

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO MOVIMENTO DE SENTAR E  
LEVANTAR EM PESSOAS COM DOR LOMBAR CRÔNICA**

Juliana Adami Sedrez

Porto Alegre

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E DANÇA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO MOVIMENTO DE SENTAR E  
LEVANTAR EM PESSOAS COM DOR LOMBAR CRÔNICA**

**Juliana Adami Sedrez**

Tese de doutorado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador**

**PROF<sup>a</sup>. DR<sup>a</sup>. CLÁUDIA TARRAGÔ CANDOTTI**

Porto Alegre

2018

### CIP - Catalogação na Publicação

Sedrez, Juliana Adami  
Características cinemáticas do movimento de sentar  
e levantar em pessoas com dor lombar crônica /  
Juliana Adami Sedrez. -- 2018.  
103 f.  
Orientador: Cláudia Tarragô Candotti.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio  
Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de  
Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto  
Alegre, BR-RS, 2018.

1. Dor lombar. 2. Sentar e levantar. 3. Coluna  
vertebral. 4. Pelve. 5. Quadril. I. Candotti,  
Cláudia Tarragô, orient. II. Título.

## AGRADECIMENTOS

Ao concluir esse trabalho e etapa da minha vida, tenho muito a agradecer. Primeiramente, agradeço à **Deus**, por me dar a vida e cuidar de todos os detalhes do meu caminho.

Agradeço aos meus pais, **Djalma e Maria Helena**, pelo amor e ensinamentos, que formaram a pessoa que sou hoje. À minha mãe, mesmo que não mais presente, pelo exemplo de vida e garra. Ao meu pai, em especial, por entender a ausência nesses anos e me incentivar sempre.

Ao meu esposo, **Felipe** pelo cuidado e apoio incondicional em todos os momentos.

À minha tia **Loe**, primos **Tuca e Nando**, por me receberem em sua casa, pelos mates e companhia durante os meus dias em Porto Alegre.

Aos colegas do Grupo Biomec, que demonstraram que pesquisa é muito mais fácil quando realizada em equipe. Obrigada por todos os momentos que passamos juntos, seja de discussão científica ou de descontração. Em especial, agradeço às colegas que me auxiliaram diretamente na realização desse estudo, **Tássia, Marja, Paula e Grazi**. Muito obrigada!

Muito obrigada, à **UFRGS** e à **CAPES** por proporcionar uma formação gratuita e de qualidade, com apoio financeiro. Ao **Programa de pós-graduação em Ciência do Movimento Humano da UFRGS**, na pessoa de seus professores e funcionários, pelo comprometimento na formação dos alunos.

Aos membros da banca examinadora, **Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss**, a **Profª. Drª. Claudia Silveira Lima**, o **Prof. Dr. Marcelo La Torre** e a **Profª. Drª. Mônica de Oliveira Melo**, pela atenção dispensada na avaliação final deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss e a Profª. Drª. Adriane Vieira**, por contribuírem de forma fundamental para a realização desse trabalho, pelas horas de trabalho em conjunto e por suas valiosas sugestões.

Por fim, gostaria de agradecer à minha orientadora **Profª Drª. Cláudia Tarragô Candotti**, que me ensinou muito mais do que apenas conduzir uma pesquisa científica, me ensinou o que é ser uma orientadora de verdade, com sua maneira exigente e dedicada de orientar, mas ao mesmo tempo demonstrando carinho e preocupação com cada aluno. Claudinha, tu te tornou um modelo de professora/orientadora, que pretendo seguir quando me tornar docente. Mas para mim, ao longo desses anos, te tornasse muito mais que isso, és uma amiga querida. Não tenho palavras para agradecer tudo o que me permitiste viver e evoluir, seja profissionalmente, mas como pessoa também. Meu sincero, muito obrigada!

## RESUMO

A presente tese de doutorado foi desenvolvida a partir do objetivo inicial de verificar a capacidade de utilização de sensores inerciais de *smartphone* na avaliação da tarefa de sentar e levantar, com vistas à identificação de características cinemáticas do tronco, coluna lombar, pelve e quadril de pessoas com e sem dor lombar (DL) crônica. Para responder a esse objetivo, elaboraram-se quatro capítulos, que estão apresentados em formato de artigos, sendo dois de revisão da literatura e dois artigos originais. Os **artigos 1 e 3** são revisões sistemáticas da literatura, sendo o primeiro acerca da validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano do tronco, da coluna, da pelve e do quadril; e o terceiro teve como objetivo identificar se existe diferença nas características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar entre indivíduos com e sem dor lombar. Para o desenvolvimento desses estudos, realizou-se busca sistemática nas bases de dados PubMed, Embase, Bireme e Scopus, além de buscas manuais. Dois revisores independentes realizaram a seleção, leitura, extração, avaliação do risco de viés dos estudos e do nível de evidência, seguindo as recomendações do PRISMA. No **artigo 1** foram incluídos dez estudos, sendo que nove deles avaliavam amplitude de movimento (ADM) da coluna e apenas um apresentava avaliação do quadril. Não foram localizados estudos que apresentassem avaliação do tronco ou da pelve. A coluna cervical foi a região mais investigada (5 estudos), no entanto, os resultados entre os estudos apresentaram grande variabilidade tanto para a validade concorrente ( $r/\rho$  variando de 0,38 a 1), quanto para as reprodutibilidades (ICC variando de 0,05 a 0,98). No que tange a coluna lombar, três estudos apresentaram aspectos de validação, obtendo resultados mais coesos (ICC ou  $r$  superiores a 0,80). A região torácica e o quadril foram investigados em apenas um estudo, apresentando resultados adequados para validade concorrente para ambas as regiões e adequada reprodutibilidade intra-avaliador para o quadril. No **artigo 3** foram incluídos oito estudos, o que permitiu observar que, até o presente momento, tem-se informação de que os pacientes com dor lombar necessitam de maior tempo para a realização do sentar e levantar; apresentam menor ADM lombar, velocidade e aceleração do tronco. No entanto permanece incipiente a interferência da dor lombar sobre a ADM do tronco, da pelve e quadril; e velocidade lombar e do quadril. Além disso, ainda não foram encontrados estudos que abordem a velocidade da pelve e a aceleração da lombar, da pelve e do quadril em pessoas com DL. O **artigo 2** é um artigo original que testou a reprodutibilidade e a validade concorrente dos sensores inerciais de *smartphone* para avaliação da ADM, velocidade e aceleração do tronco, da lombar, da pelve e do quadril durante o movimento de sentar e levantar. Para esse estudo foram avaliados 49 indivíduos para validade concorrente e 22, para a reprodutibilidade. Para avaliação da validade concorrente foi realizada uma coleta simultânea com o celular e o sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*). Para avaliação da reprodutibilidade interavaliador três avaliadores independentes realizaram avaliação com o *smartphone* no mesmo dia e para avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador, um dos avaliadores repetiu a medição com intervalo de uma semana. Obteve-se excelente reprodutibilidade intra e interavaliador ao utilizar o *smartphone* para avaliação da ADM e velocidade da pelve (ICC variando de 0,808 a 0,948). Foram observadas correlações excelentes ao comparar os dados do *smartphone* com o

sistema de captura de movimento, demonstrando adequada validade concorrente (ICC variando de 0,655 a 0,898). Os resultados desse estudo permitem concluir que a partir do protocolo de avaliação proposto foi possível obter uma avaliação válida e reprodutível da ADM e velocidade da pelve durante o movimento de sentar e levantar. Os sensores inerciais do *smartphone* não foram capazes de fornecer informação válida sobre o tronco, coluna lombar e quadril, com o protocolo de avaliação utilizado. E, por fim, o **artigo 4** é um artigo original que visou identificar as alterações nas características cinemáticas do tronco, da coluna lombar, da pelve e do quadril de pessoas com dor lombar crônica. Foram avaliadas 25 pessoas com dor lombar crônica e 25 controles assintomáticos. A avaliação consistiu em 10 movimentos de sentar e levantar, gravados por dez câmeras do sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*), que permitiu a obtenção das variáveis ADM, velocidade e aceleração do tronco, da coluna lombar, da pelve e do quadril. A regressão logística demonstrou que duas variáveis permaneceram no modelo final: ângulo médio do tronco em pé e velocidade média do quadril ao levantar. A acurácia de predição para as variáveis apresentadas neste modelo foi de 72%. Com base nos quatro artigos: (a) há carência de estudos que abordem a avaliação da cinemática pélvica utilizando *smartphones*; (b) com o estudo de validação (artigo 2) propõe-se um protocolo válido e reprodutível para mensurar ADM e velocidade da pelve durante o movimento de sentar e levantar; (c) a literatura demonstra que os pacientes com dor lombar, em geral, realizam o movimento de sentar e levantar de maneira mais lenta e com menor ADM lombar; e (d) o modelo de predição proposto com duas variáveis cinemáticas permite distinguir os grupos com dor lombar crônica e controle.

**Palavras-chave:** sentar e levantar; dor lombar; tronco; coluna vertebral; pelve; quadril.

## ABSTRACT

*This thesis was developed from the initial objective of verifying the performance of smartphone inertial sensors assessing the sit-to-stand task, in order to identify the kinematic characteristics of the trunk, lumbar spine, pelvis and hip of individuals with and without chronic low back pain (LBP). In order to reach this objective, four chapters were elaborated and presented as articles: two literature reviews and two original articles. The **articles 1 and 3** are systematic reviews of the literature; the first one regards the validity and reliability of smartphones when evaluating the kinematic characteristics of human trunk, spine, pelvis and hip movement; and the third aimed to identify the existence of different kinematic characteristics of the sit-to-stand movement between individuals with and without low lumbar pain. For the development of these studies, a systematic search was conducted on PubMed, Embase, Bireme and Scopus databases, as well as manual searches. Two independent reviewers performed the selection, reading, data extraction, assessment of the risk of bias and the level of evidence of the studies, following the PRISMA recommendations. In the **article 1**, of ten studies included, nine assessed the range of motion (ROM) of the spine and only one performed the evaluation of the hip. Studies presenting trunk or pelvic assessment could not be found. The cervical spine was the most investigated region (5 studies); however, the results between these studies presented great variability for the concurrent validity ( $r/\rho$  ranging from 0.38 to 1) and also for reliability (ICC ranging from 0.05 to 0.98). Regarding the lumbar spine, three studies presented validation aspects, and obtained cohesive results (ICC or  $r$  higher than 0.80). The thoracic region and the hip were investigated in only one study presenting adequate results for concurrent validity for both regions and adequate intra-rater reliability for the hip. Eight studies were included in the **article 3**, which allowed to observe that up to the present moment, it has been reported that LBP patients take longer to perform the sit-to-stand; present decreased lumbar ROM and decreased velocity and acceleration of the trunk. However, the interference of lumbar pain on the trunk, pelvis and hip ROM and in the velocity of the lumbar spine and hip remains incipient. In addition, studies addressing pelvic velocity and acceleration of the lumbar spine, pelvis and hip in individuals with LBP have not been found yet. **Article 2** is an original article which tested the reliability and the concurrent validity of the smartphone inertial sensors assessing the ROF, velocity and acceleration of the trunk, lumbar, pelvic and hip during the sit-to-stand. In this study, 49 subjects were evaluated for concurrent validity and 22 for reliability. A simultaneous caption of the smartphone and the motion capture system (BTS Smart-DX) was performed for the evaluation of the concurrent validity. Three independent assessors performed the evaluation of the smartphone on the same day in order to evaluate the inter-rater reliability, and for the intra-rater reliability evaluation, one of the raters repeated the one-week interval measurement. Excellent intra and inter-rater reliability were obtained when using the smartphone for the evaluation of the ROM and pelvic velocity (ICC ranging from 0.808 to 0.948). Excellent correlations were observed when comparing the smartphone data with the motion capture system, demonstrating adequate concurrent validity (ICC ranging from 0.655 to 0.988). The results of this study allow concluding that it is possible to obtain a valid and reproducible evaluation of the velocity and the ROM of the pelvis during the sit-to-stand movement, from the proposed evaluation protocol. The smartphone inertial sensors were not*

able to provide valid information about the trunk, lumbar spine and hip with the proposed evaluation protocol. Finally, **article 4** is an original article aimed at identifying changes in the kinematic characteristics of the trunk, lumbar spine, pelvis and hip of individuals with chronic low back pain. Twenty-five individuals with chronic low back pain and 25 asymptomatic controls were evaluated. The evaluation consisted of 10 sit-to-stand movement trials, recorded by ten cameras of the motion capture system (BTS Smart-DX), which allowed the acquisition of the following variables: ROM, velocity and acceleration of the trunk, lumbar spine, pelvis and hip. The logistic regression showed that two variables remained in the final model: mean stand-up trunk angle and mean hip velocity on standing. The prediction accuracy for the variables presented in this model was 72%. Based on the four articles: (a) there is a lack of studies addressing the evaluation of the kinematics of the pelvis using smartphones; (b) the validation study (article 2) proposes a valid and reproducible protocol to assess ROM and velocity of the pelvis during the sit-to-stand movement; (c) the literature demonstrates that patients with low back pain generally take longer to perform the sit-to-stand movement and present decreased lumbar ROM; and (d) the proposed prediction model with two kinematic variables can distinguish the chronic low back pain group from the control group.

**Keywords:** sit-to-stand; low back pain; torso; spine; pelvis; hip.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### **CAPÍTULO 1. Validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano: uma revisão sistemática**

Figura 1.1	Fluxograma dos estudos incluídos, segundo Prisma (MOHER <i>et al.</i> , 2009) ....	25
Quadro 1.1	Características metodológicas dos estudos incluídos .....	27
Quadro 1.2	Resultados de correlação e de amplitude do intervalo de concordância na análise da validade concorrente dos estudos incluídos .....	28
Quadro 1.3	Resultados de correlação, SEM e MDC na avaliação da reprodutibilidade intra e interavaliador dos estudos incluídos .....	29

### **CAPÍTULO 2. Reprodutibilidade intra e interavaliador e validade concorrente dos sensores inerciais de *smartphones* para avaliação cinemática do tronco, da lombar, da pelve e do quadril durante a tarefa de sentar e levantar**

Figura 2.1	Desenho experimental do estudo .....	40
Figura 2.2	Imagem dos pontos de referência utilizados para a coleta dos dados cinemáticos ( <i>BTS Smart-DX</i> ), (a) com todos os pontos demarcados (pontos anatômicos e técnicos) e (b) removidos pontos anatômicos de L4 e S2 e posicionado o celular na região lombossacral, sendo: (1)-C7; (2)-T2; (3)-T4; (4)-T6; (5)-T8; (6)-T10; (7)-T12; (8)-L2; (9)-L4; (10)-S2; (11)-EIPS; (12)- marcador técnico; (13)- trocânter maior do fêmur; (14)- acrômio e (15)- maléolo lateral .....	41
Figura 2.3	Desenho esquemático dos cálculos para obtenção das variáveis de interesse desse estudo: (a) tronco; (b) coluna lombar; (c) pelve e (d) quadril .....	43
Figura 2.4	Comparações gráficas entre os sensores inerciais do <i>smartphone</i> e o sistema de captura de movimento ( <i>BTS Smart-DX</i> ): (a) sensor Gravidade no eixo Z e a ADM da pelve obtida com o BTS e (b) sensor Giroscópio no eixo X e a Velocidade da pelve obtida com o BTS .....	45
Figura 2.5	Gráficos de correlação (a) e de concordância (b) entre dados de ADM da pelve obtidos com o sistema de captura de movimento ( <i>BTS Smart-DX</i> ) e com o celular (Sensor Gravidade no eixo Z) .....	47
Figura 2.6	Gráficos de correlação (a) e de concordância (b) entre dados de velocidade da pelve obtidos com o sistema de captura de movimento ( <i>BTS Smart-DX</i> ) e com o celular (Sensor Giroscópio no eixo X) .....	48

### **CAPÍTULO 3. Principais características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar em pacientes com dor lombar: uma revisão sistemática**

Figura 3.1	Fluxograma dos estudos incluídos, segundo Prisma (MOHER <i>et al.</i> , 2009) .	61
Quadro 3.1	Descrição metodológica dos estudos incluídos na revisão sistemática .....	63
Quadro 3.2	Resultados dos estudos incluídos na revisão sistemática .....	64

## **CAPÍTULO 4. Características cinemáticas durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com e sem dor lombar crônica**

Figura 4.1	Marcação dos pontos de referência utilizados para a coleta dos dados cinemáticos, sendo: (1) C7; (2) T2; (3) T4; (4) T6; (5) T8; (6) T10; (7) T12; (8) L2; (9) L4; (10) S2; (11) acrômio; (12) EIPS; (13) trocânter maior do fêmur; (14) epicôndilo lateral do fêmur e (15) maléolo lateral .....	76
Figura 4.2	Desenho esquemático dos cálculos para obtenção das variáveis de interesse desse estudo e a interpretação dos resultados: (a) tronco; (b) coluna lombar; (c) pelve e (d) quadril; e suas respectivas interpretações.....	78

## LISTA DE TABELAS

### **CAPÍTULO 1. Validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano: uma revisão sistemática**

Tabela 1.1	Estratégia de busca utilizada no PubMed .....	23
Tabela 1.2	Resultados da avaliação do risco de viés dos estudos, por meio da escala de avaliação crítica para estudos de reprodutibilidade e de validade (BRINK; LOUW, 2012) .....	26

### **CAPÍTULO 2. Reprodutibilidade intra e interavaliador e validade concorrente dos sensores inerciais de *smartphones* para avaliação cinemática do tronco, da lombar, da pelve e do quadril durante a tarefa de sentar e levantar**

Tabela 2.1	Resultados de reprodutibilidade intra-avaliador dos sensores Gravidade no eixo Z (ADM da pelve) e Giroscópio no eixo X (Velocidade da pelve) na avaliação do movimento de sentar e levantar (n=25) .....	46
Tabela 2.2	Resultados de reprodutibilidade interavaliador dos sensores Gravidade do eixo Z (ADM da pelve) e Giroscópio no eixo X (Velocidade da pelve) na avaliação do movimento de sentar e levantar (n=25) .....	46
Tabela 2.3	Resultados da validade concorrente dos sensores Gravidade do eixo Z (ADM da pelve) e Giroscópio no eixo X (Velocidade da pelve) na avaliação do movimento de sentar e levantar (n=49) .....	47

### **CAPÍTULO 3. Principais características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar em pacientes com dor lombar: uma revisão sistemática**

Tabela 3.1	Estratégia de busca utilizada no Pubmed .....	59
Tabela 3.2	Resultados da avaliação do risco de viés dos estudos, por meio do <i>Checklist</i> Downs e Black .....	62

### **CAPÍTULO 4. Características cinemáticas durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com e sem dor lombar crônica**

Tabela 4.1	Variáveis utilizadas para cálculo amostral e seus respectivos tamanhos amostrais necessários .....	73
Tabela 4.2	Descrição da amostra nos grupos com dor lombar crônica e controle .....	80
Tabela 4.3	Dados descritivos das variáveis do tronco nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável .....	81
Tabela 4.4	Dados descritivos das variáveis da coluna lombar nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável .....	82
Tabela 4.5	Dados descritivos das variáveis da pelve nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável .....	83
Tabela 4.6	Dados descritivos das variáveis do quadril direito nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável .....	84
Tabela 4.7	Análise de Regressão Logística Multivariada para avaliar quais das características cinemáticas do movimento de sentar e levantar são preditores de dor lombar crônica .....	85

## APÊNDICE

Tabela A1	Dados descritivos das variáveis do quadril esquerdo nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável .....
-----------	--

## SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO .....	15
INTRODUÇÃO .....	16
<b>CAPÍTULO 1: Validade e reprodutibilidade dos <i>smartphones</i> para avaliação de características cinemáticas do movimento humano: uma revisão sistemática.....</b>	<b>20</b>
RESUMO .....	20
ABSTRACT .....	21
1.1 INTRODUÇÃO .....	21
1.2 MÉTODOS.....	22
<b>1.2.1 Fontes de informação e estratégia de busca .....</b>	<b>22</b>
<b>1.2.2 Critérios de elegibilidade .....</b>	<b>23</b>
<b>1.2.3 Seleção dos estudos e extração dos dados .....</b>	<b>23</b>
<b>1.2.4 Avaliação do risco de viés e nível de evidência .....</b>	<b>24</b>
<b>1.2.5 Análise dos dados .....</b>	<b>25</b>
1.3 RESULTADOS .....	25
1.4 DISCUSSÃO .....	30
1.5 CONCLUSÃO .....	33
REFERÊNCIAS .....	34
<b>CAPÍTULO 2: Reprodutibilidade intra e interavaliador e validade concorrente dos sensores inerciais de <i>smartphones</i> para avaliação cinemática do tronco, da lombar, da pelve e do quadril durante a tarefa de sentar e levantar.....</b>	<b>36</b>
RESUMO .....	36
ABSTRACT .....	37
2.1 INTRODUÇÃO .....	37
2.2 MATERIAIS E MÉTODOS .....	38
<b>2.2.1 Sistema de captura de movimento (<i>BTS Smart-DX</i>) .....</b>	<b>40</b>
<b>2.2.2 Sensores inerciais do <i>smartphone</i> .....</b>	<b>41</b>
<b>2.2.3 Processamento e análise dos dados .....</b>	<b>42</b>
<b>2.2.4 Análise estatística .....</b>	<b>44</b>
2.3 RESULTADOS .....	44
2.4 DISCUSSÃO .....	48

2.5	CONCLUSÃO .....	51
	REFERÊNCIAS .....	52
	<b>CAPÍTULO 3: Principais características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar em pacientes com dor lombar: uma revisão sistemática.....</b>	<b>56</b>
	RESUMO .....	56
	ABSTRACT .....	56
3.1	INTRODUÇÃO .....	57
3.2	MÉTODOS .....	58
<b>3.2.1</b>	<b>Fontes de informação e estratégia de busca .....</b>	<b>58</b>
<b>3.2.2</b>	<b>Critérios de elegibilidade .....</b>	<b>59</b>
<b>3.2.3</b>	<b>Seleção dos estudos e extração dos dados .....</b>	<b>59</b>
<b>3.2.4</b>	<b>Avaliação do risco de viés e nível de evidência .....</b>	<b>60</b>
<b>3.2.5</b>	<b>Análise dos dados .....</b>	<b>60</b>
3.3	RESULTADOS .....	61
3.4	DISCUSSÃO .....	65
3.5	CONCLUSÃO .....	67
	REFERÊNCIAS .....	67
	<b>CAPÍTULO 4: Características cinemáticas durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com e sem dor lombar crônica .....</b>	<b>70</b>
	RESUMO .....	70
	ABSTRACT .....	71
4.1	INTRODUÇÃO .....	71
4.2	MATERIAIS E MÉTODOS .....	73
<b>4.2.1</b>	<b>Protocolo de coleta .....</b>	<b>74</b>
<b>4.2.2</b>	<b>Protocolo de avaliação do movimento de sentar e levantar .....</b>	<b>75</b>
<b>4.2.3</b>	<b>Processamento e análise dos dados .....</b>	<b>77</b>
<b>4.2.4</b>	<b>Análise estatística .....</b>	<b>79</b>
4.3	RESULTADOS .....	79
4.4	DISCUSSÃO .....	85
4.5	CONCLUSÃO .....	91
	REFERÊNCIAS .....	91
	APÊNDICE 1 .....	96

<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>97</b>
<b>DIFICULDADES E LIMITAÇÕES .....</b>	<b>99</b>
<b>PERSPECTIVAS .....</b>	<b>100</b>
<b>REFERÊNCIAS REFERENTES À INTRODUÇÃO.....</b>	<b>101</b>

## APRESENTAÇÃO

A presente tese de doutorado foi desenvolvida no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança (ESEFID) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) e teve como objetivo inicial verificar a capacidade de utilização de sensores inerciais de *smartphone* na avaliação da tarefa de sentar e levantar, com vistas à identificação de características cinemáticas do tronco, da coluna lombar, da pelve e do quadril de pessoas com e sem dor lombar crônica.

A partir de dados obtidos na literatura e das coletas e análises dos dados das fases experimentais desse estudo, foi possível a elaboração desta tese de doutorado, cujo texto está formatado da seguinte forma: (1) introdução; (2) quatro capítulos, sendo que dois são referentes à revisão de literatura e dois referentes às fases experimentais da tese; (3) considerações finais; (4) dificuldades e limitações (5) perspectivas; e (5) referências utilizadas na introdução.

Os quatro capítulos desta tese estão apresentados em formato de artigos. Os Capítulos 1 e 3 correspondem ao embasamento teórico dos Capítulos 2 e 4, respectivamente. O Capítulo 3, foi submetido ao *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, que já retornou solicitando correções, mas ainda não foi obtido o aceite final. Os demais capítulos estão em formatação para as respectivas submissões.



## INTRODUÇÃO

A dor lombar (DL) tem sido considerada uma das maiores causas de incapacidade (DISEASE AND INJURY INCIDENCE AND PREVALENCE COLLABORATORS, 2017). Sua prevalência anual no Brasil tem sido considerada elevada em indivíduos adultos (> 50%), e a prevalência de DL crônica varia entre 4,2% e 14,7% da população (NASCIMENTO; COSTA, 2015). Além disso, estudo recente demonstrou que a prevalência de DL parece continuar aumentando, e consequentemente, gera elevação dos custos assistenciais (MANCHIKANTI *et al.*, 2014). Ainda que tenha sido afirmado que a dor lombar é solucionada em aproximadamente 80% a 90% dos pacientes em cerca de seis semanas, a condição tende a recidivar e a maioria dos pacientes experimenta múltiplos episódios após a dor inicial (MANCHIKANTI *et al.*, 2014).

Dessa maneira, entende-se que a DL pode gerar importantes prejuízos funcionais aos indivíduos, visto que afeta o desempenho de tarefas dinâmicas, como o sentar e levantar (CLAEYS *et al.*, 2012; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005), o caminhar (CROSBIE *et al.*, 2013; MULLER; ERTELT; BLICKHAN, 2015; STEELE *et al.*, 2014) e/ou o levantar um objeto do solo (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007a). Sabendo-se que a maneira de execução de um determinado movimento se dá em virtude de um aprendizado motor, que é fruto de sua experimentação e repetição, a prática constante de um gesto leva à formação de um padrão de movimento (CORRÊA *et al.*, 2007). Sendo assim, a realização repetida do gesto motor de forma alterada, seja em virtude da dor ou por estratégia própria de movimento do indivíduo, poderia imprimir um padrão de movimento específico.

Ainda, partindo do pressuposto que os movimentos de sentar e levantar são realizados em média 60 vezes por dia (DALL; KERR, 2010) e, que frequentemente são relatados como uma atividade agravante dos sintomas (CLAEYS *et al.*, 2012), esses movimentos têm sido considerados importantes no estudo da DL e, por esse motivo, inúmeros estudos (CLAEYS *et al.*, 2012; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007a) têm visado investigar os aspectos cinemáticos desse movimento.

Esses estudos têm relatado alterações na biomecânica do movimento de sentar e levantar nos indivíduos com DL, tais como: maior tempo para a realização completa do movimento (CLAEYS *et al.*, 2012; PEYDRO *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007b), início tardio da anteversão pélvica durante o movimento (CLAEYS *et al.*, 2012), menor velocidade e aceleração de tronco (PEYDRO *et al.*, 2011; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005), menor amplitude de movimento (ADM) da coluna lombar (PEYDRO *et al.*, 2011; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005), e quadril (COGHLIN; MCFADYEN, 1994), além de redução da contribuição do movimento lombar em relação à do quadril (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005) e maior variabilidade no movimento do tronco ou da região lombar quando realizadas repetições do movimento (MEHRAVAR *et al.*, 2012; PEYDRO *et al.*, 2011; TAJALI *et al.*, 2013). No que tange a ADM de tronco, alguns estudos encontraram redução da ADM (GALLI *et al.*, 2000), porém outros autores não referem diferença significativa nesse parâmetro entre os sujeitos com DL e indivíduos saudáveis (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SVENDSEN *et al.*, 2013) ou ainda, descrevem aumento desse movimento (COGHLIN; MCFADYEN, 1994).

É possível observar que algumas características cinemáticas apresentam resultados contraditórios, não deixando clara a influência da DL na cinemática do sentar e levantar. Portanto, considerando a elevada frequência com que a tarefa de sentar e levantar é realizada durante o dia, um desempenho adequado é crucial (CLAEYS *et al.*, 2012), pois alterações na realização dessa tarefa que aumentem a sobrecarga sobre as estruturas corporais, realizada de forma repetida, poderiam se constituir em um fator de risco, tanto para o desenvolvimento quanto para a manutenção da DL (MCGILL, 2004).

Partindo desse pressuposto, visando minimizar esse fator de risco, entende-se fundamental que o profissional de saúde compreenda e intervenha sobre essa alteração durante o tratamento de pacientes com DL. Para isso, o profissional necessita ferramentas de avaliação que lhe forneçam essas informações, tornando possível uma avaliação inicial adequada da tarefa de sentar e levantar, bem como o acompanhamento da evolução do tratamento. Além disso, faz-se necessário a este profissional conhecer quais variáveis são possíveis de serem avaliadas no ambiente clínico e quais seriam as características que diferenciariam pessoas com dor e sem dor lombar. Com esse tipo de conhecimento o profissional pode ser capaz de treinar o adequado movimento de sentar e levantar, evitando os prejuízos já relatados da incorreta realização desse gesto motor.

Atualmente existem muitos instrumentos disponíveis para analisar os aspectos cinemáticos da tarefa de sentar e levantar, como os sistemas de vídeo (COGHLIN; MCFADYEN, 1994), o dispositivo eletromagnético 3SPACE Fastrak (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005, SHUM; CROSBIE; LEE, 2007b) e os acelerômetros (MATHIE *et al.*, 2004). No entanto, esses instrumentos tem sua utilidade limitada ao ambiente de pesquisa, sendo pouco utilizados na prática clínica, principalmente pelo fato de apresentarem alto custo e necessidade de uma estrutura adequada e conhecimento específico para a sua utilização, além de necessitarem longo tempo para a avaliação e obtenção dos resultados.

Por outro lado, na clínica, a avaliação visual é muitas vezes a opção de escolha, no entanto, devido a sua natureza subjetiva, não é possível a obtenção de dados quantitativos, que permitam avaliar parâmetros como ADM, velocidade, aceleração, entre outros. Além disso, impede a comparação de resultados tanto pré e pós-intervenção, como entre diferentes profissionais (WATSON; MAC DONNCHA, 2000).

Nesse sentido, entende-se que o profissional de saúde necessita de alternativas para a avaliação do movimento humano, a partir de instrumentos válidos e reprodutíveis, mas também viáveis para a prática clínica. Partindo do pressuposto que os *smartphones* são presença constante na vida da sociedade atual (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015) e que o mesmo é equipado com capacidades de computação avançadas e sensores inerciais (unidade de medida inercial), com acelerômetro, giroscópio e magnetômetro (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015), seria possível supor que esses instrumentos poderiam ser inseridos nas rotinas de avaliação clínica, contribuindo para a obtenção de dados objetivos do movimento humano. No entanto, para isso é necessária a validação de um protocolo de medição utilizando esses dispositivos, além de conhecer quais são as variáveis possíveis de serem avaliadas por esses sensores inerciais, durante a tarefa de sentar e levantar.

Diante do exposto, justifica-se a realização dessa tese, que pretende verificar a capacidade de utilização de sensores inerciais de *smartphone* na avaliação da tarefa de sentar e levantar, com vistas à identificação de características cinemáticas do tronco, da coluna lombar, da pelve e do quadril de pessoas com e sem DL crônica. Acredita-se que os resultados dessa tese possibilitarão ao profissional de saúde ferramentas para identificar a presença das alterações cinemáticas nos seus pacientes com DL, tanto na

avaliação quanto durante o acompanhamento do tratamento, para fins de quantificar agravamentos ou melhoras do quadro cinesiológico do paciente em um dos movimentos mais realizados no seu cotidiano.

## CAPÍTULO 1

### ARTIGO DE REVISÃO SISTEMÁTICA

#### **Validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano: uma revisão sistemática**

*Validity and reliability of smartphones for the evaluation of the kinematic characteristics of human movement: a systematic review*

#### **RESUMO**

**Introdução:** Os avanços na tecnologia móvel levaram ao surgimento dos *smartphones*, os quais possuem “aplicativos” com inúmeras utilidades, podendo ser utilizados na análise do movimento humano, a partir dos sensores inerciais. **Objetivo:** Investigar os aspectos de validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano do tronco, da coluna, da pelve e do quadril. **Métodos:** Foi realizada busca sistemática nas bases de dados MEDLINE, Embase, Scopus e LILACS, além de buscas manuais. Foram incluídos estudos que avaliaram aspectos de validação de *smartphones* na avaliação de variáveis cinemáticas do tronco, coluna, pelve ou quadril. Dois revisores independentes realizaram a seleção, leitura, extração, avaliação do risco de viés dos estudos e do nível de evidência (GRADE). **Resultados:** Encontrou-se inicialmente 2651 artigos, sendo dez estudos incluídos. Destes, nove investigaram a validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas da coluna vertebral e apenas um estudo que abordou a articulação do quadril. A região pélvica e o tronco não foram investigados em nenhum estudo. Além disso, foi possível observar que apenas a avaliação da amplitude de movimento (ADM) foi testada, sendo que outros aspectos cinemáticos, como velocidade e aceleração também não foram abordados. **Conclusão:** Hoje, entende-se possível implantar o uso dos *smartphones* na avaliação da ADM da coluna cervical. Além disso, os *smartphones* são potencialmente viáveis para uso na avaliação da coluna torácica e lombar, e do quadril, mas ainda são necessários estudos de validação para permitir o uso mais seguro desses instrumentos nessas regiões. Há carência de estudos de validação para a aplicabilidade de *smartphones* na avaliação da ADM do tronco e da pelve, bem como sobre outras características cinemáticas, como velocidade e aceleração.

**Palavras-chave:** Smartphone; Aplicativos Móveis; Amplitude de Movimento Articular; Medição de Velocidade; Aceleração.

## **ABSTRACT**

**Introduction:** *Advances in mobile technology have led to the appearance of smartphones, which have "mobile apps" with numerous utilities, and can be used in the analysis of human movement, from the inertial sensors. **Objective:** To investigate the validity and reliability of smartphones to evaluate the kinematic characteristics of human trunk, spine, pelvis and hip movement. **Methods:** A systematic search was performed on the MEDLINE, Embase, Scopus and LILACS databases, as well as manual searches. We included studies that evaluated aspects of validation of smartphones in the evaluation of kinematic variables of the trunk, spine, pelvis or hip. Two independent reviewers performed selection, reading, extraction, assessment of risk of bias and evidence level (GRADE). **Results:** 2651 articles were initially found, with ten studies included. Of these, nine investigated the validity and reliability of smartphones for evaluation of kinematic characteristics of the spine and just one study that approached the hip joint. The pelvic region and trunk were not investigated in any study. In addition, it was possible to observe that just the range-of-motion (ROM) evaluation was tested, and other kinematic aspects, such as velocity and acceleration were also not evaluated. **Conclusion:** Today, it is possible to implement the use of smartphones in the evaluation of the cervical spine ROM. In addition, smartphones are potentially viable for use in assessing the thoracic and lumbar spine, and hip, but validation studies are needed to use safer of these instruments in those regions. There is not validation studies for the smartphones applicability in the evaluation of trunk and pelvic ROM, as well as other kinematic characteristics such as speed and acceleration.*

**Key-words:** *Smartphone; Mobile Applications, Range of Motion, Articular; Velocity Measurement; Acceleration.*

## **1.1 INTRODUÇÃO**

Os avanços na tecnologia móvel levaram ao surgimento do “*smartphone*”, uma nova classe de dispositivo equipado com capacidades de computação avançadas, receptores de sistema de posicionamento global (GPS) e sensores inerciais (unidade de medida inercial) (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015). Esses dispositivos portáteis apresentam uma poderosa ferramenta potencial, não apenas por conter acelerômetros triaxiais de alta qualidade, mas também por possuir elevado poder computacional, espaço de armazenamento e conectividade à Internet (OCKENDON; GILBERT, 2012). E, em virtude dessa ampla quantidade de recursos, rapidamente tornaram sua presença constante na vida da sociedade atual (DEL ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015).

Em virtude da expansão desses dispositivos, *softwares* têm sido desenvolvidos com inúmeras utilidades, sendo chamados de “*aplicativos*”. Para a análise do

movimento humano, os aplicativos geralmente são criados utilizando os acelerômetros, os quais, na medida em que mensuram a inclinação do dispositivo, possibilitam as medições angulares (OCKENDON; GILBERT, 2012). Porém, mais recentemente, os sensores inerciais tem possibilitado o desenvolvimento de aplicativos utilizando também outros sensores, como o inclinômetro (BOISSY *et al.*, 2017).

A análise de movimento tridimensional (3D) é o padrão-ouro na identificação de alterações mecânicas e na avaliação da eficácia dos protocolos de treinamento. No entanto, a análise de movimento 3D é impraticável em ambiente clínico em virtude dos requisitos de espaço para o sistema e expertise necessária para coleta e análise de dados (BELYEA, *et al.*, 2015). Não obstante, o profissional de saúde necessita de alternativas na avaliação do movimento humano, balizadas em instrumentos válidos e reprodutíveis, mas também viáveis para a prática clínica. Nesse contexto, justifica-se o desenvolvimento dessa revisão sistemática, que tem por objetivo investigar os aspectos de validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano do tronco, da coluna, da pelve e do quadril.

## 1.2 MÉTODOS

### 1.2.1 Fontes de informação e estratégia de busca

O estudo consistiu em uma revisão sistemática de estudos observacionais que apresentassem aspectos de validação dos *smartphones* como instrumento de avaliação das características cinemáticas do movimento humano, como: amplitude de movimento (ADM), velocidade ou aceleração. A metodologia desta revisão sistemática seguiu as recomendações propostas pelo *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA)* (MOHER, *et al.*, 2009). O Projeto foi registrado no PROSPERO do *Centre for Reviews and Dissemination* da *University of York* (<http://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO>), sob o número CRD42018092328.

Foi realizada por dois avaliadores independentes e de forma duplicada uma busca sistemática de artigos científicos nas bases de dados MEDLINE (acessadas pelo PubMed), Embase, Scopus, LILACS (acessada pelo Bireme) no mês de fevereiro de 2018. Visando minimizar perdas de estudos, foram realizadas buscas manuais nas referências dos estudos incluídos. A Tabela 1.1 ilustra a estratégia completa de busca

realizada no PubMed. Não foi feita restrição de ano de publicação na busca em nenhuma das bases de dados.

**Tabela 1.1.** Estratégia de busca utilizada no PubMed\*.

---

#1	<i>Search (“Smartphone” [Mesh] OR “Smartphone” OR “smartphones” OR “smart phones” OR “smart phone” OR “Phone, Smart” OR “Phones, Smart” OR “iPhone” OR “iPod” OR “Mobile Applications” OR “Mobile Application” OR “Mobile Apps” OR “Mobile App”)</i>
#2	<i>Search (“Range of Motion, Articular” [Mesh] OR “Range of Motion, Articular” OR “Joint Range of Motion” OR “Joint Range” OR “Joint Flexibility” OR “Flexibility, Joint” OR “Range of Motion” OR “Passive Range of Motion” OR “mobility” OR “speed of movement” OR “movement speed” OR “velocity” OR “Acceleration” OR “Accelerations”)</i>
#3	<i>#1 AND #2</i>

---

\*A busca foi realizada através do título/resumo/palavras-chave dos estudos

### 1.2.2 Critérios de elegibilidade

Os critérios de inclusão foram estabelecidos pelo modelo PICO, sendo definido o “P” (*Patient, Population, or Problem*) como seres humanos; o “E” (*Intervention, Prognostic Factor, or Exposure*) validação de *smartphones*; o “C” (*Comparison*) não se adequa a essa revisão; e o “O” (*Outcome*) como avaliação cinemática. Assim, foram incluídos estudos que: 1) avaliaram aspectos de validação de *smartphones* (reprodutibilidade e/ou validade); e 2) avaliaram variáveis cinemáticas do tronco, da coluna, da pelve ou do quadril. Foram excluídos os estudos: 1) que não utilizaram os sensores inerciais de celulares para realizar a avaliação; 2) que não estavam redigidos em inglês, espanhol ou português e 3) de revisão da literatura e revisões sistemáticas.

### 1.2.3 Seleção dos estudos e extração dos dados

Os títulos e resumos dos artigos identificados pela estratégia de busca foram avaliados de forma independente e duplicada por dois pesquisadores (J.A.S e T.S.F). Os artigos em que os resumos não continham informações suficientes sobre os critérios de inclusão e exclusão foram selecionados para avaliação completa. Na segunda etapa, os mesmos investigadores, de maneira independente e duplicada, avaliaram os artigos completos e fizeram a seleção de acordo com os critérios de elegibilidade. Todos os desacordos entre os investigadores foram resolvidos por consenso.



Os mesmos investigadores conduziram, de forma independente e duplicada, a extração dos dados referente às características metodológicas, resultados dos estudos, avaliação do risco de viés e do nível de evidência. Todas as discordâncias foram resolvidas por consenso. Os seguintes dados foram extraídos utilizando um formulário padrão: amostra, aplicativo utilizado, padrão-ouro, local da colocação do *smartphone*, resultados de correlação e amplitude do intervalo de concordância, para estudos de validade e resultados de correlação, erro padrão da medição (*Standart Error Measurement* - SEM) e a mínima mudança detectável (*Minimum Detectable Change* - MDC), para estudos de reprodutibilidade.

#### **1.2.4 Avaliação do risco de viés e nível de evidência**

Os estudos que preencheram os critérios de inclusão foram avaliados em relação ao risco de viés utilizando a escala de avaliação crítica para estudos de reprodutibilidade e de validade (BRINK; LOUW, 2012), que consiste em uma lista de verificação composta por 13 critérios, que podem ser respondidos "sim", "não" ou "não aplicável", sendo que as questões 3, 7, 9 e 11 são aplicadas apenas a estudo de validade concorrente; as questões 4, 5, 6 e 8 são aplicadas apenas a estudos de reprodutibilidade e as demais questões são aplicadas a todos os estudos. Não existe um único ponto de corte para definir o risco de viés dos estudos (RONDONI *et al.*, 2017), por esse motivo, estipulamos um valor de 75%, sendo que os estudos foram definidos como baixo risco de viés se contemplassem 75% ou mais dos itens aplicáveis do *checklist*.

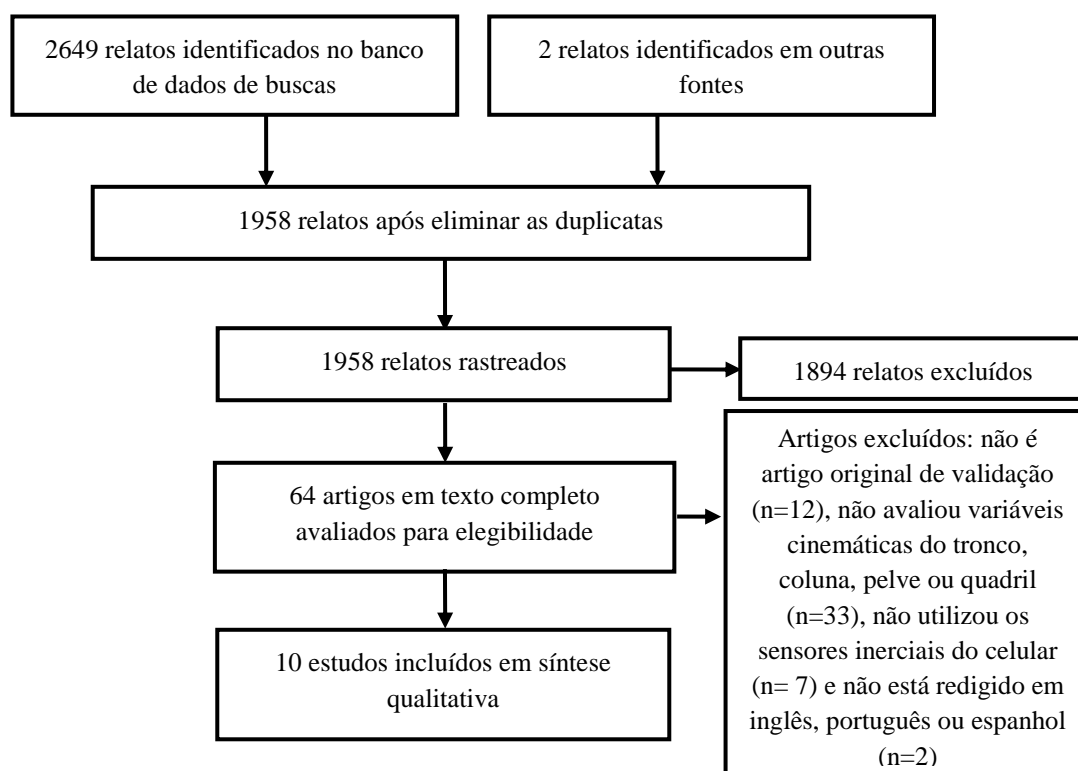
O sistema GRADE (*Grading of Recommendations Assessment, Development, and Evaluation*) (GUYATT *et al.*, 2011) foi utilizado para classificar o nível de evidência em: alto - muito improvável que pesquisas adicionais mudem os resultados apresentados pela revisão sistemática; moderado - pesquisas posteriores provavelmente terão um impacto importante e podem mudar os resultados apresentados pela revisão sistemática; baixo - é mais provável que outras pesquisas tenham um impacto importante e que provavelmente alterem os resultados apresentados pela revisão sistemática; e muito baixo - qualquer estimativa de resultados apresentados pela revisão sistemática é muito incerta, gerando a necessidade de desenvolvimento de novos estudos.

### 1.2.5 Análise dos dados

Os dados foram analisados inicialmente por semelhança, separados em sub-grupos de acordo com a região corporal avaliada. A síntese narrativa dos resultados baseou-se no tipo de análise realizada (validade ou reprodutibilidade intra ou interavaliador), com o objetivo de descrever os aspectos de validação dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento humano. Não foi possível a realização de uma meta-análise, em virtude de que os estudos encontrados utilizavam aplicativos para a avaliação distintos, o que impossibilita a utilização de uma nova análise estatística dos dados.

### 1.3 RESULTADOS

Das 2651 citações potencialmente relevantes encontradas das bases de dados eletrônicas e buscas nas listas de referência, 10 atendiam aos critérios de inclusão (Figura 1.1).



**Figura 1.1** - Fluxograma dos estudos incluídos, segundo Prisma (MOHER *et al.*, 2009).

Na avaliação do risco de viés (Tabela 1.2), observa-se que apenas dois estudos apresentaram alto risco de viés, por não contemplarem 75% dos critérios avaliados. Os

critérios que envolvem as questões sobre amostra (critério 1), descrição do método avaliado (critério 10) e métodos estatísticos (critério 13) foram contemplados por todos os estudos incluídos. O critério 6, que avalia a randomização na ordem do exame, foi pontuada em apenas um estudo.

**Tabela 1.2** - Resultados da avaliação do risco de viés dos estudos, por meio da escala de avaliação crítica para estudos de reprodutibilidade e de validade (BRINK; LOUW, 2012)

1º Autor (ano)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	Número de ✓	% de ✓	Risco de viés
Bedekar (2014)	✓	✓	X	✓	✓	X	X	✓	✓	✓	X	✓	✓	9	69,2%	Alto
Bucke (2017)	✓	✓	✓	na	na	na	✓	na	✓	✓	✓	X	✓	8	88,9%	Baixo
Charlton (2015)	✓	✓	✓	na	X	X	✓	✓	X	✓	✓	X	✓	8	66,7%	Alto
Guidetti (2017)	✓	X	✓	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	11	84,6%	Baixo
Kolber (2013)	✓	✓	X	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	11	84,6%	Baixo
Pourahmadi (2018)	✓	✓	X	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	11	84,6%	Baixo
Pourahmadi (2016)	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	12	92,3%	Baixo
Quek (2014)	✓	✓	✓	na	X	X	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	10	83,3%	Baixo
Stenneberg (2017)	✓	✓	✓	✓	na	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	12	100%	Baixo
Tousignant-Laflamme (2013)	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	✓	✓	✓	✓	X	✓	11	84,6%	Baixo

CRITÉRIOS: 1) Os autores deram uma descrição detalhada da amostra utilizada? 2) Os autores esclareceram a qualificação ou a competência do(s) avaliador(es)? 3) O padrão de referência foi explicado? 4) Se a reprodutibilidade interavaliador foi testada, os avaliadores foram cegos para os achados de outros avaliadores? 5) Se a reprodutibilidade intra-avaliador foi testada, os avaliadores foram cegos para seus próprios resultados? 6) A ordem do exame foi randomizada? 7) O período de tempo entre o padrão de referência e o teste avaliado foi curto o suficiente para estar razoavelmente seguro de que a condição-alvo não se alterou entre os dois testes? 8) A estabilidade da variável a ser medida foi levada em conta ao determinar a adequação do intervalo de tempo entre medidas repetidas? 9) O padrão de referência foi independente do teste avaliado? 10) A execução do teste avaliado foi descrita com detalhes suficientes para permitir replicação do teste? 11) A execução do padrão de referência foi descrita com detalhes suficientes para permitir sua replicação? 12) As perdas do estudo foram explicadas? 13) Os métodos estatísticos foram apropriados? RESPOSTAS AOS CRITÉRIOS: ✓ = Sim; X = Não, na = Não aplicável.

Apesar do baixo risco de viés da maioria dos estudos incluídos, ao analisar o nível de evidência, a partir dos critérios estabelecidos pelo GRADE (GUYATT *et al.*, 2011), entende-se que é possível que outras pesquisas tenham um impacto importante e que provavelmente alterem os resultados, o que torna a presente revisão com baixo nível de evidência. Isso porque até o momento foi encontrado apenas um estudo analisando a validade e/ou reprodutibilidade de cada aplicativo na cinemática das regiões investigadas.

O Quadro 1.1 resume as principais características metodológicas dos estudos incluídos: amostra, ADM avaliada, aplicativo do *smartphone* e padrão-ouro utilizados e o local de colocação do *smartphone* para a avaliação, discriminados por região corporal (coluna cervical, torácica, lombar e quadril).

**Quadro 1.1.** Características metodológicas dos estudos incluídos.

1º Autor (ano)	Amostra (n)	ADM avaliada	Aplicativo	Instrumento de referência	Local da colocação do <i>smartphone</i>
<b>COLUNA CERVICAL</b>					
Guidetti (2017)	23	Flexão, extensão, flexão lateral e rotação	Compass	Inclinômetro de fluido	Flexão, extensão e Flexão lateral: superior da cabeça Rotação: posterior da cabeça
Pourahmadi (2018)	40	Flexão, extensão, flexão lateral e rotação	Goniometer-pro	Goniômetro	Flexão e extensão: lateral da cabeça Flexão lateral: sobre C7 alinhado com a protuberância occipital Rotação: superior da cabeça
Quek (2014)	21- validade e 16- intra-avaliador	Flexão, extensão, flexão lateral e rotação	Personalizado em base MIT App Inventor	Sistema de análise de movimento VICON	Superior da cabeça
Stenneberg (2017)	30- validade e 26- interavaliador	Flexão, extensão, flexão lateral e rotação	3D range of motion	Dispositivo de rastreamento eletromagnético (Polhemus Liberty)	Anterior da cabeça
Tousignant-Laflamme (2013)	28	Flexão, extensão, flexão lateral e rotação	Clinometer (flexão, extensão e flexão lateral) e Compass (rotação)	Dispositivo de ADM cervical (CROM)	Flexão, extensão e flexão lateral: lateral da cabeça Rotação: Superior da cabeça
<b>COLUNA TORÁCICA</b>					
Bucke (2017)	23	Rotação	Clinometer	Ultra-som e sistema de análise de movimento Liberty	Espaço interespinhoso C7-T1 perpendicular à coluna vertebral
<b>COLUNA LOMBAR</b>					
Bedekar (2014)	30	Flexão	Goniometer	Inclinômetro duplo	T12 e S2
Kolber (2013)	30	Flexão	iHandy Level	Inclinômetro de bolha	T12-L1 e S1-S2
Pourahmadi (2016)	30	Flexão e extensão	TiltMeter	Inclinômetro de gravidade	T12- L1 e S1-S2
<b>QUADRIL</b>					
Charlton (2015)	20	Flexão, rotações, adução e abdução	Hip ROM tester	Sistema de vídeo (Vicon)	Flexão: lateral da coxa Rotações: anterior da tibia Adução e abdução: posterior da coxa

O Quadro 1.2 mostra os resultados de correlação e de amplitude do intervalo de concordância obtidos pelos estudos para a validade concorrente dos *smartphones*.

**Quadro 1.2.** Resultados de correlação e de amplitude do intervalo de concordância na análise da validade concorrente dos estudos incluídos.

Autor (ano)	Correlação	Amplitude do intervalo de concordância
<b>COLUNA CERVICAL</b>		
Guidetti (2017)	Flexão $r=0,99$ ; extensão $r=1$ ; flexão lateral $r=0,99$ ; rotação $r=0,99$	Flexão=1,4°; extensão=1,6°; flexão lateral=2,1 a 2,9°; rotação=2,4 a 2,8°
Pourahmadi (2018)	Flexão $r=0,63$ ; extensão $r=0,81$ ; flexão lateral $r=0,72-0,79$ ; rotação $r=0,75-0,77$	Flexão=22,4°; extensão=11,3°; flexão lateral=6,2 a 7,8°; rotação=20,7 a 22,4°
Quek (2014)	Flexão $\rho=0,99$ ; extensão $\rho=0,83$ ; flexão lateral $\rho=0,92-0,93$ ; rotação $\rho=0,52-0,81$	Flexão=2,3°; extensão=9,6°; flexão lateral=4,6 a 7,1°; rotação=9,6 a 18,6°
Stenneberg (2017)	Flexão ICC=0,91; extensão ICC=0,99; flexão lateral ICC=0,98-0,99; rotação ICC=0,91-0,95	Flexão=6,6°; extensão=6,7°; flexão lateral=9,6°; rotação=16,8°.
Tousignant-Laflamme (2013)	Flexão $r=0,69$ ; extensão $r=0,56$ ; flexão lateral $r=0,63-0,80$ ; rotação $r=0,38-0,58$	N/A
<b>COLUNA TORÁCICA</b>		
Bucke (2017)	Rotação $r=0,88$	Rotação=28,6°
<b>COLUNA LOMBAR</b>		
Bedekar (2014)	Flexão $r=0,95$	N/A
Kolber (2013)	Flexão ICC=0,86-0,87	Flexão=25°
Pourahmadi (2016)	Flexão $r=0,85$ ; extensão $r=0,91$	Flexão=13,1°; extensão=10,3°
<b>QUADRIL</b>		
Charlton (2015)	Flexão ICC=0,92; abdução ICC=0,98; adução ICC=0,91; rotações ICC=0,71-0,88	N/A

r: Coeficiente de correlação de Pearson;  $\rho$ : Coeficiente de Correlação de Spearman; ICC: Intraclass Correlation Coefficient (Coeficiente de Correlação Intra-classe).

O Quadro 1.3 apresenta os resultados de correlação, SEM e MDC para os dados de reprodutibilidade intra e interavaliador dos *smartphones*.

**Quadro 1.3.** Resultados de correlação, SEM e MDC na avaliação da reprodutibilidade intra e interavaliador dos estudos incluídos.

Autor (ano)	Intra-avaliador			Interavaliador		
	ICC	SEM (°)	MDC(°)	ICC	SEM (°)	MDC (°)
<b>COLUNA CERVICAL</b>						
Guidetti (2017)	Flexão:0,95; extensão:0,97; flexão lateral:0,92-0,94; rotação:0,95-0,98	Flexão:2,5; extensão:2,7; flexão lateral:2,3 a 2,4; rotação:1,6 a 1,9	Flexão:7; extensão:7; flexão lateral:6 a 7; rotação: 4 a 5	Flexão:0,98; extensão:0,99; flexão lateral:0,98-0,99; rotação:0,99	Flexão:2; extensão:2; flexão lateral:1,4 a 1,5; rotação:1,5 a 1,5	Flexão:6; extensão:6; flexão lateral:4; rotação:4
Pourahmadi (2018)	Flexão:0,69-0,76; extensão:0,71-0,76; flexão lateral:0,69-0,78; rotação:0,62-0,78	Flexão:2,5 a 3,1; extensão:2,4 a 2,6; flexão lateral:1 a 1,5; rotação:3,5 a 4,5	N/A	Flexão:0,65; extensão:0,67; flexão lateral:0,71-0,76; rotação:0,76-0,79	Flexão:2,8; extensão:2,7; flexão lateral:1,5 a 2,1; rotação:3,3 a 3,5	N/A
Quek (2014)	Flexão:0,86; extensão:0,82; flexão lateral:0,85-0,90; rotação:0,05-0,33	Flexão:3,1; extensão:5; flexão lateral:2,8 a 4,1; rotação:15,8 a 16,4	N/A	N/A	N/A	N/A
Stenneberg (2017)	N/A	N/A	N/A	Flexão-extensão:0,90; flexão lateral:0,92; rotação:0,96	N/A	N/A
Tousignant-Laflamme (2013)	Flexão:0,68-0,78; extensão:0,42-0,84; flexão lateral:0,68-0,78; rotação:0,17-0,74	N/A	N/A	Flexão:0,48; extensão:0,49; flexão lateral:0,40-0,54; rotação:0,07-0,09	N/A	N/A
<b>COLUNA LOMBAR</b>						
Bedekar (2014)	Flexão:0,92	N/A	N/A	Flexão:0,81	N/A	N/A
Kolber (2013)	Flexão:0,88	N/A	N/A	Flexão:0,88	N/A	Flexão:8
Pourahmadi (2016)	Flexão:0,87-0,92; extensão:0,85-0,92	Flexão:2,1 a 3; extensão:2,2 a 2,7	N/A	Flexão:0,85; extensão:0,89	Flexão:3,1; extensão:2,7	N/A
<b>QUADRIL</b>						
Charlton (2015)	Flexão:0,86; abdução:0,68; adução:0,68; rotações:0,87-0,94	Flexão:2,3; abdução:4,6; adução:2,5; rotações:2,6 a 3,2	N/A	N/A	N/A	N/A

ICC: Intraclass Correlation Coeficient (Coeficiente de Correlação Intra-classe); SEM: Standart Error Measurement (Erro padrão da medição); MDC: Minimum Detectable Change (Mínima mudança detectável).

## 1.4 DISCUSSÃO

Foram encontrados nove estudos que investigaram a validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação de características cinemáticas do movimento da coluna vertebral e apenas um estudo que abordou a articulação do quadril. O tronco e a pelve não foram alvos de investigação em nenhum estudo. Além disso, foi possível observar que apenas a avaliação da ADM foi testada, sendo que outros aspectos cinemáticos, como velocidade do movimento e aceleração também não foram abordados.

Dentre os artigos que visaram validar o uso de *smartphones* para avaliação da coluna vertebral, a região cervical parece ser mais frequentemente avaliada. Cinco estudos abordaram aspectos de validação para a região cervical, descrevendo cinco diferentes aplicativos para este uso. Em geral, os estudos descrevem adequada validade concorrente para avaliação da flexão cervical, com correlações superiores a 0,91 (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017; QUEK *et al.*, 2014; STENNEBERG *et al.*, 2017). No entanto, Pourahmadi *et al.* (2018) e Tousignant-Laflamme *et al.* (2013) obtiveram correlações inferiores, com  $r$  variando de 0,63 a 0,69. Resultados semelhantes foram obtidos na avaliação da extensão cervical, com correlações superiores a 0,81 (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017; POURAHMADI *et al.*, 2018; QUEK *et al.*, 2014; STENNEBERG *et al.*, 2017), exceto no estudo de Tousignant-Laflamme *et al.* (2013) que descreveu correlação de 0,56.

Na avaliação da flexão lateral cervical os estudos encontraram adequada validade concorrente (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017; POURAHMADI *et al.*, 2018; QUEK *et al.*, 2014; STENNEBERG *et al.*, 2017), mas Tousignant-Laflamme *et al.* (2013) descreveram valores de  $r$  variando de 0,63 a 0,80, demonstrando uma grande variabilidade nos achados. Piores resultados foram encontrados na avaliação dos movimentos de rotação cervical, obtendo-se valores mais baixos de correlações,  $r/\rho=0,38$  e 0,52 (QUEK *et al.*, 2014; STENNEBERG *et al.*, 2017). No entanto, os demais estudos apresentaram excelentes correlações, superiores a 0,75 (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017; POURAHMADI *et al.*, 2018; STENNEBERG *et al.*, 2017).

A partir do exposto é possível observar que resultados inferiores de correlação parecem ser descritos por Tousignant-Laflamme *et al.* (2013), ao utilizar o aplicativo Clinometer para avaliação da flexão, extensão e flexão lateral da região cervical e o aplicativo Compass para avaliação da rotação cervical. Além disso, esse estudo não apresenta resultados de concordância, limitando a compreensão dos resultados.

Considerando os resultados da amplitude do intervalo de concordância, até o presente momento, recomenda-se o uso do aplicativo Compass (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017), considerando as estreitas amplitudes encontradas em todos os movimentos avaliados ( $<2,9^\circ$ ). Cabe ressaltar que ao utilizar o aplicativo Compass para avaliação da rotação cervical, parece mais adequado utilizar o celular posicionado na região posterior da cabeça, visto que Guidetti; Placentino; Baldari (2017) encontraram adequada validade concorrente, enquanto que Tousignant-Laflamme *et al.* (2013) não tiveram resultados válidos ao utilizar na região superior da cabeça.

Outros aplicativos apresentaram adequadas amplitudes do intervalo de concordância, como o aplicativo personalizado (desenvolvido pelo coautor do estudo) no MIT App Inventor (QUEK *et al.*, 2014) e o aplicativo 3D range of motion (STENNEBERG *et al.*, 2017), exceto para avaliação da rotação cervical, em que, ambos os aplicativos obtiveram amplos intervalos de confiança. Sendo assim, até o momento é possível uma utilização segura na avaliação dos movimentos de flexão, extensão e flexão lateral da região cervical. O aplicativo Goniometer-pro apresentou maiores amplitudes do intervalo de concordância (POURAHMADI *et al.*, 2018), não demonstrando ser uma boa alternativa para avaliação cervical até o momento.

No que tange a reprodutibilidade intra-avaliador da região cervical os estudos parecem concordar com melhores resultados para avaliação dos movimentos de flexão (ICC variando de 0,68 a 0,95) e flexão lateral (ICC variando de 0,68 a 0,94). No entanto, os estudos apresentam resultados contraditórios no que tange a avaliação da extensão (ICC variando de 0,42 a 0,97) e rotação (ICC variando de 0,05 a 0,98). Já na avaliação da reprodutibilidade interavaliador os resultados foram mais coesos entre os três estudos (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017; POURAHMADI *et al.*, 2018; STENNEBERG *et al.*, 2017), com ICC variando de 0,65 a 0,99. Embora Tousignant-Laflamme *et al.* (2013) apresentaram resultados inferiores em todos os movimentos avaliados.

Ao analisar os valores do SEM, que refletem o erro associado à medida, observamos resultados melhores ao utilizar o aplicativo Compass (GUIDETTI; PLACENTINO; BALDARI, 2017), seguido do aplicativo Goniometer-pro (POURAHMADI *et al.*, 2018). O aplicativo personalizado desenvolvido no MIT App Inventor (QUEK *et al.*, 2014) apresentou baixos valores de SEM, exceto na avaliação da rotação cervical. Os demais estudos (STENNEBERG *et al.*, 2017; TOUSIGNANT-LAFLAMME *et al.*, 2013) não apresentaram análise de erro de medida e apenas o estudo de Guidetti; Placentino; Baldari (2017) apresentaram dados de MDC, o que limita a interpretação da reprodutibilidade apresentada nesses estudos.



Essas diferenças encontradas entre os estudos podem estar associadas às diferenças metodológicas, como: diferentes padrões-ouro e diferenças no protocolo de medição, como por exemplo, diferentes locais de colocação do *smartphone* para a avaliação. Cabe ressaltar que cada estudo analisou aspectos de validade de um aplicativo diferente, limitando discussão mais aprofundada sobre as diferenças encontradas, visto que não é viável comprar instrumentos de avaliação distintos.

A região torácica foi investigada em apenas um estudo, o qual analisou a validade concorrente do aplicativo Clinometer para avaliar o movimento de rotação dessa região (BUCKE *et al.*, 2017). Embora seus resultados tenham demonstrado excelente correlação ( $r=0,88$ ) na avaliação da validade concorrente, ainda é incipiente a utilização desse aplicativo para avaliação da região torácica. Isso porque, além desse resultado ser sustentado apenas por esse estudo, o mesmo não descreve a reprodutibilidade do uso do aplicativo. Além disso, esse estudo apresentou grande amplitude do intervalo de concordância ( $28,6^\circ$ ), demonstrando uma baixa concordância com o padrão-ouro. Assim, ainda restam questões a serem investigadas, que abordem os demais movimentos da região torácica e os demais aspectos de validação para permitir um uso seguro dos *smartphones* como instrumentos de avaliação da coluna torácica.

A avaliação da região lombar foi abordada em três estudos, que descreveram três diferentes aplicativos (BEDEKAR *et al.*, 2014; KOLBER *et al.*, 2013; POURAHMADI *et al.*, 2016), os quais avaliaram a flexão lombar e apresentaram resultados adequados de validade concorrente (correlações variando de 0,85 a 0,95); de reprodutibilidade intra-avaliador (ICC variando de 0,87 a 0,92) e reprodutibilidade interavaliador (ICC variando de 0,81 a 0,88). A concordância na avaliação da flexão lombar deve ser analisada com cautela, visto que os estudos demonstraram amplitudes dos intervalos variando de  $13,1^\circ$  a  $25^\circ$ . Apenas Pourahmadi *et al.* (2016) investigou aspectos de validade para avaliação do movimento de extensão lombar, obtendo também resultados adequados, tanto para validade concorrente, quanto para reprodutibilidade intra e interavaliadores. Tais estudos diferiram quanto ao aplicativo utilizado, mas todos utilizaram o mesmo local de colocação do *smartphone* durante a avaliação, em T12-L1 e S1-S2, e realizando a subtração dos valores angulares para obtenção da ADM lombar.

No que tange a avaliação do SEM na avaliação da região lombar, apenas um estudo (POURAHMADI *et al.*, 2016) apresentou esses dados, descrevendo valores de SEM inferiores a  $3,1^\circ$  tanto para reprodutibilidade intra como interavaliadores. De maneira geral, os estudos que visam investigar aspectos de validade deveriam envolver, além de análise de valores de correlação, análises mais aprofundadas, como limites de concordância, SEM e

MDC. No entanto, muitos autores ainda permanecem priorizando os resultados de correlação, apresentando de maneira superficial os dados obtidos.

No que tange a validação do uso de *smartphones* para avaliação da ADM da articulação do quadril, apenas um estudo (CHARLTON *et al.*, 2015), utilizando o aplicativo Hip ROM tester, descreveu a validade concorrente e a reprodutibilidade intra-avaliador para os movimentos de flexão, abdução, adução e rotações do quadril. Seus resultados demonstraram adequada correlação para avaliação da validade concorrente (ICC variando de 0,71 a 0,88), sem, no entanto, apresentar resultados de concordância. Além disso, obtiveram adequada reprodutibilidade intra-avaliador, com ICC variando de 0,68 a 0,94 e SEM variando de 2,3 a 4,6°. A reprodutibilidade interavaliador desse aplicativo ainda não é conhecida.

A partir dessa revisão foi possível verificar que, nos últimos cinco anos, tem surgido o interesse em utilizar e validar os *smartphones* para a avaliação do movimento humano, possivelmente pelo fato de que esses instrumentos apresentem a capacidade de fornecer instantaneamente dados quantificáveis, além de serem tecnologias disponíveis a maioria das pessoas, viabilizando a sua implementação na prática clínica (DEAN; SILVERMAN, 2015). Apesar disso, até o presente momento, apenas um estudo abordou o uso de cada aplicativo, o que torna o nível de evidência baixo para a utilização desses instrumentos na avaliação das regiões estudadas, e por esse motivo, populações distintas, como por exemplo: crianças, pessoas com limitações importantes da ADM, entre outros, não foram contempladas nos estudos até aqui conduzidos. Portanto, ainda há carência na literatura de estudos investigando os aspectos de validade desses instrumentos para avaliação do movimento humano.

## 1.5 CONCLUSÃO

Hoje, entende-se possível a implantação do uso dos *smartphones* na avaliação da ADM da coluna cervical, recomendando-se o uso do aplicativo Compass. Além disso, os *smartphones* são potencialmente viáveis para uso na avaliação da coluna torácica e lombar, e do quadril, mas ainda são necessários estudos de validação para permitir o uso mais seguro desses instrumentos nessas regiões. Há carência de estudos de validação para a aplicabilidade de *smartphones* na avaliação da ADM do tronco e da pelve, bem como sobre outras características cinemáticas, como velocidade e aceleração.

## REFERÊNCIAS

- BEDEKAR, N.; SURYAWANSHI, M.; RAIRIKAR, S.; SANCHETI, P.; SHYAM, A. Inter and intra-rater reliability of mobile device goniometer in measuring lumbar flexion range of motion. **Journal of back and musculoskeletal rehabilitation**. v. 27, n. 2, p. 161-166, 2014.
- BELYEA, B. C.; LEWIS, E.; GABOR, Z.; JACKSON, J.; KING, D. L. Validity and Intra-rater Reliability of 2-Dimensional Motion Analysis Using a Hand-held Tablet Compared to Traditional 3-Dimensional Motion Analysis. **Journal of sport rehabilitation**. v.24, n. 4, p. 1-7, 2015.
- BOISSY, P.; DIOP-FALLOU, S.; LEBEL, K.; BERNIER, M.; BALG, F.; TOUSIGNANT-LAFLAMME, Y. Trueness and Minimal Detectable Change of Smartphone Inclinator Measurements of Shoulder Range of Motion. **Telemedicine journal and e-health**. v. 23, n. 6, p. 503-506, 2017.
- BRINK, Y.; LOUW, Q. A. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. **Journal of evaluation in clinical practice**. v. 18, n. 6, p. 1126-1132, 2012.
- BUCKE, J.; SPENCER, S.; FAWCETT, L.; SONVICO, L.; RUSHTON, A.; HENEGHAN, N. R. Validity of the Digital Inclinator and iPhone When Measuring Thoracic Spine Rotation. **Journal of athletic training**. v. 52, n. 9, p. 820-825, 2017.
- CHARLTON, P. C.; MENTIPLAY, B. F.; PUA, Y. H.; CLARK, R. A. Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. **Journal of science and medicine in Sport**. v. 18, n. 3, p. 262-267, 2015.
- DEAN, J. M.; SILVERMAN, M. The utilization of smartphone devices to enhance clinical interventions. **Movement Disorders**. v. 30, p. S463, 2015.
- DEL ROSARIO, M. B.; REDMOND, S. J.; LOVELL, N. H. Tracking the Evolution of Smartphone Sensing for Monitoring Human Movement. **Sensors**. v. 15, n. 8, p. 18901-18933, 2015.
- GUIDETTI, L.; PLACENTINO, U.; BALDARI, C. Reliability and Criterion Validity of the Smartphone Inclinator Application to Quantify Cervical Spine Mobility. **Clinical spine surgery**. v. 30, n. 10, p. E1359-E1366, 2017.
- GUYATT, G.; OXMAN, A. D.; AKL, E. A.; KUNZ, R.; VIST, G.; BROZEK, J.; NORRIS, S.; FALCK-YTTER, Y.; GLASZIOU, P.; DEBEER, H.; JAESCHKE, R.; RIND, D.; MEERPOHL, J.; DAHM, P.; SCHÜNEMANN, H. J. GRADE guidelines: 1. Introduction—GRADE evidence profiles and summary of findings tables. **Journal of Clinical Epidemiology**. v. 64, n. 4, p. 383-394, 2011.
- KOLBER, M. J.; PIZZINI, M.; ROBINSON, A.; YANEZ, D.; HANNEY, W. J. The reliability and concurrent validity of measurements used to quantify lumbar spine mobility: an analysis of an iPhone® application and gravity based inclinometry. **International Journal of Sports Physical Therapy**. v. 8, n. 2, p. 129-137, 2013.

MOHER, D.; LIBERATI, A.; TETZLAFF, J.; ALTMAN, D. G. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. **PLoS medicine**, v. 6, n. 7, p. 1-6, 2009.

OCKENDON, M.; GILBERT, R. E. Validation of a novel smartphone accelerometer-based knee goniometer. **The journal of knee surgery**. v. 25, n. 4, p. 341-345, 2012.

POURAHMADI, M. R.; BAGHERI, R.; TAGHIPOUR, M.; TAKAMJANI, I. E.; SARRAFZADEH, J.; MOHSENI-BANDPEI, M. A. A new iPhone application for measuring active craniocervical range of motion in patients with non-specific neck pain: a reliability and validity study. **The spine journal**. v. 18, n. 3, p. 447-457, 2018.

POURAHMADI, M. R.; TAGHIPOUR, M.; JANNATI, E.; MOHSENI-BANDPEI, M. A.; TAKAMJANI, I. E.; RAJABZADEH, F. Reliability and validity of an iPhone® application for the measurement of lumbar spine flexion and extension range of motion. **PeerJ**. v. 4, p.e2355, 2016.

QUEK, J.; BRAUER, S. G.; TRELEAVEN, J.; PUA, Y. H.; MENTIPLAY, B.; CLARK, R. A. Validity and intra-rater reliability of an Android phone application to measure cervical range-of-motion. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. v. 11, n. 1, p. 65. 2014.

RONDONI, A.; ROSSETTINI, G.; RISTORI, D.; GALLO, F.; STROBE, M.; GIARETTA, F.; BATTISTIN, A.; TESTA, M. Intrarater and Inter-rater Reliability of Active Cervical Range of Motion in Patients With Nonspecific Neck Pain Measured With Technological and Common Use Devices: A Systematic Review With Meta-regression. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**. v. 40, n. 8, p. 597-608, 2017.

STENNEBERG, M. S.; BUSSTRA, H.; ESKEES, M.; VAN TRIJFFEL, E.; CATTRYSSSE, E.; SCHOLTEN-PEETERS, G. G. M.; DE BIE, R. A. Concurrent validity and interrater reliability of a new smartphone application to assess 3D active cervical range of motion in patients with neck pain. **Musculoskeletal science & practice**. v. 34, p. 59-65, 2017.

TOUSIGNANT-LAFLAMME, Y., BOUTIN, N., DION, A. M., & VALLÉE, C. A. (2013). Reliability and criterion validity of two applications of the iPhone™ to measure cervical range of motion in healthy participants. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. v. 10, n. 1, p. 69, 2013.

## CAPÍTULO 2

### ARTIGO ORIGINAL

#### **Reprodutibilidade intra e interavaliador e validade concorrente dos sensores inerciais de *smartphones* para avaliação cinemática do tronco, da lombar, da pelve e do quadril durante a tarefa de sentar e levantar**

*Intra and inter-rater reliability and concurrent validity of smartphone inertial sensors assessing the kinematics of the trunk, lumbar, pelvis and hip during the sit-to-stand task*

#### **RESUMO**

**Introdução:** *Smartphones* são dotados atualmente de sensores inerciais, compostos por acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, os quais têm sido utilizados para avaliações do movimento humano. **Objetivo:** Verificar a reprodutibilidade intra e interavaliador, e a validade concorrente dos sensores inerciais de *smartphone* para avaliação da amplitude de movimento (ADM), velocidade e aceleração do tronco, da lombar, da pelve e do quadril, durante o movimento de sentar e levantar. **Métodos:** Foram avaliados 49 indivíduos para validade concorrente e 22, para a reprodutibilidade. Para avaliação da validade concorrente, foi realizada uma coleta simultânea com o *smartphone* e o sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*). Para avaliação da reprodutibilidade interavaliador três avaliadores independentes realizaram avaliação com o *smartphone* no mesmo dia e para avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador, um dos avaliadores repetiu a medição com intervalo de uma semana. Para cada avaliação, foram realizadas cinco repetições do movimento de sentar e levantar com velocidade autosselecionada. Para a análise utilizou-se o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC) e o teste de correlação produto-momento de Pearson, além de erro padrão da medição (SEM), a mínima mudança detectável (MDC), o método Gráfico de Bland-Altman e a raiz quadrada do erro (RMS) ( $\alpha \leq 0,05$ ). **Resultados:** Os sensores inerciais do *smartphone* permitiram analisar apenas ADM e velocidade da pelve. Obteve-se excelente reprodutibilidade intra e interavaliador na utilização dos *smartphones* para avaliação de ADM e velocidade da pelve (ICC variando de 0,808 a 0,948). Observaram-se também correlações excelentes ao se comparar os dados do *smartphone* com o sistema de captura de movimento, demonstrando adequada validade concorrente (ICC variando de 0,655 a 0,898). **Conclusão:** Os resultados desse estudo permitem concluir que, a partir do protocolo de avaliação proposto, foi possível obter uma avaliação válida e reprodutível da ADM e velocidade da pelve durante o movimento de sentar e levantar. Os sensores de inerciais do *smartphone* não foram capazes de fornecer informação válida sobre a coluna lombar, tronco e quadril, nem mesmo sobre a aceleração do movimento.

**Palavras-chave:** Avaliação; tronco; coluna vertebral; pelve; quadril; validade dos testes.

## ABSTRACT

**Introduction:** Smartphones are currently equipped with inertial sensors composed of accelerometer, gyroscope and magnetometer, which have been used to evaluate the human motion. **Objective:** To verify intra and inter-rater reliability and also concurrent validity of smartphone inertial sensors assessing the range of motion (ROM), velocity and acceleration of the trunk, lumbar, pelvis and hip during the sit-to-stand. **Methods:** Forty-nine subjects were evaluated for concurrent validity and 22 for reliability. A simultaneous caption of the smartphone and the motion capture system (BTS Smart-DX) was performed in order to evaluate the concurrent validity. Three evaluators performed the evaluation of the smartphone on the same day in order to evaluate inter-rater reliability, and for intra-rater reliability evaluation, one of the raters repeated the one-week interval measurement. In each evaluation, five trials of the sit-to-stand movement were performed at a self-selected speed. The Intraclass Correlation Coefficient (ICC) and the Pearson product-moment correlation test were used for analysis, as well as the Standard Error of Measurement (SEM), the Minimal Detectable Change (MDC), the Bland-Altman plot and the root mean square (RMS) error ( $\alpha \leq 0.05$ ). **Results:** Inertial sensors of the smartphone allowed analyzing only the ROM and the velocity of the pelvis. Intra and inter-rater reliability were obtained when using the smartphones for the evaluation of the ROM and velocity of the pelvis (ICC ranging from 0.808 to 0.948). Excellent correlations were also observed when comparing the smartphone data with the motion capture system, demonstrating adequate concurrent validity (ICC ranging from 0.655 to 0.988). **Conclusion:** The results of this study allow concluding that it was possible to obtain a valid and reproducible evaluation of ROM and pelvic velocity during the sit-to-stand movement, from the proposed evaluation protocol. The smartphone inertial sensors were not able to provide valid information about the lumbar spine, trunk and hip and even about the acceleration of the movement.

**Keywords:** Evaluation; torso; spine; pelvis; hip; validity of tests.

## 2.1 INTRODUÇÃO

As tarefas de sentar e levantar são atividades comuns, realizadas em média 60 vezes por dia (DALL; KERR, 2010) e funcionalmente importantes (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005). Atualmente existem muitos instrumentos disponíveis para analisar os aspectos cinemáticos da tarefa de sentar e levantar, entre eles cita-se, os sistemas de vídeo (COGHLIN; MCFADYEN, 1994), o dispositivo eletromagnético 3SPACE Fastrak (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007) e os acelerômetros (MATHIE *et al.*, 2004). No entanto, esses instrumentos geralmente demandam longo tempo para a sua avaliação e os resultados não são obtidos imediatamente, necessitando um tempo de análise e conhecimento específico para tal. Além disso, em sua maioria apresentam alto custo e necessidade de uma

estrutura adequada para a sua utilização. Por todos esses motivos, esses instrumentos terminam tendo sua utilização limitada ao ambiente de pesquisas científicas, sendo pouco utilizados na prática clínica.

Por sua vez, na clínica muitas vezes os movimentos funcionais são avaliados de forma subjetiva por avaliação visual. No entanto, devido a essa natureza subjetiva da avaliação realizada dos movimentos das partes do corpo, essa análise torna-se extremamente dependente da experiência do avaliador. Além disso, não permite a obtenção de dados quantitativos, que avaliem parâmetros como amplitude de movimento (ADM), velocidade, aceleração, entre outros. Outra limitação dessa metodologia de avaliação é a dificuldade na comparação de resultados tanto pré e pós-intervenção, quanto entre diferentes profissionais (WATSON; MAC DONNCHA, 2000).

Nesse sentido, equipamentos eletrônicos disponíveis atualmente aos profissionais, como é o caso do telefone celular, que atualmente são dotados de sensores inerciais, como acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, poderiam auxiliar nessas avaliações de movimento, tornando-as quantitativas, operacionais, rápidas e com baixo custo. No entanto, para isso é necessária a validação de um protocolo de medição utilizando esses dispositivos, além de conhecer quais são as variáveis possíveis de serem avaliadas por esses sensores, disponíveis em *smartphones*, durante o movimento de sentar e levantar.

Diante do exposto, justifica-se a realização desse estudo, que pretende verificar a reprodutibilidade intra e interavaliador, e a validade concorrente dos sensores de inerciais de *smartphone* para avaliação da ADM, velocidade e aceleração do tronco, da lombar, da pelve e do quadril, durante a tarefa de sentar e levantar. Acredita-se que os resultados deste estudo fornecerão ao profissional de saúde uma possibilidade de instrumento avaliativo, que vise identificar e acompanhar agravamentos ou melhoras do quadro funcional e cinesiológico do paciente em uma das tarefas funcionais mais realizadas no seu cotidiano.

## **2.2 MATERIAIS E MÉTODOS**

Trata-se de um estudo de validação de instrumento, com delineamento descritivo correlacional (THOMAS; NELSON, 2012). A amostra para avaliação da reprodutibilidade foi estimada supondo um valor de correlação para a hipótese nula de 0,30 (baseado no fato de qualquer valor inferior a 0,30 pode ser considerado clinicamente "inaceitável"), 80% de poder, duas medições replicadas (considerando a reprodutibilidade intra-avaliador, que

realizará duas medidas com o mesmo avaliador) e um nível de significância de 95% para detectar uma correlação de 0,70, sendo necessários no mínimo 22 participantes (WALTER; ELIASZIW; DONNER, 1998).

A amostra para avaliação da validade concorrente foi estimada utilizando o *software* Gpower 3.1.7, com base na família de testes z (correlação de Pearson) admitindo um teste unicaudal, assumindo como hipótese nula uma correlação de 0,3, uma expectativa de correlação excelente ( $r=0,7$ ), um  $\alpha=0,05$  e um poder de 80%, resultando em uma amostra mínima de 49 participantes.

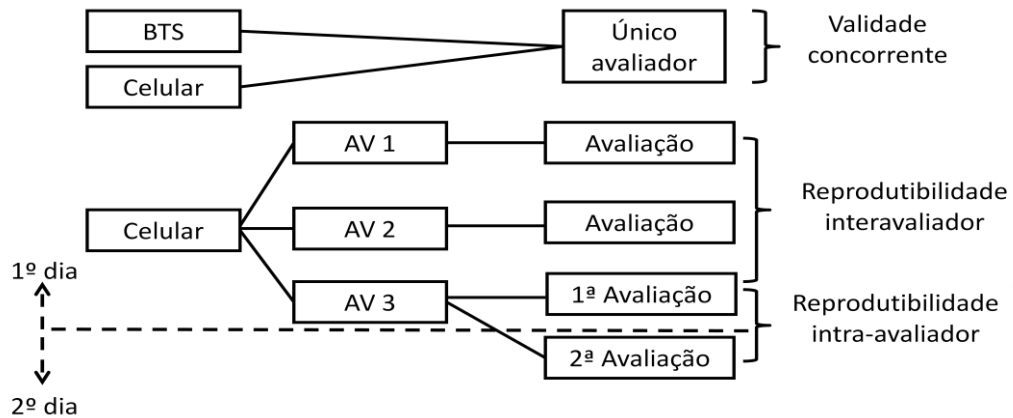
Os participantes do estudo eram indivíduos maiores de 18 anos, sem comprometimentos ortopédicos conhecidos, como discrepâncias importantes de membros inferiores ou outras alterações na coluna vertebral ou membros inferiores que dificultasse a realização do movimento de sentar e levantar. Os indivíduos eram excluídos se apresentassem história de distúrbios vestibulares, doença neurológica, cirurgia prévia da coluna vertebral ou radiculopatia (CLAEYS *et al.*, 2012).

Para avaliação do movimento de sentar e levantar foi utilizado um banco com altura regulável, sem braços e sem encosto, o qual foi ajustado de forma que ao sentar, o indivíduo permanecesse com os joelhos em 90° e os pés apoiados no solo (CLAEYS *et al.*, 2012). Para a coleta de dados os indivíduos permaneciam descalços, com os pés paralelos e posicionados na largura dos ombros e foram orientados a adotar uma postura em pé habitual, com os membros superiores em posição autosselecionada (BOHANNON, 2012; CLAEYS *et al.*, 2012). Antes da coleta de dados, os indivíduos foram instruídos a praticarem três ensaios, a fim de se familiarizarem com o movimento.

Para avaliação da validade concorrente dos sensores inerciais do *smartphone*, uma coleta de dados foi realizada de forma simultânea utilizando o celular e o sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*), pelo mesmo avaliador treinado nos dois métodos.

Para avaliação da reprodutibilidade dos sensores inerciais do *smartphone*, foram realizadas outras quatro coletas utilizando apenas o celular, sendo três no mesmo dia, por três avaliadores (AV1, AV2 e AV3), para obtenção da reprodutibilidade interavaliador, e um dos avaliadores (AV3) realizou uma nova medição com uma semana de intervalo, para possibilitar a avaliação da reprodutibilidade intra-avaliador (Figura 2.1). Os avaliadores eram independentes, cegados e devidamente treinados no método. Cada avaliador realizou todo o protocolo de avaliação com o celular, que envolve o posicionamento do celular na região lombossacral, posicionamento do sujeito, orientações sobre o movimento a ser realizado e a captura do movimento de sentar e levantar.





**Figura 2.1.** Desenho experimental do estudo.

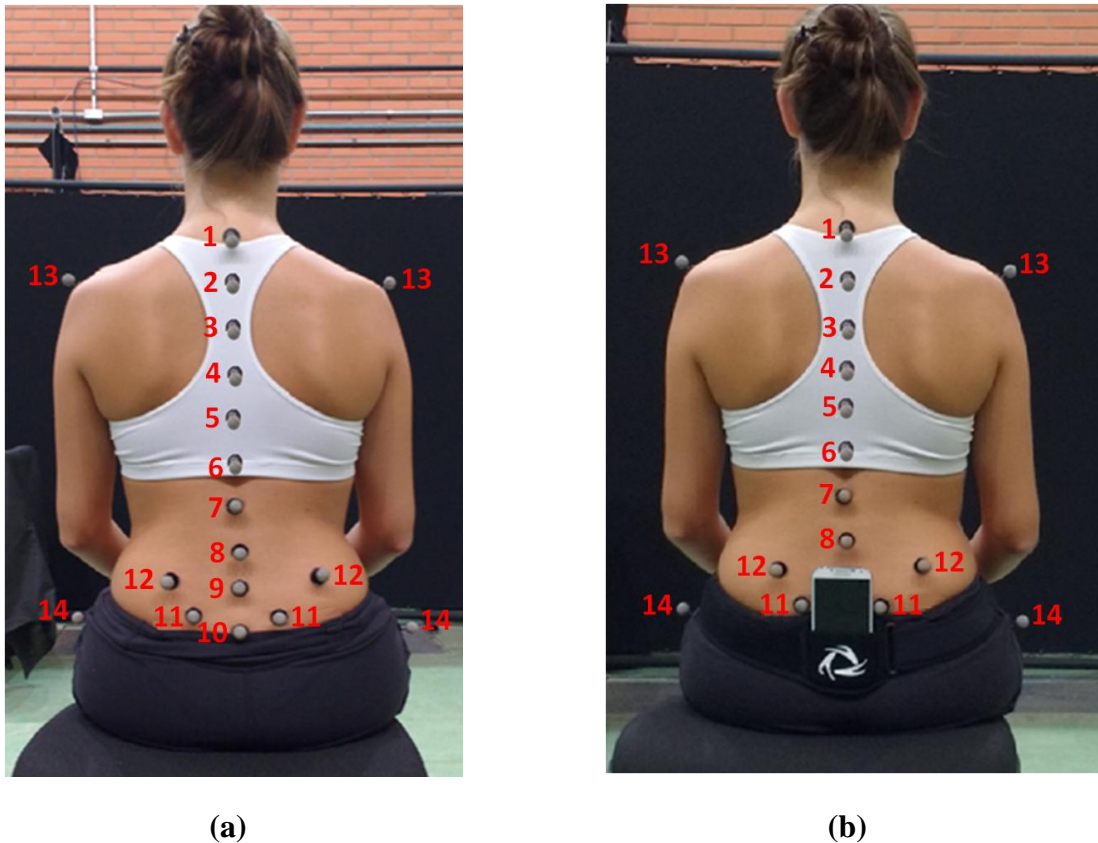
As condições de coletas foram mantidas idênticas entre os dois dias, sendo que, para isso, na primeira avaliação, foi anotada a altura da cadeira utilizada e para a padronização da posição de pés, foi utilizado um papel (gabarito) para demarcar a posição confortável de pés de cada indivíduo (CLAEYS *et al.*, 2012).

Para cada avaliação foram realizadas cinco repetições do movimento de sentar e levantar com uma velocidade autosselcionada, sendo que entre cada movimento foi orientada a realização de um ciclo respiratório, sempre que o indivíduo estivesse nas posições em pé e sentado.

### 2.2.1 Sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*)

Foram utilizadas dez câmeras do sistema de captura de movimento *BTS Smart-DX* (*BTS Bioengineering*, EUA), com taxa de amostragem de 100Hz. Para as avaliações, os indivíduos utilizavam shorts e um top para o sexo feminino e shorts para o sexo masculino. O avaliador palpava e demarcava com marcadores reflexivos as espinhas ilíacas pósterosuperiores (EIPS), as espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), os acrômios, os trocânteres maiores dos fêmurs, os epicôndilos laterais dos fêmurs e os maléolos laterais. Todos esses pontos foram marcados nos lados direito e esquerdo dos indivíduos. Além disso, eram demarcados os processos espinhosos das vértebras C7, T2, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 e S2, e dois marcadores técnicos na região lateral do tronco na altura de L4, bilateralmente, com o intuito de estimar a localização de L4 e S2 no momento da avaliação simultânea com o celular, o qual era posicionado nessa região lombossacral, impedindo a manutenção desses marcadores.

Imediatamente depois de o indivíduo estar devidamente marcado, foi realizada uma captura inicial com o sistema de captura de movimento *BTS Smart-DX* (*BTS Bioengineering*, EUA), com todos os pontos demarcados (pontos anatômicos e técnicos), com o objetivo de obter a relação de localização entre os marcadores de L4 e S2 e os marcadores técnicos. Logo após, eram removidos os pontos marcados em L4 e S2 e posicionado o celular (*Smartphone* Samsung S4) na região lombossacral (Figura 2.2).



**Figura 2.2.** Imagem dos pontos de referência utilizados para a coleta dos dados cinemáticos (*BTS Smart-DX*), (a) com todos os pontos demarcados (pontos anatômicos e técnicos) e (b) removidos pontos anatômicos de L4 e S2 e posicionado o celular na região lombossacral, sendo: (1)-C7; (2)-T2; (3)-T4; (4)-T6; (5)-T8; (6)-T10; (7)-T12; (8)-L2; (9)-L4; (10)-S2; (11)-EIPS; (12)-marcador técnico; (13)- acrômio e (14) trocânter maior do fêmur.

### 2.2.2 Sensores inerciais do *smartphone*

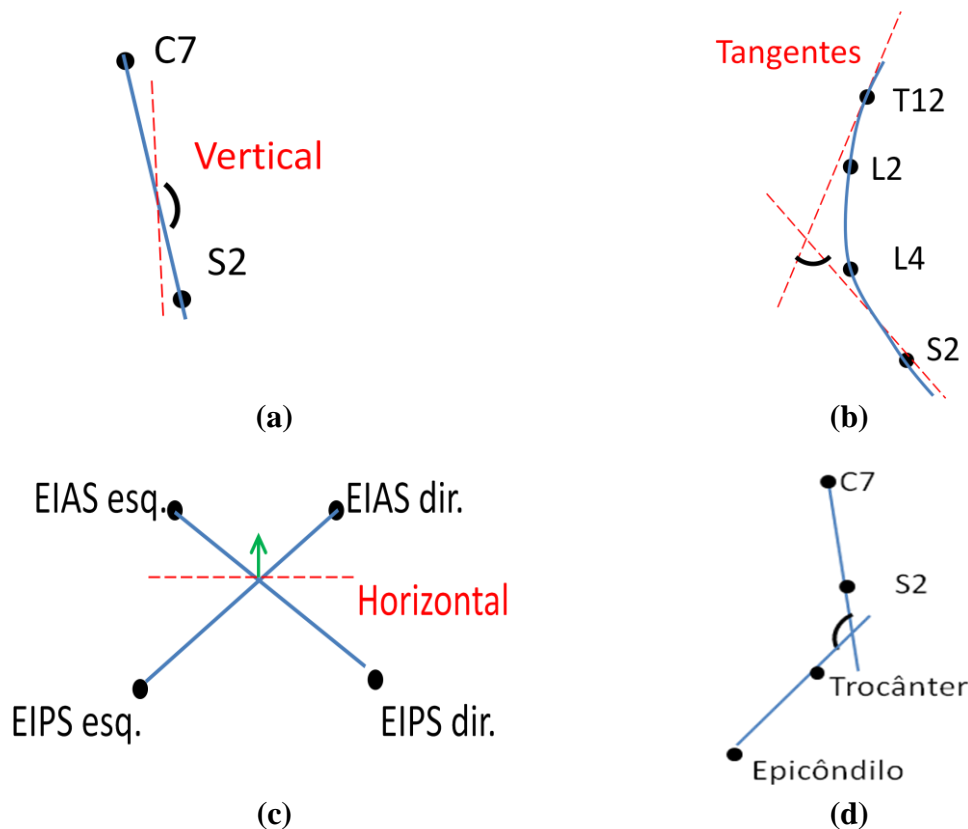
Para a avaliação cinemática com os sensores inerciais do *smartphone* utilizou-se o aplicativo *Sensor Kinetics Pro* (versão 2.1.2), que permite a gravação simultânea dos sensores inerciais: acelerômetro, giroscópio, magnetômetro, gravidade, aceleração linear e o vetor de rotação, os quais fornecem medições em três eixos, x, y e z.

O celular foi colocado em uma cinta suporte envolvida na região abdominal baixa, permitindo a sua fixação na região lombo-sacral (Figura 2.2b), sendo utilizada uma taxa de amostragem de 50Hz.

### 2.2.3 Processamento e análise dos dados

Para o processamento dos dados cinemáticos obtidos por meio do sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*) foram utilizados os *softwares* *BTS Smart-Analyser* e *Matlab®* (*The Mathworks Inc.*, EUA). No *software* *BTS Smart-Analyser* os dados foram filtrados com filtro passa-baixa *Butterworth* de quarta ordem, com uma frequência de corte de 5 Hz. As cinco repetições foram exportadas para o *software* *Matlab®* (*The Mathworks Inc.*, EUA), onde foram analisadas em rotinas matemáticas especialmente desenvolvidas para esse estudo.

Para avaliação do tronco foi calculado o ângulo obtido na interseção de uma reta unindo os pontos de C7 e S2 com a vertical. Para avaliação da região lombar foram considerados os pontos anatômicos dos processos espinhosos de T12, L2, L4 e S2, a partir dos quais foi projetado um polinômio de terceira ordem a fim de representar a localização dos mesmos, estimando o posicionamento sagital da coluna lombar. A partir dessa curva, foram traçadas retas tangentes aos pontos T12 e S2 e o ângulo da lordose lombar foi calculado considerando o ponto de intersecção dessas retas. A avaliação da pelve foi realizada considerando os pontos anatômicos das EIPS e EIAS bilateralmente. Inicialmente foi encontrado o ponto central da pelve, no qual foi definido um sistema de coordenada cartesiana (x, y e z). O ângulo pélvico foi obtido entre o vetor anteroposterior do centro da pelve e a horizontal. E, a avaliação do quadril foi realizada considerando uma reta que une os pontos de C7 e S2 e outra reta unindo os pontos do trocânter ao epicôndilo lateral do fêmur. O ângulo do quadril foi obtido na interseção dessas retas. Uma representação esquemática desses cálculos é apresentada na Figura 2.3.



**Figura 2.3.** Desenho esquemático dos cálculos para obtenção das variáveis de interesse desse estudo: (a) tronco; (b) coluna lombar; (c) pelve e (d) quadril.

Para o processamento dos dados cinemáticos obtidos pelos sensores inerciais do *smartphone* inicialmente foram realizadas análises visuais dos gráficos de cada sensor, buscando identificar curvas semelhantes às geradas pelo sistema de captura de movimento *BTS Smart-DX* (ADM, velocidade e aceleração ao longo do tempo). A partir dessa comparação foi possível estabelecer quais sensores do *smartphone* forneciam informações condizentes com as variáveis de interesse desse estudo (ADM, velocidade e aceleração) das diferentes regiões avaliadas (tronco, coluna lombar, pelve e quadril). Após essa etapa, foi utilizado o *software* Matlab® (*The Mathworks Inc.*, EUA), onde os dados obtidos por meio dos sensores do *smartphone* foram filtrados com filtro passa-baixa *Butterworth* de quarta ordem, com uma frequência de corte de 2 Hz, e as curvas geradas pelos dois instrumentos foram comparadas. A partir disso, foi possível obter valores que representassem as variáveis de interesse desse estudo, para cada uma das cinco repetições do movimento de sentar e levantar. Para fins de análise, os valores médios das repetições foram utilizados.

### 2.2.4 Análise estatística

A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk e os dados foram descritos com média e desvio-padrão. Para análise da reprodutibilidade intra e interavaliador utilizou-se o Coeficiente de Correlação Intra-classe (Intraclass Correlation Coefficient – ICC) (2,1) (KOO; LI, 2016), o erro padrão da medição (Standart Error Measurement - SEM) e a mínima mudança detectável (Minimum Detectable Change - MDC). Os valores de ICC foram classificados em excelente ( $ICC > 0,75$ ), satisfatório ( $ICC 0,40 - 0,75$ ) e pobre ( $ICC < 0,40$ ), de acordo com Fleiss (1986).

Para avaliação da validade concorrente utilizou-se o coeficiente de correlação produto-momento de Pearson, pois os dados apresentaram distribuição paramétrica. As correlações foram classificadas em fraca (entre 0,10 e 0,29), moderada (entre 0,30 e 0,49) e excelente (entre 0,50 e 1), de acordo com Cohen (1988).

Para analisar o grau de concordância entre os dados foi utilizado o Método Gráfico de Bland-Altman (BLAND; ALTMAN, 1986) e a raiz quadrada do erro (Root Mean Square - RMS). O tratamento estatístico foi realizado no *software* SPSS versão 20.0 e o nível de significância adotado em todos os testes foi de 0,05.

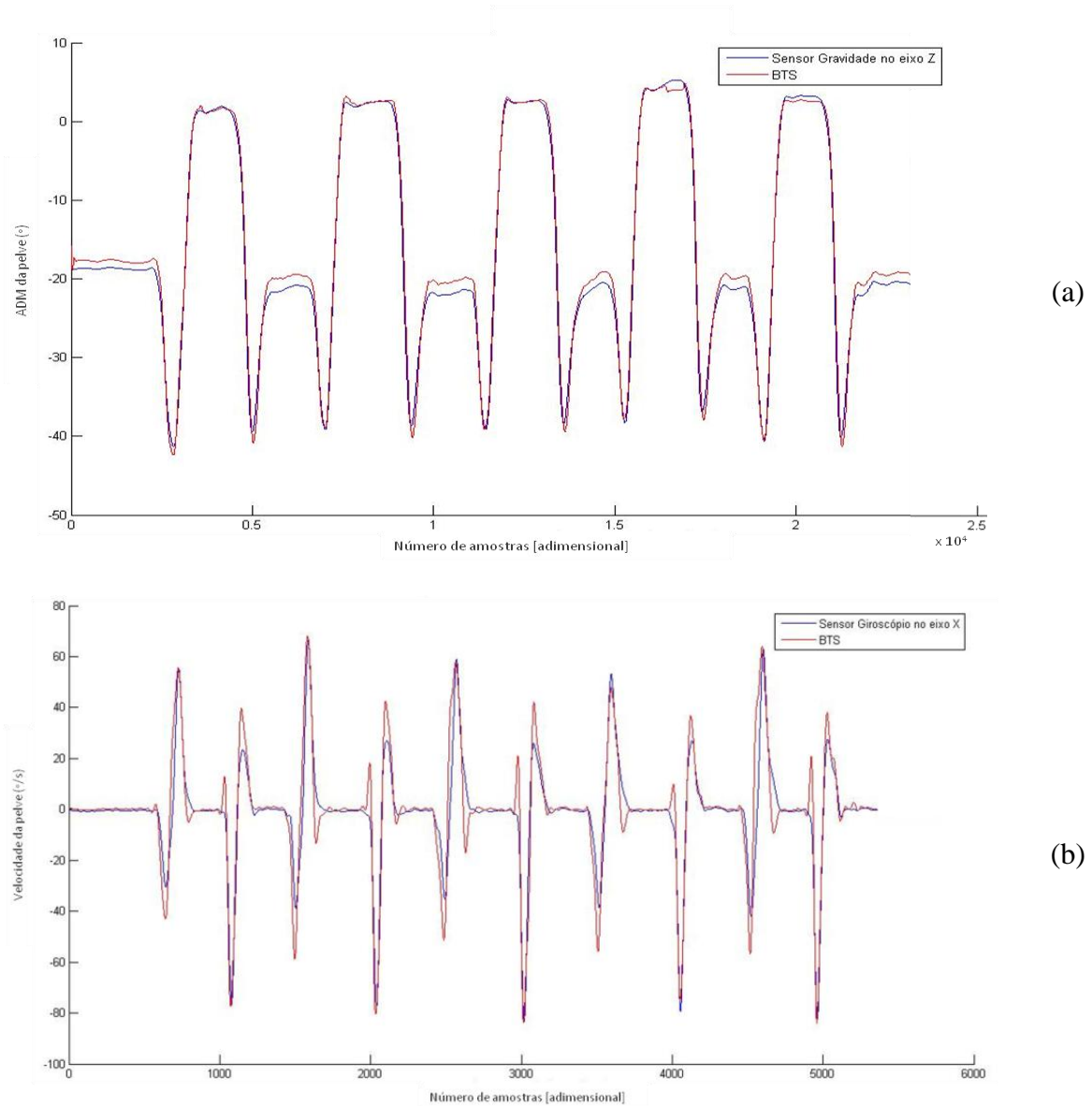
## 2.3 RESULTADOS

A amostra geral do estudo foi composta por 49 sujeitos, sendo 38 (77,6%) do sexo feminino, idade média de 25 anos, estatura média de 1,67 metros e peso médio de 65 quilos. Destes, 25 repetiram a avaliação para análise da reprodutibilidade do instrumento.

Na análise inicial de comparação entre os gráficos obtidos a partir do sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*) e dos sensores inerciais do *smartphone* foi identificado que o sensor Gravidade no eixo Z apresenta comportamento semelhante a ADM da pelve e que o sensor Giroscópio no eixo X apresenta comportamento gráfico semelhante a velocidade da pelve. Nenhum outro sensor conseguiu fornecer dados referentes ao tronco, coluna lombar ou quadril e por isso, somente a reprodutibilidade e a validade concorrente dos sensores Gravidade no eixo Z e Giroscópio no eixo X foram analisadas.

Na Figura 2.4 são apresentadas exemplos de comparações gráficas entre o sensor Gravidade no eixo Z e a ADM da pelve obtida com o BTS, o qual obteve correlação média entre as curvas dos dois instrumentos de  $r=0,94$ ; e as comparações gráficas entre o sensor

Giroscópio no eixo X e a velocidade da pelve obtida com o BTS, que apresentou correlação média entre as curvas de  $r=0,89$ .



**Figura 2.4.** Comparações gráficas entre os sensores inerciais do *smartphone* e o sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*): (a) sensor Gravidade no eixo Z e a ADM da pelve obtida com o BTS e (b) sensor Giroscópio no eixo X e a Velocidade da pelve obtida com o BTS.

Ao analisar a reprodutibilidade intra-avaliador (Tabela 2.1) e interavaliadores (Tabela 2.2) dos sensores Gravidade no eixo Z e Giroscópio no eixo X, observou-se que os resultados apresentam excelente correlação tanto quando avaliados pelo mesmo avaliador, quanto

quando avaliados por diferentes avaliadores. Além disso, os baixos valores de SEM e MDC, confirmam a reprodutibilidade do instrumento.

**Tabela 2.1.** Resultados de reprodutibilidade intra-avaliador dos sensores Gravidade no eixo Z (ADM da pelve) e Giroscópio no eixo X (Velocidade da pelve) na avaliação do movimento de sentar e levantar (n=25).

Sensor	Variável	1ª avaliação Média±DP	2ª avaliação Média±DP	ICC (IC95%)	p	SEM	MDC
Gravidade no eixo Z	ADM da pelve (°)	34,8±3,2	35,1±3,8	0,958* (0,907-0,982)	<0,001	0,71	1,39
Giroscópio no eixo X	Pico de velocidade da pelve (°/s)	79,0±22,5	71,9±20,8	0,872* (0,669-0,947)	<0,001	7,78	15,24

\* Correlação significativa ( $p \leq 0,05$ )

**Tabela 2.2.** Resultados de reprodutibilidade interavaliador dos sensores Gravidade do eixo Z (ADM da pelve) e Giroscópio no eixo X (Velocidade da pelve) na avaliação do movimento de sentar e levantar (n=25).

Sensor	Variável	Avaliador 1 Média±DP	Avaliador 2 Média±DP	Avaliador 3 Média±DP	ICC (IC95%)	p	SEM	MDC
Gravidade no eixo Z	ADM da pelve (°)	34,8±3,2	34,3±3,3	34,9±3,3	0,979* (0,957-0,990)	<0,001	0,47	0,92
Giroscópio no eixo X	Pico de velocidade da pelve (°/s)	79,0±22,5	76,9±17,8	76,4±17,6	0,948* (0,900-0,975)	<0,001	4,38	8,59

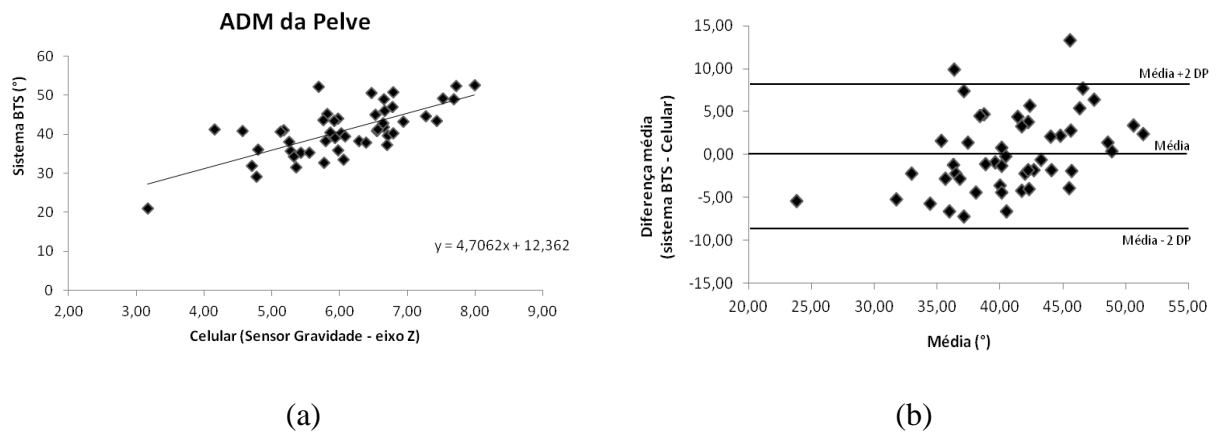
\* Correlação significativa ( $p \leq 0,05$ )

Na validade concorrente observaram-se correlações excelentes e baixos erros RMS tanto na avaliação da ADM, como da velocidade da pelve (Tabela 2.3). Ao avaliar a concordância entre os instrumentos para avaliação da ADM da pelve (Figura 2.5), observou-se que apesar da diferença média de 0° entre os dois sistemas de avaliação e do pequeno número de indivíduos fora dos limites de concordância, é necessário ter cautela ao afirmar concordância entre os instrumentos, considerando que a amplitude desses limites ( $\pm 9,2^\circ$ ) apresenta uma magnitude clinicamente importante.

**Tabela 2.3.** Resultados da validade concorrente dos sensores Gravidade do eixo Z (ADM da pelve) e Giroscópio no eixo X (Velocidade da pelve) na avaliação do movimento de sentar e levantar (n=49).

Sensor	Variável	BTS Média±DP	CEL Média±DP	r	p	RMS
Gravidade no eixo Z	ADM (°)	40,9±6,4	40,7±4,7	0,705*	<0,001	4,5
Giroscópio no eixo X	Pico de velocidade da pelve (°/s)	59,3±13,9	59,3±12,2	0,878*	<0,001	6,6

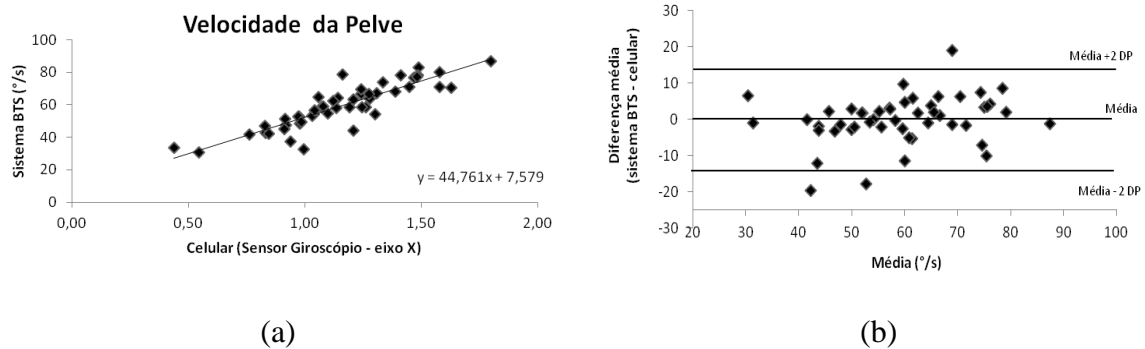
\* Correlação significativa ( $p \leq 0,05$ )



**Figura 2.5.** Gráficos de correlação (a) e de concordância (b) entre dados de ADM da pelve obtidos com o sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*) e com o celular (Sensor Gravidade no eixo Z).

Ao avaliar a concordância na avaliação da velocidade da pelve (Figura 2.6), observa-se diferença média de 0° entre os dois sistemas de avaliação, pequeno número de indivíduos fora dos limites de concordância e pequena amplitude desses limites ( $\pm 13,3^\circ/\text{s}$ ), podendo considerar que há concordância entre os sistemas.





**Figura 2.6.** Gráficos de correlação (a) e de concordância (b) entre dados de velocidade da pelve obtidos com o sistema de captura de movimento (*BTS Smart-DX*) e com o celular (Sensor Giroscópio no eixo X).

## 2.4 DISCUSSÃO

Os resultados obtidos para a validação dos sensores inerciais do *smartphone* para avaliação da ADM, velocidade e aceleração do tronco, da lombar, da pelve e do quadril, durante a tarefa de sentar e levantar, demonstraram que, com o protocolo utilizado, foi possível avaliar apenas aspectos cinemáticos da pelve, sendo obtido dados referente à ADM da pelve a partir da utilização do sensor Gravidade no eixo Z, e dados da velocidade da pelve, a partir do sensor Giroscópio no eixo X. Os sensores inerciais do *smartphone* não foram capazes de fornecer informação válida sobre a coluna lombar, tronco e quadril, nem mesmo aceleração da pelve.

Até onde se tem conhecimento e com base em uma recente revisão sistemática, que investigou a validade dos *smartphones* para avaliações das características cinemáticas do movimento humano, não existem estudos que investigaram ADM, velocidade e aceleração de regiões corporais durante o movimento de sentar e levantar. O único estudo encontrado que utilizou *smartphone* para investigar o movimento de sentar e levantar apresenta dados referentes a duração da tarefa, força de pico e potência de pico comparando com plataforma de força (CERRITO *et al.*, 2015), descrevendo que a utilização do *smartphone* parece ser adequada para a medição da duração total do movimento, da força de pico e da potência de pico durante o levantar da cadeira em idosos (CERRITO *et al.*, 2015).

Para avaliação específica da ADM, nos últimos anos, inúmeros estudos têm sido publicados apresentando aspectos de validação dos sensores dos *smartphones* na avaliação de diversas regiões do corpo, como ombro (ALBA-MARTÍN, 2016; BOISSY *et al.*, 2017; EDWARDS *et al.*, 2016; JOHNSON *et al.*, 2015; LIM; KIM; LEE, 2015); cotovelo (ALBA-

MARTÍN, 2016; BEHNOUSH *et al.*, 2016; CRUZ; MORAIS, 2016; DOS SANTOS *et al.*, 2017; SANTOS; PAUCHARD; GUILLOTEAU, 2017; VAUCLAIR *et al.*, 2018); punho (KIM *et al.*, 2017; LENDNER *et al.*, 2017; POURAHMADI *et al.*, 2016a), joelho (DERHON *et al.*, 2017; DOS SANTOS *et al.*, 2017; MEHTA *et al.*, 2017; PEREIRA *et al.*, 2017; STOVE; PALSSON; HIRATA, 2018) e tornozelo (COX *et al.*, 2017; VOHRALIK *et al.*, 2015). No entanto, em geral, os estudos não realizam uma avaliação dinâmica, fazem avaliação do ângulo em dois momentos (posição inicial e final) e calculam a ADM a partir desses dados.

A avaliação do movimento do tronco não tem sido foco de investigações, o que limita uma discussão aprofundada sobre o assunto. Especula-se que o presente estudo não tenha encontrado resultados positivos para essa variável em virtude do local de posicionamento do celular. Acredita-se que se o *smartphone* estivesse posicionado na região superior do tronco (T1, por exemplo) resultados diferentes poderiam ter sido encontrados. Uma limitação desse estudo foi não ter explorado diversas possibilidades de protocolo de coleta. Uma sugestão para estudos futuros é investigar a avaliação do tronco com o celular posicionado próximo a T1.

Os estudos que visaram validar o uso de *smartphones* para avaliação da coluna lombar tiveram como objetivo examinar a ADM em flexão, extensão e flexão lateral, apresentando excelentes resultados tanto de validade concorrente, quanto de reprodutibilidade intra e interavaliador (BEDEKAR *et al.*, 2014; KOLBER *et al.*, 2013; POURAHMADI *et al.*, 2016b). Resultados esses que diferem do presente estudo, possivelmente pelo fato de que no presente estudo buscava-se uma avaliação dinâmica, com o intuito de obter o ângulo lombar ao longo do movimento de sentar e levantar. Nos demais estudos, após o posicionamento do indivíduo avaliado, o celular era colocado pelo avaliador em duas regiões distintas (região de T12 e de S1) e o ângulo era obtido pela subtração dos valores de inclinação obtidos nesses dois locais. Esse procedimento não era viável no presente estudo, em virtude de tratar-se de avaliação dinâmica. Acredita-se que uma possibilidade seria a utilização de dois *smartphones* durante a avaliação e posterior análise em conjunto dos dados para obtenção de valores da região lombar. No entanto, isso já limita a aplicabilidade clínica, em virtude de reduzir a facilidade do protocolo de avaliação e dos procedimentos de análise.

Os resultados deste estudo demonstram que os *smartphones* podem ser utilizados na avaliação da ADM e velocidade da pelve durante o movimento de sentar e levantar, visto que apresentam adequada validade concorrente, reprodutibilidade intra e interavaliador. Não foi encontrado estudos que investigassem esses aspectos da pelve. Jung *et al.* (2018) investigaram

a reprodutibilidade intra-avaliador de um aplicativo de *smartphone* para medir o ângulo de rotação transversal da pelve durante levantamento de pernas em decúbito dorsal. Os autores observaram excelente reprodutibilidade intra-avaliador (ICC=0,83). Além disso, o aplicativo demonstrou uma excelente validade concorrente com o sistema de vídeo (ICC=0,99) (JUNG *et al.*, 2018).

Os resultados da presente pesquisa podem ser úteis para o avanço do conhecimento da cinemática pélvica em diferentes populações, como idosos, pessoas com dor lombar ou doenças específicas, como Parkinson, acidente vascular, entre outros, em que a estabilidade e movimento pélvico possam ser de interesse ao profissional de saúde. Nesse sentido, o uso de *smartphones* torna-se um importante aliado na obtenção de informações, visto que são acessíveis e são usados diariamente pela maioria das pessoas; possuem uma unidade de movimento inercial embutida, contendo acelerômetro, giroscópio e magnetômetro; são equipados com tela que permite a visualização direta de resultados e feedback do usuário; existem inúmeros *softwares* específicos disponíveis, chamados de “aplicativos”; além de que os dados podem ser enviados via *Bluetooth* ou conexão com a Internet, o que proporciona transmissão de dados e possibilidades de avaliação adicional (YANG; GROOTEN; FORSMAN, 2017).

No presente estudo, não se obteve informações com o *smartphone* que permitisse a avaliação do movimento do quadril durante o sentar e levantar. Até o momento, foi encontrado um estudo que investigou a ADM do quadril em flexão, adução, abdução e rotações interna e externas, o qual encontrou excelente validade concorrente com o sistema de vídeo (VICON) e adequada reprodutibilidade intra-avaliador (CHARLTON *et al.*, 2015). Uma possível explicação para essa divergência nos resultados é o local de posicionamento do celular, pois no estudo de Charlton *et al.* (2015) o *smartphone* foi posicionado na lateral da coxa, anterior da coxa e posterior da coxa para avaliação dos movimentos de flexão, rotação e abdução/adução, respectivamente. Além disso, no estudo citado o movimento avaliado era realizado de maneira isolada, diferentemente do presente estudo, em que se visou avaliar o quadril durante a realização de uma tarefa funcional, o sentar e levantar.

Outras aplicabilidades do uso de *smartphones* em avaliações de saúde têm sido relatadas. Han; Lee; Lee (2016) avaliaram a reprodutibilidade de *smartphones* para medir a capacidade de equilíbrio dinâmico em sujeitos jovens, sendo relatado excelente reprodutibilidade da aceleração corporal e satisfatória reprodutibilidade do sensor giroscópio.

Concluíram que os *smartphones* têm potencial suficiente como equipamento de medição para a capacidade de equilíbrio dinâmico.

Uma utilização clínica bem estabelecida dos *smartphones* é na avaliação da marcha (BALSALOBRE-FERNÁNDEZ; AGOPYAN; MORIN, 2017; CAPELA; LEMAIRE; BADDOUR, 2015; KANG; HUANG; QI, 2018; KONHARN *et al.*, 2016; KOSSE *et al.*, 2015). Diversos estudos apontam resultados adequados de validade desses dispositivos. Balsalobre-Fernández; Agopyan; Morin (2017) demonstraram a validade de uma aplicação do iPhone (Runmatic) para medir a mecânica de corrida (tempo de contato com solo, tempo aéreo, oscilação vertical, rigidez da perna, força relativa máxima e frequência de passos), demonstrando alto grau de correlação ( $r = 0,94$  a  $0,99$ ) do aplicativo com o dispositivo optoeletrônico. Capela; Lemaire; Baddour (2015) investigaram o uso de *smartphones* na avaliação do teste de caminhada de 6 minutos e descreveram que o aplicativo detecta com precisão o impacto do pé no solo e calcula a distância total percorrida durante o teste. Kang; Huang; Qi (2018) avaliaram a capacidade do sensor giroscópio de *smartphones* detectar a caminhada e realizar a contagem de passos, e relataram excelente precisão (>93%). Kosse *et al.* (2015) ao avaliarem a validade concorrente e a reprodutibilidade intra-avaliador do iPod para avaliação da marcha também observaram excelentes índices de correlação em todos parâmetros avaliados (contatos do pé, índice de harmonia e amplitude), descrevendo que o iPod obteve medidas válidas e reprodutíveis de marcha em adultos saudáveis.

Diante do exposto, podemos considerar que o presente estudo abordou uma problemática de avaliação ainda não explorada, e dessa forma, pode ser considerado um estudo inicial na avaliação corporal dinâmica do sentar e levantar, com o uso de *smartphones*. Contudo, vale ressaltar que limitações no protocolo de avaliação podem ter limitado os resultados, sendo assim, sugere-se a realização de novos estudos, aplicando o uso de *smartphones* na avaliação do movimento de sentar e levantar, modificando o posicionamento do celular.

## 2.5 CONCLUSÃO

Os resultados desse estudo demonstram que, a partir do protocolo de avaliação proposto e utilizando um *smartphone*, foi possível obter uma avaliação válida e reprodutível intra e interavaliadores de aspectos cinemáticos como ADM e velocidade da pelve durante o

movimento de sentar e levantar. Entretanto, os sensores inerciais do *smartphone* não foram capazes de fornecer informação válida sobre o tronco, coluna lombar e quadril, nem mesmo sobre a aceleração do movimento.

## REFERÊNCIAS

- ALBA-MARTÍN, R. Reliability and validity of shoulder and elbow measurements: Analysis of an Android application and a goniometer. **Rehabilitacion**. v. 50, n. 2, p. 71-74, 2016.
- BALSALOBRE-FERNÁNDEZ, C.; AGOPYAN, H.; MORIN, J. B. The validity and reliability of an iPhone app for measuring running mechanics. **Journal of Applied Biomechanics**. v. 33, n. 3, p. 222-226, 2017.
- BEDEKAR, N.; SURYAWANSHI, M.; RAIKAR, S.; SANCHETI, P.; SHYAM, A. Inter and intra-rater reliability of mobile device goniometer in measuring lumbar flexion range of motion. **Journal of back and musculoskeletal rehabilitation**. v. 27, n. 2, p. 161-166, 2014.
- BEHNOUSH, B.; TAVAKOLI, N.; BAZMI, E.; NATEGHI FARD, F.; SHAHI, M. H. P.; OKAZI, A.; MOKHTARI, T. Smartphone and Universal Goniometer for Measurement of Elbow Joint Motions: A Comparative Study. **Asian journal of sports medicine**. v. 7, n. 2, p. e30668, 2016.
- BLAND JM; ALTMAN DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **Lancet**. v.1, n.8476, p.307–310, 1986.
- BOHANNON, R. W. Measurement of Sit-to-Stand Among Older Adults. **Topics in Geriatric Rehabilitation**. v. 28, n.1, p. 11-16, 2012.
- BOISSY, P.; DIOP-FALLOU, S.; LEBEL, K.; BERNIER, M.; BALG, F.; TOUSIGNANT-LAFLAMME, Y. Trueness and Minimal Detectable Change of Smartphone Inclinometer Measurements of Shoulder Range of Motion. **Telemedicine journal and e-health**. v. 23, n. 6, p. 503-506, 2017.
- CAPELA, N. A.; LEMAIRE, E. D.; BADDOUR, N. Novel algorithm for a smartphone-based 6-minute walk test application: Algorithm, application development, and evaluation. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. v. 12, n. 1, p. 1-13, 2015.
- CERRITO, A.; BICHSEL, L.; RADLINGER, L.; SCHMID, S. Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. **Gait Posture**. v. 41, n. 2, p. 409-413, 2015.
- CHARLTON, P. C.; MENTIPLAY, B. F.; PUA, Y. H.; CLARK, R. A. Reliability and concurrent validity of a Smartphone, bubble inclinometer and motion analysis system for measurement of hip joint range of motion. **Journal of science and medicine in sport**. v. 18, n. 3, p. 262-267, 2015.

CLAEYS, K.; DANKAERTS, W.; JANSSENS, L.; BRUMAGNE, S. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 22, n. 6, p. 821-828, 2012.

COGHLIN, S. S.; MCFADYEN, B. J. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. **Clinical Biomechanics**. v. 9, n. 2, p. 85-92, 1994.

COHEN, J. **Statistical power analysis for the behavioral sciences**. Hillsdale, NJ, Erlbaum. 1988.

COX, R. W.; MARTINEZ, R. E.; BAKER, R. T.; WARREN, L. Validity of a Smartphone Application for Measuring Ankle Plantar Flexion. **Journal of sport rehabilitation**. v. 27, n. 3, p. 1-3, 2017.

CRUZ, J.; MORAIS, N. Intrarater Agreement of Elbow Extension Range of Motion in the Upper Limb Neurodynamic Test 1 Using a Smartphone Application. **Archives of physical medicine and rehabilitation**. v. 97, n. 11, p. 1880-1886, 2016.

DALL, P. M.; KERR, A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. **Applied Ergonomics**. v. 41, n. 1, p. 58-61, 2010.

DERHON, V.; SANTOS, R. A.; BRANDALIZE, M.; BRANDALIZE, D.; ROSSI, L. P. Intra- and Inter-Examiner Reliability in Angular Measurements of the Knee with a Smartphone Application. **Human Movement**. v. 18, n. 2, p. 38-43, 2017.

DOS SANTOS, R. A.; DERHON, V.; BRANDALIZE, M.; BRANDALIZE, D.; ROSSI, L. P. Evaluation of knee range of motion: Correlation between measurements using a universal goniometer and a smartphone goniometric application. **Journal of bodywork and movement therapies**. v. 21, n. 3, p. 699-703, 2017.

EDWARDS, E. S.; LIN, Y. L.; KING, J. H.; KARDUNA, A. R. Joint position sense - There's an app for that. **Journal of biomechanics**. v. 49, n. 14, p. 3529-3533, 2016.

FLEISS, J. L. **The design of clinical experiments**. New York: John Wiley & Sons, 1986.

HAN, S.; LEE, D.; LEE, S. A study on the reliability of measuring dynamic balance ability using a smartphone. **Journal of physical therapy science**. v. 28, n. 9, p. 2515-2518, 2016.

JOHNSON, L. B.; SUMNER, S.; DUONG, T.; YAN, P.; BAJCSY, R.; ABRESCH, R. T.; DE BIE E.; HAN, J. J. Validity and reliability of smartphone magnetometer-based goniometer evaluation of shoulder abduction-A pilot study. **Manual therapy**. v. 20, n. 6, p. 777-782, 2015.

JUNG, S. H.; KWON, O. Y.; JEON, I. C.; HWANG, U. J.; WEON, J. H. Reliability and criterion validity of measurements using a smart phone-based measurement tool for the transverse rotation angle of the pelvis during single-leg lifting. **Physiotherapy Theory and Practice**. v. 34, n. 1, p. 58-65, 2018.

KANG, X.; HUANG, B.; QI, G. A novel walking detection and step counting algorithm using unconstrained smartphones. **Sensors**. v. 18, n. 1, p. E297, 2018.

KIM, J. Y.; SUNG, H. S.; KANG, Y. K.; GAPONOV, I.; JUNG, B. K. Development and evaluation of a method to measure wrist range of motion on paretic hand rehabilitation device. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**. v. 2017, p. 1337-1342, 2017.

KOLBER, M. J.; PIZZINI, M.; ROBINSON, A.; YANEZ, D.; HANNEY, W. J. The reliability and concurrent validity of measurements used to quantify lumbar spine mobility: an analysis of an iphone® application and gravity based inclinometry. **International journal of sports physical therapy**. v. 8, n. 2, p. 129-137, 2013.

KONHARN, K.; EUNGPINICHPONG, W.; PROMDEE, K.; SANGPARA, P.; NONGHARNPITAK, S.; MALILA, W.; KARAWA, J. Validity and Reliability of Smartphone Applications for the Assessment of Walking and Running in Normal-weight and Overweight/Obese Young Adults. **Journal of physical activity & health**. v. 13, n. 12, p. 1333-1340, 2016.

KOO, T. K.; LI, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. **Journal of Chiropractic Medicine**. v. 15, n. 2, p. 155-163, 2016.

KOSSE, N. M.; CALJOUW, S.; VERVOORT, D.; VUILLERME, N.; LAMOTH, C. J. Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. **Annals of biomedical engineering**. v. 43, n. 8, p. 1935-1946, 2015.

LENDNER, N.; WELLS, E.; LAVI, I.; KWOK, Y. Y.; HO, P. C.; WOLLSTEIN, R. Utility of the iPhone 4 Gyroscope Application in the Measurement of Wrist Motion. **Hand**. v. 1558944717730604, p. 1-5, 2017.

LIM, J. Y.; KIM, T. H.; LEE, J. S. Reliability of measuring the passive range of shoulder horizontal adduction using a smartphone in the supine versus the side-lying position. **Journal of physical therapy science**. v. 27, n. 10, p. 3119-3122, 2015.

MATHIE, M. J.; COSTER, A. C.; LOVELL, N. H.; CELLER, B. G. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. **Physiological Measurement**. v. 25, n. 2, p. R1-R20, 2004.

MEHTA, S. P.; BARKER, K.; BOWMAN, B.; GALLOWAY, H.; OLIASHIRAZI, N.; OLIASHIRAZI, A. Reliability, Concurrent Validity, and Minimal Detectable Change for iPhone Goniometer App in Assessing Knee Range of Motion. **The journal of knee surgery**. v. 30, n. 6, p. 577-584, 2017.

PEREIRA, L. C.; RWAKABAYIZA, S.; LECUREUX, E.; JOLLES, B. M. Reliability of the Knee Smartphone-Application Goniometer in the Acute Orthopedic Setting. **The journal of knee surgery**. v. 30, n. 3, p. 223-230, 2017.

POURAHMADI, M. R.; EBRAHIMI TAKAMJANI, I.; SARRAFZADEH, J.; BAHRAMIAN, M.; MOHSENI-BANDPEI, M. A.; RAJABZADEH, F.; TAGHIPOUR, M. Reliability and concurrent validity of a new iPhone® goniometric application for measuring active wrist range of motion: a cross-sectional study in asymptomatic subjects. **Journal of anatomy**. v. 230, n. 3, p. 484-495, 2016a.

POURAHMADI, M. R.; TAGHIPOUR, M.; JANNATI, E.; MOHSENI-BANDPEI, M. A.; TAKAMJANI, I. E.; RAJABZADEH, F. Reliability and validity of an iPhone® application for the measurement of lumbar spine flexion and extension range of motion. **PeerJ**. v. 4, p. e2355, 2016b.

SANTOS, C.; PAUCHARD, N.; GUILLOTEAU, A. Reliability assessment of measuring active wrist pronation and supination range of motion with a smartphone. **Hand surgery & rehabilitation**. v. 36, n. 5, p. 338-345, 2017.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 30, n. 17, p. 1998-2004, 2005.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 32, n. 7, p. E211-219, 2007.

STOVE, M. P.; PALSSON, T. S.; HIRATA, R. P. Smartphone-based accelerometry is a valid tool for measuring dynamic changes in knee extension range of motion. **The Knee**. v. 25, n. 1, p. 66-72, 2018.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. Porto Alegre, 2012.

VAUCLAIR, F., ALJURAYYAN, A., ABDULJABBAR, F. H., BARIMANI, B., GOETTI, P., HOUGHTON, F., HARVEY, E. J.; ROULEAU, D. M. The smartphone inclinometer: A new tool to determine elbow range of motion? **European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopédie traumatologie**. v. 28, n. 3, p. 415-421, 2018.

VOHRALIK, S. L.; BOWEN, A. R.; BURNS, J.; HILLER, C. E.; NIGHTINGALE, E. J. Reliability and validity of a smartphone app to measure joint range. **American journal of physical medicine & rehabilitation**. v. 94, n. 4, p. 325-330, 2015.

WALTER, S. D.; ELIASZIW, M.; DONNER, A. Sample size and optimal designs for reliability studies. **Statistics in Medicine**. v. 17, n. 1, p. 101-110, 1998.

WATSON, A. W.; MAC DONNCHA, C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. **The Journal of sports medicine and physical fitness**. v. 40, n. 3, p. 260-270, 2000.

YANG, L.; GROOTEN, W. J. A.; FORSMAN, M. An iPhone application for upper arm posture and movement measurements. **Applied ergonomics**. v. 65, p. 492-500, 2017.



## CAPÍTULO 3

### ARTIGO DE REVISÃO SISTEMÁTICA

#### **Principais características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar em pacientes com dor lombar: uma revisão sistemática**

*Main kinematics characteristics of sit-to-stand movements in patients with low back pain: a systematic review*

#### **RESUMO**

**Introdução:** Os movimentos de sentar e levantar são atividades funcionalmente importantes, realizados em média 60 vezes por dia, sendo suas características cinemáticas importantes no estudo da dor lombar (DL). **Objetivo:** Identificar se existe diferença nas características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar entre indivíduos com e sem DL. **Métodos:** Realizou-se busca sistemática nas bases de dados PubMed, Embase, Bireme e Scopus, além de buscas manuais. Foram incluídos estudos que avaliaram algum dos desfechos (duração do movimento, amplitude de movimento - ADM, velocidade, aceleração e reprodução de movimento), na exposição (movimentos de sentar e levantar) e população de interesse (pacientes com DL). Dois revisores independentes realizaram a seleção, leitura, extração, avaliação do risco de viés (Downs e Black) e do nível de evidência (GRADE). **Resultados:** Foram encontrados inicialmente 2548 artigos, destes oito foram incluídos. **Conclusão:** Os pacientes com DL necessitam de maior tempo para a realização do sentar e levantar; apresentam menor ADM lombar, velocidade e aceleração do tronco; e apresentam maior variabilidade do movimento do tronco. No entanto ainda não está clara a interferência da DL sobre a ADM do tronco, da pelve e quadril; e velocidade lombar e do quadril. Além disso, não foram investigadas a velocidade da pelve e a aceleração da lombar, da pelve e do quadril em pessoas com DL.

Registro PROSPERO: CRD42017052881

**Palavras-chave:** Dor lombar; Movimento; Fenômenos Biomecânicos; Sentar e Levantar

#### **ABSTRACT**

**Introduction:** Sit and stand movements are functionally important activities, performed on average 60 times a day, and their kinematics characteristic are essential in the study of low back pain (LBP). **Aim:** To identify if there is differentiation in the kinematics characteristics of the sit and stand movements between individuals with and without LBP. **Methods:** A systematic search was conducted in the PubMed, Embase, Bireme and Scopus databases, as well as manual searches. The included studies evaluated some of the outcomes (duration of movement, range of motion - ROM, speed, acceleration and movement reproduction),

*exposure (sitting and standing) and population of interest (patients with LBP). Two independent reviewers performed selection, reading, extraction, risk of bias evaluation (Downs and Black) and level of evidence rating (GRADE). Results: 2548 articles were found initially and of these, 8 were included. Conclusion: LBP patients take longer to perform the sit-to-stand-to-sit movement, show decrease of lumbar ROM, present slower velocity and acceleration of the trunk, and present greater variability of trunk movement. However, the interference of lumbar pain over the ROM of trunk, pelvic and hip; and speed of lumbar and hip is not yet clear. Besides, pelvic speed and lumbar, pelvic and hip acceleration were not investigated in people with LBP.*

*Registration number in PROSPERO: CRD42017052881*

**Key-words:** *Low Back Pain; Movement; Biomechanical Phenomena; Sit-to-stand*

### 3.1 INTRODUÇÃO

A dor lombar (DL) é um dos problemas de saúde mais comuns atualmente na sociedade e gera uma quantidade significativa de incapacidade profissional e social (DISEASE AND INJURY INCIDENCE AND PREVALENCE COLLABORATORS, 2017; HOY *et al.*, 2012). No Brasil, estudos que investigaram a prevalência de DL demonstraram prevalências elevadas, variando de 40% (FERREIRA *et al.*, 2011) a 50,2% (ZANUTO *et al.*, 2015). Uma recente revisão sistemática publicou taxas médias de prevalência ao longo da vida e anual de 38,9% e 38,0%, respectivamente (HOY *et al.*, 2012), enquanto que os inquéritos epidemiológicos transversais apontam para taxas de prevalência ao longo da vida muito elevadas, chegando a 80% (WALKER; MULLER; GRANT, 2004).

Sabe-se ainda que a DL pode gerar importantes prejuízos funcionais aos pacientes, pois atividades diárias são muitas vezes associadas ao agravamento dos sintomas. Estudos têm sugerido que a DL pode afetar não somente o controle postural em posturas estáticas, mas também o desempenho de uma tarefa dinâmica, como o sentar e levantar (CLAEYS *et al.*, 2011). Partindo do pressuposto que os movimentos de sentar e levantar são atividades comuns e funcionalmente importantes (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005) e que frequentemente são relatados como uma atividade agravante dos sintomas (CLAEYS *et al.*, 2011; CLAEYS *et al.*, 2012), esses movimentos têm sido considerados importantes no estudo da DL. Por esse motivo inúmeros estudos têm visado investigar os aspectos biomecânicos e as adaptações realizadas por esses pacientes durante a realização desses movimentos.

Claeys *et al.* (2012) identificaram que os pacientes com DL necessitavam maior tempo para a realização completa dos movimentos de sentar e levantar, além de início tardio do movimento de anteversão pélvica durante o movimento. Shum; Crosbie; Lee (2005) relataram

que esses mesmos pacientes apresentaram redução da flexão e da velocidade da coluna lombar e do quadril, redução da contribuição do movimento lombar em relação à do quadril e que a coordenação do movimento entre essas regiões foi significativamente alterada. Por outro lado, Coghlin; McFadyen (1994) demonstraram que pacientes com DL necessitam de menor tempo do que indivíduos saudáveis para executar o movimento e apresentam maior flexão do tronco.

Como observado, algumas características ainda apresentam resultados divergentes na literatura e dificultam a adequada compreensão desses mecanismos. Considerando a elevada frequência com que os movimentos de sentar e levantar são realizados durante o dia, um desempenho adequado é crucial (CLAEYS *et al.*, 2012), pois alterações na realização desses movimentos que aumente a sobrecarga sobre as estruturas corporais, realizados de forma repetida poderiam ser um fator de risco tanto para o desenvolvimento como para a manutenção das dores nas costas (MCGILL, 2004). Sendo assim, justifica-se a realização de uma revisão sistemática, com o objetivo de identificar se existe diferença nas características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar entre indivíduos com e sem DL.

## **3.2 MÉTODOS**

Trata-se de uma revisão sistemática, que segue as recomendações propostas pelo PRISMA Statement (MOHER *et al.*, 2009). O projeto foi registrado no PROSPERO do Centro de Revisões e Divulgação da Universidade de York (<http://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO>), sob o número CRD42017052881.

### **3.2.1 Fontes de informação e estratégia de busca**

Foi realizada uma busca, em dezembro de 2016, nas bases de dados MEDLINE (acessadas pelo PubMed), Embase, Scopus, LILACS (acessada pelo Bireme) por estudos publicados que realizaram avaliação cinemática dos movimentos de sentar e levantar em pessoas com DL. Com o objetivo de minimizar perdas de estudos, foram realizadas buscas manuais nas referências dos estudos incluídos.

A estratégia de busca foi elaborada considerando o paciente e a exposição de interesse do estudo e não foi estipulado limite de data de publicação. A Tabela 3.1 apresenta um exemplo da busca completa, realizada no Pubmed.

**Tabela 3.1.** Estratégia de busca utilizada no Pubmed.

Paciente (Dor lombar)	“Low Back Pain[MESH]” OR “Low Back Pain” OR “Back Pain, Low” OR “Back Pains, Low” OR “Low Back Pains” OR “Pain, Low Back” OR “Pains, Low Back” OR “Lumbago” OR “Lower Back Pain” OR “Back Pain, Lower” OR “Back Pains, Lower” OR “Lower Back Pains” OR “Pain, Lower Back” OR “Pains, Lower Back” OR “Low Back Ache” OR “Ache, Low Back” OR “Aches, Low Back” OR “Back Ache, Low” OR “Back Aches, Low” OR “Low Back Aches” OR “Low Backache” OR “Backache, Low” OR “Backaches, Low” OR “Low Backaches” OR “Low Back Pain, Recurrent” OR “Recurrent Low Back Pain” OR “Low Back Pain, Postural” OR “Postural Low Back Pain” OR “Low Back Pain, Mechanical” OR “Mechanical Low Back Pain” OR “Low Back Pain, Posterior Compartment”
Exposição (sentar e levantar)	“Sit-to-stand” OR “Stand-to-Sit” OR “sit to stand” OR “Stand to sit” OR “sitting to standing” OR “sit-to-stance-to-sit” OR “sitting” OR “Sit-stand-sit” OR “back-to-sit”

Todos os procedimentos de busca, seleção, leitura, extração, análise do risco de viés e do nível de evidência foram realizados por dois avaliadores independentes e cegados. Nos casos de divergência de opiniões entre os avaliadores, as diferenças foram resolvidas por consenso. E, persistindo o desacordo, um terceiro avaliador experiente no assunto realizou a avaliação do estudo.

### 3.2.2 Critérios de elegibilidade

Foram incluídos estudos que avaliaram algum dos desfechos (duração do movimento, amplitude de movimento - ADM, velocidade, aceleração e reprodução de movimento), na exposição (movimentos de sentar e levantar) e população de interesse (pacientes com DL). Foram excluídos estudos que não estavam redigidos na língua inglesa, espanhola ou portuguesa; além de estudos de revisão da literatura e revisões sistemáticas.

### 3.2.3 Seleção dos estudos e extração dos dados

Todos os estudos encontrados a partir da busca eletrônica, inicialmente foram selecionados a partir da leitura dos títulos e resumos, sendo que os artigos que apresentaram potencial para serem incluídos na revisão sistemática foram lidos e analisados na íntegra. Para a extração dos dados foi utilizada uma planilha padrão, com dados de características e desfechos de interesse. Portanto, foram extraídos dos estudos dados como: autor e ano de publicação, tamanho da amostra, características dos indivíduos estudados (idade, gênero, classificação da dor), instrumento de medida, desfecho analisado e resultados obtidos.

### 3.2.4 Avaliação do risco de viés e nível de evidência

Os estudos que cumpriram com os critérios de inclusão foram avaliados quanto ao risco de viés por meio da escala de Downs e Black, a qual consiste em uma lista de verificação, cujas questões são respondidas como “sim” ou “não” (DOWNS; BLACK, 1998). Optou-se por utilizar essa escala em virtude de que essa revisão sistemática não limitou o tipo de estudo incluído e essa escala pode ser utilizada para avaliar tanto estudos observacionais, quanto ensaios clínicos.

Como não há consenso sobre um único ponto de corte para definir o risco de viés dos estudos (RONDONI *et al.*, 2017), os escores foram interpretados usando um valor de corte de 75%. Os estudos foram, portanto, definidos como baixo risco de viés se 75% ou mais dos itens aplicáveis do checklist fossem classificados como “sim”, ou seja, nove dos 12 itens avaliados.

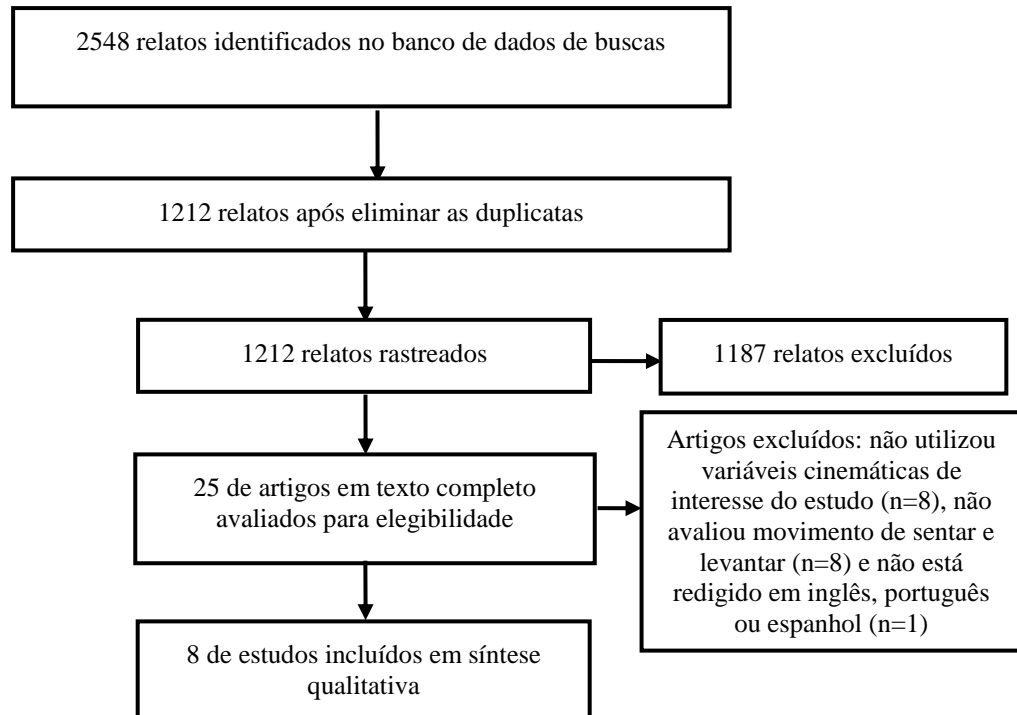
O sistema GRADE (*Grading of Recommendations Assessment, Development, and Evaluation*) (GUYATT *et al.*, 2011) foi utilizado para classificar o nível de evidência em: alta - muito improvável que pesquisas adicionais mudem os resultados apresentados pela revisão sistemática; moderada - pesquisas posteriores provavelmente terão um impacto importante e podem mudar os resultados apresentados pela revisão sistemática; baixa - é mais provável que outras pesquisas tenham um impacto importante e que provavelmente alterem os resultados apresentados pela revisão sistemática; e muito baixa - qualquer estimativa de resultados apresentados pela revisão sistemática é muito incerta, gerando a necessidade de desenvolvimento de novos estudos.

### 3.2.5 Análise dos dados

Inicialmente os dados coletados foram agrupados por semelhança para a realização de uma síntese narrativa dos resultados, com o objetivo de descrever as características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar em pacientes com DL. Não foi possível a realização de uma meta-análise, em virtude da quantidade significativa de variáveis encontradas e das formas divergentes de apresentação dos seus resultados nos estudos incluídos, o que limita a utilização de uma nova análise estatística dos dados.

### 3.3 RESULTADOS

Foram encontrados 2548 artigos nos bancos de dados, os quais são apresentados no fluxograma, que apresenta a estratégia adotada para a inclusão e exclusão (Figura 3.1). Após as etapas de seleção, compuseram esta revisão sistemática 8 artigos.



**Figura 3.1** - Fluxograma dos estudos incluídos, segundo Prisma (MOHER *et al.*, 2009).

Na avaliação do risco de viés dos estudos incluídos, cinco estudos apresentaram baixo risco, uma vez que preencheram no mínimo nove critérios avaliados da escala Downs e Black. E três estudos foram considerados como alto risco de viés (Tabela 3.2).

**Tabela 3.2.** Resultados da avaliação do risco de viés dos estudos, por meio do *Checklist* Downs e Black.

Estudos 1º autor (ano)	Critérios <i>Checklist</i> Downs e Black												Número de ✓	% de ✓	Risco de viés
	1	2	3	6	7	9	10	11	12	16	18	20			
Claeys (2012)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	?	?	✓	✓	X	8	66,7	Alto
Coghlin (1994)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	?	?	✓	✓	X	8	66,7	Alto
Galli (2000)	✓	✓	✓	✓	✓	?	X	?	?	✓	✓	✓	8	66,7	Alto
Mehrarvar (2012)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	?	?	✓	✓	✓	9	75%	Baixo
Peydro (2011)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	?	?	✓	✓	✓	10	83,3%	Baixo
Sanchez-Zuriaga (2011)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	?	?	✓	✓	✓	9	75%	Baixo
Shum (2005)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	X	?	?	✓	✓	✓	9	75%	Baixo
Svendsen (2013)	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	?	?	✓	✓	✓	10	83,3%	Baixo

CRITÉRIOS DOWNS e BLACK: 1) A hipótese/objetivo do estudo está claramente descrito? 2) Os principais resultados a serem medidos são claramente descritos na seção introdução ou métodos? 3) As características dos pacientes incluídos no estudo estão claramente descritas? 6) As principais conclusões do estudo estão claramente descritas? 7) O estudo fornece estimativas da variabilidade aleatória nos dados para os principais resultados? 9) As características dos pacientes perdidos no seguimento foram descritas? 10) Os valores de probabilidade reais foram relatados (por exemplo, 0,035 em vez de <0,05) para os principais resultados, exceto quando o valor de probabilidade é menor que 0,001? 11) Os sujeitos convidados a participar do estudo são representativos de toda a população da qual foram recrutados? 12) Os sujeitos que estavam preparados para participar eram representativos de toda a população da qual foram recrutados? 16) Se algum dos resultados do estudo se baseou em "dragagem de dados", isso ficou claro? 18) Os testes estatísticos utilizados para avaliar os principais resultados foram apropriados? 20) As principais medidas de resultado foram utilizadas com precisão (válidas e confiáveis) RESPOSTAS AOS CRITÉRIOS: ✓ = Sim; X = Não, ? = Impossível determinar

Com relação ao nível da evidência, independentemente da variável analisada, visto que existem resultados contraditórios e heterogeneidade nos estudos, é possível que outras pesquisas tenham um impacto importante e que provavelmente alterem os resultados apresentados, o que torna a presente revisão com baixo nível de evidência considerando os critérios estabelecidos pelo GRADE (GUYATT *et al.*, 2011).

O Quadro 3.1 apresenta a descrição metodológica dos oito estudos incluídos e o Quadro 3.2 apresenta os resultados encontrados em cada estudo.

**Quadro 3.1.** Descrição metodológica dos estudos incluídos na revisão sistemática.

<b>1º autor (ano)</b>	<b>Amostra</b>	<b>Idade (média±DP)</b>	<b>Sexo</b>	<b>Aspecto avaliado</b>	<b>Instrumento</b>
Claeys (2012)	106 DLC 20 controle	18,5±0,5 18,5±0,5	65% ♂ 76% ♂	Duração	Dois acelerômetros piezo-resistivos
Coghlin (1994)	5 DLC 5 controle	36,7 32,0	♀	Duração e ADM quadril e lombar	Sistema de vídeo (3 câmeras)
Galli (2000)	30 obesos com DLC 10 controle	39,7±12,4 27±3	83% ♂ 50% ♂	Ângulo do tronco	Sistema de medição de movimento Elite (6 câmeras)
Mehravari (2012)	11 DLC 12 controls	23,2±2,9 23,5±3,6	♂	Reprodução do movimento da pelve e tronco	Sistema de vídeo Kinemetrix versão 5 (3 câmeras)
Peydro (2011)	90 DLC 51 controle	42,8±14,3 45,8±10,7	♂♀	Duração, velocidade angular máxima do tronco, aceleração angular máxima do tronco, ADM lombar e reprodução do movimento	Sistema de vídeo (3 câmeras)
Sanchez-Zuriaga (2011)	39 DLS 16 controle	45±11 39±11	N/A	Duração, ADM tronco, pelve e lombar, velocidade angular média do tronco, aceleração angular média do tronco	Sistema de vídeo Kinescan (4 câmeras)
Shum (2005)	30 DLS com TEPR negativo 30 DLS com TEPR positivo 20 controle	38,5±10,2 40,9±10 41,7±8,2	N/A	Duração, relação entre os movimentos, ADM e velocidade da coluna lombar e quadril	Dispositivo eletromagnético 3SPACE Fastrak
Svendsen (2013)	12 DLS 12 controle	38,6±9,8 37,5±9,7	75% ♂	Ângulos do quadril e do tronco	Sistema de vídeo Qualisys Track Manager (8 câmeras)

DLC- dor lombar crônica; DLS- dor lombar subaguda; TEPR- Teste de elevação da perna reta; N/A- não apresentado; ♂- sexo feminino; ♀- sexo masculino.



**Quadro 3.2.** Resultados dos estudos incluídos na revisão sistemática.

<b>1º autor (ano)</b>	<b>Resultados</b>
<b>Duração do movimento</b>	
Claeys (2012)	Sentar, levantar e sentar: grupo DL apresentou maior duração (DL: 9,33±1,49s; saudável: 8,29±1,23s; p<0,005). Sentar e levantar ou levantar e sentar: não houve diferença (p>0,05).
Peydro (2011)	Levantar: grupo DL apresentou maior duração (DL: 3,18±0,75s; saudáveis: 2,27±0,29s; p<0,001).
Sanchez-Zuriaga (2011)	Levantar: houve diferença na duração (p<0,05), mas não são apresentados os dados.
Shum (2005)	Sentar, levantar e sentar: grupo DL apresentou maior duração. Levantar: grupo DL apresentou maior duração.
Coghlin (1994)	Sentar e levantar: grupo DL apresentou menor duração (DL: 1,7±0,06s; saudáveis: 1,95±0,05s).
<b>Coluna lombar</b>	
Peydro (2011)	Grupo DL apresentou menor ADM (DL: 26,21±8,76°; saudáveis: 32,07±6,77°; p<0,001).
Sanchez-Zuriaga (2011)	O grupo DL apresentou menor ADM (DL: 25,8±9,6°; saudáveis: 32,6±6,6°, p<0,001).
Shum (2005)	Grupos DL apresentou menor pico de flexão (DL com EPR negativo: 25±7°; DL com EPR positivo: 24±5°; saudáveis: 41±8°; p<0,05) e menor velocidade (DL com EPR negativo: 17±7°/s; DL com EPR positivo: 19±5°/s; saudáveis: 25±6°/s; p<0,05). A contribuição de movimento lombar (movimento lombar/movimento quadril) foi menor nos grupos DL (DL com EPR negativo: 0,40±0,12; DL com EPR positivo: 0,30±0,18; saudáveis: 0,51±0,15).
<b>Tronco</b>	
Svendsen (2013)	Não houve diferença nos ângulos (p>0,05).
Peydro (2011)	Grupo DL apresentou menor velocidade máxima (DL: 95,31±25,13°/s; saudáveis: 138,23±23,42°/s; p<0,001) e menor aceleração máxima (DL: 280,19±113,08°/s²; saudáveis: 460,16±101,49°/s²; p<0,001).
Sanchez-Zuriaga (2011)	Não houve diferença na ADM (DL: 111,4±10,1°; saudáveis: 113,1±8,2°; p>0,05). O grupo DL apresentou menor velocidade média tanto em flexão (DL:30,4±6,8; saudáveis: 35,8±4,3°; p<0,001) como em extensão (DL: 60,8±11,8 °/s; saudáveis: 69,9±6,7°/s; p<0,05) e menor aceleração média em flexão (DL:150,9±45,6°/s²; saudáveis: 203,3±43,5°/s²) e extensão (DL: 373,2±118,9°/s²; saudáveis: 474,7±52,5°/s²).
Galli (2000)	O grupo DL apresentou menor flexão (DL: 54,5±8°; controle: 38±2,5°; p<0,05).
Coghlin (1994)	Grupo DL apresentou maior flexão (DL:48,5°; saudáveis: 33,1°). Não informam se a diferença é significativa.
<b>Quadril</b>	
Svendsen (2013)	Não houve diferença nos ângulos (p>0,05).
Shum (2005)	Grupos DL apresentaram menor pico de flexão (DL com EPR negativo: 64±10°; DL com EPR positivo: 67±6°, saudáveis: 89±11°; p<0,05) e menor velocidade (DL com EPR negativo: 47±13°/s; DL com EPR positivo: 40±14°/s; saudáveis: 69±14°/s; p<0,05).
Coghlin (1994)	Grupo DL apresentou menor flexão (DL: 51,0°; saudáveis: 77,25°). Não informam se a diferença é significativa.
<b>Pelve</b>	
Sanchez-Zuriaga (2011)	Não houve diferença na ADM (p>0,05).
<b>Reprodução do movimento</b>	
Mehravar (2012)	Grupo DL apresentou maior variabilidade do tronco (DL:5,53±0,48; saudáveis: 4.32±0.46; p<0,05). Não houve diferença na variabilidade de pelve (3.14±0.30; saudáveis: 2.88±0.29; p>0,05).
Peydro (2011)	Grupo DL apresentou menor reprodução do movimento (DL: 0,2±0,09%; saudáveis: 0,08±0,02%, p<0,001).

### 3.4 DISCUSSÃO

A partir dos dados encontrados, em relação à duração do movimento, a maior parte dos autores relatou que os pacientes com DL necessitam maior tempo para a realização do sentar, levantar e sentar novamente (CLAEYS *et al.*, 2012; PEYDRO *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005). No entanto, Claeys *et al.* (2012) não encontraram diferença significativa entre os indivíduos com DL e indivíduos saudáveis ao analisar separadamente os movimentos de sentar e levantar. Além disso, Coghlin; McFadyen (1994) relatam resultados contrários, demonstrando que os indivíduos com DL necessitaram menor tempo do que indivíduos saudáveis para executar o movimento. E, Sanchez-Zuriaga *et al.* (2011) informam que os indivíduos com DL diferem dos sujeitos saudáveis, mas não especificam se aumentam o diminuem o tempo de execução do movimento. A partir desses estudos, parece haver maior concordância de que os indivíduos com dor lombar levam mais tempo para a realização completa do sentar, levantar e sentar novamente. No entanto, quando apenas um movimento é avaliado, há divergências na literatura, visto que Claeys *et al.* (2012) não encontraram diferença e Coghlin; McFadyen (1994) encontrou menor tempo nos indivíduos com dor lombar. É importante destacar que existem diferenças metodológicas entre esses estudos, visto que Claeys *et al.* (2012) avaliaram indivíduos mais jovens (média 18 anos) e do sexo feminino e Coghlin; McFadyen (1994) avaliaram apenas homens (média de idade 36,7 anos). Além disso, cabe ressaltar que os estudos de Coghlin; McFadyen (1994) e de Claeys *et al.* (2012) são os que obtiveram maior risco de viés.

No que tange o movimento da coluna lombar, os autores referem redução da ADM lombar (PEYDRO *et al.*, 2011; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011) e menor pico de flexão (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005). Mas, quando o movimento é avaliado de forma global do tronco, os resultados são contraditórios, Galli *et al.* (2000) relatou redução da flexão do tronco, enquanto que Coghlin; McFadyen (1994) encontraram aumento desse movimento. Outros autores, porém, não referem diferença significativa na ADM entre os sujeitos com DL e indivíduos saudáveis (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SVENDSEN *et al.*, 2013). Cabe destacar que o único estudo que encontrou redução na flexão de tronco foi realizado com pacientes obesos com DL, portanto a redução dessa mobilidade poderia estar vinculada a essa outra condição. E, ainda ressalta-se que os estudos de Galli *et al.* (2000) e Coghlin; McFadyen (1994) apresentaram alto risco de viés.

Quanto à velocidade de execução na lombar, foi encontrado apenas um estudo avaliando esse aspecto, o qual encontrou redução dessa variável no grupo com DL (SHUM;

CROSBIE; LEE, 2005). Estudos que observaram esse aspecto de forma global do tronco relataram menor velocidade e aceleração do tronco nos pacientes com DL (PEYDRO *et al.*, 2011; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011). Esses estudos apresentaram baixo risco de viés, mas ainda são necessários novos estudos avaliando a velocidade lombar separadamente para confirmar esses achados.

Já quanto às análises do quadril, a maior parte dos estudos sugere que a flexão dessa região apresenta-se reduzida (COGHLIN; MCFADYEN, 1994; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005). No entanto, no estudo de Coghlin; McFadyen (1994) não é informado se essa diferença foi significativa entre os grupos. E, no estudo de Svendsen *et al.* (2013) não foram encontradas diferenças nos ângulos do quadril entre os grupos com DL e indivíduos saudáveis. Ainda, foi observado, em apenas um estudo, velocidade de quadril diminuída no grupo de DL quando comparada com indivíduos saudáveis (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005). Dessa forma, permanece impreciso o comportamento do quadril em pessoas com DL.

Além dessas características, um estudo apresentou resultado referente à relação de movimento entre a região lombar e o quadril, a fim de possibilitar a compreensão a respeito da contribuição de cada região para a realização dos movimentos de sentar e levantar. Esse estudo encontrou que nos pacientes com DL a contribuição de movimento lombar foi menor do que nos indivíduos saudáveis, indicando que há uma possível proteção da região lombar, com redução importante da sua participação na realização desse movimento (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005).

Apenas um estudo envolveu a análise do movimento pélvico, sendo relatado apenas que não há diferença na ADM da pelve entre pacientes com DL e indivíduos saudáveis (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011). Dessa maneira, em virtude do pequeno número de estudo e a carência de uma análise mais aprofundada, o conhecimento sobre o seu comportamento durante a realização dos movimentos de sentar e levantar ainda é incipiente.

Outro aspecto que tem sido estudado é a reprodução do movimento, ou seja, como os aspectos cinemáticos se comportam durante a repetição do gesto. Nesse sentido, os estudos encontrados apresentam resultados semelhantes, já que Mehravar *et al.* (2012) relataram que o grupo DL apresentou maior variabilidade do tronco do que o grupo controle e Peydro *et al.* (2011) encontraram menor reprodução do movimento. No entanto, ao avaliar a variabilidade pélvica, Mehravar *et al.* (2012) não obtiveram diferença entre os grupos.

Desta forma, a presença de DL parece influenciar alguns aspectos cinemáticos, os quais devem ser levados em consideração pelos profissionais das ciências do movimento (fisioterapeuta, educador físico, quiropraxista, terapeuta ocupacional, etc.), na avaliação e no

planejamento do tratamento do paciente. Ainda, observa-se carência na literatura no que se refere ao conhecimento das características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar em indivíduos com DL, carecendo de novos estudos que investiguem esses aspectos.

### 3.5 CONCLUSÃO

Até o presente momento tem-se informação de que os pacientes com DL necessitam de maior tempo para a realização do sentar e levantar; apresentam redução da ADM lombar, menor velocidade e aceleração do tronco; e apresentam maior variabilidade do movimento do tronco. No entanto não se conhece claramente a interferência da DL sobre a ADM do tronco, da pelve e do quadril; e velocidade lombar e do quadril. Além disso, não foram investigadas a velocidade da pelve e a aceleração lombar, da pelve e do quadril em pessoas com DL, permanecendo incipiente a investigação desses aspectos em pessoas com DL.

Apesar desses achados, com base nos critérios do GRADE os resultados apresentados nessa revisão sistemática indicam que há baixa evidência científica sobre os aspectos cinemáticos (duração do movimento, ADM, velocidade, aceleração e variabilidade do movimento) do tronco, lombar, pelve e quadril de pessoas com DL, tornando necessário novos estudos que investiguem esses aspectos nos movimentos de sentar e levantar.

### REFERÊNCIAS

CLAEYS, K.; BRUMAGNE, S.; DANKAERTS, W.; JANSSENS, L. Decreased variability in postural strategy in people with non-specific low back pain during standing and sitting. **Physiotherapy (United Kingdom)**. v. 97, p. eS224, 2011.

CLAEYS, K.; DANKAERTS, W.; JANSSENS, L.; BRUMAGNE, S. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 22, n. 6, p. 821-828, 2012.

COGHLIN, S. S.; MCFADYEN, B. J. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. **Clinical Biomechanics**. v. 9, n. 2, p. 85-92, 1994.

CROSBIE, J.; NASCIMENTO, D. P.; FILHO RDE, F.; FERREIRA, P. Do people with recurrent back pain constrain spinal motion during seated horizontal and downward reaching? **Clinical Biomechanics**. v. 28, n. 8, p. 866-872, 2013.

DISEASE AND INJURY INCIDENCE AND PREVALENCE COLLABORATORS. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **Lancet**. v.390, n. 10100, p;1211-1259, 2017.

DOWNS, S. H.; BLACK, N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. **Journal of epidemiology and community health**. v. 52, n. 6, p. 377-384, 1998.

FERREIRA, G. D.; SILVA, M. C.; ROMBALDI, A. J.; WREGE, E. D.; SIQUEIRA, F. V.; HALLAL, P. C. Prevalence and associated factors of back pain in adults from southern Brazil: a population-based study. **Brazilian Journal of Physical Therapy**. v. 15, n. 1, p. 31-36, 2011.

GALLI, M.; CRIVELLINI, M.; SIBELLA, F.; MONTESANO, A.; BERTOCCO, P.; & PARISIO, C. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. **International Journal of Obesity**. v. 24, n. 11, p. 1488-1492, 2000.

GUYATT, G.; OXMAN, A. D.; AKL, E. A.; KUNZ, R.; VIST, G.; BROZEK, J.; NORRIS, S.; FALCK-YTTER, Y.; GLASZIOU, P.; DEBEER, H.; JAESCHKE, R.; RIND, D.; MEERPOHL, J.; DAHM, P.; SCHÜNEMANN, H. J. GRADE guidelines: 1. Introduction—GRADE evidence profiles and summary of findings tables. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 64, n. 4, p. 383-394, 2011.

HOY, D.; BAIN, C.; WILLIAMS, G.; MARCH, L.; BROOKS, P.; BLYTH, F.; WOOLF, A.; VOS, T.; BUCHBINDER, R. A systematic review of the global prevalence of low back pain. **Arthritis and rheumatism**. v. 64, n. 6, p. 2028-2037, 2012.

MCGILL, S. M. Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 14, n. 1, p. 43-47, 2004.

MEHRAVAR, M.; TAJALI, S.; NEGAHBAN, H.; SHATERZADEH, M. J.; SALEHI, R.; NARIMANI, R.; PARNIANPOUR, M. Principal component analysis of kinematic patterns variability during sit to stand in people with non-specific chronic low back pain. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**. v. 12, n. 2, p. 1-13, 2012.

MOHER, D.; LIBERATI, A.; TETZLAFF, J.; ALTMAN, D. G. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. **PLoS medicine**, v. 151, n. 4, p. 264-269, W264, 2009.

PEYDRO, M. F.; LÓPEZ, J.; CORTÉS, A.; VIVAS, M. J.; GARRIDO, J. D.; TORTOSA, L. Kinetic and kinematic analysis of the «getting up from a chair» movement in patients with low back pain. **Rehabilitacion**. v. 45, n. 2, p. 99-105, 2011.

RONDONI, A.; ROSSETTINI, G.; RISTORI, D.; GALLO, F.; STROBE, M.; GIARETTA, F.; BATTISTIN, A.; TESTA, M. Intrarater and Inter-rater Reliability of Active Cervical Range of Motion in Patients With Nonspecific Neck Pain Measured With Technological and Common Use Devices: A Systematic Review With Meta-regression. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**. v. 40, n. 8, p. 597-608, 2017.

SANCHEZ-ZURIAGA, D.; LOPEZ-PASCUAL, J.; GARRIDO-JAEN, D.; DE MOYA, M. F.; PRAT-PASTOR, J. Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 36, n. 16, p. 1279-1288, 2011.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 30, n. 17, p. 1998-2004, 2005.

SVENDSEN, J. H.; SVARRER, H.; LAESOE, U.; VOLLENBROEK-HUTTEN, M.; MADELEINE, P. Standardized activities of daily living in presence of sub-acute low-back pain: A pilot study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 23, n. 1, p. 159-165, 2013.

WALKER, B. F.; MULLER, R.; GRANT, W. D. Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability. **Journal of manipulative and physiological therapeutics**. v. 27, n. 4, p. 238-244, 2004.

ZANUTO, E. A.; CODOGNO, J. S.; CHRISTOFARO, D. G.; VANDERLEI, L. C.; CARDOSO, J. R.; FERNANDES, R. A. Prevalence of low back pain and associated factors in adults from a middle-size Brazilian city. **Ciência & Saúde Coletiva**. v. 20, n. 5, p. 1575-1582, 2015.

## CAPÍTULO 4

### ARTIGO ORIGINAL

#### **Características cinemáticas durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com e sem dor lombar crônica**

*Kinematic characteristics during the sit-to-stand movement in individuals with and without chronic low back pain*

#### **RESUMO**

**Introdução:** Uma melhor compreensão da disfunção presente na dor lombar (DL) pode possibilitar adequadas soluções terapêuticas e minimizar o risco de exacerbação do problema. Portanto, é fundamental conhecer a cinemática de indivíduos com DL durante a realização de atividades funcionais. **Objetivo:** Analisar as características cinemáticas do tronco, coluna lombar, pelve e quadril durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com e sem DL crônica, com a finalidade de distinguir esses pacientes por meio da análise cinemática. **Métodos:** Participaram do estudo 25 indivíduos com dor lombar crônica e 25 controles sem sintomas. Para a coleta de dados, foram marcados pontos anatômicos de referência e os sujeitos realizaram dez movimentos de sentar e levantar com velocidade autosselecionada, gravados por 10 câmeras do sistema de captura de movimento *BTS Smart-DX*. Foram obtidos os valores angulares, velocidade e aceleração do tronco, coluna lombar, pelve e quadril. Para análise, o movimento de sentar e levantar foi fragmentado em quatro fases: sentar, estático sentado, levantar e estático em pé. Foi realizado o teste t independente e análise de regressão logística binária com método Enter ( $\alpha < 0,05$ ). **Resultados:** No tronco, houve diferença significativa no ângulo em pé, sentado e ao levantar e sentar; na velocidade de flexão ao levantar e sentar; na velocidade de extensão ao levantar e sentar; bem como na aceleração ao levantar e sentar. Na coluna lombar, os grupos diferiram apenas na velocidade de flexão ao sentar. Na pelve houve diferença significativa na velocidade de retroversão ao levantar e sentar; bem como na velocidade de anteversão ao sentar. No quadril, houve diferença significativa no ângulo em pé; ao levantar e sentar; na velocidade ao levantar e sentar; na aceleração ao levantar e sentar. Apenas duas variáveis compuseram o modelo de regressão logística: ângulo médio do tronco em pé ( $\text{ExpB}=0,57$ ;  $p=0,005$ ) e velocidade média do quadril ao levantar ( $\text{ExpB}=0,89$ ;  $p=0,007$ ). **Conclusão:** Os indivíduos com DL crônica realizam o movimento de sentar e levantar com menor velocidade de tronco, pelve e quadril, além de apresentarem maior flexão de tronco e quadril, quando comparados aos indivíduos saudáveis. Além disso, o modelo de regressão logística foi capaz de distinguir os pacientes com DL dos indivíduos saudáveis com 72% de acurácia, utilizando duas variáveis cinemáticas.

**Palavras-chave:** sentar e levantar; dor lombar; tronco; coluna vertebral; pelve; quadril.

## ABSTRACT

**Introduction:** A better understanding of the dysfunction present in low back pain (LBP) may provide adequate therapeutic solutions and minimize the exacerbation of the problem. Therefore, it is fundamental to comprehend the kinematics of individuals with LBP during the performance of functional activities. **Objective:** To analyze the kinematic characteristics of the trunk, lumbar spine, pelvis and hip during the sit-to-stand movement in individuals with and without chronic LBP, in order to distinguish these patients through kinematic analysis. **Methods:** Twenty-five individuals with chronic LBP and 25 non-symptomatic controls participated in the study. For data acquisition, anatomical reference points were marked and the subjects performed ten sit-to-stand trials at a self-selected speed, recorded by 10 cameras (Smart-DX BTS motion capture system). The angular values, velocity and acceleration of the trunk, lumbar spine, pelvis and hip were obtained. For analysis, the sit-to-stand movement was fragmented into four phases: sitting, static sitting, standing up and static stand-up. Independent *t*-test and binary logistic regression analysis were performed using the Enter method ( $\alpha < 0.05$ ). **Results:** There was a significant difference in the angle of the trunk during the phases of static stand up, static sitting, standing and sitting; also in the velocity of flexion and velocity of extension of this segment when standing up and sitting; as well as in the acceleration when standing up and sitting. Concerning the lumbar spine, the groups differed only in the flexion velocity when sitting. There was a significant difference in the velocity of retroversion of the pelvis during standing up and sitting; as well as in the velocity of anteversion during the sitting phase. There was a significant difference in the angle of the hip during the phases of static stand-up, standing up and sitting; in the velocity and the acceleration when standing up and sitting. Only two variables composed the logistic regression model: mean stand-up trunk angle ( $ExpB=0.57$ ,  $p=0.005$ ) and mean hip velocity on standing ( $ExpB=0.89$ ,  $p=0.007$ ). **Conclusion:** Individuals with chronic LBP show decreased velocity of the trunk, the pelvis and the hip, besides increased flexion of the trunk and the hip, in comparison to healthy individuals, when performing the sit-to-stand movement. Furthermore, the logistic regression model was able to distinguish LBP patients from healthy subjects with 72% of accuracy using two kinematic variables.

**Keywords:** sit-to-stand; low back pain; torso; spine; pelvis; hip.

## 4.1 INTRODUÇÃO

A dor lombar (DL) é a mais prevalente das condições musculoesqueléticas, afeta quase todos em algum momento da vida (58-84%) e sua prevalência pontual (instante estudado) é de aproximadamente 4-33% da população (KIKUCHI *et al.*, 2015). Essa queixa afeta frequentemente indivíduos em idade ativa, e, em virtude da sua elevada frequência e consequências econômicas, torna-se um grande problema socioeconômico nos países ocidentais (KIKUCHI *et al.*, 2015; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011). Além disso, a DL muitas vezes é persistente durante o episódio e, frequentemente, os pacientes não têm



resolução completa dos sintomas, permanecendo expostos a exacerbações dessa dor (KIKUCHI *et al.*, 2015).

Por consequência, o tratamento dessa condição tem recebido grande importância em pesquisas atuais (DURMUS *et al.*, 2014; DURMUS; UNAL; KURU, 2014; MONTICONE *et al.*, 2014; SHNAYDERMAN; KATZ-LEURER, 2013), e com o intuito de atingir um manejo adequado desses pacientes, esforços também têm sido feitos para a identificação do fator causal do sintoma. Em virtude disso, os estudos têm buscado identificar os fatores envolvidos no desenvolvimento e perpetuação da DL. A literatura tem apoiado a hipótese da presença de prejuízos no controle motor em indivíduos com DL crônica (KIKUCHI *et al.*, 2015; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a; VARGAS-PRADA; COGGON, 2015), isso porque esse prejuízo expõe esses indivíduos a repetidos estresses e esforços, fornecendo assim uma base para a perpetuação da dor (DANKAERTS *et al.*, 2006).

Nesse contexto, conhecer a cinemática de indivíduos com DL durante a realização de atividades funcionais auxilia em uma melhor compreensão da disfunção, possibilitando a administração de soluções terapêuticas adequadas e minimizando o risco de exacerbação do problema (CHRISTE *et al.*, 2016; JONES *et al.*, 2012; MARRAS *et al.*, 1995). Estudos que abordaram essas análises cinemáticas têm priorizado os movimentos com grande importância funcional, como sentar-levantar (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a), caminhar (CROSBIE *et al.*, 2013; MULLER; ERTELT; BLICKHAN, 2015; STEELE *et al.*, 2014) ou levantar um objeto do solo (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2007). O estudo do movimento de sentar e levantar tem se destacado pelo fato de ser um movimento muito realizado na vida diária, comumente descrito como doloroso pelos pacientes com DL e frequentemente abordado na reabilitação (ANDERSSON; LIN; SMEETS, 2010).

Em geral, esses estudos demonstram que os padrões de movimento de indivíduos com DL diferem daqueles observados em indivíduos saudáveis (CHRISTE *et al.*, 2016; COGHLIN; MCFADYEN, 1994; GALLI *et al.*, 2000; PEYDRO *et al.*, 2011; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a). Não obstante, seus resultados são muito divergentes, dificultando a obtenção de evidências conclusivas sobre as alterações. Portanto, apesar de vários modelos tentarem explicar a disfunção envolvida na DL, até o momento pouco se conhece sobre o mecanismo exato e os fatores que influenciam a sua cronicidade (VLAEYEN; CROMBEZ, 1999).

Visando contribuir com essa temática, esse estudo tem como objetivo analisar as características cinemáticas do tronco, da coluna lombar, da pelve e do quadril durante o movimento de sentar e levantar em indivíduos com e sem DL crônica, com a finalidade de responder a seguinte questão de pesquisa: É possível distinguir pacientes com DL de indivíduos saudáveis por meio da análise cinemática do movimento de sentar e levantar?

## 4.2 MATERIAIS E MÉTODOS

Trata-se de um estudo transversal (THOMAS; NELSON, 2012), cuja amostra foi composta por dois grupos: (a) grupo com DL crônica e (b) grupo controle, composto por indivíduos sem queixa de desconforto na região lombar. Os indivíduos foram recrutados por meio de convites em redes sociais e por meio da metodologia de captação amostral “bola de neve”.

O tamanho da amostra foi calculado no *software* GPower 3.1.7, usando como base a família de testes t (diferença entre dois grupos independentes) para um teste unicaudal, admitindo um  $\alpha=0,05$  e um poder de 80%. Foram utilizados dados provenientes da literatura para verificar o tamanho amostral necessário para cada variável desse estudo, conforme demonstrado na Tabela 4.1. A partir desses cálculos amostrais, foi utilizado como base o maior número de indivíduos em cada grupo, acrescido em 10% ( $n=25$ ), resultando em uma amostra total de 50 participantes.

**Tabela 4.1.** Variáveis utilizadas para cálculo amostral e seus respectivos tamanhos amostrais necessários.

Variável (unidade de medida)	Estudo de referência	Média±DP (Grupo DL)	Média±DP (Grupo saudável)	Amostra por grupo
Flexão de tronco (°)	Gali (2000)	54,5±8	38±2,5	3
Velocidade do tronco em flexão (°/s)	Sanchez-Zuriaga (2011)	30,4±6,8	35,8±4,3	15
Velocidade do tronco em extensão (°/s)	Sanchez-Zuriaga (2011)	60,8±11,8	69,9±6,7	15
Aceleração do tronco (°/s <sup>2</sup> )	Peydro (2011)	280,2±113,1	460,2±101,5	6
Pico de flexão lombar (°)	Schum (2005a)	25±7	41±8	4
ADM lombar (°)	Peydro (2011)	26,2±8,8	32,1±6,8	23
Velocidade lombar (°/s <sup>2</sup> )	Schum (2005a)	17±7	25±6	9
Pico flexão do quadril (°)	Schum (2005a)	64,1±10	89±11	4
Velocidade do quadril (°)	Schum (2005a)	47±13	69±14	6

ADM- amplitude de movimento

Adotou-se como critério de inclusão para ambos os grupos: indivíduos maiores de 18 anos, sem comprometimentos ortopédicos conhecidos, como discrepâncias de membros inferiores ou outras alterações na coluna vertebral ou membros inferiores que dificultassem a realização da tarefa de sentar e levantar. Os critérios de inclusão para o grupo controle foram: pontuação zero na Escala Visual Analógica (EVA) no momento da avaliação e ausência de relato de episódio de DL no último ano. Além disso, os indivíduos foram pareados por sexo, idade e índice de massa corporal (IMC) com o grupo de DL. Os critérios de inclusão para o grupo DL foram: presença de DL crônica, com intensidade de dor moderada ou superior (pontuação maior que 3,3 na EVA) nos últimos três meses (BIRD; DICKSON, 2001) e com índice de Oswestry de incapacidade funcional (*Oswestry Disability Index* – ODI) maior que seis (CLAEYS *et al.*, 2012).

Os indivíduos de ambos os grupos foram excluídos se apresentassem história de distúrbios vestibulares, doença neurológica, cirurgia prévia da coluna vertebral ou doença osteomuscular em membros inferiores, que alterasse a realização do movimento de sentar e levantar.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, sob número CAAE 57280916.6.0000.5347 e todos os indivíduos consentiram com sua participação por meio da assinatura do termo de consentimento livre e esclarecido.

#### **4.2.1 Protocolo de coleta**

Inicialmente foi realizada uma anamnese para identificar a presença, intensidade e frequência da dor, bem como para aferir os critérios de inclusão e exclusão do estudo. A anamnese foi realizada sempre pelo mesmo fisioterapeuta. Logo após os indivíduos do grupo DL responderam ao questionário ODI versão 2.0 e a escala Tampa de cinesiofobia (ETC).

O questionário ODI, na versão portuguesa, permite avaliar a incapacidade gerada pela DL em várias atividades funcionais (FAIRBANK; PYNSENT, 2000) e tem sua confiabilidade e validade confirmadas (VIGATTO; ALEXANDRE; CORREA FILHO, 2007). Esse Índice é constituído por 10 itens (9 relacionados com as atividades da vida diária e 1 relacionada com a dor) (DELITTO *et al.*, 2012), sendo cada um com 6 opções de resposta. Cada afirmação é pontuada de 0 (ausência de disfunção) a 5 (maior disfunção) (MEHRAVAR *et al.*, 2012). O

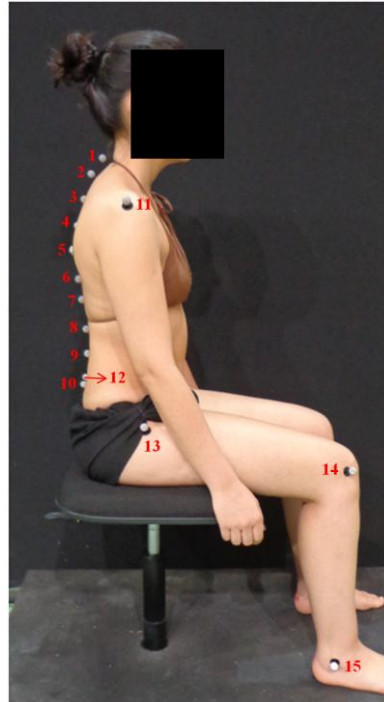
escore final, em porcentagem, é classificado em incapacidade mínima (0% a 20%), incapacidade moderada (21% a 40%), incapacidade severa (41% a 60%), incapacidade muito severa ou invalidez (61% a 80%) e indivíduo restrito ao leito (81% a 100%) (FAIRBANK; PYNSENT, 2000).

A ETC é composta por 17 questões sobre dor e intensidade dos sintomas. Os escores variam de um a quatro pontos, sendo que a resposta "discordo totalmente" equivale a um ponto e "concordo totalmente", a quatro pontos. O escore final mínimo é 17 e o máximo é 68 pontos, sendo que, quanto maior a pontuação total, maior o grau de cinesiofobia. Essa escala apresenta uma boa reprodutibilidade para os indivíduos com DL crônica, apresentando potencial aplicabilidade clínica nesses indivíduos (SIQUEIRA; TEIXEIRA-SALMELA; MAGALHÃES, 2007).

#### **4.2.2 Protocolo de avaliação do movimento de sentar e levantar**

Foram utilizadas dez câmeras do sistema de captura de movimento *BTS Smart-DX* (*BTS Bioengineering*, EUA), com taxa de amostragem de 100Hz cada. O sistema foi calibrado seguindo as recomendações do fabricante.

Para a avaliação os indivíduos estavam descalços e utilizaram shorts e um top para o sexo feminino e shorts para o sexo masculino. O avaliador palpou e demarcou com marcadores reflexivos as espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPS), as espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), os acrômios, os trocânteres maiores dos fêmurs, os epicôndilos laterais dos fêmurs e os maléolos laterais, todos marcados bilateralmente. Também foram marcados os processos espinhosos das vértebras C7, T2, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 e S2 (Figura 4.1).



**Figura 4.1.** Marcação dos pontos de referência utilizados para a coleta dos dados cinemáticos, sendo: (1) C7; (2) T2; (3) T4; (4) T6; (5) T8; (6) T10; (7) T12; (8) L2; (9) L4; (10) S2; (11) acrômio; (12) EIPS; (13) trocânter maior do fêmur; (14) epicôndilo lateral do fêmur e (15) maléolo lateral.

Foi utilizado um banco com altura regulável, sem braços e sem encosto, o qual foi ajustado de forma que ao sentar, o indivíduo permanecesse com os joelhos em  $90^\circ$  e os pés apoiados no solo (CLAEYS *et al.*, 2012). Os indivíduos foram orientados a manter os pés paralelos e posicionados na largura dos ombros. Antes da coleta de dados, os indivíduos foram instruídos a praticarem três ensaios, a fim de se familiarizarem com o movimento. Para a coleta de dados os indivíduos foram orientados a adotar uma postura em pé habitual, com os membros superiores em posição autosselecionada (BOHANNON, 2012; CLAEYS *et al.*, 2012), sem utilizar auxílio dos membros superiores durante o movimento de sentar e levantar.

A coleta consistiu na realização de dez movimentos completos de sentar e levantar com uma velocidade autosselecionada, com uma pausa entre cada movimento, realizando um ciclo respiratório sempre que estivessem nas posições em pé e sentado.

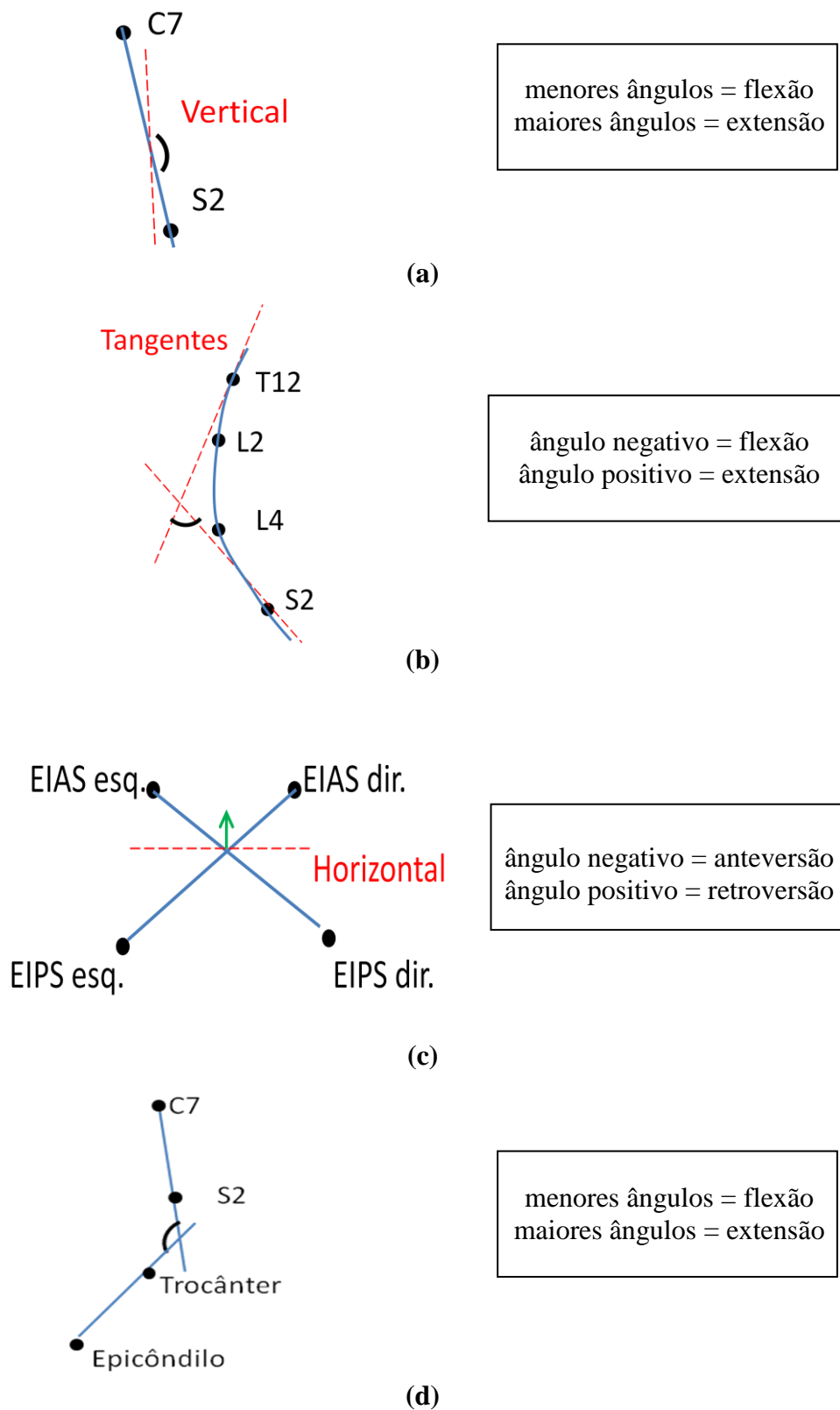
Com o intuito de manter a realização do movimento o mais próximo do normalmente realizado, foi padronizado apenas a altura do assento e a posição dos pés, pois, em uma revisão da literatura, foi descrito que tanto a altura do assento da cadeira quanto a posição dos

pés são importantes na avaliação dos movimentos de sentar e levantar, e que deixar de considerá-las pode conduzir a medições erradas do desempenho (JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002). No entanto, restringir demasiadamente o movimento analisado, com o objetivo de controlar a variabilidade entre os indivíduos, pode gerar perdas importantes de componentes do movimento, além de resultar em observações diferentes do movimento normalmente realizado (ETNYRE; THOMAS, 2007).

#### 4.2.3 Processamento e análise dos dados

O processamento dos dados cinemáticos do tronco, pelve e quadril foram realizados no *software* *BTS Smart-Analyser* e o processamento dos dados da coluna lombar foi realizado no *software* *Matlab® (The Mathworks Inc., EUA)*. Para análise, foram excluídas a primeira e a última execução do movimento de sentar e levantar, restando oito repetições centrais. Os dados foram filtrados com filtro passa-baixa *Butterworth* de quarta ordem, com frequência de corte de 5 Hz.

Para avaliação do tronco foi calculado o ângulo obtido na interseção de uma reta unindo os pontos de C7 e S2 com a vertical. Para avaliação da região lombar foram considerados os pontos anatômicos dos processos espinhosos de T12, L2, L4 e S2, a partir dos quais foi projetado um polinômio de terceira ordem, estimando o posicionamento sagital da coluna lombar. Foram traçadas retas tangentes aos pontos T12 e S2 e o ângulo da lordose lombar foi obtido na intersecção dessas retas. A avaliação da pelve foi realizada considerando os pontos anatômicos das EIPS e EIAS bilateralmente, a fim de localizar um ponto central da pelve, no qual foi definido um sistema de coordenada cartesiana (x, y e z) e o ângulo pélvico foi obtido entre o vetor anteroposterior do centro da pelve e a horizontal. E, a avaliação do quadril foi realizada a partir de uma reta que une os pontos de C7 e S2 e outra reta unindo os pontos do trocânter ao epicôndilo lateral do fêmur de cada lado. O ângulo de cada quadril foi gerado na intersecção dessas retas. Uma representação esquemática desses cálculos e a interpretação dos resultados de cada variável desse estudo são apresentadas na Figura 4.2.



**Figura 4.2.** Desenho esquemático dos cálculos para obtenção das variáveis de interesse desse estudo e a interpretação dos resultados: (a) tronco; (b) coluna lombar; (c) pelve e (d) quadril; e suas respectivas interpretações.

Para análise das variáveis de interesse do estudo, o movimento de sentar e levantar foi fragmentado em quatro fases: (a) sentar; (b) estático sentado; (c) levantar e (d) estático em pé. Para essa fragmentação, o movimento foi cortado nos momentos do início e do final de cada pausa realizada nas posições em pé e sentado. A partir desses cálculos foi possível obter os valores angulares mínimos, máximos e a amplitude de movimento (ADM) das fases dinâmicas e os valores angulares médios das fases estáticas. A velocidade angular foi calculada para todas as variáveis e está expressa em valores de pico (máxima velocidade) e valores médios da velocidade. Além disso, foi calculada a aceleração, a qual é apresentada em valores de pico (máxima e mínima aceleração). Todos esses cálculos foram realizados tanto para o movimento de sentar, quanto para o movimento de levantar, em cada uma das oito repetições analisadas. Para fins de análise, o valor médio das oito repetições foi utilizado.

#### **4.2.4 Análise estatística**

O tratamento estatístico foi realizado no *software* SPSS versão 20.0, com verificação da normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk e análise descritiva por meio média e desvio-padrão.

Inicialmente foi realizado o teste t independente unicaudal para verificar a significância das variáveis independentes (variáveis cinemáticas) na discriminação entre os indivíduos com DL e controle.

A análise de regressão logística binária foi utilizada para investigar a combinação das variáveis preditoras para a DL crônica. O método utilizado no modelo de regressão logística foi o *Enter* e o teste aplicado para significância estatística dos fatores foi de Wald. O critério para a entrada das variáveis independentes no modelo foi possuir diferença significativa entre os grupos, e a ordem de entrada foi definida pelo valor do t. Odds ratios foram obtidos a partir do  $\text{Exp}(B)$  para as variáveis resultantes no modelo, mostrando o efeito independente de cada fator. A colinearidade entre as variáveis selecionadas para a análise de regressão foi verificada usando o coeficiente de correlação produto-momento de Pearson. O nível de significância adotado em todos os testes foi de  $\alpha \leq 0,05$ .

### **4.3 RESULTADOS**

Para atingir o número amostral de 25 no grupo com DL, foram avaliados 63 indivíduos, sendo que 30 foram excluídos por apresentar ODI menor que seis e dois



indivíduos por possuírem alteração osteomuscular importante em membros inferiores (artrose de joelho), que limitavam o movimento de sentar e levantar. Além disso, foram excluídos cinco indivíduos que não conseguiram completar os dez movimentos de sentar e levantar ou necessitavam de auxílio de membros superiores para a realização do movimento avaliado, em virtude da DL. Para compor o grupo controle, foram avaliados 33 indivíduos. Destes, seis foram excluídos para obter-se o pareamento de IMC com o grupo DL, um foi excluído por apresentar alteração osteomuscular em membros inferiores (lesão de quadril) que limitava o movimento de sentar e levantar e um sujeito foi excluído na busca pelo pareamento de idade com o grupo DL.

A Tabela 4.2 apresenta os dados de descrição da amostra nos dois grupos avaliados. Quanto a classificação do ODI no grupo com DL, 84% apresentavam incapacidade moderada (n=21) e 16%, incapacidade severa (n=4).

**Tabela 4.2.** Descrição da amostra nos grupos com dor lombar crônica e controle.

	Grupo dor lombar		Grupo controle		Teste t independente
	Média±DP	Mínimo-Máximo	Média±DP	Mínimo-Máximo	
Idade (anos)	46,5±15,0	22,0-74,0	45,5±13,7	20,0-70,0	t(48)=0,246 p=0,807
Massa Corporal (kg)	74,4±9,4	59,0-89,0	70,9±13,8	54,0-105,0	t(48)=1,067 p=0,291
Estatura (m)	1,65±0,09	1,47-1,83	1,66±0,08	1,51-1,86	t(48)=-0,424 p=0,673
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	27,5±2,9	21,7-34,8	25,7±3,9	19,7-35,4	t(48)=1,809 p=0,077
EVA dia da avaliação (cm)	5,2±2,6	0,8-9,8	-	-	-
EVA média 3 meses (cm)	7,2±1,5	3,3-9,6	-	-	-
ODI (%)	30,8±8,5	22,0-54,0	-	-	-
ETC	42,0±8,0	26,0-54,0	-	-	-

EVA= Escala visual analógica; ODI= *Oswestry Disability Index* (Índice Oswestry de incapacidade funcional); ETC= Escala Tampa de cinesiofobia

A Tabela 4.3 apresenta os resultados descritivos das variáveis cinemáticas do tronco e o resultado do teste t independente, comparando as médias de cada variável entre os grupos com e sem DL.

**Tabela 4.3.** Dados descritivos das variáveis do tronco nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável.

Variáveis cinemáticas do TRONCO	Grupos (média±DP)		Teste t independente
	Dor lombar	Controle	
Ângulo médio em pé (°)	174,9±1,9	176,6±2,2	<b>t(48)=-2,936, p=0,003*</b>
Ângulo médio sentado (°)	172,3±3,6	174,5±3,1	<b>t(48)=-2,312, p=0,013*</b>
Máximo ângulo ao sentar (°)	175,1±2,6	177,0±2,7	<b>t(48)=-2,615, p=0,006*</b>
Mínimo ângulo ao sentar (°)	131,5±9,2	132,9±9,5	t(48)=-0,531, p=0,299
ADM ao sentar (°)	43,5±8,9	44,1±9,7	t(48)=-0,213, p=0,416
Máximo ângulo ao levantar (°)	176,1±2,3	177,7±2,4	<b>t(48)=-2,527, p=0,007*</b>
Mínimo ângulo ao levantar (°)	133,2±8,3	134,2±7,1	t(48)=-0,473, p=0,319
ADM ao levantar (°)	42,9±7,7	43,6±7,3	t(48)=-0,309, p=0,379
Máxima velocidade de extensão ao sentar (°/s)	63,4±12,1	64,6±12,2	t(48)=-0,338, p=0,369
Máxima velocidade de flexão ao sentar (°/s)	54,2±13,4	63,2±13,5	<b>t(48)=-2,377, p=0,011*</b>
Máxima velocidade de extensão ao levantar (°/s)	53,0±2,1	57,0±3,0	<b>t(48)=-1,701, p=0,048*</b>
Máxima velocidade de flexão ao levantar (°/s)	67,9±14,3	72,7±13,3	t(48)=-1,234, p=0,112
Velocidade média de extensão ao sentar (°/s)	21,6±6,5	24,8±6,1	<b>t(48)=-1,762, p=0,042*</b>
Velocidade média de extensão ao levantar (°/s)	20,6±6,1	24,7±7,0	<b>t(48)=-2,212, p=0,016*</b>
Velocidade média de flexão ao sentar (°/s)	17,8±5,6	20,8±6,4	<b>t(48)=-1,744, p=0,044*</b>
Velocidade média de flexão ao levantar (°/s)	17,9±6,1	21,3±6,2	<b>t(48)=-1,937, p=0,029*</b>
Máxima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	179,1±10,6	206,5±10,3	<b>t(48)=-1,697, p=0,048*</b>
Mínima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	-272,7±66,3	-279,7±74,0	t(48)=0,353, p=0,363
Máxima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	71,2±6,8	188,1±12,2	<b>t(48)=-1,795, p=0,039*</b>
Mínima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	-324,0±84,8	-348,1±91,1	t(48)=0,971, p=0,168

A Tabela 4.4 apresenta os resultados descritivos das variáveis cinemáticas da coluna lombar e o resultado do teste t independente, comparando as médias de cada variável entre os grupos com e sem DL.

**Tabela 4.4.** Dados descritivos das variáveis da coluna lombar nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável.

Variáveis cinemáticas da COLUNA LOMBAR	Grupos (Média±DP)		Teste t independente
	Dor lombar	Controle	
Ângulo médio em pé (°)	54,0±3,6	48,8±2,3	t(48)=0,806, p=0,212
Ângulo médio sentado (°)	29,1±19,2	23,7±17,5	t(48)= 1,031; p=0,154
Máximo ângulo ao sentar (°)	53,4±3,6	51,6±2,2	t(48)=0,495, p=0,311
Mínimo ângulo ao sentar (°)	23,7±3,2	19,2±2,8	t(48)=0,855, p=0,198
ADM ao sentar (°)	31,7±7,6	33,2±9,0	t(48)=-0,650; p=0,259
Máximo ângulo ao levantar (°)	58,5±3,6	54,6±2,3	t(48)=0,846, p=0,201
Mínimo ângulo ao levantar (°)	20,6±3,1	14,2±2,8	t(48)=0,837, p=0,203
ADM ao levantar (°)	36,9±8,9	36,8±10,3	t(48)=0,036; p=0,486
Máxima velocidade de extensão ao sentar (°/s)	23,6±2,1	16,7±2,2	t(48)=1,426, p=0,08
Máxima velocidade de flexão ao sentar (°/s)	36,6±4,1	38,7±4,3	t(48)=-0,786, p=0,218
Máxima velocidade de extensão ao levantar (°/s)	40,7±2,2	36,3±3,3	t(48)=-0,551, p=0,292
Máxima velocidade de flexão ao levantar (°/s)	25,7±12,9	22,8±11,3	t(48)=0,854, p=0,199
Velocidade média de extensão ao sentar (°/s)	7,8±0,6	6,3±0,9	t(48)=0,383, p=0,352
Velocidade média de extensão ao levantar (°/s)	13,9±4,2	15,2±5,7	t(48)=-0,936, p=0,177
Velocidade média de flexão ao sentar (°/s)	11,6±3,6	13,8±4,9	<b>t(48)=-1,855; p=0,035*</b>
Velocidade média de flexão ao levantar (°/s)	6,2±0,8	6,8±0,9	t(48)=-0,110, p=0,457
Máxima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	134,2±19,7	144,3±21,0	t(48)=-0,256, p=0,400
Mínima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	-117,4±18,7	-134,7±17,1	t(48)=0,454, p=0,326
Máxima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	139,4±11,5	163,7±16,5	t(48)=-1,367, p=0,089
Mínima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	-133,4±43,3	-141,0±52,2	t(48)=0,559, p=0,289

A Tabela 4.5 apresenta os resultados descritivos das variáveis cinemáticas da pelve e o resultado do teste t independente, comparando as médias de cada variável entre os grupos com e sem DL.

**Tabela 4.5.** Dados descritivos das variáveis da pelve nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável.

Variáveis cinemáticas da PELVE	Grupos (média±DP)		Teste t independente
	Dor lombar	Controle	
Ângulo médio em pé (°)	-14,6±1,2	-13,6±1,2	t(48)=0,201, p=0,421
Ângulo médio sentado (°)	4,0±6,5	5,0±9,9	t(48)=-0,426, p=0,336
Máximo ângulo ao sentar (°)	5,1±6,9	5,9±9,9	t(48)=-0,328, p=0,372
Mínimo ângulo ao sentar (°)	-37,1±6,7	-38,2±7,5	t(48)=0,542, p=0,295
ADM ao sentar (°)	42,2±6,3	44,1±7,8	t(48)=-0,938, p=0,177
Máximo ângulo ao levantar (°)	3,6±6,5	4,5±9,8	t(48)=-0,356, p=0,362
Mínimo ângulo ao levantar (°)	-34,5±6,8	-35,2±7,3	t(48)=0,356, p=0,362
ADM ao levantar (°)	38,1±1,0	38,0±1,4	t(48)=-0,879, p=0,192
Máxima velocidade de retroversão ao sentar (°/s)	40,5±2,9	46,8±2,4	t(48)=-1,573, p=0,061
Máxima velocidade de anteversão ao sentar (°/s)	61,8±14,5	64,5±15,3	t(48)=-0,648, p=0,260
Máxima velocidade de retroversão ao levantar (°/s)	67,7±14,8	75,7±16,4	<b>t(48)=-1,818, p=0,038*</b>
Máxima velocidade de anteversão ao levantar (°/s)	31,6±6,6	34,9±10,7	t(48)=-1,307, p=0,099
Velocidade média de retroversão ao sentar (°/s)	12,0±4,0	13,9±4,0	<b>t(48)=-1,729, p=0,045*</b>
Velocidade média de retroversão ao levantar (°/s)	18,2±5,1	21,5±4,6	<b>t(48)=-2,406, p=0,01*</b>
Velocidade média de anteversão ao sentar (°/s)	19,3±6,4	22,6±6,3	<b>t(48)=-1,832, p=0,037*</b>
Velocidade média de anteversão ao levantar (°/s)	10,5±4,0	12,4±4,7	t(48)=-1,537, p=0,065
Máxima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	236,5±19,9	240,8±13,0	t(48)=0,623, p=0,268
Mínima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	-272,1±89,5	-287,6±79,6	t(48)=0,645, p=0,261
Máxima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	232,8±12,5	237,0±18,7	t(48)=-1,026, p=0,155
Mínima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	-278,2±81,0	-312,3±113,1	t(48)=1,226, p=0,113

A análise do quadril foi realizada bilateralmente (direito e esquerdo) e os resultados obtidos nas comparações entre os grupos com e sem DL mostraram comportamentos semelhantes. Por esse motivo, optou-se por apresentar os resultados apenas do quadril direito (Tabela 4.6) e os resultados do quadril esquerdo encontram-se no Apêndice 1.

**Tabela 4.6.** Dados descritivos das variáveis do quadril direito nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável.

Variáveis cinemáticas do QUADRIL DIREITO	Grupos (média±DP)		Teste t independente
	Dor lombar	Controle	
Ângulo médio em pé (°)	174,9±5,1	177,7±3,9	<b>t(48)=-2,229, p=0,015*</b>
Ângulo médio sentado (°)	98,8±5,3	100,1±5,5	t(48)=-0,851, p=0,199
Máximo ângulo ao sentar (°)	172,1±5,1	175,5±4,5	<b>t(48)=-2,517, p=0,008*</b>
Mínimo ângulo ao sentar (°)	74,2±7,9	74,8±10,1	t(48)=-0,231, p=0,409
ADM ao sentar (°)	97,9±8,2	100,7±11,2	t(48)=-1,019, p=0,157
Máximo ângulo ao levantar (°)	176,6±5,5	179,5±4,2	<b>t(48)=-2,121, p=0,020*</b>
Mínimo ângulo ao levantar (°)	71,1±6,6	71,5±8,8	t(48)=-0,183, p=0,428
ADM ao levantar (°)	105,5±6,7	108,0±8,9	t(48)=-1,144, p=0,129
Máxima velocidade ao sentar (°/s)	107,9±25,5	125,4±21,2	<b>t(48)=-2,641, p=0,006*</b>
Máxima velocidade ao levantar (°/s)	114,8±15,9	127,5±24,8	<b>t(48)=-2,152, p=0,018*</b>
Velocidade média ao levantar (°/s)	48,2±10,4	57,8±12,7	<b>t(48)=-2,915, p=0,003*</b>
Velocidade média ao sentar (°/s)	36,7±10,0	43,4±11,3	<b>t(48)=-2,198, p=0,016*</b>
Máxima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	370,4±123,1	369,8±74,0	t(48)=0,022, p=0,491
Mínima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	-341,6±138,0	-418,5±121,6	<b>t(48)=2,091, p=0,021*</b>
Máxima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	436,8±107,2	470,7±117,2	t(48)=-1,067, p=0,146
Mínima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	-288,7±78,5	-349,6±157,5	<b>t(48)=1,730, p=0,045*</b>

A análise de regressão logística produziu dois modelos de regressão possíveis, envolvendo duas e cinco variáveis. O modelo com cinco variáveis apresentou melhor predição e  $r^2$  (previu 82%, com  $r^2=0,54$  - Nagelkerke). No entanto, ao identificar potenciais colinearidades, verificou-se que apenas duas das variáveis utilizadas nesse modelo não foram significativamente correlacionadas, dessa forma, este modelo foi descartado.

A Tabela 4.7 apresenta o resultado de regressão logística, cujo modelo foi capaz de prever a variável grupo (DL ou controle) corretamente em 72% dos indivíduos (sensibilidade=64% e especificidade=80%), com  $r^2=0,43$  (Nagelkerke). Duas variáveis compuseram esse modelo e associaram-se significativamente com a ocorrência de DL: ângulo médio do tronco em pé ( $p=0,005$ ) e velocidade média do quadril ao levantar ( $p=0,007$ ). Um aumento de um 1° no ângulo médio do tronco em pé (redução da flexão de tronco) reduz em 43% a chance da pessoa apresentar DL e, um aumento de 1°/s na velocidade média do quadril ao levantar reduz em 11% a chance da pessoa apresentar DL.

**Tabela 4.7.** Análise de Regressão Logística Multivariada para avaliar quais das características cinemáticas do movimento de sentar e levantar são preditores de dor lombar crônica.

	Intervalo de Confiança de 95% para a exp b				p
	B(EP)	Inferior	Exp(B)	Superior	
<b>Incluídos</b>					
Ângulo médio do tronco em pé	-0,55 (0,20)	0,39	0,57	0,85	0,005*
Velocidade média do quadril ao levantar	-0,11 (0,41)	0,83	0,89	0,97	0,007*
Constante	130,2 (35,9)				

Nota:  $r^2=0,43$  (Nagelkerke), \*  $p<0,05$ .

#### 4.4 DISCUSSÃO

A amostra desse estudo apresentou incapacidade, avaliada pelo ODI, variando de moderada a severa (22 a 54%), além de EVA média dos últimos três meses de 7,2 cm. A ETC apresentou média de  $42,0\pm 8,0$ , resultados equivalente aos escores de  $41,1\pm 7,7$  (KIKUCHI *et al.*, 2015) e de  $39,18\pm 9,46$  (SIQUEIRA; TEIXEIRA-SALMELA; MAGALHÃES, 2007), reportados previamente. Esse elevado escore obtido na ETC pode justificar os índices de incapacidade referido pelos pacientes, visto que a cinesiofobia, aumenta o comportamento evitador, resultando, ao longo do tempo, em desuso e incapacidade funcional (PICAVET; VLAEYEN; SCHOUTEN, 2002). Além disso, esse escore elevado de cinesiofobia pode justificar as mudanças na cinemática atribuídas a DL, que por sua vez, podem ser respostas compensatórias para reduzir a dor ou para proteger os tecidos lesados (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a).

Ao comparar as características cinemáticas do tronco durante o movimento de sentar e levantar, os indivíduos com DL crônica diferiram do grupo controle em várias características cinemáticas. As medidas angulares diferentes entre os grupos foram: ângulo médio em pé e sentado, máximo ângulo ao sentar e ao levantar (Tabela 4.3). Esses resultados demonstram que os indivíduos com DL crônica apresentavam maior flexão do tronco, tanto nas posturas estáticas, quanto durante o movimento de sentar e levantar. Coghlin; McFadyen (1994) corroboram com esses achados, visto que relatam maior flexão de tronco durante o movimento de sentar e levantar, mas não evidenciam se a diferença é significativa entre os grupos. Em geral, os estudos que analisaram aspectos angulares do tronco em indivíduos com DL, observaram que não há diferença significativa na ADM dessa região quando comparado a indivíduos saudáveis (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011; SVENDSEN *et al.*, 2013). Esses resultados corroboram com o presente estudo, visto que não se observou diferença significativa na ADM do tronco. Apenas um estudo (GALLI *et al.*, 2000) foi encontrado

descrevendo posicionamentos angulares máximos durante os movimentos de sentar e levantar, o qual relatou resultados opostos ao encontrado no presente estudo, referindo redução da flexão de tronco (GALLI *et al.*, 2000). Esse resultado pode ser explicado pelo fato de que os indivíduos desse estudo além de apresentarem DL, eram obesos e, possivelmente, o excesso de tecido abdominal possa ter limitado o movimento de flexão do tronco. O estudo de Sibella *et al.* (2003) auxilia na confirmação dessa hipótese, visto que também obteve menor flexão de tronco ao avaliar indivíduos obesos.

No que tange a velocidade e aceleração do movimento do tronco, foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para as variáveis: máxima velocidade de flexão ao sentar, máxima velocidade de extensão ao levantar, velocidade média de extensão ao sentar e levantar, velocidade média de flexão ao sentar e levantar, máxima aceleração ao sentar e ao levantar (Tabela 4.3). Todas as variáveis apontam para uma redução da velocidade e aceleração em pacientes com DL crônica. Estudos que investigaram esses aspectos corroboram com esses achados. Peydro *et al.* (2011) encontraram menor velocidade máxima e menor aceleração máxima no grupo com DL crônica. Sanchez-Zuriaga *et al.* (2011) também relataram menor velocidade média, tanto em flexão quanto em extensão, e menor aceleração média em flexão e extensão. Corroborando também com os achados descritos por Seay *et al.* (2013), que identificaram que os indivíduos com histórico de DL apresentaram, em geral, velocidades angulares menores de tronco do que o grupo controle durante a tarefa de levantamento. Segundo os mesmos autores, essa estratégia poderia ser uma tentativa de minimizar o pico de velocidade angular do tronco, a fim de minimizar as tensões sobre a coluna lombar (SEAY *et al.*, 2013).

De maneira não esperada, a avaliação da coluna lombar foi a que apresentou menores diferenças na cinemática do movimento de sentar e levantar entre indivíduos com e sem DL, não sendo encontrada diferença significativa nas variáveis angulares e tampouco na aceleração do movimento lombar (Tabela 4.4). Resultados divergentes foram encontrados na literatura, visto que a maior parte dos estudos relatam menor ADM da região lombar em indivíduos com DL (CHRISTE *et al.*, 2016; PEYDRO *et al.*, 2011; SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011) ou menor pico de flexão da lombar (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a). Dankaerts *et al.* (2006), ao comparar o posicionamento lombo-pélvico de indivíduos com e sem DL crônica durante a manutenção de posturas sentadas, não revelaram diferenças significativas em nenhuma das variáveis (ângulo sacral, ângulo lombar superior e inferior).

Ainda sim, há estudos que suportam a teoria de que os indivíduos com lombalgia utilizam uma estratégia de enrijecimento do tronco, por um maior nível de co-ativação dos músculos agonista e antagonista (JONES *et al.*, 2012). Christe *et al.* (2016) acredita que os pacientes com DL crônica tendem a apresentar uma coluna vertebral mais rígida e sugerem que a reabilitação poderia ser potencializada ao direcioná-la aos déficits de movimento nas atividades funcionais. Os achados do presente estudo não suportam essas conjecturas. É importante considerar que a ADM depende da flexibilidade do indivíduo e que variações nos resultados entre os estudos podem estar relacionadas a fatores intrínsecos ao indivíduo, como restrições teciduais ou mesmo a motivação para a realização da tarefa proposta (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011).

Ainda no que tange a avaliação da coluna lombar, apenas a variável velocidade média de flexão ao sentar apresentou diferença significativa entre os grupos (Tabela 4.4), indicando que os indivíduos com DL apresentaram menor velocidade durante a redução da lordose lombar. Esses resultados corroboram com a literatura, que demonstra menor velocidade lombar nos pacientes com DL (CHRISTE *et al.*, 2016; SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a). No entanto esses estudos não especificam em qual movimento houve a redução da velocidade, se durante a flexão ou extensão da coluna lombar.

No que se refere a análise da pelve observou-se diferença significativa entre os grupos apenas para as variáveis máxima velocidade de retroversão ao levantar, velocidade média de retroversão ao sentar e ao levantar e velocidade média de anteversão ao sentar (Tabela 4.5). Nessas quatro variáveis, os pacientes com DL crônica apresentaram sempre os menores valores, indicando que possivelmente realizavam os movimentos pélvicos de forma mais lenta durante a execução do sentar e levantar. Apenas um estudo (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011) foi encontrado analisando as características cinemáticas da pelve em indivíduos com DL, o qual não encontrou diferenças significativas na ADM da pelve quando comparado ao grupo controle. No entanto, esse mesmo estudo não analisou as variáveis relacionadas a velocidade e aceleração pélvica. Portanto, até o momento, o conhecimento sobre o comportamento pélvico em indivíduos com DL é limitado, embora existam indicativos de que a ADM não seja afetada e que ocorram reduções na velocidade do movimento.

A análise do quadril também apresentou diferenças em várias características cinemáticas entre os indivíduos com e sem DL crônica. Na avaliação estática, em posição ortostática, os indivíduos com DL apresentaram menor ângulo, demonstrando uma posição com maior flexão de quadril. Além disso, os valores angulares máximos durante os



movimentos de sentar e levantar também apresentaram menores valores, evidenciando que os pacientes com DL mantêm a posição mais fletida de quadril durante a realização do movimento (Tabela 4.6). Alguns estudos apresentam resultados contrários a esses achados. Shum; Crosbie; Lee (2005a) encontraram menor pico de flexão do quadril nos indivíduos com DL subaguda e Coghlin; McFadyen (1994) também referem menor flexão de quadril no grupo com DL crônica, mas não informam se essa diferença é significativa. Apenas, Svendsen *et al.* (2013) não evidenciaram diferenças angulares entre os grupos DL e controle. Shum; Crosbie; Lee (2005b) relataram que a ADM do quadril foi significativamente limitada em indivíduos com DL durante a realização de uma tarefa funcional (colocar meia). Ainda sim, até o momento, permanece incipiente o conhecimento do comportamento angular da articulação do quadril em indivíduos com DL durante o movimento de sentar e levantar.

No que tange a avaliação da velocidade do quadril, foram encontradas diferenças significativas na máxima velocidade ao sentar e ao levantar, velocidade média ao sentar e ao levantar (Tabela 4.6), sendo que os pacientes com DL reduziram a velocidade do movimento. Apenas um estudo (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a) foi encontrado que avaliou a velocidade do quadril em indivíduos com DL durante o movimento de sentar e levantar, o qual também descreve menor velocidade nesses indivíduos (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005a). Apesar do pequeno número de estudos que investigaram o quadril em pessoas com DL, parece que essa articulação apresenta-se alterada nesses pacientes e deveria ser inserida nas investigações cinemáticas.

No presente estudo foi observado uma redução da mínima aceleração angular (aceleração negativa) do quadril (Tabela 4.6), assinalando que os indivíduos com DL apresentam menor pico de desaceleração do movimento, visto que possuem maiores valores de mínima aceleração angular ao sentar e ao levantar. Esse achado pode ser explicado pelo fato de que, em geral, os indivíduos com DL apresentaram uma menor velocidade do movimento e, portanto, necessitam uma menor desaceleração, possivelmente justificado pelo medo de movimento característico desses pacientes (LEINONEN *et al.*, 2000; VARGAS-PRADA; COGGON, 2015). Não foram encontrados estudos que tenham investigado a aceleração do movimento em indivíduos com DL durante o sentar e levantar, sendo necessária a condução de novos estudos para confirmar esses achados. Além disso, sugere-se que novos estudos investiguem a relação entre os níveis de cinesiofobia e limitação funcional, com as alterações na cinemática de tarefas diárias.

A capacidade das variáveis cinemáticas em distinguir indivíduos com e sem DL foi avaliada a partir da análise de regressão logística. Apenas duas variáveis que apresentaram

diferença significativa entre os grupos foram incluídas no modelo final: ângulo médio do tronco em pé e velocidade média do quadril ao levantar (Tabela 4.7). Um estudo semelhante (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011) que teve como objetivo identificar variáveis cinemáticas que permitissem distinguir entre indivíduos saudáveis e pacientes com DL, analisando dois movimentos funcionais (sentar-levantar e levantamento de carga), também descreveu duas variáveis em seu modelo de regressão logística, ambas durante o movimento de levantamento de carga. Nesse estudo, as variáveis ADM lombar e velocidade média do tronco em flexão distinguiram os grupos com acurácia de 94.3% (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011). Os autores não utilizaram nenhuma variável proveniente do movimento de sentar e levantar para compor seu modelo. Dankaerts *et al.* (2009), por meio de uma análise discriminante com diversas variáveis biomecânicas da região lombossacral e eletromiográficas também distinguiram grupos específicos de pacientes com DL. No entanto, esses autores analisaram movimentos principalmente de extensão e flexão de tronco altamente padronizados. Nenhum outro estudo foi encontrado utilizando variáveis cinemáticas do sentar e levantar para distinguir entre indivíduos saudáveis e pacientes com DL. Sendo assim, o presente estudo fornece informações originais a respeito de variáveis preditoras envolvidas em um dos movimentos mais realizados na vida diária.

Outros estudos que utilizaram modelos de regressão para distinguir entre indivíduos saudáveis e pacientes com DL abordavam outros aspectos, como variáveis psicossociais ou sociodemográficas (FRIEDRICH; WEPNER, 2009); variáveis de avaliação clínica, como a presença de sinais de radiculopatia ou distância da ponta do dedo até o chão (FRIEDRICH; WEPNER, 2009); ou ainda variáveis que descrevem posturas adotadas durante o dia de trabalho (TISSOT; MESSING; STOCK, 2009). No entanto, existem poucos trabalhos na literatura que aplicaram este tipo de método de regressão em variáveis obtidas através da análise cinemática (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011).

No presente estudo, um aumento de 1° no ângulo médio do tronco em pé (redução da flexão de tronco) reduz em 43% a chance do indivíduo de apresentar DL. Marras *et al.* (1995) conseguiram distinguir os grupos com DL e controle utilizando medidas de velocidade e aceleração durante movimentos de flexão e extensão de tronco, e verificaram que um modelo de oito variáveis poderia classificar corretamente mais de 94% dos indivíduos. Os mesmos autores sugerem que as características do movimento do tronco são medidas objetivas capazes de distinguir indivíduos com e sem DL, podendo ser utilizadas como um indicador quantitativo do estado musculoesquelético do tronco, além de ser promissoras como uma

medida da extensão do distúrbio e do progresso da reabilitação (MARRAS *et al.*, 1999; MARRAS *et al.*, 1995). A variável do presente estudo relacionada ao tronco indica que durante os momentos estáticos em pé, o grupo DL apresentou uma flexão maior do tronco. Brumagne *et al.* (2008) ao avaliar o controle postural, observaram uma inclinação corporal alterada em indivíduos com DL, os quais apresentavam o centro de pressão médio anteriormente posicionado em comparação ao grupo controle. Segundo esses autores, a postura adotada para frente pode potencialmente ser um fator na recorrência de lombalgia (BRUMAGNE *et al.*, 2008). A partir desses resultados, sugere-se atenção tanto de pesquisadores, para a elaboração de novos estudos, como por parte dos profissionais envolvidos na reabilitação de pacientes com DL, para a influência das posições ortostáticas com flexão de tronco na sintomatologia desses indivíduos.

A segunda variável que compôs o modelo de regressão proposto no presente estudo foi a velocidade média do quadril ao levantar, sendo que um aumento de 1°/s dessa variável reduz em 11% o risco do indivíduo pertencer ao grupo DL. Os movimentos de sentar e levantar envolvem um conjunto de movimentos sincronizados, desde a coluna vertebral, mas envolvendo também a articulação do quadril de forma importante, mas poucos estudos incluem a análise do quadril nessas investigações, não explorando adequadamente a sua contribuição para as atividades funcionais (SHUM; CROSBIE; LEE, 2005b).

Pelo exposto, foi possível observar diferenças significativas entre indivíduos saudáveis e pacientes com DL em muitas variáveis cinemáticas, no entanto, apenas duas foram consideradas pelo procedimento de regressão logística como fatores de risco para DL, permitido distinguir 72% da amostra e cujo modelo foi capaz de explicar 54% das variações registradas na variável dependente. Investigações adicionais são essenciais para revelar se indivíduos saudáveis com alterações na cinemática do movimento de sentar e levantar tem um potencial aumentado para desenvolver DL crônica. A partir dessa perspectiva, recomenda-se a realização de estudos longitudinais, a fim de investigar se a DL gera a alteração na cinemática do movimento ou se a cinemática do movimento alterada está associada ao desenvolvimento da DL.

Cabe ressaltar que identificar essas alterações nos padrões de movimento pode contribuir para estabelecer a estratégia de intervenção, visto que essas alterações representam um comportamento potencialmente provocador e mal-adaptativo, que podem consistir em um mecanismo nocivo potencial para a unidade nociceptiva periférica (DANKAERTS *et al.*,

2009). Além disso, há escassez de meios quantitativos disponíveis para estabelecer objetivamente a magnitude do problema da DL. Por isso, a análise cinemática torna-se uma ferramenta útil para a obtenção de evidências funcionais, para acompanhar os resultados obtidos após uma intervenção terapêutica (SANCHEZ-ZURIAGA *et al.*, 2011). No entanto, para tornar isso viável, ainda são necessários estudos para melhor estabelecer as alterações nos padrões de movimento, visando analisar diferentes amostras de DL e patologias associadas.

Além disso, torna-se necessário o desenvolvimento de instrumentos de baixo custo e de fácil aplicabilidade clínica, que possibilitem a investigação dos aspectos cinemáticos de tarefas funcionais no ambiente profissional, visto que todos os estudos reportados se valem das características investigadas pela análise cinemática em ambiente laboratorial.

#### 4.5 CONCLUSÃO

Os resultados evidenciam que os pacientes com DL crônica realizam o movimento de sentar e levantar de forma mais lenta, seja no segmento tronco, na pelve ou no quadril, quando comparados a indivíduos saudáveis. Além disso, os pacientes com DL crônica apresentam maior flexão de tronco e quadril, tanto nas posturas estáticas, quanto durante a realização do movimento de sentar e levantar.

Ainda, os resultados demonstram que apenas duas variáveis cinemáticas, o ângulo médio do tronco em pé e a velocidade média do quadril ao levantar, são fatores de risco para DL e permitiram distinguir os pacientes com DL dos indivíduos saudáveis com 72% de acurácia.

#### REFERÊNCIAS

ANDERSSON, E. I.; LIN, C. C.; SMEETS, R. J. Performance tests in people with chronic low back pain: responsiveness and minimal clinically important change. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 35, n. 26, p. E1559-1563, 2010.

BIRD, S. B.; DICKSON, E. W. Clinically significant changes in pain along the visual analog scale. **Annals of emergency medicine**. v. 38, n. 6, p. 639-643, 2001.

BOHANNON, R. W. Measurement of Sit-to-Stand Among Older Adults. **Topics in Geriatric Rehabilitation**. v. 28, n.1, p. 11-16, 2012.

BRUMAGNE, S.; JANSSENS, L.; JANSSENS, E.; GODDYN, L. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. **Gait Posture**. v. 28, n. 4, p. 657-662, 2008.

CHRISTE, G.; REDHEAD, L.; LEGRAND, T.; JOLLES, B. M.; FAVRE, J. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. **Jornal of biomechanics**. v. 49, n. 10, p. 2060-2067, 2016.

CLAEYS, K.; DANKAERTS, W.; JANSSENS, L.; BRUMAGNE, S. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 22, n. 6, p. 821-828, 2012.

COGHLIN, S. S.; MCFADYEN, B. J. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. **Clinical Biomechanics**. v. 9, n. 2, p. 85-92, 1994.

CROSBIE, J.; DE FARIA NEGRAO FILHO, R.; NASCIMENTO, D. P.; FERREIRA, P. 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-E292, 2013.

DANKAERTS, W.; O'SULLIVAN, P.; BURNETT, A.; STRAKER, L. Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 31, n. 6, p. 698-704, 2006.

DANKAERTS, W.; O'SULLIVAN, P.; BURNETT, A.; STRAKER, L.; DAVEY, P.; GUPTA, R. Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific chronic low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements: a statistical classification model. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 34, n. 15, p. 1610-1618, 2009.

DELITTO, A.; GEORGE, S. Z.; VAN DILLEN, L. R.; WHITMAN, J. M.; SOWA, G.; SHEKELLE, P.; DENNINGER, T. R.; GODGES, J. J. Low back pain. **The Journal of orthopaedic and sports physical therapy**. v. 42, n. 4, p. A1-A57, 2012.

DURMUS, D.; ULUS, Y.; ALAYLI, G.; AKYOL, Y.; BILGICI, A.; YAZICIOGLU, K.; KURU, O. Does microwave diathermy have an effect on clinical parameters in chronic low back pain? A randomized-controlled trial. **Journal of back and musculoskeletal rehabilitation**. v. 27, n. 4, p. 435-443, 2014.

DURMUS, D.; UNAL, M.; KURU, O. How effective is a modified exercise program on its own or with back school in chronic low back pain? A randomized-controlled clinical trial. **Journal of back and musculoskeletal rehabilitation**. v. 27, n. 4, p. 553-561, 2014.

ETNYRE, B.; THOMAS, D. Q. Event standardization of sit-to-stand movements. **Physical therapy**. v. 87, n. 12, p. 1651-1666, 2007.

FAIRBANK, J. C.; PYNSENT, P. B. The Oswestry Disability Index. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 25, n. 22, p. 2940-2952, 2000.

FRIEDRICH, M.; WEPNER, J. H. F. A Controlled Examination of Medical and Psychosocial Factors Associated With Low Back Pain in Combination With Widespread Musculoskeletal Pain. **Physical Therapy**. v. 89, n. 8, p. 786-803, 2009.

GALLI, M.; CRIVELLINI, M.; SIBELLA, F.; MONTESANO, A.; BERTOCCO, P.; PARISIO, C. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. **International Journal of Obesity**. v. 24, n. 11, p. 1488-1492, 2000.

JANSSEN, W. G.; BUSSMANN, H. B.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Physical therapy**. v. 82, n. 9, p. 866-879, 2002.

JONES, S. L.; HENRY, S. M.; RAASCH, C. C.; HITT, J. R.; BUNN, J. Y. Individuals with non-specific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. **Journal of electromyography and kinesiology**. v. 22, n. 1, p. 13-20, 2012.

KIKUCHI, N.; MATSUDAIRA, K.; SAWADA, T.; OKA, H. Psychometric properties of the Japanese version of the Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK-J) in patients with whiplash neck injury pain and/or low back pain. **Journal of orthopaedic science**. v. 20, n. 6, p. 985-992, 2015.

LEINONEN, V.; KANKAANPÄÄ, M.; AIRAKSINEN, O.; HÄNNINEN, O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: Effects of low back pain and rehabilitation. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 81, n. 1, p. 32-37, 2000.

MARRAS, W. S.; FERGUSON, S. A.; GUPTA, P.; BOSE, S.; PARNIANPOUR, M.; KIM, J. Y.; CROWELL, R. R. The quantification of low back disorder using motion measures. Methodology and validation. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 24, n. 20, p. 2091-2100, 1999.

MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M.; FERGUSON, S. A.; KIM, J. Y.; CROWELL, R. R.; BOSE, S.; SIMON, S. R. The classification of anatomic- and symptom-based low back disorders using motion measure models. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 20, n. 23, p. 2531-2546, 1995.

MEHRAVAR, M.; TAJALI, S.; NEGAHBAN, H.; SHATERZADEH, M. J.; SALEHI, R.; NARIMANI, R.; PARNIANPOUR, M. Principal component analysis of kinematic patterns variability during sit to stand in people with non-specific chronic low back pain. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**. v. 12, n. 2, 2012.

MONTICONE, M.; AMBROSINI, E.; ROCCA, B.; MAGNI, S.; BRIVIO, F.; FERRANTE, S. A multidisciplinary rehabilitation programme improves disability, kinesiophobia and walking ability in subjects with chronic low back pain: results of a randomised controlled pilot study. **European spine journal**. v. 23, n. 10, p. 2105-2113, 2014.

MULLER, R.; ERTELT, T.; BLICKHAN, R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. **Journal of Biomechanics**. v. 48, n. 6, p. 1009-1014, 2015.

PEYDRO, M. F.; LÓPEZ, J.; CORTÉS, A.; VIVAS, M. J.; GARRIDO, J. D.; TORTOSA, L. Kinetic and kinematic analysis of the «getting up from a chair» movement in patients with low back pain. **Rehabilitacion**. v. 45, n. 2, p. 99-105, 2011.

PICAVET, H. S.; VLAEYEN, J. W.; SCHOUTEN, J. S. Pain catastrophizing and kinesiophobia: predictors of chronic low back pain. **American journal of epidemiology**. v. 156, n. 11, p. 1028-1034, 2002.

SANCHEZ-ZURIAGA, D.; LOPEZ-PASCUAL, J.; GARRIDO-JAEN, D.; DE MOYA, M. F.; PRAT-PASTOR, J. Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 36, n. 16, p. 1279-1288, 2011.

SEAY, J. F.; SAUER, S. G.; FRYKMAN, P. N.; ROY, T. C. A history of low back pain affects pelvis and trunk mechanics during a sustained lift/lower task. **Ergonomics**. v. 56, n. 6, p. 944-953, 2013.

SHNAYDERMAN, I.; KATZ-LEURER, M. An aerobic walking programme versus muscle strengthening programme for chronic low back pain: a randomized controlled trial. **Clinical rehabilitation**. v. 27, n. 3, p. 207-214, 2013;

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 30, n. 17, p. 1998-2004, 2005a.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Symptomatic and asymptomatic movement coordination of the lumbar spine and hip during an everyday activity. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 30, n. 23, p. E697-E702, 2005b.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. **European Spine Journal**. v. 16, n. 6, p. 749-758, 2007.

SIBELLA, F.; GALLI, M.; ROMEI, M.; MONTESANO, A.; CRIVELLINI, M. Biomechanical analysis of sit-to-stand movement in normal and obese subjects. **Clinical Biomechanics**. v. 18, n. 8, p. 745-750, 2003.

SIQUEIRA, F. B.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; MAGALHÃES, L. C. Analysis of the psychometric properties of the Brazilian version of the tampa scale for kinesiophobia. **Acta ortopédica brasileira**. v. 15, n. 1, p. 19-24, 2007.

STEELE, J.; BRUCE-LOW, S.; SMITH, D.; JESSOP, D.; OSBORNE, N. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. **Clinical Biomechanics**. v. 29, n. 10, p. 1131-1138, 2014.

SVENDSEN, J. H.; SVARRER, H.; LAESOE, U.; VOLLENBROEK-HUTTEN, M.; MADELEINE, P. Standardized activities of daily living in presence of sub-acute low-back pain: A pilot study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 23, n. 1, p. 159-165, 2013.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. Porto Alegre, 2012.

TISSOT, F.; MESSING, K.; STOCK, S. Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day. **Ergonomics**. v. 52, n. 11, p. 1402-1418, 2009.

VARGAS-PRADA, S.; COGGON, D. Psychological and psychosocial determinants of musculoskeletal pain and associated disability. **Best practice & research. Clinical rheumatology**. v. 29, n. 3, p. 374-390, 2015.

VIGATTO, R.; ALEXANDRE, N. M.; CORREA FILHO, H. R. Development of a Brazilian Portuguese version of the Oswestry Disability Index: cross-cultural adaptation, reliability, and validity. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 32, n. 4, p. 481-486, 2007.

VLAEYEN, J. W.; CROMBEZ, G. Fear of movement/(re)injury, avoidance and pain disability in chronic low back pain patients. **Manual Therapy**. v. 4, n. 4, p. 187-195, 1999.



## APÊNDICE 1

A Tabela A1 apresenta os resultados obtidos para as características cinemáticas do quadril esquerdo nas comparações entre os grupos com e sem DL. Nota-se um comportamento semelhante ao quadril direito.

**Tabela A1.** Dados descritivos das variáveis do quadril esquerdo nos grupos com e sem dor lombar e o teste de diferença de médias (teste t independente) para cada variável.

Variáveis cinemáticas do QUADRIL ESQUERDO	Grupos (média±DP)		Teste t independente
	Dor lombar	Controle	
Ângulo médio em pé (°)	177,4±4,7	179,8±4,2	<b>t(48)=-1,943; p=0,029*</b>
Ângulo médio sentado (°)	97,0±3,9	98,7±4,7	t(48)=-1,414; p=0,082
Máximo ângulo ao sentar (°)	174,5±4,7	177,8±4,7	<b>t(48)=-2,452; p=0,009*</b>
Mínimo ângulo ao sentar (°)	73,8±8,0	74,0±10,0	t(48)=-0,110; p=0,456
ADM ao sentar (°)	100,8±8,4	103,7±11,3	t(48)=-1,055; p=0,148
Máximo ângulo ao levantar (°)	179,1±5,3	181,6±4,4	<b>t(48)=-1,834; p=0,036*</b>
Mínimo ângulo ao levantar (°)	70,1±6,4	70,2±9,0	t(48)=-0,065; p=0,474
ADM ao levantar (°)	109,0±7,6	111,4±8,9	t(48)=-1,012; p=0,158
Máxima velocidade ao sentar (°/s)	109,9±26,3	128,5±21,3	<b>t(48)=-2,737; p=0,004*</b>
Máxima velocidade ao levantar (°/s)	117,3±16,6	130,1±24,7	<b>t(48)=-2,152; p=0,018*</b>
Velocidade média ao levantar (°/s)	49,6±10,8	59,2±13,2	<b>t(48)=-2,810; p=0,003*</b>
Velocidade média ao sentar (°/s)	37,2±10,0	44,4±11,5	<b>t(48)=-2,360; p=0,011*</b>
Máxima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	371,1±111,6	400,3±99,7	t(48)=-0,977; p=0,333
Mínima aceleração ao sentar (°/s <sup>2</sup> )	-348,5±140,2	-418,0±119,3	<b>t(48)=1,887; p=0,032*</b>
Máxima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	437,0±102,6	486,9±156,3	t(48)=-1,333; p=0,189
Mínima aceleração ao levantar (°/s <sup>2</sup> )	-291,2±72,6	-348,9±142,6	<b>t(48)=1,803; p=0,039*</b>

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos estudos de revisão sistemática realizados, foi possível: (a) conhecer as informações disponíveis até o momento sobre os aspectos de validade e reprodutibilidade dos *smartphones* para avaliação das características cinemáticas do movimento humano do tronco, da coluna, da pelve e do quadril (Capítulo 1) e (b) identificar alterações nas características cinemáticas dos movimentos de sentar e levantar nos indivíduos com dor lombar (DL) (Capítulo 3).

Observou-se que o uso de *smartphones* para avaliação da região cervical foi o mais investigado, demonstrando ser possível a utilização desses instrumentos na avaliação da amplitude de movimento (ADM) dessa região. No entanto, são necessários novos estudos de validação para permitir o uso mais seguro dos *smartphones* na da coluna torácica e lombar e do quadril, visto que, até o presente momento, apenas um estudo havia abordado o uso de cada aplicativo na avaliação dessas regiões. Além disso, há carência de estudos de validação para a aplicabilidade dos *smartphones* na avaliação da ADM do tronco e da pelve, bem como sobre outras características cinemáticas, como velocidade e aceleração.

Além disso, foi possível identificar que os indivíduos com DL realizam o movimento de sentar e levantar de maneira alterada, com: maior tempo para a realização do sentar e levantar, redução da ADM lombar, velocidade e aceleração do tronco e maior variabilidade do movimento do tronco. Ainda não está clara a influência da DL sobre a ADM do tronco, da pelve e quadril; e velocidade lombar e do quadril. Além disso, ainda não foram investigadas a velocidade da pelve e a aceleração da lombar, da pelve e do quadril em pessoas com DL, havendo deficiência na literatura e necessidade de novos estudos que investiguem esses aspectos.

Em suma, as revisões sistemáticas aqui apresentadas demonstram limitações ainda existentes tanto em instrumentos avaliativos da cinemática humana, quanto no conhecimento dessas características cinemáticas em pessoas com DL, estimulando o desenvolvimento de estudos que busquem suprir essas carências. Em virtude disso, dois estudos originais foram conduzidos, um que tinha como objetivo verificar a reprodutibilidade intra e interavaliador, e a validade concorrente dos sensores inerciais de *smartphone* para avaliação da ADM, velocidade e aceleração do tronco, da lombar, da pelve e do quadril, durante a tarefa de sentar e levantar (Capítulo 2) e um segundo estudo original, que tinha como objetivo analisar as características cinemáticas do tronco, da lombar, da pelve e do quadril durante o movimento

de sentar e levantar em indivíduos com e sem DL crônica, com a finalidade de distinguir esses pacientes por meio da análise biomecânica.

A partir do Capítulo 2 foi possível obter um protocolo de avaliação válido e reprodutível para análise da ADM e velocidade da pelve durante o movimento de sentar e levantar, com a utilização de sensores inerciais de *smarthpones*. No entanto, esse protocolo não foi capaz de fornecer informação válida sobre o tronco, a coluna lombar e o quadril, nem mesmo sobre a aceleração. Nesse estudo foi proposta a utilização de *smartphones* para a avaliação cinemática, visto que esses instrumentos estão presentes na vida moderna e possibilitam uma avaliação de baixo custo e de fácil aplicabilidade clínica, possibilitando a investigação das características cinemáticas de tarefas funcionais no ambiente profissional.

O último capítulo dessa tese (Capítulo 4) evidenciou que os pacientes com DL crônica apresentam menor velocidade de tronco, pelve e quadril durante a realização do movimento de sentar e levantar. Além de apresentarem maior flexão de tronco e quadril, tanto nas posturas estáticas, quanto durante a realização do movimento. Ainda, foi possível distinguir corretamente 72% dos pacientes com DL dos indivíduos saudáveis, utilizando apenas duas variáveis cinemáticas, o ângulo médio do tronco em pé e a velocidade média do quadril ao levantar. Dessa maneira, parece que a presença de DL influencia aspectos cinemáticos durante a realização do sentar e levantar, os quais devem ser levados em conta pelos profissionais das ciências do movimento (fisioterapeuta, educador físico, quiropraxista, terapeuta ocupacional, etc.), na avaliação e no planejamento do tratamento desses pacientes.

Nesse sentido, os resultados dessa tese vêm a contribuir com os profissionais da saúde, apresentando um instrumento acessível, que possibilita a avaliação objetiva dos aspectos cinemáticos da pelve durante a realização do sentar e levantar. Não obstante, sugere-se ainda a realização de novos estudos propondo instrumentos que permitam avaliar o ângulo do tronco e a velocidade do quadril.

## DIFICULDADES E LIMITAÇÕES

Inicialmente, aponta-se como limitação do Capítulo 2, o local de colocação do *smartphone* para a realização do protocolo de avaliação, visto que, na posição utilizada (lombossacral) foi possível investigar apenas aspectos relacionados à pelve. Poderia ter sido testado o mesmo protocolo de avaliação, utilizando diferentes posicionamentos do celular, o que poderia ter fornecido informações válidas de outras regiões, como tronco e quadril.

Quanto às limitações do Capítulo 4, aponta-se o *design* do estudo, que não permitiu investigar se a DL gera a alteração na cinemática do movimento ou se a cinemática do movimento alterada está associada ao desenvolvimento da DL. Para entender a causalidade associada aos fatores investigados, tornam-se necessárias investigações adicionais, com modelos longitudinais, a fim de mostrar se indivíduos saudáveis com alterações na cinemática do movimento de sentar e levantar tem um potencial aumentado para desenvolver DL crônica.

Pode-se descrever como principal dificuldade dessa tese a captação da amostra de pacientes com DL crônica, visto que os critérios de inclusão estabelecidos foram muito restritos, o que limitava a inclusão dos pacientes. Além disso, era necessário que os pacientes que preenchiam os critérios de inclusão, demonstrassem disponibilidade em participar da pesquisa, o que muitas vezes dificultou de forma importante a condução das coletas, por tratar-se de pessoas com dor lombar crônica.

## PERSPECTIVAS

Após a finalização desta tese, tendo cumprido os objetivos inicialmente propostos, inúmeras perspectivas surgem. Inicialmente, entende-se que é necessária a divulgação dos estudos que compõe a tese no meio científico, por meio de publicações em congressos e em eventos relacionados à área, e por meio de artigo científico, objetivando com isso, a disseminação do conhecimento gerado.

Além disso, até o momento, o aplicativo utilizado para a realização da avaliação utilizando o *smartphone*, não fornece instantaneamente os valores de amplitude de movimento e velocidade da pelve. Por esse motivo, seria fundamental desenvolver um aplicativo de fácil utilização, que possibilite uma análise dos dados fácil, rápida e segura, para tornar possível a sua utilização também no ambiente clínico. Isso também facilitaria a sua aplicabilidade em projetos de pesquisas, como na realização de estudos descritivos longitudinais mais extensos ou de estudos experimentais, já que muitas vezes esses estudos tornam-se limitados pelas dificuldades e complexidade envolvida na avaliação quantitativa do movimento humano.

Ainda, considerando que o protocolo de avaliação proposto para o *smarphone* não foi capaz de fornecer informações válidas sobre o tronco, a coluna lombar e o quadril, nem mesmo sobre a aceleração do movimento, existe a possibilidade de aprimoramento do protocolo, o que implica em desenvolver novos estudos de validação que possibilitem a avaliação de características cinemáticas do movimento de sentar e levantar.

Por fim, as alterações nas características cinemáticas em pacientes com DL crônica ainda não estão plenamente respondidas, restando ainda questões importantes a serem investigadas envolvendo a compreensão da causalidade da dor lombar.

## REFERÊNCIAS REFERENTES À INTRODUÇÃO

CLAEYS, K.; DANKAERTS, W.; JANSSENS, L.; BRUMAGNE, S. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 22, n. 6, p. 821-828, 2012.

COGHLIN, S. S.; MCFADYEN, B. J. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. **Clinical Biomechanics**. v.9, n. 2, p. 85-92, 1994.

DISEASE AND INJURY INCIDENCE AND PREVALENCE COLLABORATORS. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. **Lancet**. v.390, n. 10100, p.1211-1259, 2017.

CORRÊA, U. C.; BARROS, J. A. D. C.; MASSIGLI, M.; GONÇALVES, L. A.; TANI, G. (2007). A prática constante-aleatória e o processo adaptativo de aprendizagem motora: efeitos da quantidade de prática constante. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**. v. 21, n. 4, p. 301-314.

CROSBIE, J.; DE FARIA NEGRAO FILHO, R.; NASCIMENTO, D. P.; FERREIRA, P. 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. E286-292, 2013.

DALL, P. M.; KERR, A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. **Applied Ergonomics**. v. 41, n. 1, p. 58-61, 2010.

DEL ROSARIO, M. B.; REDMOND, S. J.; LOVELL, N. H. Tracking the Evolution of Smartphone Sensing for Monitoring Human Movement. **Sensors (Basel)**. v. 15, n. 8, p. 18901-18933, 2015.

GALLI, M.; CRIVELLINI, M.; SIBELLA, F.; MONTESANO, A.; BERTOCCO, P.; PARISIO, C. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. **International Journal of Obesity**. v. 24, n. 11, p. 1488-1492, 2000.

MANCHIKANTI, L.; SINGH, V.; FALCO, F. J.; BENYAMIN, R. M.; HIRSCH, J. A. Epidemiology of low back pain in adults. **Neuromodulation**. v. 17 Suppl 2, p. 3-10, 2014.

MATHIE, M. J.; COSTER, A. C.; LOVELL, N. H.; CELLER, B. G. Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. **Physiological Measurement**. v. 25, n. 2, p.R1-R20, 2004.

MCGILL, S. M. Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**. v. 14, n. 1, p. 43-47, 2004.

MEHRAVAR, M.; TAJALI, S.; NEGAHBAN, H.; SHATERZADEH, M. J.; SALEHI, R.; NARIMANI, R.; PARNIANPOUR, M. Principal component analysis of kinematic patterns variability during sit to stand in people with non-specific chronic low back pain. **Journal of Mechanics in Medicine and Biology**. v. 12, n. 2, p. 1-13, 2012.

MULLER, R.; ERTELT, T.; BLICKHAN, R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. **Journal of biomechanics**. v. 48, n. 6, p. 1009-1014, 2015.

NASCIMENTO, P. R.; COSTA, L. O. Low back pain prevalence in Brazil: a systematic review. **Cadernos de Saúde Pública**. v. 31, n. 6, p. 1141-1156, 2015.

PEYDRO, M. F.; LÓPEZ, J.; CORTÉS, A.; VIVAS, M. J.; GARRIDO, J. D.; TORTOSA, L. Kinetic and kinematic analysis of the «getting up from a chair» movement in patients with low back pain. **Rehabilitacion**. v. 45, n. 2, p. 99-105, 2011.

SANCHEZ-ZURIAGA, D.; LOPEZ-PASCUAL, J.; GARRIDO-JAEN, D.; DE MOYA, M. F.; PRAT-PASTOR, J. Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 36, n. 16, p. 1279-1288, 2011.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 30, n. 17, p. 1998-2004, 2005.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. **European spine journal**. v. 16, n. 6, p. 749-758, 2007a.

SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Three-dimensional kinetics of the lumbar spine and hips in low back pain patients during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**. v. 32, n. 7, p. E211-219, 2007b.

STEELE, J.; BRUCE-LOW, S.; SMITH, D.; JESSOP, D.; OSBORNE, N. Lumbar kinematic variability during gait in chronic low back pain and associations with pain, disability and isolated lumbar extension strength. **Clinical biomechanics**. v. 29, n. 10, p. 1131-1138, 2014.

SVENDSEN, J. H.; SVARRER, H.; LAESOE, U.; VOLLENBROEK-HUTTEN, M.; MADELEINE, P. Standardized activities of daily living in presence of sub-acute low-back pain: A pilot study. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. v. 23, n. 1, p. 159-165, 2013.

TAJALI, S.; NEGAHBAN, H.; SHATERZADEH, M. J.; MEHRAVAR, M.; SALEHI, R.; NARIMANI, R.; PARNIANPOUR, M. Multijoint coordination during sit-to-stand task in people with non-specific chronic low back pain. **Biomedical Engineering - Applications, Basis and Communications**. v. 25, n. 1, p. 1-9, 2013.

WATSON, A. W.; MAC DONNCHA, C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. **The Journal of sports medicine and physical fitness**. v. 40, n. 3, p. 260-270, 2000.