



UNIVERSIDADE  
ESTADUAL DE LONDRINA

---

ALEXANDRE ROBERTO MARCONDES PELEGRINELLI

**INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR NA CINEMÁTICA,  
COORDENAÇÃO E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRONCO  
DE CORREDORES RECREACIONAIS**

---

Londrina  
2017

ALEXANDRE ROBERTO MARCONDES PELEGRINELLI

**INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR NA CINEMÁTICA,  
COORDENAÇÃO E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRONCO  
DE CORREDORES RECREACIONAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Educação Física (Associado entre Universidade Estadual de Londrina e Universidade Estadual de Maringá), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso.

Londrina  
2017

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UEL

Pelegrinelli, Alexandre Roberto Marcondes Pelegrinelli.

INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR NA CINEMÁTICA, COORDENAÇÃO E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRONCO DE CORREDORES RECREACIONAIS / Alexandre Roberto Marcondes Pelegrinelli Pelegrinelli. - Londrina, 2017.

68f. : il.

Orientador: Jefferson Rosa Cardoso Cardoso.

Coorientador: Felipe Arruda Moura Moura.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) - Universidade Estadual de Londrina, Centro de Educação Física e Esportes, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2017.

Inclui bibliografia.

1. Corrida - Tese. 2. Dor Lombar - Tese. 3. Coordenação - Tese. I. Cardoso, Jefferson Rosa Cardoso. II. Moura, Felipe Arruda Moura. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esportes. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

ALEXANDRE ROBERTO MARCONDES PELEGRINELLI

**INFLUÊNCIA DA DOR LOMBAR NA CINEMÁTICA, COORDENAÇÃO  
E ATIVAÇÃO MUSCULAR DO TRONCO DE CORREDORES  
RECREACIONAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Educação Física (Associado entre Universidade Estadual de Londrina e Universidade Estadual de Maringá), como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

**BANCA EXAMINADORA**

---

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Profa. Dra. Inara Marques  
Universidade Estadual de Londrina - UEL

---

Prof. Dr. Paulo Roberto Pereira Santiago  
Universidade de São Paulo – USP

Londrina, 08 de Novembro de 2017.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiramente a Deus, acredito que tudo tem um propósito e que por meio dele as coisas acontecem e assim vamos em busca de nossos objetivos. Em seguida vem os agradecimentos aos meus pais Cirlete e Antônio, estes que enfrentaram muitas dificuldades na vida. Investiram tudo o que podiam e o que não tinham na formação e educação minha e do meu irmão. Junto a eles agradeço ao meu irmão André que segue uma carreira similar e que de certa forma um estimula o outro a ir mais longe. Em memória agradeço aos meus avós paternos e maternos, principalmente a minha vó Ivone que sempre estimulou e deu suporte a minha formação até o momento de sua partida.

Em seguida meus agradecimentos são para o responsável por estar escrevendo este texto, ao Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso que além de um amigo é um pai para a minha carreira profissional. Fui acolhido durante o segundo ano de graduação e me ensinou o que é ser um professor e pesquisador de verdade. Ensinou a sempre questionar e querer aprender sempre mais. Ensinou o conceito de grupo, algo que todos deveriam aprender. O Jeff é o grande responsável e inspirador para que eu siga a carreira de professor/pesquisador. Obrigado por ser esta pessoa e este profissional que sempre nos estimula a sair da zona de conforto e enfrentar novos desafios.

Agradeço muito ao grupo PAIFIT e a todos os membros que tive a oportunidade de conviver durante estes cinco anos e meio até então e que seja uma parceria para sempre, com certeza todos foram de grande importância na minha formação. Dos mais antigos, agradeço ao João com quem comecei a trabalhar com cinemática e também a Josi que sempre esteve disposta a ensinar e também a discutir qualquer tema. Os atuais agradeço muito pela ajuda nas coletas, cafés e discussões o Leandro, Mari, Aline, César e Laís. Junto ao grupo quero agradecer também ao Prof. Dr. Felipe Arruda Moura, parceiro do grupo desde quando entrei no laboratório. Felipe você com sua dedicação me fez gostar ainda mais de biomecânica e de ser um pesquisador. Obrigado por todas as reuniões para discutir rotinas e pelas conversas que levaram a uma amizade, espero que sua parceria e orientação continue por muitos anos.

Também deixo meus agradecimentos aos meus amigos. Aos de

infância que mesmo com menor contato e cada um no seu caminho, principalmente nos momentos difíceis estivemos juntos. E aos amigos de faculdade e dos últimos anos parceiros em todas as horas e principalmente que trouxeram alegria e diversão nas horas livres. Agradeço a todos participantes da pesquisa e aos treinadores que me ouviram e enviaram seus alunos para a avaliação, sem a participação destes a pesquisa não seria possível.

Agradeço aos membros da banca que com os questionamentos e disposição em ajudar contribuíram na realização deste trabalho. Por fim agradeço ao **PPG Associado em Educação Física UEL-UEM**, ao **CEFE** e ao **Departamento de Ciências do Esporte** pelo empréstimo da esteira, à **CAPES** pela bolsa durante o mestrado e ao edital nº 025/2011 "*Pró-Equipamentos Institucional*", pela aquisição do equipamento de eletromiografia *Trigno* e à **Fundação Araucária** - chamada nº 04/2013 "*Pesquisa para o SUS: Gestão Compartilhada em Saúde PPSUS - 2012*" - SESA-PR/MS-Decit/CNPq pela aquisição das câmeras optoeletrônicas e o programa *Visual3D*.

PELEGRINELLI, Alexandre Roberto Marcondes. **Influência da dor lombar na cinemática, coordenação e ativação muscular do tronco de corredores recreacionais**. 2017. 68 f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2017.

## RESUMO

**Objetivos:** Verificar a influência da dor lombar na cinemática e coordenação dos segmentos do tórax, coluna lombar e pelve, associada à análise da atividade muscular do tronco entre corredores recreacionais, com dor lombar e controles. **Método:** Foi realizado um estudo transversal com a avaliação de 26 corredores, sendo 13 destes com dor lombar crônica. A corrida foi avaliada em esteira nas velocidades de 2,5 e 3,3 m/s. Foram analisadas as curvas da amplitude articular do tórax, coluna lombar e pelve nos três planos de movimento, como um modelo de segmento rígido. Foi analisada a média de ativação muscular do oblíquo externo, glúteo máximo e eretores da espinha durante o ciclo da corrida. Com os dados cinemáticos foi realizada a análise da coordenação entre estes segmentos por meio da técnica de *Vector Coding*. As médias dos grupos foram comparadas com o teste *t* de *Student* independente e calculado o tamanho do efeito ( $d$  de Cohen). **Resultados:** A análise cinemática revelou diferenças no plano transversal dos três segmentos com menores rotações no grupo dor lombar (GDL), principalmente na fase de oscilação. A ativação muscular do oblíquo externo foi menor no GDL, principalmente em maior velocidade: GDL:  $\bar{x} = 38,7\%$  (DP:6,8) e controle (GC) 47,1% (7,8)  $P=0,02$ ;  $\bar{d}=0,96$ ). Os outros músculos não mostraram diferenças no percentual de ativação. Na análise da coordenação, diferenças ocorreram entre a pelve e a lombar no plano frontal, o GDL apresentou maior padrão em fase em relação ao GC durante o ciclo (GDL:50,1% (10,9); GC:38,8% (9,0);  $P=0,008$   $\bar{d}=1,13$ ). Entre os segmentos lombar e tórax, diferenças ocorreram nos planos sagital e frontal, com o GDL apresentando um padrão de coordenação em que o movimento da lombar antecede o do tórax em 10% maior em relação aos controles. Os movimentos de flexão e extensão entre a pelve e tórax foi mais em anti-fase no grupo controle, principalmente na maior velocidade (GDL:33,5% (7,8); GC:47,8% (11);  $P=0,001$ ;  $\bar{d}=1,49$ ). **Conclusão:** Diferenças ocorreram entre os grupos, com o aumento da velocidade. O GDL apresentou menor rotação axial nos três segmentos, com menor ativação do músculo oblíquo externo. A coordenação entre os segmentos no GDL ocorreu predominantemente em fase ou com o movimento da lombar, antecipando o segmento adjacente.

**Palavras-chave:** Dor lombar. Corrida. *Vector Coding*. Eletromiografia. Cinemática.

PELEGRINELLI, Alexandre Roberto Marcondes. **Influence of low back pain in kinematics, coordination and muscle activation of trunk of recreational runners.** 2017. 67 p. Dissertação (Master's degree in Physical Education) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2017.

## ABSTRACT

**Aims:** To verify the influence of low back pain in the kinematics and coordination of the thorax, lumbar spine, and pelvis segments, associated with trunk muscle activation analysis between recreational runners with chronic low back pain (CLBP) and matched controls. **Method:** A cross-sectional study was performed with 26 runners, 13 with CLBP. Running was performed on a treadmill at two fixed velocities: 2.5 and 3.3 m/s. The thorax, lumbar spine, and pelvis kinematic curves were analyzed in the three motion planes, with a rigid segment model. The mean of activation of the external oblique, gluteus maximus, and spinal erectors was evaluated during the running cycle. With the kinematic data, the coordination between the segments was evaluated using the Vector Coding technique. The means of the groups were compared with the independent Student *t*-test and the effect size (Cohen's  $d$ ) was calculated. **Results:** The kinematic analysis showed differences in the transversal plane for the three segments with lower rotations in the CLBP group, mainly in the oscillation phase. The muscle activation of the external oblique was lower in the CLBP group, mainly at the higher velocity: CLBP:  $\bar{x}$  38.7% (SD: 6.8) and control group (CG) 47.1% (7.8)  $P=0.02$ ;  $\bar{d}=0.96$ ). The other muscles did not show differences between groups. In the coordination analysis, differences occurred between the pelvis and lumbar spine in the frontal plane, the CLBP group presented greater values in the phase pattern in relation to the CG group (CLBP: 50.1% (10.9); CG: 38.8% (9.0);  $P=0.008$ ;  $\bar{d}=1.13$ ). In the analysis between lumbar and thorax spine segments, differences occurred in both the sagittal and frontal plane, with the CLBP group demonstrating a coordination pattern in which the lumbar spine movement preceded the thorax by 10% greater than controls. The flexion and extension movements between the thorax and pelvis in the CG were greater in antiphase, mainly at the higher velocity (CLBP: 33.5% (7.8); CG: 47.8% (11);  $P=0.001$ ;  $\bar{d}=1.49$ ). **Conclusion:** Differences occurred between the groups, predominantly at the higher velocity. The CLBP demonstrated lower axial rotation in the three segments, in accordance with the lower activation of the external oblique. The coordination results showed a mechanism of protection, the movement between the segments in the CLBP group occurred predominantly in phase or the movement of the spine lumbar anticipated the movement of the adjacent segment.

**Keywords:** Low back pain. Running. Vector Coding. Electromyography. Kinematic.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>Figura 1</b> – Exemplo interpretação do <i>Vector Coding</i> .....	23
<b>Figura 2</b> – Representação do posicionamento das câmeras.....	33
<b>Figura 3</b> – Posicionamento dos eletrodos e dos marcadores refletivos.....	35
<b>Figura 4</b> – Modelo biomecânico desenvolvido no <i>software Visual3D</i> .....	38
<b>Figura 5</b> – Comparação das curvas articulares na velocidade de 2,5 m/s .....	42
<b>Figura 6</b> – Comparação das curvas articulares na velocidade de 3,3 m/s .....	43
<b>Figura 7</b> – Coordenação entre os segmentos pelve e lombar .....	44
<b>Figura 8</b> – Coordenação entre os segmentos lombar e tórax.....	45
<b>Figura 9</b> – Coordenação entre os segmentos pelve e tórax .....	46

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Características dos grupos .....	31
<b>Tabela 2</b> – Categorização dos padrões de coordenação.....	39
<b>Tabela 3</b> – Comparação da ativação muscular entre os grupos .....	47

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

L1	Primeira vértebra lombar
L5	Quinta vértebra lombar
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
CAST	<i>Calibrated anatomical systems technique</i>
T12	Décima segunda vértebra torácica
C7	Sétima vértebra cervical
T6	Sexta vértebra torácica
S1	Primeira vértebra sacral
CRP	<i>Continuos Relative Phase</i>
VC	<i>Vector Coding</i>
EMG	Eletromiografia
LoBACS	<i>Low Back Activity Confidence Scale</i> - Escala de Confiança para atividades com a coluna lombar
EVA	Escala Visual Análoga
L3	Terceira vértebra lombar
T8	Oitava vértebra torácica
RMS	<i>Root mean square</i>
DP	Desvio padrão

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	12
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	14
<b>3</b>	<b>HIPÓTESES</b> .....	15
<b>4</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	16
4.1	A COLUNA LOMBAR .....	16
4.1.1	Dor Lombar .....	16
4.2	MODELOS BIOMECÂNICOS .....	18
4.3	ANÁLISE DA COORDENAÇÃO .....	20
4.3.1	<i>Continuos Relative Phase (CRP)</i> .....	21
4.3.2	<i>Vector Coding (VC)</i> .....	22
4.4	CORRIDA .....	24
4.4.1	Biomecânica da Corrida .....	25
4.4.2	Lesões na Corrida .....	27
4.4.3	Dor Lombar em Corredores .....	28
<b>5</b>	<b>MÉTODO</b> .....	30
5.1	TIPO DE ESTUDO .....	30
5.2	AMOSTRA .....	30
5.3	EQUIPAMENTOS .....	31
5.4	PROCEDIMENTOS .....	32
5.5	PROCESSAMENTO DOS DADOS .....	36
5.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	40
<b>6</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	41
<b>7</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	48
<b>8</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	53

<b>REFERÊNCIAS</b> .....	54
<b>APÊNDICES</b> .....	66
APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	67
<b>ANEXOS</b> .....	67
ANEXO 1 – Questionário LoBACS .....	67
ANEXO 2 – Questionário Roland-Morris.....	68

## 1 INTRODUÇÃO

O número de praticantes de atividade física aumentou consideravelmente. Deste modo, o número de corredores foi um dos mais importantes em relação a esses índices, sendo a corrida uma atividade de baixo custo e que promove benefícios à saúde e a qualidade de vida (Buist *et al.*, 2010; Videbaek *et al.*, 2015; Bertelsen *et al.*, 2017). Um importante fator negativo da corrida é o elevado risco de lesões e a sua prevalência nos membros inferiores e na coluna entre corredores recreacionais é em torno de 30% (Taunton, J. E. *et al.*, 2003; Buist *et al.*, 2010).

As regiões do corpo lesionadas entre os corredores são variadas e a coluna lombar é responsável entre 5 a 19% das lesões (Van Gent *et al.*, 2007; Buist *et al.*, 2010; Hespanhol Junior *et al.*, 2013). A dor lombar tem um importante fator psicossocial que pode afastar o indivíduo de suas atividades, gerando um ciclo que leva a recorrência da dor e a uma lesão crônica de forma que interrompe ou reduz a prática da corrida (Briggs *et al.*, 2011; Griffin *et al.*, 2012; Hoy *et al.*, 2012).

Diferentes lesões musculoesqueléticas podem alterar a biomecânica da corrida, conseqüentemente a performance do atleta. (Moore, 2016). Embora a corrida envolva principalmente os membros inferiores, o tronco tem importante função de estabilidade (Cai e Kong, 2015). Diferentes modelos foram testados para análise cinemática da coluna lombar (Schache *et al.*, 2002; Seay *et al.*, 2008; Mason *et al.*, 2016). O estudo de Mason *et al.* (2016) considerou ser de boa reprodutibilidade um modelo de segmento rígido para a coluna lombar com marcadores nos processos espinhosos e na região lateral da coluna. Posteriormente, este modelo foi utilizado para análise de corredores saudáveis e entre atletas amadores e de elite (Preece, S. J. *et al.*, 2016b; a).

Estudos envolvendo corredores com dor lombar avaliaram a cinemática da pelve e do tronco. O estudo de Seay *et al.* (2011a) encontrou maior amplitude de rotação transversal da pelve nos indivíduos com dor, enquanto que no estudo de Muller *et al.* (2015) o grupo com dor lombar apresentou menor rotação da pelve e do tronco no plano transversal. A coordenação entre tronco e pelve também foi estudada em sujeitos com dor lombar e estes apresentaram maior movimentação em fase no plano transversal e com menor variabilidade

em relação aos saudáveis (Seay *et al.*, 2011b; a). Corredores com dor lombar também apresentaram reduzida ativação muscular da região lombar (Cai e Kong, 2015).

A cinemática da coluna lombar durante a corrida em pessoas com dor na região não foi estudada, bem como a coordenação deste segmento com os adjacentes. Esta análise somada a análise da ativação de músculos do tronco, podem contribuir no entendimento de como a dor lombar afeta a corrida destes indivíduos e se estas análises podem ser utilizadas para diferenciar indivíduos com dor lombar e saudáveis. De acordo com estudos prévios, esperamos que os resultados demonstrem diferenças na cinemática principalmente no plano transversal, somado a um padrão de coordenação mais em fase entre os segmentos e reduzida ativação muscular durante a corrida nos indivíduos com dor lombar.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

Analisar e comparar a cinemática e coordenação dos segmentos do tórax, coluna lombar e pelve, somada a análise da atividade muscular do tronco e dos membros inferiores durante a corrida, entre corredores recreacionais com dor lombar comparados a controles.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar as curvas das amplitudes articulares do tórax, coluna lombar e pelve em corredores com dor lombar em relação a controles;
- Comparar a coordenação entre os grupos, por meio da técnica de *vector coding*, entre os segmentos tórax e lombar, tórax e pelve e lombar e pelve;
- Comparar o percentual de ativação muscular do oblíquo externo, eretores da espinha e glúteo máximo durante a corrida entre os grupos;
- Verificar a existência de diferenças entre os grupos que ocorrem nas curvas articulares, coordenação e ativação muscular com o aumento da velocidade.

### 3 HIPÓTESES NULAS

- H<sub>0-1</sub>: Não existem diferenças nas curvas articulares do tórax, coluna lombar e pelve entre corredores com dor lombar comparados a controles;
- H<sub>0-2</sub>: Não existem diferenças na coordenação entre os segmentos tórax e lombar, tórax e pelve e lombar e pelve entre os grupos;
- H<sub>0-3</sub>: Não existem diferenças no percentual de ativação dos músculos oblíquo externo, eretores da espinha e glúteo máximo entre os grupos;
- H<sub>0-4</sub>: Não existem diferenças entre os grupos com o aumento da velocidade nas curvas articulares, coordenação e ativação muscular.

## 4 REVISÃO DE LITERATURA

### 4.1 A COLUNA LOMBAR

As vértebras da coluna lombar são as de maior corpo, em altura e no sentido ântero-posterior, em relação as demais regiões da coluna. A principal função desta região é a absorver cargas e promover estabilidade. Esta região é formada por cinco vértebras (L1-L5) e juntas formam uma curva lordótica e fazem a ligação entre coluna torácica e a pelve (Goel *et al.*, 1993). A lordose lombar é considerada uma das principais adaptações para a postura bipodal (Williams e Russo, 2015), o que permite aos humanos manter a postura ereta de maneira estável e com pouco gasto energético, com o menor estresse mecânico possível (Saha *et al.*, 2007).

Os músculos relacionados à coluna lombar podem ser divididos em anteriores e posteriores. A região anterior inclui os músculos: reto abdominal, o mais superficial e principal flexor no plano sagital do tronco; oblíquos externos e internos, realizam movimentos de flexão e rotação do tronco e transversos abdominais, o mais profundo e a sua principal função é a estabilização (Hodges, 1999; Richardson *et al.*, 2002). A região posterior inclui os músculos: psoas maior, que realiza a flexão do quadril e a flexão no plano sagital e frontal da coluna lombar; quadrado lombar, auxilia na extensão do tronco e flexão lateral da coluna lombar; multifídio, um músculo estabilizador na rotação da coluna e os eretores da espinha (iliocostal e longuíssimo do dorso), realiza extensão da coluna e estabilização do tórax sobre a pelve (Porterfield e Derosa, 1991).

Um desequilíbrio entre a função dos músculos extensores e flexores do tronco, gera uma menor estabilização o que pode predispor distúrbios da coluna lombar (Lee *et al.*, 1999). Somado a isto, um tronco forte e estável contribui na geração de força dos membros superiores e inferiores melhorando a performance em diferentes esportes (Kubo *et al.*, 2011; Tanaka *et al.*, 2013).

#### 4.1.1 Dor Lombar

A dor lombar tem alta incidência no Brasil e segundo pesquisa do IBGE (2013), 18% da população brasileira com mais de 18 anos, refere ter

algum problema crônico na coluna e 16% referem que a dor causa intensa limitação nas atividades de vida diária. A proporção de dor na coluna foi maior conforme a idade aumenta e entre os acometidos 46% não realizavam tratamento. Entre os que realizavam tratamento, 40% utilizavam algum medicamento e 19% realizavam exercícios ou fisioterapia. Não existem dados gerais para a população brasileira específica para dor lombar, mas esse estudo apontou que a queixa mais comum da coluna era na região lombar.

Entre as décadas de 1990 e 2000, a prevalência da dor lombar aumentou, o que tem sido relacionada ao maior conhecimento sobre o problema, a procura por tratamento e também as mudanças nos hábitos de vida diários, principalmente em relação às atividades laborais (Manchikanti *et al.*, 2014). Em todo o mundo, a dor lombar gera um alto custo com tratamento e leva a um grande número de pessoas afastadas do trabalho (Ma *et al.*, 2014). Somado ao custo econômico, o impacto psicossocial é importante e afasta o indivíduo das atividades sociais, reduzindo também a prática de esportes e atividade físicas (Briggs *et al.*, 2011; Griffin *et al.*, 2012; Hoy *et al.*, 2012).

A dor lombar é definida como dor, tensão muscular ou rigidez localizada entre o ângulo inferior da escápula e a prega glútea, com ou sem irradiação para os membros inferiores e pode ser dividida em específica ou não. A específica é causada por um determinado mecanismo, como hérnias de disco, inflamação, osteoporose, fratura, tumores, entre outras (Van Tulder *et al.*, 2004). Aproximadamente 85 % dos casos de dor lombar são de origem não específica (Indrakanti *et al.*, 2012), quando a causa dos sintomas não são determinadas. Anormalidades em exames de imagem não são fortemente associadas a dor lombar, pois muitos pacientes saudáveis apresentam estas anormalidades radiológicas (Van Tulder *et al.*, 1997).

A dor lombar não específica é também classificada quanto a duração dos sintomas: agudo (até 6 semanas), sub agudo (entre 6 semanas até 3 meses) e crônico com mais de 3 meses (Andersson, 1999). Normalmente na presença de dor a amplitude de movimento da coluna lombar é reduzida e a coordenação entre os segmentos pode estar alterada (Lamoth *et al.*, 2002; Crosbie *et al.*, 2013). Somado a isto, a sequência de recrutamento muscular no tronco é alterada na presença da dor (Ferreira *et al.*, 2004).

## 4.2 MODELOS BIOMECÂNICOS

Para a análise do movimento humano por meio da cinemática é necessário a construção de um modelo biomecânico, formado a partir de marcadores fixos em pontos específicos do sujeito avaliado, geralmente na pele. Os marcadores podem ser ativos, que emitem luz de forma pulsada, ou passivos que refletem a luz. Apesar dos marcadores ativos apresentarem maior acurácia, os reflexivos tem a vantagem de eliminar cabos, baterias e outros elementos que podem alterar o movimento a ser analisado e atualmente são os mais utilizados (Chiari *et al.*, 2005).

Para a construção de modelos tridimensionais algumas regras devem ser respeitadas; cada marcador deve ser visualizado no mínimo por duas câmeras em cada instante de tempo, os artefatos de movimentos, movimento entre marcador e o osso ou segmento, devem ser minimizados e é fundamental que os marcadores não alterem a execução da atividade avaliada (Cappozzo *et al.*, 1995; Manal *et al.*, 2000; Richards, 2008).

Uma das formas adotadas de rastrear os movimentos, seguindo as regras citadas acima, é com a utilização de marcas técnicas associadas aos segmentos. Marcas técnicas são posicionadas de forma arbitrária nos segmentos e dispostas de forma que sejam melhores capturadas pelas câmeras e os artefatos de movimentos sejam minimizados. Normalmente são formadas por pelo menos três marcadores fixos em uma placa rígida e posicionados de forma não colineares, que são denominados *clusters*. A posição dos *clusters* em relação ao segmento é determinada pelas marcas anatômicas, posicionadas em estruturas ósseas palpáveis (Cappozzo, 1997; Cappozzo *et al.*, 2005).

A análise com marcas técnicas exige uma captura estática onde as posições dos marcadores anatômicos (posicionados em estruturas ósseas) e técnicos são identificados e para a coleta dinâmica (atividade a ser analisada), as marcas anatômicas podem ser retiradas e os movimentos são rastreados apenas pelas marcas técnicas (Cappozzo *et al.*, 2005). O modelo mais utilizado com marcas técnicas para o membro inferior é chamado de técnica de calibração anatômica, em inglês *CAST*, proposto por Cappozzo *et al.* (1995). Outros modelos de membros inferiores e pelve mais utilizados são o Vaughan e o Helen Hayes (Richards, 2008).

Alguns segmentos exigem modelos especiais de acordo com o quão específico o movimento será analisado, são exemplos o pé, a mão e a coluna. Para o rastreamento da coluna ou do tronco, diferentes modelos são propostos com maior ou menor divisão do segmento. O rastreamento da coluna com marcadores posicionados apenas nos processos espinhosos tem a análise no plano transversal limitada, no entanto este plano pode ser o mais afetado na presença de dor ou lesão da coluna (Leardini *et al.*, 2011; Needham *et al.*, 2016). Outra limitação principalmente em atividades rápidas como a corrida, é o aumento dos movimentos dos tecidos causando vibração dos marcadores (Kadaba *et al.*, 1989; Chiari *et al.*, 2005; Leardini *et al.*, 2005).

O desenvolvimento de modelos de boa reprodutibilidade para a análise cinemática da coluna durante a corrida é complexo por várias razões. A coluna é uma estrutura multiarticular e para descrever o movimento baseado em um modelo com marcadores na pele é necessário assumir modelos de corpo rígido e analisar o movimento considerando um menor número de articulações (Leardini *et al.*, 2005). Somado aos artefatos de movimento e a variabilidade normal esperada entre as repetições do movimento humano, a análise dos movimentos da coluna é complexa.

Schache *et al.* (2002) investigaram a reprodutibilidade da cinemática da pelve e da coluna lombar durante a corrida, utilizando marcadores nas espinhas ilíacas ântero-superiores, no sacro e um *cluster* na vértebra T12. O movimento na maioria dos planos e articulações teve boa reprodutibilidade, com exceção do plano frontal da pelve e lombar. O autor relaciona a baixa reprodutibilidade no plano frontal a pequena amplitude de movimento articular que ocorre neste plano e a alta vulnerabilidade do *cluster* em T12 a movimentação entre pele e marcador. Ainda os autores afirmam que estes não foram os únicos fatores para a baixa reprodutibilidade pois o mesmo procedimento foi adotado entre as coletas. Por fim concluem que pode ter ocorrido importante diferença no posicionamento dos marcadores de T12 e do sacro, resultando em erros na identificação do centro articular. Os autores apontaram que a avaliação de uma única velocidade (3,9 m/s) foi uma limitação do estudo e em maiores velocidades a reprodutibilidade poderia ser menor.

Mason *et al.* (2016) propuseram e testaram a reprodutibilidade de um novo modelo para avaliação cinemática da pelve, coluna torácica e lombar

durante a corrida. A coluna torácica foi rastreada com marcadores no manúbrio e no processo xifoide do esterno e um *cluster* com três marcadores no ponto médio da distância entre eles, outros dois em C7 e T6. A lombar foi rastreada seguindo o modelo proposto por Seay *et al.* (2008) com marcadores entre os processos espinhosos de T12/L1 e L5/S1 e outro no ponto médio entre eles. Somado a estes marcadores, outros quatro foram posicionados na lateral da coluna (dois de cada lado) entre os marcadores dos processos espinhosos com uma distância mínima de pelo menos 4 cm entre eles.

O plano sagital, principalmente o ângulo articular da lombar e pelve em relação ao laboratório e o tórax, em relação a lombar apresentou baixa reprodutibilidade. Os autores avaliaram que formatos das curvas foram similares, mas o *offset* do sinal foi deslocado alterando os valores. Isto também ocorreu no modelo proposto por Schache *et al.* (2002). Os outros planos apresentaram boa reprodutibilidade.

Preece, Stephen J. *et al.* (2016) testaram o modelo para coluna lombar proposto por Seay *et al.* (2008) e avaliado a reprodutibilidade por Mason *et al.* (2016), porém, para a coleta dinâmica, foi retirado os marcadores dos processos espinhosos da lombar, utilizando para o rastreamento apenas os quatro marcadores laterais da coluna. A reprodutibilidade foi similar nos testes com menor número de marcadores. O modelo para tórax e lombar citados acima foram utilizados recentemente na avaliação da coordenação entre coluna e pelve na corrida de pessoas sem alterações (Preece, S. J. *et al.*, 2016a) e também para avaliação das alterações cinemática que ocorrem em corredores de elite com o aumento da velocidade (Preece, S. J. *et al.*, 2016b).

#### 4.3 ANÁLISE DA COORDENAÇÃO

A coordenação é definida como a habilidade de manter uma apropriada relação cíclica entre diferentes segmentos ou articulações e entre os planos de movimento (Park *et al.*, 2016). A coordenação pode ser categorizada em fase quando os dois segmentos rodam na mesma direção ou em anti-fase quando os movimentos são opostos, podendo ainda indicar o predomínio do movimento de um segmento ou plano em relação ao outro (Chang *et al.*, 2008).

A análise da coordenação pode ser utilizada como indicador de performance, principalmente nos esportes (Chang *et al.*, 2008). Uma inadequada coordenação pode causar um estresse principalmente dos tecidos moles, podendo levar a uma lesão ou causando desconforto (Seay *et al.*, 2011a). A coordenação também pode ser relacionada ao gasto energético (Heise e Martin, 2001). Um estudo da marcha revelou que a coordenação entre o tórax e a pelve é importante para manter a estabilidade de todo o corpo, pois minimiza o momento angular do tronco, permitindo adequado movimento dos membros (Lamoth *et al.*, 2002).

Duas principais técnicas são empregadas na análise da coordenação em movimentos cíclicos, a técnica *Continuous Relative Phase* (CRP) onde o cálculo envolve o deslocamento e a velocidade angular ou do segmento. Outra técnica é o *Vector Coding* (VC) onde a velocidade não está envolvida no cálculo e menos derivadas de altas ordens são necessárias. Somado a isto, este método fornece um resultado mais detalhado, não apenas indicando se o movimento ocorreu em fase ou não, além de ser considerado de mais fácil interpretação e implementação por clínicos (Chang *et al.*, 2008; Lamb e Stockl, 2014; Needham *et al.*, 2015).

#### 4.3.1 *Continuous Relative Phase* (CRP)

A CRP quantifica relações de fase, normalmente o cálculo é derivado da relação entre velocidade e posição de dois sinais oscilatórios. Estudos utilizando CRP iniciaram com Kelso (1995) sobre a oscilação dos dedos e a técnica passou a ser utilizada para a análise de diferentes atividades. Uma das formas mais utilizadas é na marcha como medida de acoplamento entre diferentes segmentos e articulações e, normalmente nestes casos, o sinal é normalizado para a análise (Hamill *et al.*, 2000).

Recentemente Floría *et al.* (2017) avaliaram a influência do grau de experiência no grau de coordenação de corredores, por meio da CRP. Os autores encontraram que a experiência não afetava a coordenação dos membros inferiores durante a corrida e os corredores experientes demonstraram uma variabilidade um pouco menor. A variabilidade é calculada com a média dos desvios padrões da CRP de todos os ciclos que o sujeito realizou, geralmente a

fase de apoio é a mais utilizada na análise de variabilidade (Hamill *et al.*, 2012; Floría *et al.*, 2017).

A CRP é calculada subtraindo o ângulo de fase de um sinal pelo outro em cada instante de tempo, por todo o ciclo. Como nesta equação, por exemplo, para o cálculo do CRP entre a coxa e a perna:  $CRP(t) = \Phi_{coxa}(t) - \Phi_{perna}(t)$ , onde  $\Phi$  são os ângulos de fase de cada sinal e  $t$  cada instante de tempo. Os valores de CRP devem variar entre 0 e 360°, mas por ser redundantes (ponto 0 e 360° tem o mesmo significado) geralmente são apresentados entre 0 e 180°. Desta forma 0° indica um movimento em fase (acoplado) e 180° em anti-fase (Hamill *et al.*, 2000).

Uma das principais desvantagens da CRP é que o resultado aponta apenas se o movimento entre os segmentos ocorreu em fase ou não. Esta análise não permite interpretar qual segmento está sendo responsável por conduzir ou atrasar o movimento ou ainda qual tem um predomínio sobre o outro (Van Emmerik *et al.*, 2014).

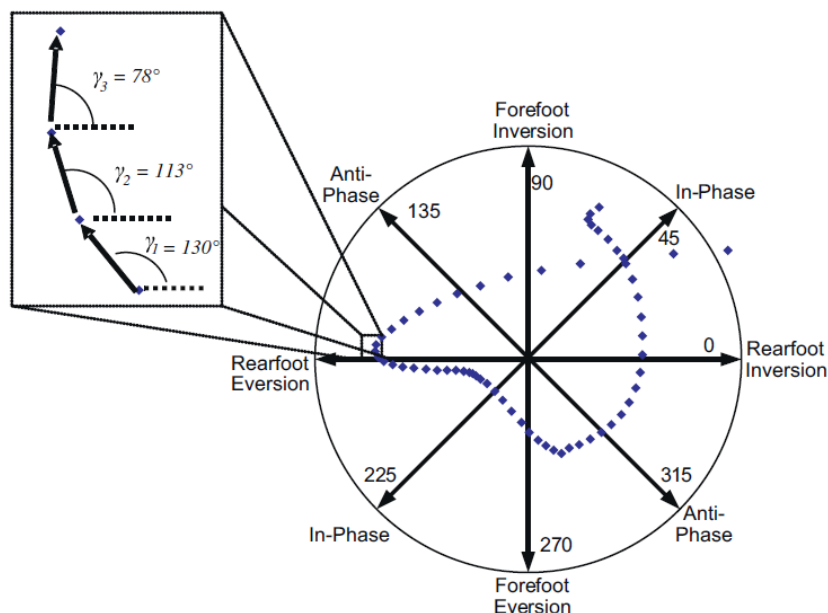
#### 4.3.2 *Vector Coding* (VC)

A técnica de *Vector Coding* foi desenvolvida por Sparrow *et al.* (1987) e fornece uma medida da relação tempo e magnitude do movimento entre os segmentos. O resultado obtido com este processamento é melhor interpretado em relação as outras técnicas de análise da coordenação (Wheat e Glazier, 2006). Devido a técnica utilizar apenas dados espaciais, o resultado é mais relacionado às medidas cinemáticas tradicionais facilitando a interpretação para os clínicos (Hafer e Boyer, 2017). Outra vantagem do uso do VC é que a técnica também pode ser utilizada em sinais não sinusoidais, característica que ocorre na corrida principalmente nos planos frontal e transversal (Heiderscheit *et al.*, 2002).

Para o cálculo da coordenação com o VC, um sinal é plotado contra o outro (sendo um no eixo x e outro no y), geralmente o sinal é normalizado em ciclos de cem pontos. A coordenação é determinada pelo ângulo de acoplamento, formado pelo vetor adjacente de dois pontos sucessivos em relação a horizontal. O cálculo do vetor é realizado da seguinte forma:

$\Phi_t = \tan^{-1}\left(\frac{Y_{t+1}-Y_t}{X_{t+1}-X_t}\right)$ , onde  $t$  é o instante tempo e  $Y$  e  $X$  é cada segmento ou articulação. Após a conversão do resultado de radianos para graus, o resultado deve variar entre 0 e 360°. No final o vetor formado indica quatro padrões de coordenação na horizontal, vertical ou na diagonal de 45°.

A figura 1 mostra a relação dos ângulos de acoplamento com o resultado categorizado. Neste exemplo a coordenação foi analisada entre antepé e retopé no plano frontal durante a corrida. Na diagonal positiva em 45 e 225° o movimento ocorreu em fase, na mesma direção. A diagonal negativa (135 e 315°) o movimento é em anti-fase. Quando na paralela horizontal (0 e 180°) indica uma defasagem temporal da articulação ou segmento no eixo x em relação a outra (no exemplo da figura o retopé). Na vertical (90 e 270°) a defasagem é no eixo y (antepé no exemplo).



**Figura 1.** Exemplo de classificação do padrão de coordenação do *Vector Coding*.

Fonte: Chang *et al.* (2008).

Como é raro que o ângulo de acoplamento ocorra precisamente nos ângulos especificados acima, uma amplitude de 45° em torno do valor de cada padrão é considerado para a categorização da coordenação. Outro ponto a ser analisado com o VC é dividir o sinal, geralmente o ciclo, em fase de apoio e oscilação ou ainda em divisões destas fases. Ao final, geralmente os resultados são apresentados em frequência com valores ou histograma de quanto cada

padrão de coordenação ocorreu no ciclo ou na fase analisada (Sparrow *et al.*, 1987; Heiderscheit *et al.*, 2002; Chang *et al.*, 2008).

Hafer e Boyer (2017) avaliaram quantos ciclos são necessários para a análise da coordenação e da variabilidade dos membros inferiores na marcha e na corrida, utilizando a técnica de VC. Os resultados apontaram que para análise destes movimentos na esteira, pelo menos dez ciclos são necessários. Esta técnica tem sido utilizada em diferentes segmentos do corpo, incluindo o tronco e para analisar as diferenças entre atletas experientes ou não e em casos de lesões (Hamill *et al.*, 2012; Cunningham *et al.*, 2014; Needham *et al.*, 2014; Needham *et al.*, 2015; Park *et al.*, 2016; Yen *et al.*, 2017).

#### 4.4 CORRIDA

A corrida é uma habilidade adquirida durante a infância e pode ser aperfeiçoada com a prática. Ainda, é a forma mais popular de atividade física entre pessoas que buscam um estilo de vida mais saudável (Stamatakis e Chaudhury, 2008). Os benefícios a saúde são bem conhecidos, entretanto as taxas de lesões são altas e são a principal barreira para a continuidade do treinamento (Van Gent *et al.*, 2007; Videbaek *et al.*, 2015; Bertelsen *et al.*, 2017).

O número de corredores tem aumentado em todo mundo nas últimas décadas. A melhora da saúde, baixo custo e fácil acesso contribui para este aumento. Nos Estados Unidos da América, as estimativas sugerem que 10 a 20% da população pratica corrida regularmente (Fredericson e Misra, 2007). Em 2014 na Holanda, 12,5% da população praticava corrida regularmente (Fokkema *et al.*, 2017). O início da prática de corrida é também associado à melhora do estilo de vida, como melhora do sono, da alimentação e redução no consumo de álcool e tabaco. Somado a isto, a corrida tem sido associada a melhor qualidade de vida com redução do estresse e maior disposição (Saragiotto *et al.*, 2014).

O número de competições voltadas para corredores amadores aumentou muito nos últimos anos, o que estimula a melhora da performance entre esses atletas (Buist *et al.*, 2010). A economia de energia na corrida é um dos fatores principais para a melhora e algumas variáveis biomecânicas também

são de grande importância, como os dados espaços temporais, cinemática dos membros inferiores, cinética e biomecânica do tronco e membros superiores (Moore, 2016).

A corrida é uma atividade muito dinâmica em que os membros inferiores e a coluna lombar são muito exigidos (Novacheck, 1998). Durante a corrida a carga axial na coluna lombar é três vezes maior que o peso da porção superior do corpo. As articulações dos membros inferiores devem minimizar a transmissão de força para a região lombar e da pelve diminuindo o impacto nesta região (Cai e Kong, 2015).

#### 4.4.1 Biomecânica da Corrida

A locomoção passa a ser considerada corrida quando a fase de apoio duplo que acontece na marcha deixa de ocorrer e há a presença do voo duplo. A forma de contato inicial também sofre influência do aumento da velocidade, quando em altas velocidades, como em *sprints*, o toque do pé costuma acontecer com a região mais anterior (Novacheck, 1998; Pink, 2010). Setenta cinco a 90% dos corredores de longa distância têm a pisada com a parte traseira do pé (Pink, 2010).

Diferente da marcha, a saída do pé ocorre antes dos 50% relativos ao ciclo, definido como o intervalo entre o contato do pé até um novo contato do mesmo membro. O percentual da fase de apoio reduz com o aumento da velocidade da corrida. A cinemática da corrida deve ser considerada nos três planos: a) plano sagital durante a corrida a pelve e o tronco flexionam mais à frente de forma a reduzir a altura do centro de massa e produzir maior força de propulsão horizontal (Novacheck, 1998; Pink, 2010). Ainda neste plano, a reduzida extensão do joelho e plantiflexão do tornozelo na saída do pé é relacionada a uma corrida com maior economia de energia (Moore, 2016; Clermont *et al.*, 2017); b) plano frontal, tanto o quadril como a pelve têm a função de dissociar as forças transmitidas dos membros inferiores para o tronco e a cabeça, promovendo maior estabilidade durante a corrida e c) plano transversal, o contato inicial é feito com a pelve rodada externamente o que maximiza a propulsão horizontal e não causa redução da velocidade (Novacheck, 1998) e

na marcha a rotação interna da pelve no contato inicial contribui com um maior tamanho do passo.

A cinemática da corrida tem demonstrado diferentes padrões quando divididos em subgrupos, como nas divisões por: gênero (Ferber *et al.*, 2003), distância das corridas disputadas (Boyer *et al.*, 2014) e padrão de pisada (Lieberman *et al.*, 2010; Larson *et al.*, 2011). Outro fator que interfere na cinemática da corrida é a experiência do atleta. Preece, S. J. *et al.* (2016b) encontraram que corredores recreacionais apresentam maior inclinação pélvica e torácica em relação a atletas de elite. Clermont *et al.* (2017) avaliaram a cinemática da corrida entre corredores competitivos e recreativos e encontraram maior inclinação anterior da pelve, menor flexão de joelho e maior eversão no final da fase de apoio no grupo dos corredores recreativos.

O conhecimento do padrão de atividade muscular durante a corrida é importante para melhor interpretação da análise cinética e cinemática (Kyrolainen *et al.*, 2005). A simultânea ativação dos grupos musculares é chamada de co-ativação e é relacionada a performance da corrida e ao risco de lesões. Quando a ativação é adequada ocorre uma boa estabilização articular, aumentando a rigidez do membro e, por meio da energia elástica, reduz o consumo de energia e também contribui na redução de lesões, evitando padrões cinemáticos anormais (Tam *et al.*, 2016).

A atividade eletromiográfica dos músculos reto abdominal, multífido e eretores da espinha aumentam com o incremento da velocidade da corrida e mantém a contração por mais tempo no ciclo (Saunders *et al.*, 2004). A corrida ocorre com a alternância de movimentos de flexão e extensão do quadril, isto desestabiliza o tronco e, para uma corrida eficiente, os músculos do tronco devem estabilizar a região superior do corpo diante do impacto das forças de reação ao solo. Saunders *et al.* (2005) realizaram uma primeira descrição da cinemática da coluna lombar em relação a pelve associada com a atividade dos músculos do tronco na marcha e na corrida e em baixas velocidades, os movimentos e atividade muscular do tronco foram em pequenas amplitudes.

A ativação muscular do glúteo máximo é pequena durante a manutenção da postura estática e na marcha, mas em subidas e em corridas ou outras atividades que envolvem a estabilização do tronco contra a flexão anterior, a ativação deste músculo aumenta (Lieberman *et al.*, 2006). Considerando que

o quadril e pelve ligam o tronco com os membros inferiores, a atividade muscular dos grupos da região são importantes principalmente do glúteo máximo e dos isquiotibiais (Snijders *et al.*, 1993). No apoio inicial, para a absorção da carga, os extensores de quadril estão ativos. Outro importante momento de ativação é no final da oscilação em que estabiliza o quadril para o impacto do contato inicial (Pink, 2010).

A análise da coordenação inter e entre segmentos é um dos componentes da avaliação biomecânica da corrida (Hamill *et al.*, 1999). Alterações da coordenação são associados a incidência de lesões e alteram a eficiência do movimento (Hamill *et al.*, 1999; Boyer *et al.*, 2014). Também pode ser utilizada para avaliar ou propor uma intervenção, como a mudança da cadência da atividade (Hafer *et al.*, 2016).

#### 4.4.2 Lesões na Corrida

A incidência de lesões durante a corrida varia entre 19 e 85% e uma significativa parte dos lesionados não retornam à prática (Van Gent *et al.*, 2007; Napier *et al.*, 2015). Estas taxas apresentam grande amplitude de variação devido a ocorrência de diferentes lesões e em populações variadas (Van Der Worp *et al.*, 2015). Uma recente revisão sistemática identificou que a taxa de lesão na corrida varia de 2,5 a 33 lesões a cada 1000 horas de prática de corrida (Videbaek *et al.*, 2015).

O risco de lesões crônicas e o custo socioeconômico caracterizam um importante problema de saúde pública (Nielsen *et al.*, 2014; Hespanhol Junior *et al.*, 2015; Hespanhol Junior *et al.*, 2016). As lesões na corrida são de origem complexa, multifatorial (Malisoux *et al.*, 2015) e geralmente relacionadas a sobrecarga, que causam repetitivos micro traumas (Hreljac, 2004). Normalmente as lesões são atribuídas a estes fatores: individuais, como idade, sexo, antropometria e genética; estilo de corrida e treinamento, como a frequência e erros de treinamento, distâncias percorridas e calçados utilizados; e ao estilo de vida e cuidados com a saúde, relacionados ao uso de álcool, cigarro, histórico de lesões, doenças crônicas e outros (Fredericson e Misra, 2007; Van Gent *et al.*, 2007)

Outro fator relacionado às lesões e a economia de energia na corrida é a biomecânica (Hreljac, 2004; Moore, 2016). A identificação dos fatores que predispõe o desenvolvimento de lesões tem grande importância para o desenvolvimento de estratégias de prevenção, principalmente quando relacionado ao estilo de corrida ou ao treinamento (Meeuwisse *et al.*, 2007). Lesões agudas entre corredores são raras, cerca de 80% das lesões ocorrem por sobrecarga, de forma que a corrida é um dos esportes que mais geram lesões com essa causa nos membros inferiores e na coluna lombar (Hreljac, 2004). O local de lesão mais acometido entre corredores é o joelho com incidência variando entre 7,2 e 50% (Van Gent *et al.*, 2007). A incidência de lesões na coluna lombar varia entre 5,3 e 19,1% (Van Gent *et al.*, 2007; Buist *et al.*, 2010; Hespanhol Junior *et al.*, 2013).

#### 4.4.3 Dor Lombar em Corredores

A dor lombar é um problema comum entre corredores ao redor do mundo. No sul dos Estados Unidos a prevalência de dor lombar em atletas amadores é em torno de 13% e a dor lombar é responsável por cerca de 7% entre todas as lesões em corredores. Também cerca de 10% dos corredores amadores sofre com dor lombar no primeiro ano de treinamento (Taunton, J. *et al.*, 2003). Esta lesão pode afastar o atleta da prática e o tempo de tratamento pode ser longo (Cai e Kong, 2015).

Alguns dos mecanismos associados ao desenvolvimento da dor lombar na corrida é o movimento repetitivo de hiperextensão da coluna lombar e a fraqueza dos músculos no membro inferior, responsáveis por minimizar o impacto no tronco (Mcgregor e Hukins, 2009; Cai e Kong, 2015). Cai e Kong (2015) avaliaram a performance muscular dos membros inferiores e da lombar em corredores com e sem dor lombar. Foi encontrado menor torque isocinético dos extensores de joelho no grupo com dor lombar e os homens com dor tinham reduzida ativação muscular em contrações submáximas e menor espessura dos músculos multifídeos, avaliado por meio de eletromiografia e ultrassonografia, respectivamente.

Sujeitos saudáveis apresentam movimento coordenado em fase da pelve e do tórax no plano sagital quando marcham em baixas velocidades;

com o aumento da velocidade o movimento passa a ser em anti-fase (Lamoth *et al.*, 2002; Wu *et al.*, 2014). Pessoas com dor lombar apresentam mesmo com o incremento da velocidade a coordenação entre os segmentos em fase, enquanto que saudáveis deixam de apresentar este comportamento (Lamoth *et al.*, 2006; Seay *et al.*, 2011b). Somado a isto a rotação no plano transversal da coluna lombar é reduzida nestes indivíduos (Gombatto *et al.*, 2015). Seay *et al.* (2011b; 2014) avaliaram a corrida em pessoas com dor lombar e encontraram maior coordenação no plano transversal e frontal entre pelve e tórax em fase e reduzida variabilidade da coordenação no plano transversal em relação a sujeitos saudáveis. Estes autores relataram ainda que o movimento entre tronco e pelve é reduzido na presença da dor.

Muller *et al.* (2015) compararam a marcha e a corrida de pessoas com dor lombar em relação a controles e encontraram menores amplitudes de movimentos nos indivíduos com dor. Uma menor rotação pélvica no plano transversal ocorreu na marcha e na corrida. No tórax as amplitudes e formato das curvas foram similares entre os grupos na marcha, enquanto na corrida a amplitude no plano transversal foi diminuída nos indivíduos com dor lombar. Os autores sugerem que a cinemática da pelve pode ser um fator que discrimina sujeitos com e sem dor lombar.

Pessoas com dor lombar apresentam maior ativação muscular do tronco durante a marcha, principalmente dos eretores da espinha e reto abdominal (Van Dieën *et al.*, 2003; Vogt *et al.*, 2003; Lamoth *et al.*, 2006; Van Der Hulst *et al.*, 2010; Van Den Hoorn *et al.*, 2012). Poucos estudos avaliaram a biomecânica da coluna lombar durante a corrida e faltam estudos que avaliem a cinemática deste segmento em pessoas com lombalgia, somado a análise da atividade muscular e uma avaliação da coordenação deste segmento com os outros adjacentes. Estas análises podem contribuir para o melhor entendimento de como a dor lombar tem influência na corrida.

## 5 MÉTODO

### 5.1 TIPO DE ESTUDO

Estudo transversal com características descritivas e analíticas.

### 5.2 AMOSTRA

A amostra foi composta por 26 homens corredores de rua. Foram incluídos corredores com pelo menos 6 meses de experiência, que realizam o contato do pé com o solo durante a corrida com o retropé, que treinavam duas vezes ou mais por semana, percorrendo pelo menos 15 km semanais. Os participantes avaliados não apresentavam lesões nos membros inferiores nos seis meses anteriores a data da avaliação. Foram excluídas pessoas com doenças reumáticas, neurológicas, câncer ou outras condições que influenciem na prática da corrida.

Para o grupo com dor lombar foram avaliados corredores com dor específica ou não e com diagnóstico médico, que tenham sofrido episódio de dor nos seis meses anteriores a avaliação. Foram excluídos indivíduos com lesões traumáticas e com sintomas neurológicos, como dor irradiada ou parestesias nos membros inferiores. Os participantes foram recrutados por meio de cartazes, mídias e contato com grupos de corrida da cidade e região.

Foi realizado o cálculo do tamanho da amostra no G\*Power 3.1.9.2 (Faul *et al.*, 2007) utilizando o teste *2-tailed Student-t* para encontrar diferenças na média entre dois grupos independentes (*differences between two independent means*), com um tamanho de efeito de 0,95, margem de erro aceitável de 5% ( $\alpha$ ) e poder de 80% ( $1-\beta$ ). O n necessário para cada grupo foi de 19 sujeitos. Como não foi viável chegar ao um  $n = 38$ , apenas podemos afirmar que o poder, de acordo com os critérios acima descritos, foi de 64%.

Na Tabela 1 estão apresentadas as características dos grupos. Diferenças estatisticamente significantes não foram encontradas entre os grupos. Nessa tabela foi acrescentado o *Age Grade Score*, calculado a partir da idade, gênero e o melhor tempo do participante em uma prova de 10 km no último

ano. Esta classificação permite comparar corredores de diferentes idades e classificá-los em diferentes graus de competição em relação ao recorde mundial. Desta forma a média dos corredores deste estudo foi igual ou inferior a 60%, ou seja, foram considerados atletas recreacionais (USA Track & Field. USA Masters Age Grading.; Clermont *et al.*, 2017).

**Tabela 1.** Características dos grupos.

<b>Variáveis</b>	<b>Lombar</b> $\bar{x}$ (DP)	<b>Controles</b> $\bar{x}$ (DP)	<b>P</b>
<b>Idade (anos)</b>	32,54 (6,17)	32,62 (5,44)	0,97
<b>IMC (kg/m<sup>2</sup>)</b>	24,75 (2,53)	24,13 (2,22)	0,51
<b>Experiência (anos)</b>	4,17 (4,01)	4,87 (5,35)	0,70
<b>Age Grade Score (%)</b>	55,85 (10,64)	60,57 (12,08)	0,30

$\bar{x}$ : média; DP: desvio padrão.

### 5.3 EQUIPAMENTOS

A coleta cinemática foi realizada com um sistema optoeletrônico composto por 10 câmeras *Oqus 400* (*Qualisys Medical AB*, Gothenburg, Suécia) sincronizadas, com frequência de aquisição de 240 Hz. O sistema estava conectado a um computador por meio de cabo de rede. A corrida foi realizada em uma esteira rolante motorizada (*Inbramed KT-10200 ATL*) com dimensões da lona: 167 cm de comprimento e 56 cm de largura.

A atividade muscular foi coletada com um eletromiógrafo *wireless* (com alcance de 20 m) de 16 canais (*Trigno, Delsys®*, Boston, EUA) composto por um conversor analógico digital de 16 *bits* de resolução, com entrada de  $\pm 5$  volts, um amplificador com ganho de 1000 vezes e razão de rejeição de modo comum de 80 dB. Para a coleta foram utilizados 6 eletrodos ativos com dimensões de 37x26x15 mm composto por 4 barras de prata/cloreto de prata com distância inter-eletrodos de 10 mm. A taxa de aquisição foi de 2000 Hz. O eletromiógrafo foi sincronizado digitalmente com as câmeras por meio do *software Qualisys Track Manager 2.15* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg, Suécia*) e o *Trigger Module* (*Delsys®, Boston, EUA*) conectado a câmera principal por meio de um cabo BNC, que se liga ao computador.

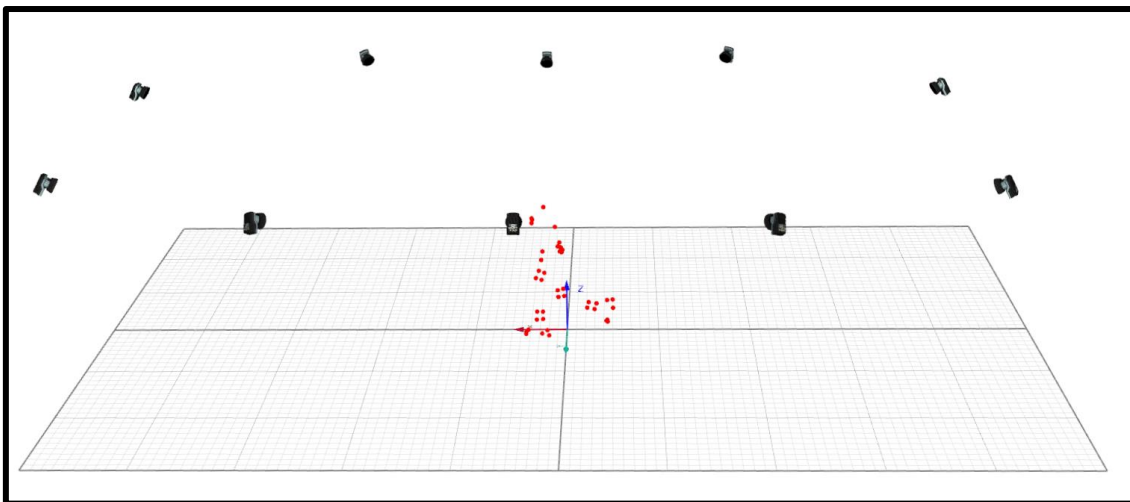
#### 5.4 PROCEDIMENTOS

Inicialmente foi realizado por telefone um *checklist* para verificar se o participante correspondia aos critérios de inclusão e em seguida agendado a avaliação acompanhada das seguintes orientações: trazer para a avaliação o tênis que está habituado a correr, bermuda térmica, meia cano baixo, não utilizar cremes, não treinar e fazer uso de medicamentos analgésicos nas vinte e quatro horas que antecedem a avaliação e não utilizar órteses ou bandagem para a coleta.

A avaliação foi realizada em uma única visita, quando foi esclarecido os objetivos da pesquisa, os procedimentos da avaliação e com a assinatura do participante do termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1), aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (CEP 177/2011). Após o preenchimento do termo, uma anamnese foi realizada com a coleta de dados pessoais e sobre o treinamento, como a frequência de treinos, distância percorrida na semana, competições, lesões prévias e outras atividades físicas que o participante realiza.

No grupo dor lombar a história sobre a lesão e exames de imagem foram coletados e aplicados dois questionários. O questionário LoBACS-Brasil (Anexo 1) específico para dor lombar que avalia a autoconfiança para desempenhar determinadas atividades (Dias, 2016) e o questionário *Roland-Morris* (Anexo 2) de incapacidade para pessoas com dor nas costas (Nusbaum *et al.*, 2001) foram aplicados. Neste grupo também foi avaliada a dor lombar por meio da Escala Visual Análoga (EVA) de 10 cm antes da avaliação e também foi questionada como foi a dor quando o avaliado sentiu na última semana em relação a data do teste.

As coletas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica e Epidemiologia Clínica localizado no Centro de Ciências da Saúde do Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina e durante a avaliação a temperatura do laboratório foi controlada em torno de 22 °C. As câmeras foram dispostas todas em uma altura de 2,5 metros com três em cada lateral, duas posteriores e duas anteriores, focadas no centro do laboratório onde a esteira foi posicionada, a Figura 2 ilustra o posicionamento das câmeras.



**Figura 2.** Representação do posicionamento das câmeras, ao centro o sujeito realizando a corrida.

Antes da avaliação foi realizada a calibração do volume de captura sobre a esteira e ao redor. A calibração seguiu as instruções do fabricante, sendo realizada a calibração estática com o *L-frame* posicionado sobre a esteira e também para determinar a orientação definindo como eixo X a direção ântero-posterior (flexão (+) e extensão (-)), Y médio-lateral (adução (+) e abdução (-)) e Z vertical (rotação externa (+) e interna (-)). Junto a calibração com o *L-frame* foi realizada a calibração dinâmica com a *wand* com medida entre os marcadores de 601,4 mm sendo movimentada em todos os sentidos dentro do volume de captura por dois minutos. A calibração foi validada quando apresentou uma média de resíduos de cada câmera abaixo de 0,85 mm (Sinclair *et al.*, 2013) somado a um erro sistemático (desvio padrão da distância dos marcadores da *wand*) menor que 0,5 mm. Desta forma garantindo uma acurácia abaixo de 0,99 mm.

Os eletrodos da eletromiografia foram posicionados nos músculos eretores da espinha, glúteos máximos e oblíquos externos. Na Figura 3 as setas amarelas indicam o posicionamento dos eletrodos. Na região de posicionamento do eletrodo foi realizada tricotomia e limpeza com algodão e álcool 70% a fim de reduzir a impedância da pele. Os eletrodos foram fixados com fitas adesivas. Para o posicionamento dos eletrodos nos eretores da espinha o sujeito foi posicionado em decúbito ventral e o eletrodo posicionado a 3 cm do processo espinhoso da terceira vértebra lombar (L3), com os eletrodos

perpendiculares às fibras musculares (Jin *et al.*, 2012; Cuesta-Vargas e Gonzalez-Sanchez, 2013).

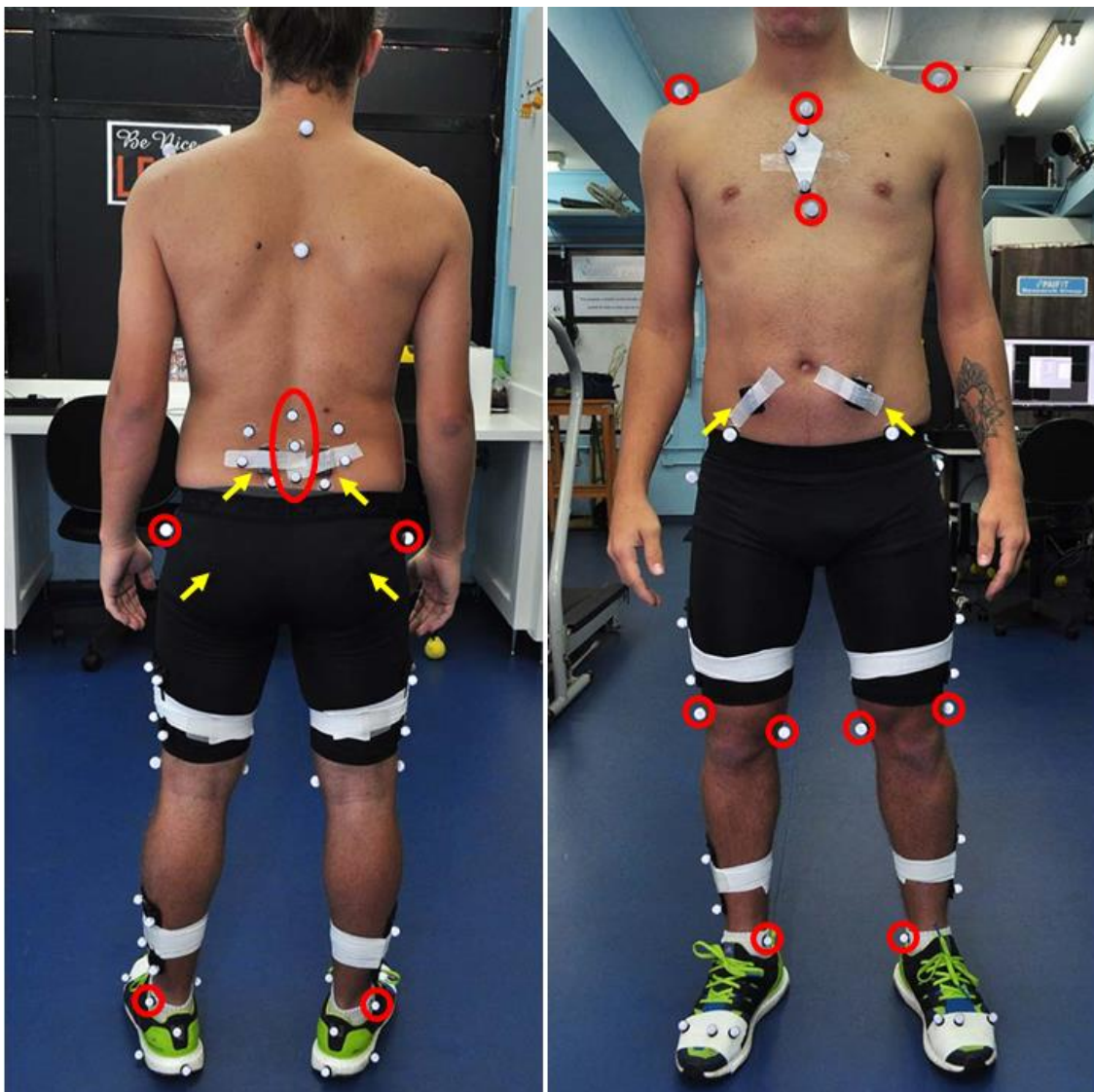
O eletrodo do glúteo máximo foi posicionado no meio da distância de uma linha traçada entre o trocânter maior e a vértebra sacral, orientado na direção de uma linha traçada entre a face posterior da coxa e a espinha íliaca póstero-superior ipsilateral (Willson *et al.*, 2012). O do oblíquo externo foi posicionado acima da crista íliaca em uma linha formada entre a crista íliaca e a margem das costelas em um ângulo levemente oblíquo (Drysdale *et al.*, 2004; Monfort-Panego *et al.*, 2009).

Após o posicionamento dos eletrodos os marcadores refletivos foram fixados, como demonstrado na Figura 3. Os marcadores assinalados com os círculos vermelhos foram posicionados apenas para a coleta estática, os demais foram utilizados para construção do modelo e rastreamento. Os marcadores apenas para calibração são: acrômios, manúbrio e xifoide do esterno, espaços articular entre T12/L1 e entre L5/S1, ponto médio entre os marcadores lombares, trocânter maior, epicôndilo lateral e medial do fêmur, maléolos lateral e medial.

Os marcadores utilizados para construção do modelo e rastreamento foram: processo espinhosos de C7 e T8, quatro marcadores laterais da coluna lombar posicionados há 7 cm de distância dos marcadores posicionados nas vértebras lombares, espinhas íliacas ântero e póstero superior, primeiro, segundo e quinto metatarsos, dois marcadores alinhados no calcanhar e outro lateral na direção do maléolo lateral. Somado a estes foram utilizados *clusters*: do esterno formado por três marcadores e posicionado na distância média entre o marcador superior e inferior do esterno, *cluster* da coxa e perna com quatro marcadores cada posicionados na porção distal do segmento, a fim de minimizar os artefatos de movimento.

Inicialmente foi realizada a coleta estática com a captura do sujeito sobre a esteira em posição anatômica a fim de se obter um *frame* para posterior processamento das marcas técnicas e de calibração. Após esta coleta, os marcadores de calibração foram retirados. Após esses procedimentos, o participante realizou um aquecimento de dez minutos avançando gradualmente a velocidade iniciando com caminhada até a corrida na velocidade de 8,85 km/h (2,45 m/s) – esta foi uma das velocidades do teste - e antes do disparo da coleta,

o participante permaneceu na velocidade por três minutos para se habituar com a velocidade. Após este tempo foram realizadas seis coletas de dez segundos a fim de se obter pelo menos cinquenta ciclos para cada lado. Após esta coleta a velocidade foi aumentada para 12 km/h (3,3 m/s) - após o tempo de habituar-se, a velocidade foram realizados também seis coletas de dez segundos.



**Figura 3.** Posicionamento dos eletrodos e dos marcadores refletivos.

Estas duas velocidades foram escolhidas para investigar a influência da mudança da velocidade, fator que os autores que pesquisaram coordenação do tronco e pelve apontaram como uma limitação em seus estudos, por não terem abordado a relação da coordenação com a velocidade (Mason *et al.*, 2016; Preece, S. J. *et al.*, 2016a; Floría *et al.*, 2017). A velocidade de 2,45

m/s foi escolhida por ser 115% da velocidade de transição da marcha para a corrida, de forma a garantir que os sujeitos estarão em movimento de corrida, mas em uma baixa velocidade (Prilutsky e Gregor, 2001; Landreneau *et al.*, 2014). A velocidade de 3,3 m/s é considerada uma velocidade moderada de corrida na esteira e corresponde a um *pace* de 5 min/km. Esta velocidade foi também utilizada por outros autores para estudar a cinemática do tronco durante a corrida (Lindsay *et al.*, 2014; Preece, S. J. *et al.*, 2016b). Após o teste, os marcadores e eletrodos foram retirados, o participante permaneceu por um tempo no laboratório para recuperação e após, liberado. Um laudo individual foi enviado para cada participante com os seus resultados.

## 5.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Com o programa *Qualisys Track Manager 2.15* (*Qualisys Medical AB, Gothenburg, Suécia*) foi realizado o processamento inicial com a identificação dos marcadores e preenchimentos da trajetória, quando ocorreu a não identificação de um marcador (*gaps*) de até dez quadros (*frames*), por meio de uma função polinomial de 3ª ordem. Após os dados foram exportados em formato c3d.

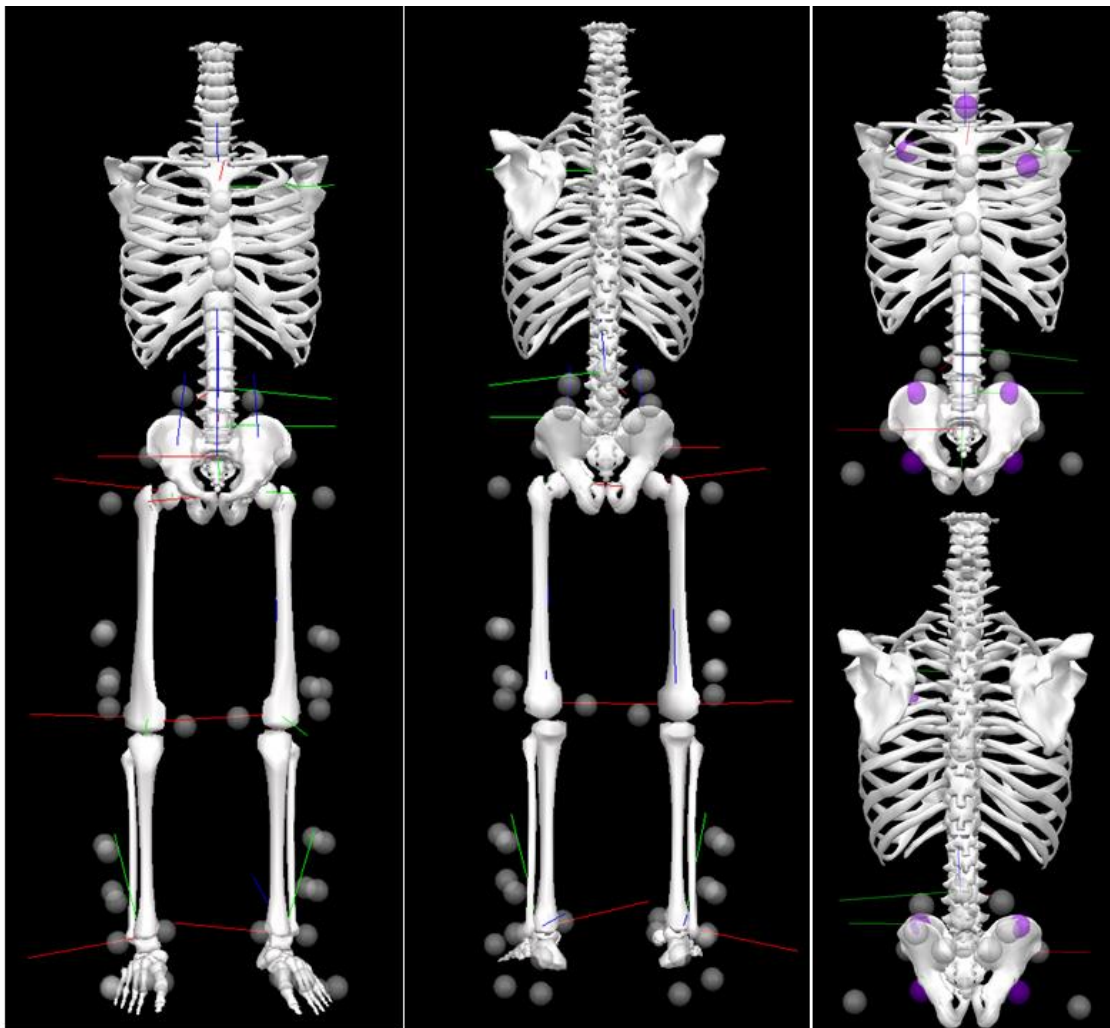
No programa *Visual3D V.5 Professional Edition* (*C-Motion Inc., Rockville, MD, EUA*) foi realizado o modelamento corporal seguindo as técnicas de calibração anatômica (Cappozzo *et al.*, 1995; Cappozzo, 1997; Buczek *et al.*, 2010). O modelo foi normalizado pela altura e massa do indivíduo. A pelve foi reconstruída seguindo o modelo *CODA* (*Charnwood Dynamics Ltd., Leicestershire*) com os marcadores das espinhas ilíacas póstero-superiores e ântero-superiores (bilateralmente). As marcas de calibração foram também utilizadas para rastreamento.

O segmento lombar foi definido a partir dos marcadores posicionados entre as vértebras T12/L1 e L5/S1 e outro no ponto médio entre eles. O segmento foi rastreado a partir dos marcadores posicionados na lateral da coluna. Este modelo para a coluna lombar foi desenvolvida por (Seay *et al.*, 2008), testado a confiabilidade por Mason *et al.* (2016) e modificado por Preece *et al.* (2016; 2016a) que não encontraram diferenças em rastrear apenas com os marcadores laterais da coluna.

O segmento tórax foi definido a partir de pontos virtuais: um posicionado na metade da distância entre o marcador do manúbrio e a vértebra C7 e no ponto médio entre os marcadores do acrômio e outro no meio da distância entre o marcador do processo xifoide e da vértebra T8 também no meio da distância entre os acrômios. Este segmento foi rastreado com os marcadores C7, T8 e os três marcadores do cluster do esterno (Wu *et al.*, 2005; Van Andel *et al.*, 2009; Mason *et al.*, 2016). Um modelo de corpo rígido para análise do tórax e coluna lombar é considerado apropriado para a avaliação da marcha e corrida (Lamoth *et al.*, 2002).

A coxa foi definida com a articulação proximal sendo formada pelo trocânter ao centro articular do quadril, estimado a partir das equações de regressão de Bell *et al.* (1989; 1990) e a articulação distal no ponto médio de uma linha traçada entre os marcadores do epicôndilo lateral e medial. O segmento foi rastreado a partir do *cluster* de 4 marcadores no terço distal da coxa. A perna foi definida pelo ponto médio entre os marcadores do joelho e entre os maléolos mediais e laterais, o segmento foi rastreado por *clusters* de 4 marcadores posicionados no terço distal da perna. O segmento pé foi criado a partir dos marcadores dos maléolos e os marcadores da cabeça do 1º e 5º metatarsos, para o rastreamento todos os marcadores do pé com exceção dos maléolos foram utilizados. O modelo para os membros inferiores adotado é o CAST (Técnica de calibração anatômica) (Sinclair *et al.*, 2013). A Figura 4 ilustra o modelo desenvolvido para os segmentos citados acima.

Após o modelamento dos segmentos, foi aplicado um filtro *Butterworth* de quarta ordem zero *lag* passa baixa de 10 Hz nos marcadores definido a partir de uma análise espectral (Kristianslund *et al.*, 2012; Mason *et al.*, 2016). Inicialmente foram definidos os ciclos da corrida, o contato inicial do pé será determinado a partir da maior distância vertical entre os marcadores da espinha íliaca póstero-superior e o marcador inferior do calcanhar. A saída do pé definida como o momento da maior distância vertical entre os marcadores da espinha íliaca póstero-superior e o marcador do segundo metatarso. O corte dos ciclos segue o método proposto por Smith *et al.* (2015), este método foi o de menor erro em relação a plataforma e mais preciso em relação ao tempo de contato.



**Figura 4.** Modelo biomecânico desenvolvido no programa *Visual3D*.

Ainda, no *Visual 3D*, foram calculados os ângulos articulares do tórax, coluna lombar e pelve, seguindo a sequência de rotação de *Cardan Y-X-Z* em relação ao sistema de coordenadas global definido na calibração do laboratório (Cole *et al.*, 1993). Destes ângulos foram criadas as curvas articulares normalizadas pelo ciclo da corrida após interpolação dos dados em 101 pontos, para a normalização dos dados de forma a permitir comparação entre os sujeitos e entre os ciclos.

Para análise da coordenação a técnica utilizada foi o *Vector Coding* realizada com uma rotina específica desenvolvida no programa *Matlab*, seguindo o processamento utilizado por Chang *et al.* (2008). Os ângulos articulares normalizados pelo ciclo da corrida dos segmentos pelve, lombar e tórax nos três planos foram exportados em formato de texto (.txt). A rotina fornece uma figura de um diagrama de um ângulo pelo outro, o ângulo de

acoplamento entre um segmento e, outro, será determinado pelo vetor formado entre eles com a seguinte operação:  $\Phi_t = \tan^{-1} \left( \frac{Y_{t+1} - Y_t}{X_{t+1} - X_t} \right)$ , sendo t cada instante no tempo e X ou Y o segmento. Foram analisadas as coordenações entre tórax e lombar, tórax e pelve e lombar e pelve.

O resultado do VC foi categorizado em: em fase, anti-fase, predomínio segmento A ou B. Para isto uma amplitude de 45° em torno dos ângulos foi estabelecido. A Tabela 2 ilustra como serão divididos os quatro padrões. O resultado final foi apresentado por meio de frequência, com o cálculo do percentual que cada padrão apresentou durante todo o ciclo. Foi realizado o cálculo da coordenação de 30 ciclos de cada sujeito em cada uma das velocidades.

**Tabela 2.** Categorização dos padrões de coordenação.

<b>Padrão de coordenação</b>	<b>Amplitude do ângulo de acoplamento</b>
Anti-fase	$112,5^\circ \leq \Phi < 157,5^\circ$ ; $292,5^\circ \leq \Phi < 337,5^\circ$
Em fase	$22,5^\circ \leq \Phi < 67,5^\circ$ ; $202,5^\circ \leq \Phi < 247,5^\circ$
Segmento/plano A	$0^\circ \leq \Phi < 22,5^\circ$ ; $157,5^\circ \leq \Phi < 202,5^\circ$ ; $337,5^\circ \leq \Phi < 360^\circ$
Segmento/plano B	$67,5^\circ \leq \Phi < 112,5^\circ$ ; $247,5^\circ \leq \Phi < 292,5^\circ$

$\Phi$ : ângulo de acoplamento.

O processamento da EMG foi realizado no *Visual3D*, com aplicação de um filtro *Butterworth* de quarta ordem, passa banda de 20 a 450 Hz e o sinal foi retificado e removido o *offset*. Somado a isto foi criado um envelope linear aplicando um filtro passa-baixa de quarta ordem de 6 Hz. Para a normalização foi utilizado o pico de contração durante a atividade da corrida e assim foram criadas curvas médias do sinal de cada indivíduo em função do ciclo da corrida. Foram analisados a média de ativação do sinal durante o ciclo todo e dividido em fases de apoio e oscilação.

## 5.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram testados quanto à distribuição de normalidade pelo teste de *Shapiro-Wilk*. Os dados relativos a caracterização do grupo dor lombar estão apresentados em medianas e quartis (25-75%). As outras comparações entre os grupos estão apresentadas em médias e desvio padrão (DP), para a comparação foi empregado o teste *t de Student* independente. A análise cinemática foi comparada entre os grupos a partir de cada ponto do ciclo da corrida normalizado em 101 pontos. Os resultados da análise da coordenação estão apresentados em histogramas. Para os resultados que mostraram diferenças entre os grupos na análise da coordenação e da eletromiografia, foram calculado o tamanho do efeito ( $\bar{d}$  de Cohen). As análises foram realizadas nos programas SPSS 24.0, no *Matlab* e *GraphPad Prism* 6.0. A significância foi estipulada em 5% ( $P \leq 0,05$ ).

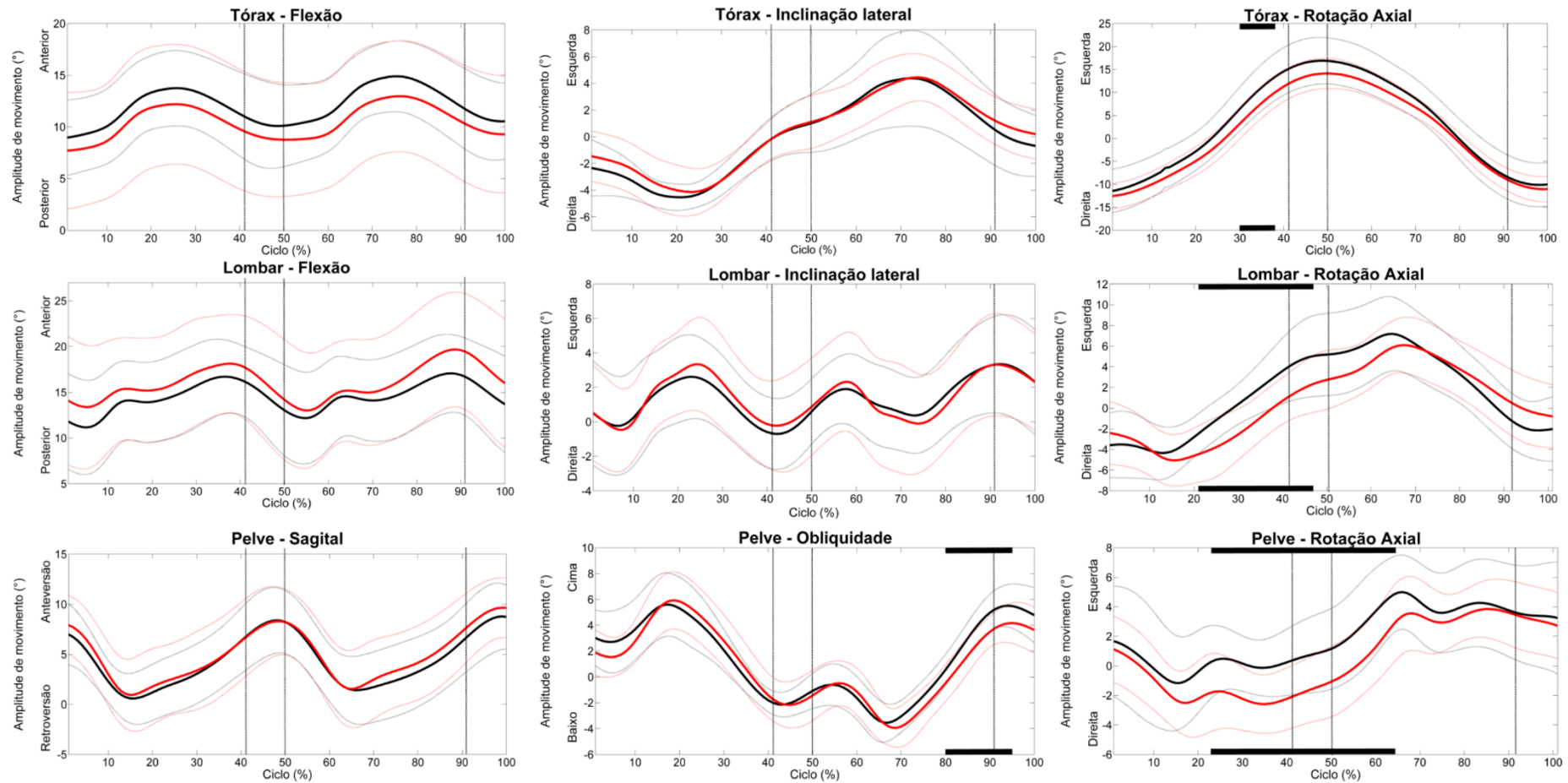
## 5 RESULTADOS

No grupo de dor lombar foram avaliados treze sujeitos, destes, dez (77%) apresentam a queixa com causa não específica e três (23%) com causa específica, como por exemplo: compressão ou protrusão discal de vértebras lombares e hérnia de disco intervertebral. O tempo de aparecimento dos sintomas da dor apresentou uma mediana de 30 (10-48) meses anteriores a data da avaliação.

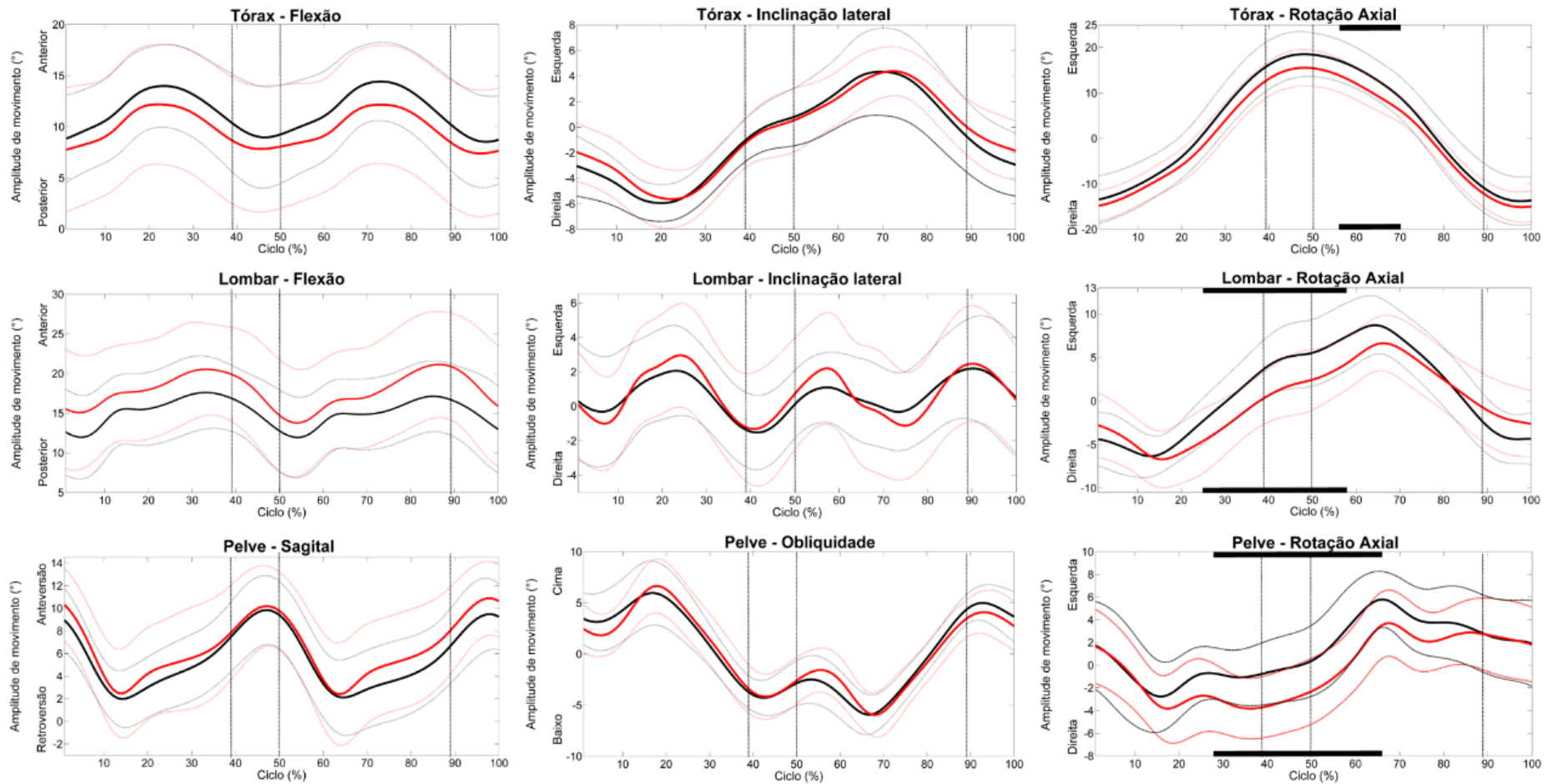
Na avaliação da dor, esse grupo apresentou antes da avaliação 0,6 cm (0,0-2,4) na escala visual análoga e quando questionado sobre quando sentiu dor na última semana o valor encontrado foi de 5,8 cm (5,0-7,3). O questionário Roland-Morris de incapacidade apresentou um resultado de 2 (1,5-3,5) pontos; este questionário varia de 0 a 24 pontos, quanto mais próximo de 24, maior a incapacidade. No questionário LoBACS-Brasil, específico para dor lombar, o resultado da pontuação geral foi de 94% (83-97) valores mais altos indicam maior autoconfiança. Este questionário também pode ser dividido em três fatores e o grupo apresentou os seguintes resultados: funcionalidade 84% (67-94,5), autorregulação 100% (77-100) e capacidade de exercício 94% (83-97).

A Figura 5 apresenta as comparações das curvas articulares na velocidade de 2,5 m/s. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas no plano transversal dos três segmentos e no plano frontal da pelve. No movimento da pelve no plano frontal, entre 80 a 95% do ciclo o movimento da pelve para cima foi menor no grupo lombar e este percentual do ciclo corresponde ao final da fase de apoio do membro esquerdo e início do voo duplo. No plano transversal da pelve, diferenças entre os grupos ocorreram entre 23 a 64% do ciclo; neste momento os controles apresentavam a pelve mais próxima a posição neutra em relação ao grupo dor lombar.

Ainda nesta velocidade, diferenças ocorreram na rotação da lombar entre 21 e 47% do ciclo, correspondendo principalmente ao final da fase de apoio do lado direito e início da oscilação. No tórax, foi onde a diferença ocorreu em uma menor faixa do ciclo (30 a 38%), o grupo dor lombar também apresentou menor rotação em relação aos controles.



**Figura 5.** Comparação das curvas articulares na velocidade de 2,5 m/s entre os grupos dor lombar (vermelha) e controle (preta), apresentadas em média e desvio padrão. As curvas estão representadas do contato inicial direito ao próximo contato deste lado. As linhas verticais representam a saída do pé direito, contato do pé esquerdo e saída do pé esquerdo, respectivamente. As linhas horizontais pretas na parte superior e inferior das figuras indicam onde ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $P \leq 0,05$ ).



**Figura 6.** Comparação das curvas articulares na velocidade de 3,3 m/s entre os grupos dor lombar (vermelha) e controle (preta), apresentadas em média e desvio padrão. As curvas estão representadas do contato inicial direito ao próximo contato deste lado. As linhas verticais representam a saída do pé direito, contato do pé esquerdo e saída do pé esquerdo, respectivamente. As linhas horizontais pretas na parte superior e inferior das figuras indicam onde ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $P \leq 0,05$ ).

A Figura 6 é relativa as comparações das curvas articulares na velocidade de 3,3 m/s. Para esta velocidade as diferenças ocorreram apenas no plano transversal, também com maior diferença ao longo do ciclo para a pelve. Na pelve a diferença ocorreu entre 29 e 67% do ciclo, como na outra velocidade o grupo controle estava com a pelve mais próxima a posição neutra.

O movimento de rotação transversal da lombar, o comportamento foi similar a velocidade de 2,5 m/s, mas as diferenças ocorreram em uma maior faixa do ciclo. Para o tórax a diferença ocorreu em outro momento do ciclo (56 a 71% do ciclo) em relação a velocidade mais lenta, mas também com menor amplitude no grupo dor lombar.

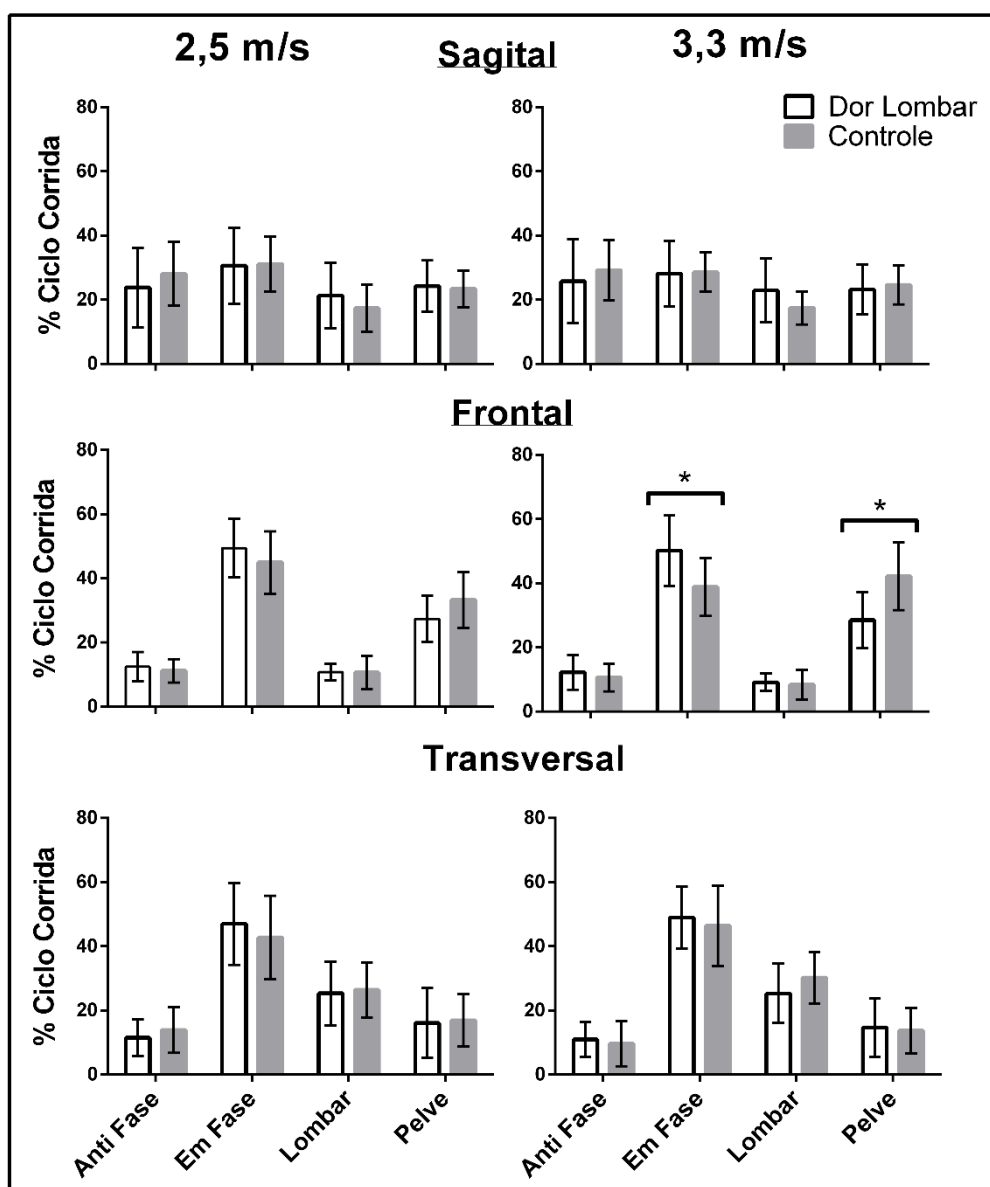
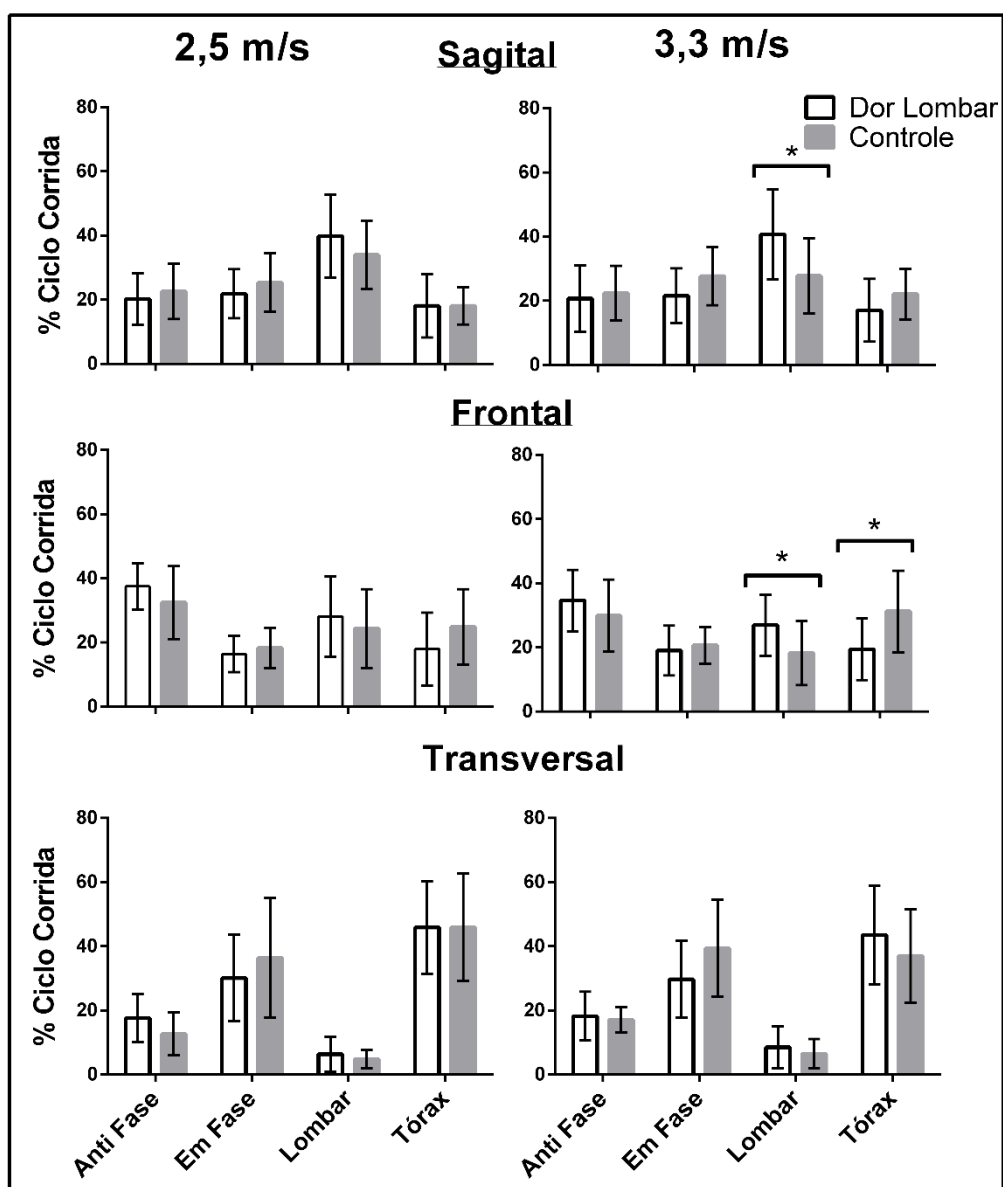


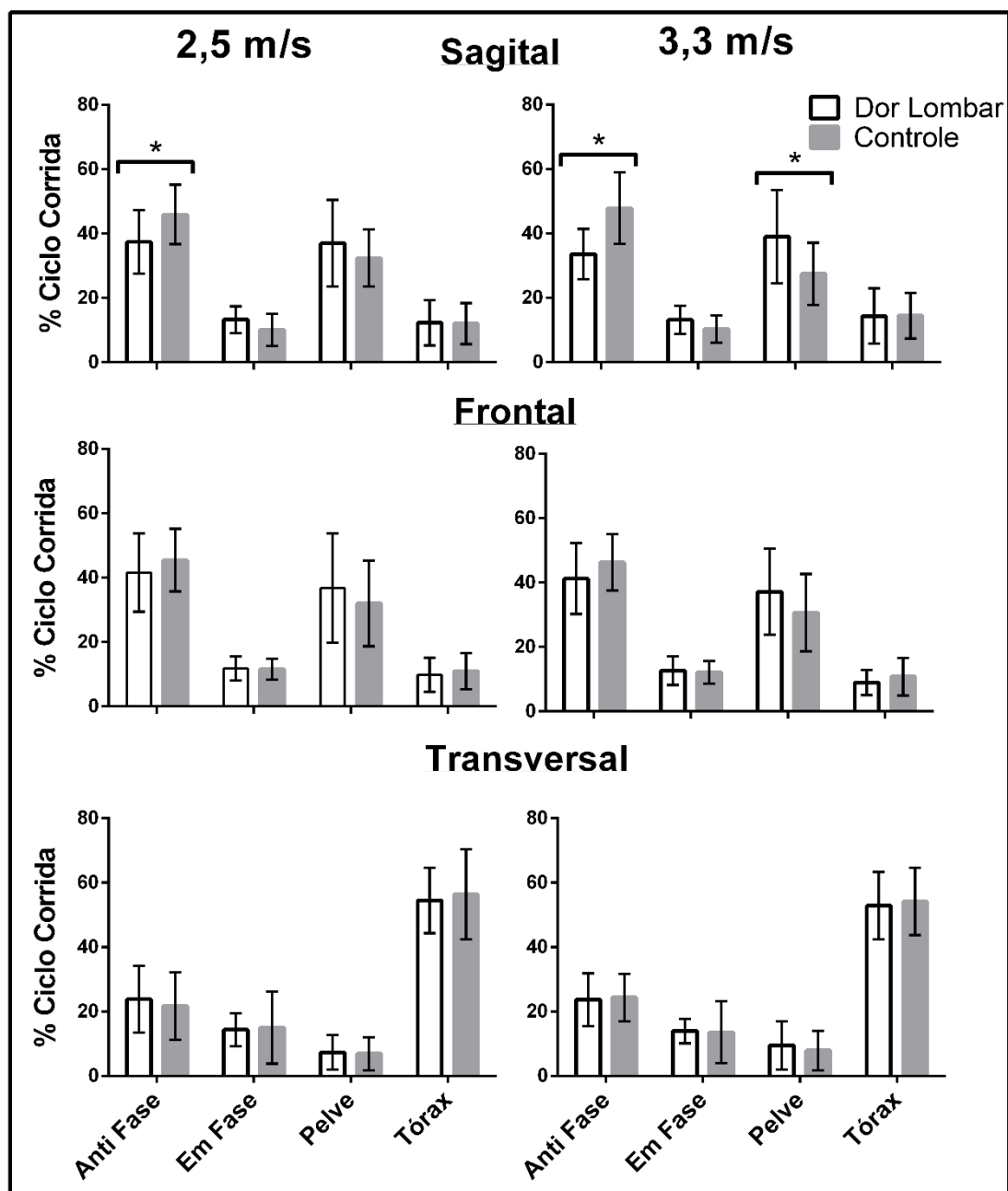
Figura 7. Coordenação entre os segmentos pelve e lombar. (\*  $P \leq 0,05$ ).

Os resultados da análise da coordenação estão apresentados nas Figuras 7, 8 e 9, em distribuição de frequência em relação ao ciclo. A Figura 7 apresenta o resultado da coordenação entre os segmentos pelve e lombar, entre estes segmentos diferenças ocorreram no plano frontal entre os grupos na velocidade de 3,3 m/s. No grupo dor lombar o padrão de movimento entre a pelve e a lombar foi 12% mais em fase em relação ao controle, com grande tamanho de efeito ( $\bar{d}=1,13$ ). No grupo controle o movimento da pelve ocorreu de forma antecipada em relação a lombar ( $\bar{d}=1,40$ ).



**Figura 8.** Coordenação entre os segmentos lombar e tórax. (\*  $P \leq 0,05$ ).

O resultado da coordenação entre a lombar e o tórax está apresentado na Figura 8, entre estes segmentos ocorreram diferenças nos planos sagital e frontal. Nos dois planos o grupo dor lombar apresentou maior padrão de coordenação da coluna lombar, isto é, o movimento deste segmento acontecia primeiro seguido do movimento do tórax. Esta diferença apresentou o seguinte tamanho de efeito: sagital ( $\bar{d}=0,99$ ) e frontal ( $\bar{d}=0,89$ ). O oposto ocorreu no grupo controle, principalmente no plano frontal quando o movimento do tórax ocorria antes da lombar ( $\bar{d}=1,04$ ).



**Figura 9.** Coordenação entre os segmentos pelve e tórax. (\* $P \leq 0,05$ ).

Na análise entre a pelve e o tórax (Figura 9), no plano sagital o grupo controle apresenta um comportamento predominante em anti-fase nas duas velocidades, com tamanho de efeito: 2,5 m/s ( $\bar{d}=0,84$ ) e 3,3 m/s ( $\bar{d}=1,49$ ). No grupo dor lombar isto não ocorre e na maior na velocidade o movimento do tórax em relação a pelve ocorre depois, mas não em direções opostas como no controle ( $\bar{d}=0,93$ ).

Na Tabela 3, estão apresentados os resultados da análise eletromiográfica. O grupo dor lombar apresentou menor ativação muscular dos oblíquos externos em relação ao grupo controle nas duas velocidades, com maiores diferenças na velocidade mais alta (tamanho do efeito: 2,5 m/s  $\bar{d}=0,82$ ; 3,3 m/s  $\bar{d}=0,96$ ). Na análise das diferenças da ativação muscular divididos em fase de apoio e oscilação, revelou a diferença na ativação do oblíquo externo que ocorreu principalmente durante a oscilação (2,5 m/s: Dor lombar=37,8% (6,5) e Controle=45,2% (7,9)  $P=0,01$   $\bar{d}=1,02$ ; 3,3 m/s: Dor lombar=37,2% (10,7) e Controle=46,8% (7,5)  $P=0,01$   $\bar{d}=1,03$ ). Os outros músculos não tiveram diferenças divididos entre as fases.

**Tabela 3.** Comparação da ativação muscular entre os grupos, normalizada pelo pico da ativação dinâmica, durante o ciclo da corrida.

	Dor Lombar $\bar{x}$ (DP)	Controle $\bar{x}$ (DP)	<i>P</i>
<b>Corrida na velocidade de 2,5 m/s</b>			
Eretor da espinha (%)	30,7 (4,5)	31,7 (6,4)	0,64
Glúteo máximo (%)	23,0 (5,5)	22,2 (7,0)	0,74
Oblíquo externo (%)	39,4 (6,8)	45,7 (8,4)	0,04
<b>Corrida na velocidade de 3,3 m/s</b>			
Eretor da espinha (%)	30,1 (3,8)	30,8 (5,8)	0,72
Glúteo máximo (%)	24,5 (7,1)	24,3 (9,5)	0,94
Oblíquo externo (%)	38,7 (9,6)	47,1 (7,8)	0,02

$\bar{x}$ : média; DP: desvio padrão; %: percentual de ativação.

## 6 DISCUSSÃO

Este estudo comparou a cinemática, coordenação e ativação muscular durante a corrida de indivíduos com dor lombar em relação a controles. Foram encontradas diferenças entre os grupos na cinemática da pelve, coluna lombar e tórax, principalmente no plano transversal. A análise da coordenação revelou diferenças nos planos sagital e frontal entre os segmentos, no geral o grupo com dor lombar apresentou maior coordenação em fase em relação aos controles ou uma defasagem temporal de forma que o movimento da lombar antecedeu o do tórax no grupo de pessoas com dor lombar. Quanto a ativação muscular o grupo com dor lombar teve uma menor ativação do oblíquo externo durante todo o ciclo, principalmente durante fase de oscilação. No geral as diferenças entre os grupos aumentaram com o incremento da velocidade.

Os corredores avaliados com dor lombar apresentaram queixa leve no momento da avaliação e os questionários indicaram pouco comprometimento funcional, destacando o resultado mais baixo para a autoconfiança no fator funcionalidade que envolve atividades de vida diária. Outros estudos que avaliaram corredores com dor lombar de ambos os gêneros, a dor no momento da avaliação variou entre 0,2 a 0,8 cm no momento do teste e também com baixo comprometimento funcional, similar ao encontrado neste estudo (Seay *et al.*, 2011b; a; 2014; Cai e Kong, 2015). No estudo de Muller *et al.* (2015), a dor foi de 1,9 cm, no entanto, os homens e mulheres avaliados não tinham a corrida como uma prática regular. Esta baixa incapacidade e dor nos estudos envolvendo corredores podem estar relacionados ao fato de que casos mais graves limitam a prática regular da corrida.

Quanto a comparação das curvas das amplitudes articulares entre as duas velocidades, os dois grupos aumentaram as amplitudes de movimento na maior velocidade, principalmente no plano sagital. Na comparação destes resultados em relação ao de homens e mulheres corredores recreacionais sem lesões, (Preece, S. J. *et al.*, 2016a)) apontaram resultados foram similares. Nesse mesmo estudo, o plano sagital foi o que apresentou maior variabilidade entre os indivíduos em ambos os grupos, similar ao encontrado em corredores recreacionais e de elite, de ambos os gêneros, correndo a 3,9 m/s (Preece, S. J. *et al.*, 2016b).

A maior variabilidade no plano sagital, foi encontrada também no estudo de Mason *et al.* (2016) que testou a reprodutibilidade deste modelo para análise da corrida. Os autores encontraram pior reprodutibilidade neste plano, assim como no presente estudo os formatos das curvas foram similares, no entanto, o *offset* da curva foi diferente. A baixa confiabilidade deste plano também ocorreu com o modelo proposto por Schache *et al.* (2002). Contudo os resultados neste plano foram similares ao de corredores saudáveis e não ocorreram diferenças entre o grupo de dor lombar e os controles.

As diferenças entre os grupos ocorreram principalmente no plano transversal e durante maior parte do ciclo na velocidade de 3,3 m/s. Na velocidade de 2,5 m/s ocorreu uma diferença na obliquidade pélvica, o que não aconteceu com o incremento da velocidade. Isto pode estar relacionado ao fato da amplitude neste plano ser menor na velocidade mais alta. No plano transversal, as diferenças ocorreram nas duas velocidades. O grupo dor lombar apresentou menor rotação neste plano.

Nossos resultados corroboram com o de Muller *et al.* (2015) que encontraram menores rotações do tronco e da pelve na presença da dor. A diferença encontrada na pelve é contrário ao resultado do estudo de Seay *et al.* (2011a) em que os sujeitos com dor apresentam maior amplitude. Pessoas com dor lombar apresentaram menor rotação do segmento lombar, durante a marcha e na atividade de descida de degraus (Lamoth *et al.*, 2002; Crosbie *et al.*, 2013; Gombatto *et al.*, 2015; Hernandez *et al.*, 2017). Alguns fatores podem explicar a amplitude reduzida: indivíduos com dor lombar reduzem os movimentos para evitar a dor; possuem de fato uma reduzida mobilidade destes segmentos, principalmente na coluna lombar; ou ainda esta redução de movimento pode estar ocasionando ou contribuindo com a dor (Van Der Hulst *et al.*, 2010; Gombatto *et al.*, 2015; Hernandez *et al.*, 2017).

O resultado da análise eletromiográfica contribui no entendimento das diferenças cinemáticas que ocorreram. O grupo dor lombar apresentou menor ativação do músculo oblíquo externo durante todo o ciclo e quando analisado separando a fase de apoio e oscilação a diferença ocorreu apenas na oscilação, similar as diferenças cinemáticas que ocorreram predominantemente durante a oscilação do membro direito. O músculo oblíquo externo é um dos responsáveis pela rotação do tronco em direção ao lado oposto

durante a corrida e sua ativação é diretamente relacionada ao aumento da rotação do tronco, conforme a velocidade da corrida aumenta (Saunders *et al.*, 2004; Saunders *et al.*, 2005). Deste modo outro fator que pode ter influenciado a corrida de pessoas com dor lombar foram déficits musculares. Neste estudo não foram encontradas diferenças na ativação muscular do glúteo e dos eretores da espinha.

A análise da coordenação entre o segmento lombar e os adjacentes ainda não foi estudada durante a corrida. A análise entre a pelve e a lombar no plano sagital não mostrou um padrão predominante em ambos os grupos, enquanto no plano transversal, a coordenação foi grande parte do ciclo em fase, os segmentos deslocaram juntos no mesmo sentido, nos dois grupos. Diferenças foram encontradas no plano frontal na velocidade de 3,3 m/s; o grupo dor lombar apresentou um padrão mais em fase e o controle uma defasagem temporal com o movimento da pelve antecedendo o da lombar. Needham *et al.* (2014) avaliaram a coordenação entre estes segmentos na marcha de pessoas sem alterações e a coordenação nos planos sagital e frontal foi mais em fase, enquanto no frontal os resultados indicaram uma defasagem temporal com o movimento da pelve antecedendo a lombar. O resultado da marcha foi similar ao encontrado na corrida do grupo controle.

Entre o tórax e a lombar, a coordenação no plano transversal foi similar entre os grupos com predomínio do padrão em fase ou da pelve. No plano sagital e frontal na maior velocidade, o grupo dor lombar apresentou um padrão de defasagem temporal em que o movimento da lombar antecedeu o do tórax. Na marcha pessoas com dor lombar também apresentaram uma defasagem temporal entre o tórax e a lombar no plano frontal (Crosbie *et al.*, 2013).

A coordenação entre a pelve e o tórax, foi estudada por outros autores considerando os segmentos tórax ou tronco. No presente estudo diferenças entre os grupos ocorreram no plano sagital, em que o grupo controle apresenta um padrão em anti-fase e no grupo dor lombar o padrão predominante indicou uma defasagem temporal com o movimento da pelve ocorrendo antes que o tórax. Nos outros planos não ocorreram diferenças entre os grupos. No estudo de Seay *et al.* (2011a), os sujeitos com dor lombar também não apresentaram este padrão de anti-fase durante a corrida, nos planos sagital e transversal. Comparando os resultados do grupo controle, avaliado neste

estudo, com resultado de corredores saudáveis na coordenação entre pelve e tórax, os resultados foram similares (Preece, S. J. *et al.*, 2016a).

No geral, os resultados da coordenação mostraram ser uma ferramenta útil para detectar diferenças entre grupos, neste caso, a influência da dor lombar. Os indivíduos com dor lombar realizam menos movimentos em anti-fase, quando os segmentos se deslocam em direções opostas. Esta estratégia se relaciona novamente com a estratégia de estabilizar a lombar, de modo a evitar movimentos dolorosos entre estes segmentos e também reduzir o estresse nos músculos envolvidos (Seay *et al.*, 2011a).

A utilização deste modelo de segmento rígido para análise do tórax e da coluna lombar durante a corrida foi válido e capaz de detectar diferenças na cinemática e na coordenação entre os grupos, apesar dos corredores avaliados apresentarem dor e incapacidade leves. Desta forma, estas análises podem ser utilizadas em diferentes lesões como forma de diagnóstico e como acompanhamento da evolução do caso, como outros estudos que avaliaram diferentes lesões: dor fêmoropatelar, instabilidade crônica de tornozelo e síndrome da banda iliotibial (Hein *et al.*, 2012; Cunningham *et al.*, 2014; Yen *et al.*, 2017).

Este estudo teve algumas limitações. Apesar do modelo ter sido válido para detectar diferenças entre os grupos, a análise da lombar e tórax como um segmento rígido desconsidera movimentos entre articulações menores, como entre as vértebras (Macwilliams *et al.*, 2014). Não foi realizada a análise da corrida em situação de fadiga ou testado a corrida com inclinação, estes são dois fatores que os sujeitos avaliados neste estudo consideraram que aumentam a dor. Neste estudo não foi possível avaliar e comparar corredores com diferentes tipos de pisada, o padrão de contato com do pé com o solo influencia diretamente na postura da coluna (Delgado *et al.*, 2013). O poder do estudo foi reduzido, devido ao tamanho da amostra avaliada.

Desta forma, novas pesquisas devem se atentar a desenvolver modelos mais específicos para a coluna que sejam válidos para indivíduos saudáveis e sensíveis para detectar alterações em casos de lesões. Novos estudos devem incluir corredores com diferentes padrões de pisada e também avaliar mulheres que apresentam comportamento diferente dos homens, principalmente em relação aos movimentos da coluna.

Como aplicação prática deste estudo, a dor lombar influencia na biomecânica da corrida, principalmente na coordenação. Com isso a análise da técnica executada por corredores com dor lombar deve ser feita com a finalidade de corrigir este padrão por meio de exercícios. De forma que seja minimizada a corrida com o tronco em bloco, com reduzido movimento entre os segmentos, pois isto tem sido associado a menor performance e lesões. Um recente estudo avaliou o efeito de três tipos de exercícios para corredores com dor lombar e o fortalecimento dos membros inferiores foi superior na melhora da dor e capacidade de corrida em relação a exercícios focados na região do tronco (Cai *et al.*, 2017). Um importante fator é estimular a prática de exercícios, entre eles a corrida nos pacientes que não apresentem lesões graves. Recentemente foi comprovado que a corrida estimula a hidratação dos discos intervertebrais, o que pode contribuir na melhora do quadro clínico (Belavy *et al.*, 2017).

Considerando os resultados obtidos, as quatro hipóteses foram rejeitadas pois ocorreram diferenças no plano transversal dos três segmentos ( $H_{0-1}$ ), diferenças foram encontradas na coordenação entre os segmentos nos planos sagital e frontal ( $H_{0-2}$ ), o grupo dor lombar apresentou uma menor ativação do oblíquo externo durante a corrida em relação aos controles ( $H_{0-3}$ ) e o incremento da velocidade aumentou as diferenças entre os grupos ( $H_{0-4}$ ).

## 7 CONCLUSÃO

Nas duas velocidades o grupo dor lombar apresentou reduzida rotação axial e menor ativação muscular do oblíquo externo, estas diferenças ocorreram durante a fase de oscilação. O grupo dor lombar apresentou maior coordenação em fase entre a pelve e o tórax no plano sagital, também em fase entre a pelve e a lombar no plano frontal em relação aos controles. Entre a lombar e o tórax o grupo de dor lombar apresentou um padrão de coordenação em que o movimento da lombar antecede o do tórax, nos planos sagital e frontal. Diferenças foram encontradas durante a corrida (2,5 e 3,3 m/s), entre os grupos de dor lombar e controle, com o aumento da velocidade em homens classificados como corredores recreacionais.

## REFERÊNCIAS

- ANDERSSON, G. B. J. Epidemiological features of chronic low-back pain. **The Lancet**, v. 354, n. 9178, p. 581-5, 1999.
- BELAVY, D. L. et al. Running exercise strengthens the intervertebral disc. **Sci Rep**, v. 7, p. 45975, 2017.
- BELL, A. L.; BRAND, R. A.; PEDERSEN, D. R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. **Hum Mov Sci**, v. 8, n. 1, p. 3-16, 1989.
- BELL, A. L.; PEDERSEN, D. R.; BRAND, R. A. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. **J Biomech**, v. 23, n. 6, p. 617-21, 1990.
- BERTELSEN, M. L. et al. A framework for the etiology of running-related injuries. **Scand J Med Sci Sports**, 2017.
- BOYER, K. A.; FREEDMAN SILVERNAIL, J.; HAMILL, J. The role of running mileage on coordination patterns in running. **J Appl Biomech**, v. 30, n. 5, p. 649-54, 2014.
- BRIGGS, A. M. et al. Individuals with chronic low back pain have greater difficulty in engaging in positive lifestyle behaviours than those without back pain: an assessment of health literacy. **BMC Musculoskelet Disord**, v. 12, n. 161, 2011.
- BUCZEK, F. L. et al. Implications of using hierarchical and six degree-of-freedom models for normal gait analyses. **Gait Posture**, v. 31, n. 1, p. 57-63, 2010.
- BUIST, I. et al. Incidence and risk factors of running-related injuries during preparation for a 4-mile recreational running event. **Br J Sports Med**, v. 44, n. 8, p. 598-604, 2010.
- CAI, C.; KONG, P. W. Low back and lower-limb muscle performance in male and female recreational runners with chronic low back pain. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 45, n. 6, p. 436-43, 2015.
- CAI, C.; YANG, Y.; KONG, P. W. Comparison of Lower Limb and Back Exercises for Runners with Chronic Low Back Pain. **Med Sci Sports Exerc**, 2017.
- CAPPOZZO, A. et al. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 10, n. 4, p. 171-8, 1995.

CAPPOZZO, A. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. **Gait Posture**, v. 21, n. 2, p. 186-96, 2005.

CAPPOZZO, A. C., A.; PENSALFINI F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction. **IEEE Transactions on bio-medical engineering**, v. 44, n. 12, p. 1156-74, 1997.

CHANG, R.; VAN EMMERIK, R.; HAMILL, J. Quantifying rearfoot-forefoot coordination in human walking. **J Biomech**, v. 41, n. 14, p. 3101-5, 2008.

CHIARI, L. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. **Gait Posture**, v. 21, n. 2, p. 197-211, 2005.

CLERMONT, C. A. et al. Kinematic Gait Patterns in Competitive and Recreational Runners. **J Appl Biomech**, p. 1-26, 2017.

COLE, G. K. et al. Application of the Joint Coordinate System to Three-Dimensional Joint Attitude and Movement Representation: A Standardization Proposal. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 115, n. 4A, p. 344, 1993.

CROSBIE, J. et al. Coordination of spinal motion in the transverse and frontal planes during walking in people with and without recurrent low back pain. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 38, n. 5, p. E286-92, 2013.

CUESTA-VARGAS, A. I.; GONZALEZ-SANCHEZ, M. Relationship of moderate and low isometric lumbar extension through architectural and muscular activity variables: a cross sectional study. **BMC Med Imaging**, v. 13, n. 38, 2013.

CUNNINGHAM, T. J. et al. Coupling angle variability in healthy and patellofemoral pain runners. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 29, n. 3, p. 317-22, 2014.

DELGADO, T. L. et al. Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. **Med Sci Sports Exerc**, v. 45, n. 3, p. 490-6, 2013.

DIAS, J. M. **Avaliação das propriedades de medida da versão brasileira da Low back activity confidence scale em pacientes com dor lombar crônica**. 2016. 76 (Doutorado). Educação Física, Universidade Estadual de Londrina

DRYSDALE, C. L.; EARL, J. E.; HERTEL, J. Surface electromyographic activity of the abdominal muscles during pelvic-tilt and abdominal-hollowing exercises. **J Athl Train**, v. 39, n. 1, p. 32-6, 2004.

ESTATÍSTICA, I.-I. B. D. G. E. Pesquisa Nacional de Saúde. 2013. Disponível em: < <ftp://ftp.ibge.gov.br/PNS/2013/pns2013.pdf> >.

FAUL, F. et al. G\*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods**, v. 39, n. 2, p. 175-91, 2007.

FERBER, R.; MCCLAY DAVIS, I.; WILLIAMS III, D. S. Gender differences in lower extremity mechanics during running. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 4, p. 350-7, 2003.

FERREIRA, P. H.; FERREIRA, M. L.; HODGES, P. W. Changes in Recruitment of the Abdominal Muscles in People With Low Back Pain. **Spine**, v. 29, n. 22, p. 2560-6, 2004.

FLORÍA, P. et al. Effects of running experience on coordination and its variability in runners. **J Sports Sci**, p. 1-7, 2017.

FOKKEMA, T. et al. Preventing running-related injuries using evidence-based online advice: the design of a randomised-controlled trial. **BMJ Open Sport & Exercise Medicine**, v. 3, n. 1, p. e000265, 2017.

FREDERICSON, M.; MISRA, A. K. Epidemiology and aetiology of marathon running injuries. **Sports Med**, v. 37, n. 4-5, p. 437-9, 2007.

GOEL, V. K. et al. A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 18, n. 11, p. 1531-41, 1993.

GOMBATTO, S. P. et al. Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. **Gait Posture**, v. 42, n. 4, p. 539-44, 2015.

GRIFFIN, D. W.; HARMON, D. C.; KENNEDY, N. M. Do patients with chronic low back pain have an altered level and/or pattern of physical activity compared to healthy individuals? A systematic review of the literature. **Physiotherapy**, v. 98, n. 1, p. 13-23, 2012.

HAFER, J. F.; BOYER, K. A. Variability of segment coordination using a vector coding technique: Reliability analysis for treadmill walking and running. **Gait Posture**, v. 51, p. 222-7, 2017.

HAFER, J. F. et al. Changes in coordination and its variability with an increase in running cadence. **J Sports Sci**, v. 34, n. 15, p. 1388-95, 2016.

HAMILL, J.; HADDAD, J. M.; MCDERMOTT, W. J. Issues in quantifying variability from a dynamical system perspective. **J Appl Biomech**, v. 16, p. 407-18, 2000.

HAMILL, J.; PALMER, C.; VAN EMMERIK, R. E. Coordinative variability and overuse injury. **Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol**, v. 4, n. 1, p. 1-9, 2012.

HAMILL, J. et al. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 5, p. 297-308, 1999.

HEIDERSCHEIT, B. C.; HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. **J Appl Biomech**, v. 18, n. 2, p. 110-21, 2002.

HEIN, T. et al. Using the variability of continuous relative phase as a measure to discriminate between healthy and injured runners. **Hum Mov Sci**, v. 31, n. 3, p. 683-94, 2012.

HEISE, G. D.; MARTIN, P. E. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? **Eur J Appl Physiol**, v. 84, n. 5, p. 438-42, 2001.

HERNANDEZ, A.; GROSS, K.; GOMBATTO, S. Differences in lumbar spine and lower extremity kinematics during a step down functional task in people with and people without low back pain. **Clinical Biomechanics**, 2017.

HESPANHOL JUNIOR, L. C.; PENA COSTA, L. O.; LOPES, A. D. Previous injuries and some training characteristics predict running-related injuries in recreational runners: a prospective cohort study. **Journal of Physiotherapy**, v. 59, n. 4, p. 263-9, 2013.

HESPANHOL JUNIOR, L. C. et al. Meta-Analyses of the Effects of Habitual Running on Indices of Health in Physically Inactive Adults. **Sports Med**, v. 45, n. 10, p. 1455-68, 2015.

HESPANHOL JUNIOR, L. C. et al. Health and economic burden of running-related injuries in runners training for an event: A prospective cohort study. **Scand J Med Sci Sports**, v. 26, n. 9, p. 1091-9, 2016.

HODGES, P. W. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? **Man Ther**, v. 4, n. 2, p. 74-86, 1999.

HOY, D. et al. A Systematic Review of the Global Prevalence of prevalence of low back pain. **Arthritis Rheum**, v. 64, n. 6, p. 2028-37, 2012.

HRELJAC, A. Impact and Overuse Injuries in Runners. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, p. 845-9, 2004.

INDRAKANTI, S. S. et al. Value-based care in the management of spinal disorders: a systematic review of cost-utility analysis. **Clin Orthop Relat Res**, v. 470, n. 4, p. 1106-23, 2012.

JIN, S.; NING, X.; MIRKA, G. A. An algorithm for defining the onset and cessation of the flexion-relaxation phenomenon in the low back musculature. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 22, n. 3, p. 376-82, 2012.

KADABA, M. P. et al. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. **J Orthop Res**, v. 7, n. 6, p. 849-60, 1989.

KELSO, S. **Dynamic patterns: the self-organization of brain and behavior**. London: 1995.

KRISTIANSKUND, E.; KROSSHAUG, T.; VAN DEN BOGERT, A. J. Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: implications for injury prevention. **J Biomech**, v. 45, n. 4, p. 666-71, 2012.

KUBO, T. et al. Contribution of trunk muscularity on sprint run. **Int J Sports Med**, v. 32, n. 3, p. 223-8, 2011.

KYROLAINEN, H.; AVELA, J.; KOMI, P. V. Changes in muscle activity with increasing running speed. **J Sports Sci**, v. 23, n. 10, p. 1101-9, 2005.

LAMB, P. F.; STOCKL, M. On the use of continuous relative phase: Review of current approaches and outline for a new standard. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 29, n. 5, p. 484-93, 2014.

LAMOTH, C. J.; BEEK, P. J.; MEIJER, O. G. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during gait. **Gait Posture**, v. 16, n. 2, p. 101-14, 2002.

LAMOTH, C. J. et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. **Eur Spine J**, v. 15, n. 1, p. 23-40, 2006.

LANDRENEAU, L. L. et al. Lower limb muscle activity during forefoot and rearfoot strike running techniques. **Int J Sports Phys Ther**, v. 9, n. 7, p. 888-97, 2014.

LARSON, P. et al. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. **J Sports Sci**, v. 29, n. 15, p. 1665-73, 2011.

LEARDINI, A. et al. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 26, n. 6, p. 562-71, 2011.

LEARDINI, A. et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. **Gait Posture**, v. 21, n. 2, p. 212-25, 2005.

LEE, J. H. et al. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 24, n. 1, p. 54-7, 1999.

LIEBERMAN, D. E. et al. The human gluteus maximus and its role in running. **J Exp Biol**, v. 209, n. Pt 11, p. 2143-55, 2006.

LIEBERMAN, D. E. et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531-5, 2010.

LINDSAY, T. R.; YAGGIE, J. A.; MCGREGOR, S. J. Contributions of lower extremity kinematics to trunk accelerations during moderate treadmill running. **J Neuroeng Rehabil**, v. 11, n. 162, p. 1-8, 2014.

MA, V. Y.; CHAN, L.; CARRUTHERS, K. J. Incidence, prevalence, costs, and impact on disability of common conditions requiring rehabilitation in the United States: stroke, spinal cord injury, traumatic brain injury, multiple sclerosis, osteoarthritis, rheumatoid arthritis, limb loss, and back pain. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 95, n. 5, p. 986-95 e1, 2014.

MACWILLIAMS, B. A. et al. Three-dimensional lumbar spine vertebral motion during running using indwelling bone pins. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 39, n. 26, p. E1560-5, 2014.

MALISOUX, L. et al. A step towards understanding the mechanisms of running-related injuries. **J Sci Med Sport**, v. 18, n. 5, p. 523-8, 2015.

MANAL, K. et al. Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study. **Gait Posture**, v. 11, n. 1, p. 38-45, 2000.

MANCHIKANTI, L. et al. Epidemiology of low back pain in adults. **Neuromodulation**, v. 17 Suppl 2, p. 3-10, 2014.

MASON, D. L. et al. Reproducibility of kinematic measures of the thoracic spine, lumbar spine and pelvis during fast running. **Gait Posture**, v. 43, p. 96-100, 2016.

MCGREGOR, A. H.; HUKINS, D. W. Lower limb involvement in spinal function and low back pain. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 22, n. 4, p. 219-22, 2009.

MEEUWISSE, W. H. et al. A dynamic model of etiology in sport injury: the recursive nature of risk and causation. **Clin J Sport Med**, v. 17, n. 3, p. 215-9, 2007.

MONFORT-PANEGO, M. et al. Electromyographic studies in abdominal exercises: a literature synthesis. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 32, n. 3, p. 232-44, 2009.

MOORE, I. S. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. **Sports Med**, v. 46, n. 6, p. 793-807, 2016.

MULLER, R.; ERTELT, T.; BLICKHAN, R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. **J Biomech**, v. 48, n. 6, p. 1009-14, 2015.

NAPIER, C. et al. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: a systematic review. **Br J Sports Med**, v. 49, n. 21, p. 1382-8, 2015.

NEEDHAM, R.; NAEMI, R.; CHOCKALINGAM, N. Quantifying lumbar-pelvis coordination during gait using a modified vector coding technique. **J Biomech**, v. 47, n. 5, p. 1020-6, 2014.

NEEDHAM, R.; STEBBINS, J.; CHOCKALINGAM, N. Three dimensional kinematics of the lumbar spine during gait using marker-based systems: a systematic review. **J Med Eng Technol**, v. 40, n. 4, p. 172-85, 2016.

NEEDHAM, R. A.; NAEMI, R.; CHOCKALINGAM, N. A new coordination pattern classification to assess gait kinematics when utilising a modified vector coding technique. **J Biomech**, v. 48, n. 12, p. 3506-11, 2015.

NIELSEN, R. O. et al. A prospective study on time to recovery in 254 injured novice runners. **PLoS One**, v. 9, n. 6, p. e99877, 2014.

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait Posture**, v. 7, n. 1, p. 77-95, 1998.

NUSBAUM, L. et al. Translation, adaptation and validation of the Roland-Morris questionnaire--Brazil Roland-Morris. **Braz J Med Biol Res**, v. 34, n. 2, p. 203-10, 2001.

PARK, H. J. et al. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. **Eur Spine J**, v. 25, n. 2, p. 385-93, 2016.

PINK, M. M. Running. In: (Ed.). **Gait Analysis: Normal and pathological function**. Second. New Jersey: Slack Incorporated, 2010. p.385-99.

PORTERFIELD, J. A.; DEROSA, C. **Mechanical low back pain**. Philadelphia: WB Saunders Company, 1991.

PREECE, S. J.; BRAMAH, C.; MASON, D. A marker set for measuring the kinematics of the lumbar spine and thoracic spine during running: a technical note. **Journal of Human Sport and Exercise**, v. 11, n. 3, 2016.

PREECE, S. J.; MASON, D.; BRAMAH, C. The coordinated movement of the spine and pelvis during running. **Hum Mov Sci**, v. 45, p. 110-8, 2016a.

\_\_\_\_\_. How do elite endurance runners alter movements of the spine and pelvis as running speed increases? **Gait Posture**, v. 46, p. 132-4, 2016b.

PRILUTSKY, B. I.; GREGOR, R. J. Swing-and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. **J Exp Biol**, v. 204, p. 2277-87, 2001.

RICHARDS, J. **Biomechanics in clinic and research**. London: Churchill Livingstone, 2008.

RICHARDSON, C. A. et al. The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 27, n. 4, p. 399-405, 2002.

SAHA, D. et al. The effect of trunk-flexed postures on balance and metabolic energy expenditure during standing. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 32, n. 15, p. 1605-11, 2007.

SARAGIOTTO, B. T. et al. What are the main risk factors for running-related injuries? **Sports Med**, v. 44, n. 8, p. 1153-63, 2014.

SAUNDERS, S. W.; RATH, D.; HODGES, P. W. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. **Gait Posture**, v. 20, n. 3, p. 280-90, 2004.

SAUNDERS, S. W. et al. Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 8, p. 784-93, 2005.

SCHACHE, A. G. et al. Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo-pelvic-hip complex during running. **Gait Posture**, v. 15, n. 2, p. 136-45, 2002.

SEAY, J.; SELBIE, W. S.; HAMILL, J. In vivo lumbo-sacral forces and moments during constant speed running at different stride lengths. **J Sports Sci**, v. 26, n. 14, p. 1519-29, 2008.

SEAY, J. F.; VAN EMMERIK, R. E.; HAMILL, J. Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 36, n. 16, p. 1070-9, 2011a.

\_\_\_\_\_. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 26, n. 6, p. 572-8, 2011b.

\_\_\_\_\_. Trunk bend and twist coordination is affected by low back pain status during running. **Eur J Sport Sci**, v. 14, n. 6, p. 563-8, 2014.

SINCLAIR, J. et al. Three-dimensional kinematic comparison of treadmill and overground running. **Sports Biomech**, v. 12, n. 3, p. 272-82, 2013.

SMITH, L. et al. A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running. **Gait Posture**, v. 41, n. 1, p. 39-43, 2015.

SNIJDERS, C. J.; VLEEMING, A.; STOECKART, R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs Part1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 8, n. 6, p. 285-94, 1993.

SPARROW, W. A. et al. Using relative motion plots to measure changes in intra-limb and inter-limb coordination. **J Mot Behav**, v. 19, n. 1, p. 115-29, 1987.

STAMATAKIS, E.; CHAUDHURY, M. Temporal trends in adults' sports participation patterns in England between 1997 and 2006: the Health Survey for England. **Br J Sports Med**, v. 42, n. 11, p. 901-8, 2008.

TAM, N. et al. Muscle co-activation and its influence on running performance and risk of injury in elite Kenyan runners. **J Sports Sci**, v. 35, n. 2, p. 175-81, 2016.

TANAKA, N. I. et al. Trunk muscularity in throwers. **Int J Sports Med**, v. 34, n. 1, p. 56-61, 2013.

TAUNTON, J. et al. A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In training" clinics. **Br J Sports Med**, v. 37, n. 3, p. 239-44, 2003.

TAUNTON, J. E. et al. A prospective study of running injuries: the Vancouver Sub Run "In Training" clinics. **Br J Sports Med**, v. 37, n. 3, p. 239-44, 2003.

USA Track & Field. USA Masters Age Grading., [http://www.usatfmasters.org/fa\\_agegrading.htm](http://www.usatfmasters.org/fa_agegrading.htm), 2016

VAN ANDEL, C. et al. Recording scapular motion using an acromion marker cluster. **Gait Posture**, v. 29, n. 1, p. 123-8, 2009.

VAN DEN HOORN, W. et al. Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. **J Biomech**, v. 45, n. 2, p. 342-7, 2012.

VAN DER HULST, M. et al. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: support of the "guarding" hypothesis? **J Electromyogr Kinesiol**, v. 20, n. 1, p. 31-8, 2010.

VAN DER WORP, M. P. et al. Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. **PLoS One**, v. 10, n. 2, p. e0114937, 2015.

VAN DIEËN, J. H.; SELEN, L. P. J.; CHOLEWICKI, J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 13, n. 4, p. 333-51, 2003.

VAN EMMERIK, R. E.; MILLER, R. H.; HAMILL, J. Dynamical systems analysis of coordination. In: WHITTLESEY (Ed.). **Research methods in biomechanics** Champaign, IL: Whittlesey, 2014. p.291-315.

VAN GENT, R. N. et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. **Br J Sports Med**, v. 41, n. 8, p. 469-80; discussion 80, 2007.

VAN TULDER, M. W. et al. Spinal radiographic findings and nonspecific low back pain. A systematic review of observational studies. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 22, n. 4, p. 427-34, 1997.

VAN TULDER, M. W. et al. Quality of primary care guidelines for acute low back pain. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 29, n. 17, p. 357-62, 2004.

VIDEBAEK, S. et al. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Sports Med**, v. 45, n. 7, p. 1017-26, 2015.

VOGT, L.; PFEIFER, K.; BANZER, W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. **Manual Therapy**, v. 8, n. 1, p. 21-8, 2003.

WHEAT, J. S.; GLAZIER, P. S. Measuring coordination and variability in coordination. In: (Ed.). **Movement system variability**. Champaign, IL: Human Kinetics, 2006. p.153-65.

WILLIAMS, S. A.; RUSSO, G. A. Evolution of the hominoid vertebral column: The long and the short of it. **Evol Anthropol**, v. 24, n. 1, p. 15-32, 2015.

WILLSON, J. D. et al. Male and female gluteal muscle activity and lower extremity kinematics during running. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 27, n. 10, p. 1052-7, 2012.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 5, p. 981-92, 2005.

WU, M. et al. Dynamic motion characteristics of the lower lumbar spine: implication to lumbar pathology and surgical treatment. **Eur Spine J**, v. 23, n. 11, p. 2350-8, 2014.

YEN, S. C. et al. Hip-ankle coordination during gait in individuals with chronic ankle instability. **Gait Posture**, v. 53, p. 193-200, 2017.

**APÊNCIDE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Projeto de Pesquisa: ***AVALIAÇÃO CINEMÁTICA DA CORRIDA EM  
INDIVÍDUOS COM DISTÚRBIOS NEUROMUSCULOESQUELÉTICOS  
COMPARADOS À INDIVÍDUOS CONTROLES***

Prezado Senhor (a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) a participar da pesquisa “**Avaliação cinematográfica da corrida em indivíduos com distúrbios neuromusculoesqueléticos comparados a indivíduos controles**”, que será realizada no Hospital Universitário da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa é avaliar a corrida de pessoas com e sem alterações do aparelho locomotor.

Os pesquisadores posicionarão diversos marcadores reflexivos e eletrodos em sua pele. Posteriormente será realizada uma captura estática e após um aquecimento será avaliada a corrida em esteira com velocidade controlada. O tempo de duração de toda a avaliação estimado é de 60 minutos.

Informamos que o senhor (a) não pagará nem será remunerado por sua participação. A participação na pesquisa é voluntária, ou seja, pode haver a recusa na participação ou a desistência a qualquer momento sem que isto acarrete ônus ou prejuízo a sua pessoa. A participação ou a não-participação neste projeto não irá interferir na relação de trabalho. Se o entrevistado precisar de esclarecimentos adicionais sobre a pesquisa, estes serão fornecidos em qualquer tempo do curso da pesquisa pelo Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina pelo telefone 3371-2490 ou no próprio Laboratório (telefone abaixo). É ofertada a oportunidade de perguntar sobre o projeto até a completa satisfação. Este estudo foi avaliado e autorizado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina. As informações serão utilizadas somente para os fins de pesquisa e ensino e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Mediante a aceitação em participar da pesquisa de livre e espontânea vontade, depois de ter lido ou ouvido este termo este será preenchido em duas vias e assinado pelo participante e pelo entrevistador para que produza seus efeitos éticos, jurídicos e legais. O entrevistado e a equipe ficarão com uma cópia deste termo de consentimento.

Eu, \_\_\_\_\_  
 Residente: rua \_\_\_\_\_ nº: \_\_\_\_\_  
 Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_ CEP: \_\_\_\_\_ Fones: \_\_\_\_\_

Estou de acordo com os esclarecimentos acima e quero participar dessa pesquisa.

\_\_\_\_\_  
 Assinatura do participante

\_\_\_\_\_  
 Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso - Coordenador do Projeto/ Alexandre R. M. Pelegrinelli (Mestrando)  
 (43) 3371-2649 - (43) 98486-0452/ (43) 99901-0546

Londrina, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2017.

## ANEXO 1 – QUESTIONÁRIO LOBACS

### Escala de Confiança Para Atividades da Coluna Lombar

Nome: \_\_\_\_\_ DN: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
 Gênero: ( ) Masc ( ) Fem Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
 Avaliador: \_\_\_\_\_



## QUESTIONÁRIO DE INCAPACIDADE DE ROLAND MORRIS – RMDQ

Quando você tem dores nas costas, pode sentir dificuldade em fazer algumas das coisas que normalmente faz. Esta lista contém frases que as pessoas costumam usar para se descreverem quando têm dores nas costas. Quando as ler, pode notar que algumas se destacam porque o descrevem hoje. Ao ler a lista, pense em você hoje. Quando ler uma frase que o descreve hoje, coloque-lhe uma cruz. Se a frase não o descrever, deixe o espaço em branco e avance para a frase seguinte. Lembre-se, apenas coloque a cruz na frase se estiver certo de que o descreve hoje.

1. Fico em casa a maior parte do tempo por causa das minhas costas.
2. Mudo de posição frequentemente para tentar que as minhas costas fiquem confortáveis.
3. Ando mais devagar do que o habitual por causa das minhas costas.
4. Por causa das minhas costas não estou fazendo nenhum dos trabalhos que habitualmente faço em casa.
5. Por causa das minhas costas, uso o corrimão para subir escadas.
6. Por causa das minhas costas, deito-me com mais frequência para descansar.
7. Por causa das minhas costas, tenho de me apoiar em alguma coisa para me levantar de uma poltrona.
8. Por causa das minhas costas, tento conseguir que outras pessoas façam as coisas por mim.
9. Visto-me mais lentamente do que o habitual por causa das minhas costas.
10. Eu só fico em pé por curtos períodos de tempo por causa das minhas costas.
11. Por causa das minhas costas, evito dobrar-me ou ajoelhar-me.
12. Acho difícil levantar-me de uma cadeira por causa das minhas costas.
13. As minhas costas estão quase sempre a doer.
14. Tenho dificuldade em virar-me na cama por causa das minhas costas.
15. Não tenho muito apetite por causa das dores das minhas costas.
16. Tenho dificuldade em vestir meia-calça ou meias altas por causa das dores das minhas costas.
17. Só consigo andar distâncias curtas por causa das minhas costas.
18. Não durmo tão bem por causa das minhas costas.
19. Por causa da dor nas minhas costas, visto-me com a ajuda de outras pessoas.
20. Fico sentado a maior parte do dia por causa das minhas costas.
21. Evito trabalhos pesados em casa por causa das minhas costas.
22. Por causa das dores nas minhas costas, fico mais irritado e mal-humorado com as pessoas do que o habitual.
23. Por causa das minhas costas, subo as escadas mais devagar do que o habitual.
24. Fico na cama a maior parte do tempo por causa das minhas costas.

**Pontuação:** \_\_\_\_\_.