria obtidos na condição de estresse por inclinação lateral pré e pós intervenção manipulativa.

Participante	ISmhs_pre	ISmhs_pos	ISmvi_pre	ISmvi_pos	ISdcl_pre	ISdcl_pos	ISdsp_pre	ISdsp_pos	ISal4_pre	ISal4_pos	ISabs_pre	ISabs_pos
1	94.74	142.03	87.18	-91.89	68.24	161.17	22.22	139.62	45.78	-32.17	147.37	138.46
2	63.33	-30.3	173.68	-169.92	26.09	104.35	1.9	-128.57	171.83	179.38	161.17	140.3
3	120	46.15	147.37	-152.94	165.52	166.67	170.37	175.61	24.56	-53.97	138.46	150
4	160.4	139.39	174.03	-180.86	79.61	109.4	164.87	83.2	150.62	72	168.5	144.44
5	142.03	-55.56	62.07	100	75	142.03	55.56	10.1	30.3	110.45	16.22	-42.11
6	43.36	100	88.89	120	30.51	111.11	15.27	163.64	117.46	161.54	118.37	82.35
7	156.99	-4.08	173.33	168.75	73.94	28.57	41.98	76.74	170.8	156.99	176.47	120
8	158.76	172.6	166.94	152.94	170.8	155.06	33.33	24.24	155.56	27.59	149.37	138.46
9	173.51	176.47	132.2	50	95.38	161.9	75.71	71.43	156.52	145.21	137.5	148.05
10	154.02	-13.02	40	-85.71	164.91	138.93	69.39	-12.09	180.68	181.48	160.4	88.37

Tabela 9. Valores dos índices de simetria obtidos na condição de estresse por adição de calço pré e pós intervenção manipulativa.

Participante	ISmhs_pre	ISmhs_pos	ISmvi_pre	ISmvi_pos	ISdcl_pre	ISdcl_pos	ISdsp_pre	ISdsp_pos	ISal4_pre	ISal4_pos	ISabs_pre	ISabs_pos
1	94.74	-100	17.45	8.57	41.53	64.5	38.98	14.29	120	116.67	77.78	67.92
2	66.67	132.2	116.78	159.6	11.84	31.11	3.43	26.67	178.26	174.68	79.07	18.18
3	155.56	156.52	85.06	124.61	70.15	76.16	44.83	-64.79	125.93	94.74	86.27	139.53
4	169.7	63.53	178.61	180.3	193.57	157.7	128.78	179.26	160.78	163.64	170.8	171.83
5	94.74	-113.04	5.92	33.33	26.8	14.49	30.16	16.03	144.44	127.27	65.26	82.76
6	132.2	166.94	31.88	-36.84	10.1	25.91	25.38	-108.05	171.22	160.78	35.62	41.18
7	149.37	127.27	162.26	169.92	6.85	8.76	61.79	44.16	165.52	163.64	170.59	166.94
8	177.78	171.63	164.29	113.04	62.42	63.08	67.63	-100	97.44	109.09	101.03	15.05
9	170.8	158.76	36.7	4.74	23.81	62.42	121.47	-93.88	163.64	148.05	32.91	100
10	127.27	-91.53	0	16.3	50.68	25.97	72.46	112.36	168.75	173.86	74.16	42.42

Tabela 10. Valores das amplitudes angulares obtidas na condição de estresse por inclinação lombar e por adição de calço pré e pós intervenção manipulativa.

Participantes	AL4						ABS					
	Inclinação		Calço		Inclinação		Calço		Inclinação		Calço	
	Pre	Pos	Pre	Pos	Pre	Pos	Pre	Pos	Pre	Pos	Pre	Pos
1	16.6	14.3	6.0	4.8	3.2	2.5	10.8	10.6	4.1	1.1	8.6	7.7
2	12.2	8.4	5.4	3.4	4.1	1.1	8.6	7.7	0.7	3.4	10.2	8.6
3	17.1	6.3	1.6	0.8	5.3	1.8	8.3	7.2	3.7	3.8	9.5	5.8
4	3.3	7.5	4.4	3.6	0.1	0.4	7.3	6.8	3.6	6.0	7.2	8.3
5	3.3	6.7	5.2	4.5	0.5	0.9	9.7	9.3	2.8	1.3	7.9	9.2
6	6.3	5.8	4.9	4.0	3.5	4.3	8.9	9.9	0.9	0.8	0.2	2.1
7	1.7	7.3	6.6	6.8	0.2	2.1	8.9	9.9	0.2	2.1	8.9	9.9
8	2.2	5.8	0.1	1.4	0.5	0.9	9.7	9.3	0.5	0.9	9.7	9.3
9	7.2	5.8	3.2	0.7	2.8	1.3	7.9	9.2	2.8	1.3	7.9	9.2
10	0.9	0.8	0.2	2.1	3.5	4.3	8.9	9.9	3.5	4.3	8.9	9.9

# **A**NEXO 4.

**DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE CINEMÁTICA**

Tabela 11. Valores médios das variáveis descritivas referentes à diferença da duração do ciclo (DIFdc), cadência (DIFca), comprimento da passada (DIFcpd), comprimento do passo (DIFcps) e da velocidade média (DIFvm) nas condições pré e pós intervenção manipulativa.

Partic.	Grupo	DIFdc			DIFca			DIFcpd			DIFcps			DIFvm						
		PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF				
1	Disf.	0.05	0.02	0.02	-0.01	0.92	1.21	-0.58	0.11	0.02	0.02	0.11	0.02	0.01	0.02	0.05	0	0.01	0.01	-0.06
2	Disf.	0.01	-0.04	0.03	0	0.6	1.75	-0.13	0.02	-0.06	0.15	0.16	0.03	0.07	0.01	0	0.02	-0.05	0.13	0.13
3	Disf.	0	-0.02	0.03	0	0.2	1.86	0.13	0	-0.04	0.04	0.01	0.03	0.01	0.06	0.05	0.01	0.04	0.07	0.01
4	Disf.	0.01	0	0.01	0.01	0.57	0.47	0.48	0.03	-0.01	0.07	0.04	0.02	0	0.03	0.01	0.02	-0.01	0.07	0.06
5	Disf.	0.01	0.01	0.01	-0.04	0.26	0.85	-2.32	0.01	0.01	0.13	-0.01	0.01	-0.01	0.01	-0.02	0	0	0.04	0.02
6	Disf.	0.03	0.01	0.02	0.02	1.52	1.59	1.56	0.02	-0.05	0.12	-0.06	0.04	0.04	0.04	0.02	0.03	-0.03	0.04	-0.07
7	Disf.	0.02	0.03	0.04	-0.06	0.87	2.66	-4.04	0.03	0.02	0	0.04	0.02	0.05	0.05	0.07	0.01	-0.02	0.02	-0.1
8	Disf.	0.02	0.03	0.03	-0.03	1.45	1.84	-2.23	0.05	-0.01	0.05	0.02	0.03	0.03	0.02	0.03	0.06	0.03	0.1	-0.02
9	Disf.	0.01	-0.04	0.11	-0.02	0.41	3.19	9.85	-1.79	0.05	0.16	0.12	0.01	-0.02	0.01	-0.01	0.08	-0.09	0.14	-0.01
10	Disf.	0	-0.01	0	0.02	0.08	0.01	1.61	0.13	-0.04	0.05	0.02	0.01	0	0	0.03	0.04	-0.05	0	-0.03
11	Hipom.	0.04	0.01	0.03	0.05	1.31	0.29	1.63	2.31	0.05	-0.02	0.03	0.01	0.03	0.01	0	0.01	-0.03	0.03	0.03
12	Hipom.	0.02	0.01	0.04	0.01	0.83	0.01	2.44	0.01	0.02	-0.02	0.01	0.01	0.01	-0.02	0	0	-0.04	0.06	0.01
13	Hipom.	0.01	0.02	0.01	-0.05	0.26	0.02	0.63	-0.05	0.02	0.01	-0.04	0.04	0.07	0.03	0.07	0.02	-0.02	0.04	-0.01
14	Hipom.	0.02	0.07	0.02	0.05	1.17	3.41	10.64	-3.01	0.05	-0.09	0.05	0.03	0.1	0.01	0	0.01	-0.17	0.02	-0.05
15	Hipom.	0	0.02	0.02	0.03	0.07	0.88	1	2.08	0.05	0.02	0.02	0	0.02	0.04	0.02	0.06	0.03	0	0.03
16	Hipom.	0.01	0	0.03	0.06	0.35	-0.2	1.92	3.76	0.03	-0.01	0	0.05	0.05	0.03	0.02	0.01	-0.01	0.04	0.11
17	Hipom.	0	0.02	0.06	-0.04	0.11	5.05	-3.01	0.08	-0.03	0.03	0.07	0.02	0.05	0.01	0	0.06	-0.02	0.06	-0.09
18	Hipom.	0.03	-0.01	0.03	-0.14	1.99	-0.78	2.47	-12.1	0.02	-0.05	0.02	0.05	0.01	0.04	0.03	0.01	0.05	0.01	-0.14
19	Hipom.	0.03	0.03	0.01	0.03	1.98	-2.14	0.9	2.77	0.06	-0.08	0.04	0.02	-0.05	0.03	0.05	0.02	-0.04	0.02	-0.12
20	Hipom.	0.01	0.01	0.01	-0.07	0.42	0.36	0.65	-3.49	0.03	-0.02	0.07	0.01	0.01	0.02	0.02	0.04	0.01	0.04	-0.04

Tabela 12. Valores médios das variáveis de oscilação lombopélvica referentes à diferença do pico de inclinação pélvica (DIFinpel), rotação pélvica (DIFrotpel) e inclinação lombar (DIFinlom) nas condições pré e pós intervenção manipulativa.

Partic.	Grupo	DIFinpel			DIFrotpel			DIFinlom											
		PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF									
1	Disf.	1.91	2.16	1.84	2.95	2.95	1.84	0.89	-1.58	2.57	1.35	0.35	0.28	0.83	0.83	0.83	0.35	0.28	0.83
2	Disf.	1.04	1.16	2.38	0.34	0.34	2.38	0.15	-0.14	1.18	-0.44	0.37	-0.05	0.62	0.62	0.62	0.37	-0.05	0.62
3	Disf.	0.31	-0.34	0.43	-0.68	-0.68	0.43	0.06	-1.53	0.36	1.02	0.43	-0.35	0.22	0.22	0.22	0.43	-0.35	0.22
4	Disf.	1.21	1.04	0.06	-0.58	-0.58	0.06	0.41	0.11	0.35	0.96	1.57	1.14	0.58	0.58	0.58	1.57	1.14	0.58
5	Disf.	0.23	-0.35	0.96	-4.97	-4.97	0.96	1.84	1.04	0.85	-3.53	0.32	-0.56	0.41	0.41	0.41	0.32	-0.56	0.41
6	Disf.	0.02	1.12	0.6	-0.6	-0.6	0.6	0.89	0.49	0.16	-0.43	0.8	1.81	2.54	2.54	2.54	0.8	1.81	2.54
7	Disf.	0.64	-0.25	0.38	-0.86	-0.86	0.38	0.64	-0.01	0.65	0.15	0.46	-0.45	0.23	0.23	0.23	0.46	-0.45	0.23
8	Disf.	1.39	-0.11	0.8	-0.2	-0.2	0.8	3.29	1.54	1.77	0.09	0.22	-0.3	1.62	1.62	1.62	0.22	-0.3	1.62
9	Disf.	0.41	1.02	1.21	0.19	0.19	1.21	2.02	2.63	1.97	2.02	0.26	0.13	0.15	0.15	0.26	0.26	0.13	0.15
10	Disf.	0.01	1.09	2.53	0.68	0.68	2.53	0.73	1.84	1.61	0.39	1.21	-0.83	1.92	1.92	1.21	-0.83	1.92	
11	Hipom.	0.36	-0.1	0.06	0.1	0.1	0.06	1.41	-1	0.43	0.23	0.42	0.58	1.03	1.03	0.42	0.58	1.03	
12	Hipom.	0.42	0.05	0.46	1.92	1.92	0.46	0.27	-0.18	1.53	0.57	1.19	1.15	2.17	2.17	1.19	1.15	2.17	
13	Hipom.	0.41	0.8	0.62	0.04	0.04	0.62	0.62	-0.47	0.8	0.86	0.01	0.16	0.35	0.35	0.01	0.16	0.35	
14	Hipom.	0.45	0	0.06	-0.06	-0.06	0.06	1.78	-0.54	0.07	1.59	0.55	0.6	0.8	0.8	0.55	0.6	0.8	
15	Hipom.	0.78	0.95	1	1.88	1.88	1	1.51	0.42	0.29	-0.23	0.61	0.09	0.16	0.16	0.61	0.09	0.16	
16	Hipom.	0.02	0.44	1.17	1.23	1.23	1.17	0.69	0.24	0.28	-0.78	0.52	0.93	0.1	0.1	0.52	0.93	0.1	
17	Hipom.	0.98	-0.03	0.78	-0.45	-0.45	0.78	1.57	2.1	1.38	0.21	0.04	0.52	2.15	2.15	0.04	0.52	2.15	
18	Hipom.	2.44	0.29	0.01	-0.43	-0.43	0.01	3.09	2.1	0.6	0.52	1.43	0.95	0.42	0.42	1.43	0.95	0.42	
19	Hipom.	0.51	0.6	2.04	1.48	1.48	2.04	0.37	-2.13	2.64	0.78	0.83	-0.83	2.87	2.87	0.37	-0.83	2.87	
20	Hipom.	0.77	-0.65	0.84	1.39	1.39	0.84	0.41	1.26	2.19	0.86	0.31	0.34	1.14	1.14	0.31	0.34	1.14	

# **A**NEXO 5.

**DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE CINÉTICA**



Tabela 14. Valores médios das variáveis obtidas através das forças de reação do solo na fase de impulsão referentes à diferença do impulso de impulsão vertical (DIFimpimp), pico de impulsão vertical (DIFpcimp), impulso de impulsão ântero-posterior (DIFimpmap) e pico de impulsão ântero-posterior (DIFpcimpap) nas condições pré e pós intervenção manipulativa.

Partic.	Grupo	DIFimpimp			DIFpcimp			DIFimpmap			DIFpcimpap				
		PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF		
1	Disf.	0.04	0.01	0.06	-0.04	0.05	0.15	-0.05	0	0.01	0	-0.01	0	0.01	0
2	Disf.	0.17	0.12	0.18	0.14	0.68	0.86	0.67	0	0	0.01	0	0	0	0
3	Disf.	0.12	0.09	0.1	0.12	0.45	0.46	0.56	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.02	0.01
4	Disf.	0.08	0.11	0.13	0.13	0.31	0.61	0.74	0.01	-0.01	0	0.01	0	0.01	0.01
5	Disf.	0.15	0.08	0.13	0.06	0.53	0.45	0.25	0	0.01	0	0	0	0.01	0
6	Disf.	0.03	0.09	0.1	0.07	0.29	0.72	0.41	0.01	0.01	0	0	0.01	0	0
7	Disf.	0.06	0.14	0.13	0.1	0.26	0.54	0.48	0.01	0.01	0	0.01	0	0	0
8	Disf.	0.13	0.19	0	-0.05	0.47	0.06	-0.23	0	0	0	-0.01	0.01	0	-0.01
9	Disf.	0.11	0.1	0.07	0.09	0.51	0.4	0.37	0.01	-0.01	0	0.01	0.01	0	-0.01
10	Disf.	0.03	0.06	0.06	0.03	0.26	0.31	0.19	0.01	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0
11	Hipom.	0.05	0.06	0.01	0	0.03	0.04	0.03	0	0.01	0.01	0.01	0	0.01	0.01
12	Hipom.	0.19	0.16	0.09	0.04	0.6	0.4	0.18	0	0	0	0	0	0.01	0
13	Hipom.	0.09	0.12	0.14	0.15	0.48	0.62	0.56	0	-0.01	0.01	0.01	0	0.02	0.01
14	Hipom.	0.14	0.11	0.09	0.1	0.61	0.36	0.5	0	-0.01	0	0	0.01	0.01	0.02
15	Hipom.	0.06	0.09	0.12	0.12	0.23	0.54	0.54	0.01	0	0.01	0	0.01	0.01	0
16	Hipom.	0.03	0.07	0.04	-0.05	0.11	0.23	-0.2	0.01	0	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
17	Hipom.	0.08	0.04	0	-0.01	0.31	0.05	0.04	0	-0.02	0	0	0.01	0.01	-0.02
18	Hipom.	0.05	0.02	0.04	-0.03	0.22	0.17	-0.13	0	0	0.01	0.01	0	0.01	0.02
19	Hipom.	0.13	0.17	0.13	0.12	0.48	0.72	0.7	0.01	0	0	0	0.01	0.01	0.01
20	Hipom.	0.19	0.16	0.14	0.09	0.54	0.71	0.61	0	0	0.01	-0.01	0	0.01	0

## **A**NEXO 6.

### **DADOS OBTIDOS NA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA**

Tabela 15. Valores médios das variáveis obtidas através da atividade eletromiográfica dos multifídeos referentes à diferença do pico na fase de apoio (DIFpemap), temporal na fase de apoio (DIFtmap), pico na fase de balanço (DIFpcmba) e temporal na fase de balanço (DIFtmba) nas condições pré e pós intervenção manipulativa.

Partic.	Grupo	DIFpemap			DIFtmap			DIFpcmba			DIFtmba			
		PREF PRE	POS	25%PREF PRE	PREF PRE	POS	25%PREF PRE	PREF PRE	POS	25%PREF PRE	PREF PRE	POS	25%PREF PRE	
1	Disf.	1.59	-0.12	0.27	16.31	5.32	8.75	2.54	-1.1	0.58	2.54	4.91	-6.33	2.76
2	Disf.	0.04	-0.03	0.1	2.33	8.82	1.73	0.07	0.04	0.05	0.07	2.84	-0.05	5.72
3	Disf.	0.16	0.18	0.08	5.49	-7.27	5.14	0.19	0.14	0.1	0.19	12.68	14.9	7.29
4	Disf.	0.06	-0.07	0.23	2.58	-3.27	9.04	0.12	-0.07	0.04	0.12	8.33	-6.89	3.31
5	Disf.	0.03	-0.03	0.07	20.35	-2.38	2.02	0.08	0.05	0.06	0.08	9.1	-13.6	13.77
6	Disf.	0.12	0.02	0.21	2.24	-0.94	10.19	0.02	-0.27	0.01	0.02	6.43	-0.29	0.99
7	Disf.	0.23	0.2	0.08	28.43	-9.92	10.05	0.13	-0.15	0.16	0.13	4.12	5.32	13.28
8	Disf.	0.81	0.21	0.01	9.97	10.88	1.3	0.37	0.3	0.41	0.37	14.13	9.5	0.4
9	Disf.	0.17	0.47	0.11	47.73	-0.66	10.26	0.16	0.06	0.14	0.16	2.91	1.77	5.85
10	Disf.	0.05	-0.23	0	1.42	18.82	5.97	0.07	-0.07	0.01	0.07	4.3	0.13	9.6
11	Hipom.	0.08	-0.15	0.15	10.95	13.54	8.72	0.02	0.18	0.14	0.02	11.98	3.16	1.91
12	Hipom.	0.11	0.07	0.06	43.1	51.16	20.63	0.05	0	0.11	0.04	8.45	19.21	4.8
13	Hipom.	0.08	-0.11	0.01	3.38	-9.72	3.3	0.06	-0.07	0.03	0.06	3.13	6.8	1.01
14	Hipom.	0.32	0.44	0.47	22.27	-10.2	11.54	0.15	0.14	0.22	0.15	21.68	6.38	35.97
15	Hipom.	0.51	0.18	0.29	7.92	-0.39	0.34	0.16	0.06	0.34	0.16	5.02	-0.38	6.25
16	Hipom.	0.27	0.41	0.11	11.05	0.24	0.03	0.15	0.02	0.12	0.15	7.71	7.06	10.76
17	Hipom.	0.13	-0.15	0.04	10.48	21.29	21.14	0.12	-0.27	0.15	0.12	19.35	-6.69	3.33
18	Hipom.	0.79	1.21	0.58	9.38	23.41	0.15	0.61	0.23	1.04	0.61	0.36	-15.6	0.88
19	Hipom.	0.6	0.56	0.74	11.36	12.61	18.65	0.71	0.35	0.56	0.71	0.11	4.29	3.11
20	Hipom.	0.21	-0.06	0.09	3.12	-9.28	10.27	0.1	-0.05	0.03	0.1	22.22	13.68	2.11

Tabela 16. Valores médios das variáveis obtidas através da atividade eletromiográfica dos glúteos máximos referentes à diferença do pico na fase de apoio (DIFpcgap), temporal na fase de apoio (DIFtpgap), pico na fase de balanço (DIFpcgba) e temporal na fase de balanço (DIFtpgba) nas condições pré e pós intervenção manipulativa.

Partic.	Grupo	DIFpcgap			DIFtpgap			DIFpcgba			DIFtpgba						
		PRE	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF	PREF	POS	25%PREF				
1	Disf.	0.09	0.29	0.33	0.53	0.96	-11.5	40.31	7.56	0.16	0.88	0.27	0.82	1.81	6.94	1.07	3.11
2	Disf.	0.21	0.6	0.44	0.48	5.97	3.54	17.72	-3.05	0.26	0.17	0.6	0.56	1.37	-9.62	9.63	5.93
3	Disf.	0.38	0.48	0.54	0.57	8.31	4.31	2.35	11.24	0.52	0.31	0.71	0.35	2.84	6.59	2.86	3.33
4	Disf.	1.2	1.05	1.19	0.86	9.45	-4.41	6.08	2.99	1.98	1.19	1.1	1.1	3.3	-7.38	3.62	-5.3
5	Disf.	0.05	-0.05	0.08	0.06	2.83	8.73	13.05	2.94	0.05	0.05	0.04	0.01	7.56	-3.06	24.32	4.21
6	Disf.	0.43	0.58	0.56	0.17	14.67	20.17	9.88	0.17	0.44	0.88	0.36	0.25	13.25	-8.98	18.69	-14.8
7	Disf.	1.89	1.41	1.44	2.06	8.02	0.16	10.78	-1.78	1.19	1.85	1.28	0.91	6.45	16.24	3.67	-7.7
8	Disf.	0.19	0.26	0.35	0.21	0.15	0.83	0.58	-0.54	0.29	0.64	0.45	0.44	0.55	1.36	0.39	-3.39
9	Disf.	0.21	-0.46	0.28	-0.08	0.09	-0.51	2.94	-0.07	0.74	0.11	0.22	0.31	1.77	8.7	14.96	6.1
10	Disf.	0.15	0.17	0.1	-0.09	0.82	0.07	12.8	-1.54	0.29	-0.05	0.25	0.12	0.26	1.13	13.04	-9.1
11	Hipom.	0.69	0.41	0.62	0.56	19.49	9.17	17.87	-4.44	0.73	0.74	0.85	1.06	5.21	-1.32	1.53	-0.02
12	Hipom.	0.11	0.12	0.1	0.12	4.87	3.19	0.23	5.28	0.08	0.09	0.21	0.26	4.89	0.8	28.43	10.17
13	Hipom.	0.13	-0.06	0.08	-0.09	0.61	-3.43	0.25	4.25	0.21	-0.03	0.05	-0.03	2	-9.67	5.57	2.09
14	Hipom.	0.13	0.26	0.2	0.68	0.19	0.6	0.19	-1.11	0.17	-0.31	0.36	-0.13	0.25	1.47	0.61	0.09
15	Hipom.	0.48	0.27	0.54	0.19	15.92	-0.25	0.98	-7.86	0.47	0.29	0.07	0.44	6.51	-2.05	3.22	-1.44
16	Hipom.	0.6	0.96	0.87	0.46	1.74	-0.1	0.11	0.48	0.53	0.48	0.55	0.53	0.03	-1.61	0.37	4.07
17	Hipom.	0.05	0.13	0.03	-0.46	11.4	15.43	19.63	3.08	0.11	0.14	0.2	0.22	16.03	8.21	10.38	11.34
18	Hipom.	0.02	-0.32	0.41	0.33	0.58	-2.55	7.8	5.23	0.07	0.02	0.11	0.03	0.55	0.62	5.6	1.98
19	Hipom.	0.12	0.02	0.08	0.31	2.52	-4.01	0.13	0.11	0.12	0.06	0.21	0.05	0.92	-1.2	4.44	-1.09
20	Hipom.	0.14	-0.32	0.01	-0.28	0.63	22.6	0.33	-33.7	0.09	0.2	0.07	0.24	0.22	31.48	1.12	-10.9

Tabela 17. Valores médios das variáveis obtidas através da atividade eletromiográfica dos bíceps femorais referentes à diferença do pico na fase de apoio (DIFpcbap), temporal na fase de apoio (DIFtpbap), pico na fase de balanço (DIFpcbba) e temporal na fase de balanço (DIFtpbba) nas condições pré e pós intervenção manipulativa.

Partic.	Grupo	DIFpcbap			DIFtpbap			DIFpcbba			DIFtpbba					
		PRE	POS	25%PREF	PRE	POS	25%PREF	PRE	POS	25%PREF	PRE	POS	25%PREF			
1	Disf.	0.35	0.22	0.11	0.35	5.32	8.89	-13.5	0.55	0.16	0.03	0.45	7.29	-7.28	14.47	6.29
2	Disf.	0.02	0.03	0.07	-0.09	8.83	19.86	5.89	0.11	0.08	0.04	-0.07	4.52	-8.56	15.68	9.52
3	Disf.	0.2	0.16	0.29	0.06	4.56	5.8	-6.04	0.04	0.2	0.1	0.23	13.08	-4.51	12.99	-10.4
4	Disf.	0.22	-0.17	0.07	-0.01	5.09	-5.56	2.95	0.01	-0.02	0.15	-0.03	0.88	-4.53	3.86	0.12
5	Disf.	0.08	-0.04	0.11	0.04	12.21	15.65	11.78	0.13	-0.06	0.01	0.05	8.8	-15.2	8.12	2.31
6	Disf.	0.15	0.05	0.18	0.31	3.95	-2.72	13.98	0.2	0.16	0.15	0.39	6.46	0.13	6.08	0.08
7	Disf.	0.02	0.16	0.33	0.31	3.16	-13.5	21.89	0.16	0.5	0.58	0.57	6.73	1.64	5.45	2.15
8	Disf.	0.07	0.07	0.06	0.15	0.02	0.06	-8.55	0.07	0.05	0.02	-0.04	0.62	-3.94	6.24	-2.5
9	Disf.	0.02	0.22	0.18	0.41	17.74	10.95	10.19	0.01	0.1	0.13	0.19	0.74	2.52	13.22	-1.01
10	Disf.	0.15	0.13	0.24	0.16	0.15	0.66	-2.1	0.25	0.13	0.26	0.25	1.57	-6.98	12.96	4.83
11	Hipom.	0.19	0.52	0.19	0.39	16.79	10.29	1.1	0.17	-0.02	0	0.46	3.39	-2.73	2.61	-6.66
12	Hipom.	0.11	0.05	0.07	0.03	1.49	-11.7	20.69	0.06	0.06	0.09	-0.01	3.62	-0.65	0.32	0.16
13	Hipom.	0	-0.19	0.04	0.02	26.95	57.93	6.88	0.03	0.13	0.05	0.05	5.53	7.04	13.51	4.91
14	Hipom.	0.25	0.36	0.15	0.1	5.97	8.02	2.19	0.17	0.15	0.08	0.08	0.7	-4.44	5.98	-11
15	Hipom.	0.01	-0.12	0.13	-0.02	31.32	1.54	-30.9	0.11	0.11	0.05	-0.01	11.16	0.03	18.91	0.38
16	Hipom.	0.2	0.01	0.19	-0.07	1.81	-0.31	12.73	0.1	-0.07	0.24	0.07	1.59	1.55	1.65	0.4
17	Hipom.	0.1	0.02	0.06	0.02	23.06	9.95	8.88	0.14	0.12	0.32	0.36	5.42	-1.84	3.24	4.88
18	Hipom.	0.18	0.07	0.02	0.07	0.21	14.11	4.42	0.13	0.13	0.05	0	2.74	-7.42	0.71	5.33
19	Hipom.	0.17	0.15	0.29	0.07	2.17	-11.3	0.94	0.01	-0.03	0.12	0.16	4.27	-1.42	1.26	6.15
20	Hipom.	0.03	0.02	0.48	-0.03	0.74	11.29	0.45	0.02	-0.06	0.28	-0.15	7.69	-27.8	7.94	-14.4

