



UNIVERSIDADE
NOVA
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Luis Gomes Cinemática tri-dimensional do tronco durante uma tarefa de lifting: estudo da fiabilidade teste-reteste e diferença mínima detetável em indivíduos com dor lombar crónica

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia- Ramo das Condições Músculo-Esqueléticas
Relatório de Projeto de Investigação

Professora Doutora Rita Fernandes

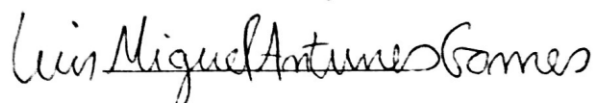
Julho 2017

Relatório do Projeto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Músculo- Esqueléticas realizada sob a orientação científica de Professora Doutora Rita Fernandes.

DECLARAÇÕES

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

O candidato,

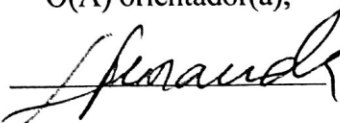


(Luis Miguel Antunes Gomes)

Setúbal, 7 de julho de 2017.

Declaro que este Relatório de Projeto de Investigação se encontra em condições de ser apresentada a provas públicas.

O(A) orientador(a),



(Professora Doutora Rita Fernandes)

Setúbal, 7 de julho de 2017.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho é o resultado final de um longo percurso que tive o prazer de partilhar com diversas pessoas. Esta representa a minha mais sincera forma de lhes agradecer.

Em primeiro lugar, à *Professora Rita Fernandes* pelo desafio proposto e por toda a disponibilidade, conhecimento e rigor que me transmitiu durante todo o percurso.

A todos os professores com quem tive o prazer de me cruzar durante o mestrado, por toda a inquietação e vontade de pensar e fazer diferente que, direta ou indiretamente, me transmitiram em todos e em cada fim de semana de aulas.

Agradecer também a todas as instituições e colegas com quem tive e tenho o prazer de colaborar, por toda a amizade e motivação nesta aventura. Um agradecimento especial à *Santa Casa da Misericórdia de Celorico da Beira*, na pessoa do *Dr. Fernando Brito*, pela abertura e apoio que desde o início sempre me deram!

A todos os meus colegas de mestrado, com quem tive o prazer de partilhar não só momentos de conhecimento e trabalho, mas também grandes momentos de descontração e diversão. Aqui, não posso deixar de agradecer em especial aos meus companheiros, *Vítor* e *Diogo*, assim como ao meu grupo de investigação *Vítor* (mais uma vez) e *Tânia*.

À *Juliana* e à *Diana* pela amizade, disponibilidade, teto, enfim... por tudo e mais alguma coisa! Ao *Rui* pelo companheirismo, ao *Queijas* pelo apoio gráfico, e a todos os meus amigos que não refiro aqui, mas que sabem o quanto significam! À *Marta* pelo apoio, paciência e carinho que me deu nesta fase final. Obrigado!

Por último, um agradecimento muito especial à minha família por todo o apoio, confiança e capacidade de sacrifício incondicional que sempre tiveram por mim!
Obrigado Mãe, Obrigado Pai, Obrigado Mano!

RESUMO

Cinemática tri-dimensional do tronco durante uma tarefa de *lifting*: estudo da fiabilidade teste-reteste e diferença mínima detetável em indivíduos com dor lombar crónica

Luis Gomes; Rita Fernandes

INTRODUÇÃO: A dor lombar crónica (DLC) é uma das condições musculoesqueléticas que provoca um maior índice de incapacidade entre os indivíduos. Associada aos sintomas de dor e incapacidade, indivíduos com DLC apresentam alterações dos padrões de movimento (cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas) em várias atividades da vida diária, especialmente aquelas que envolvem movimentos de flexão/ extensão do tronco como é o caso do *lifting*. Apesar de muito do conhecimento acerca destas alterações ter sido obtido com recurso a instrumentos considerados *gold standard* para a avaliação do movimento (instrumentos de medição regional e tri-dimensional (3D) do tronco e membros inferiores), a dúvida acerca das propriedades psicométricas destas medidas persiste. Assim, torna-se extremamente importante o estudo de propriedades como a fiabilidade teste-reteste, o erro padrão de medida (EPM) e a diferença mínima detetável (DMD) destas das medidas de forma a que estas possam ser utilizadas da forma mais fiável e precisa no estudo do movimento de indivíduos com DLC. **OBJETIVO:** Avaliar a fiabilidade teste-reteste, o EPM e a DMD da análise cinemática 3D do tronco e membro inferior durante uma tarefa de *lifting*, em indivíduos com DLC. **METODOLOGIA:** O presente estudo utilizou uma amostra de 14 indivíduos com DLC, em que cada um participou em dois momentos de avaliação, separados por uma média de 7.6 ± 1.8 dias. Esta avaliação consistiu na recolha e análise da cinemática 3D do tronco e membro inferior durante uma tarefa de *lifting*. Para aferir acerca da fiabilidade e da concordância, foram calculados os valores de coeficiente de correlação intraclassa (CCI), e respetivos 95% IC, assim como os valores de EPM, respetivos 95% dos limites de concordância (LDC), e da EPM%. Por último, foram calculados os valores absolutos e de percentagem da DMD. **RESULTADOS:** Foram obtidos elevados valores de fiabilidade teste-reteste (CCI >0.80) assim como valores de EPM baixos (<4°) para a maioria dos ângulos articulares analisados. No que toca à EPM% foi encontrada uma grande variação de valores (variaram entre 1.57 e 23453.74%). Por último os valores absolutos de DMD variaram entre 2.12° e 20.22°, sendo que para a DMD% variou entre 4.36 e 65010.46%. **DISCUSSÃO E CONCLUSÃO:** O presente estudo veio demonstrar uma elevada fiabilidade para a medição cinemática 3D dos ângulos articulares do tronco e do membro inferior, assim como valores de EPM clinicamente aceitáveis. Por outro lado, foram também encontrados valores de EPM% e DMD% elevados, especialmente para os movimentos no plano horizontal. Apesar disto, os resultados obtidos suportam a utilização desta medida na avaliação da tarefa do *lifting* em indivíduos com DLC, em pelo menos contextos de investigação.

PALAVRAS-CHAVE: Fiabilidade; Erro padrão de medida; Diferença mínima detetável; Cinemática; *Lifting*; Dor lombar crónica.

ABSTRACT

Test-retest reliability and minimal detectable change of three-dimensional spinal motion parameters during a lifting task in chronic low back pain patients

Luis Gomes; Rita Fernandes

INTRODUCTION: Chronic low back pain (CLBP) is a musculoskeletal condition that causes a great level of disability among individuals. Associated with pain and disability, individuals with CLBP present changes in movement patterns (kinematic, kinetic and electromyographic) during many daily activities, especially those involving trunk flexion / extension movements such as lifting. Although much of the knowledge about these changes has been obtained using instruments considered as gold standard for movement study (regional and tri-dimensional instruments (3D) of the trunk and lower limbs), the question about the psychometric properties of these measures persists. Thus, gaining knowledge about properties such as reliability, standard error of measurement (SEM) and the minimal detectable change (MDC) of these measurements is extremely important so that they can be used in the most reliable and accurate way in the study of the movement of individuals with CLBP. **AIM:** Evaluate the test-retest reliability, SEM and MDC of 3D kinematic analysis of the trunk and lower limb during a lifting task, in individuals with CLBP. **METHODOLOGY:** The present study used a sample of 14 individuals with CLBP, that participated in two measurement moments separated by a mean of 7.6 ± 1.8 days. This measurement consisted on the collection and analysis of the 3D kinematics of the trunk and lower limb during a lifting task. Intraclass correlation coefficient (ICC) values, and their respective 95% CI, as well as the SEM values, respective 95% of limits of agreement (95% LOA), and SEM% were calculated. Finally, the absolute and percentage values of MDC were calculated. **RESULTS:** High values of test-retest reliability ($ICC > 0.80$) as well as low SEM values ($< 4^\circ$) were obtained for the most of the peak joint angles. Regarding the SEM%, a large variation of values was found (varied between 1.57 and 23453.74%). Finally, absolute MDC ranged from 2.12 to 20.22° , and for MDC% ranged from 4.36 to 65010.46%. **DISCUSSION AND CONCLUSION:** The present study demonstrated a high test-retest reliability and a low SEM for the peak articular angles of the trunk and the lower limb. On the other hand, values of high SEM% and MDC% were also found, especially for the movements in the horizontal plane. Despite this, the results obtained support the use of this measure in the assessment of the lifting task in individuals with CLBP, at least in research contexts.

KEYWORDS: Reliability; Standard error of measurement; Minimal detectable change; Kinematics; Lifting; Chronic low back pain

ÍNDICE

INTRODUÇÃO.....	1
1. Dor Lombar Crônica	1
2. Perspetiva multidimensional da DL.....	2
3. Alterações biomecânicas do tronco, pélvis e anca em indivíduos com DLC.....	3
4. Medição das variáveis biomecânicas e limitações dos estudos efetuados no âmbito das propriedades psicométricas dos métodos/medições.....	7
METODOLOGIA.....	13
1. Desenho de Estudo	13
2. Participantes.....	13
3. Procedimentos	13
4. Processamento dos dados.....	18
5. Análise dos Dados	19
APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....	21
1. Caracterização da amostra.....	21
2. Fiabilidade e concordância dos parâmetros antropométricos	21
3. Fiabilidade e concordância dos parâmetros cinemáticos	26
DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	30
1. Contributo e limitações do estudo.....	34
CONCLUSÃO.....	36
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	37

LISTA DE ABREVIATURAS

- AAC – Área abaixo da curva
- CCI – Coeficiente de correlação intraclasse
- CoM – Centro de massa
- DL – Dor lombar
- DLC – Dor lombar crônica
- DMD – Diferença mínima detetável
- DPdif - Desvio padrão das diferenças
- EIAS – Espinha ilíaca ântero-superiores
- EIPS – Espinha ilíaca pósterio-superiores
- END - Escala Numérica da Dor
- EPM – Erro padrão de medida
- EVA – Escala Visual Análoga
- LDC – Limites de concordância de Bland e Altman
- L1 – Primeira vértebra lombar
- L5 – Quinta vértebra lombar
- QBPDS – Quebec Back Pain Disability Scale
- SCL – Sistemas de coordenadas locais
- S1 – Primeira vértebra sagrada
- TSK – Tampa Scale of Kinesiophobia
- T2 – Segunda vértebra torácica
- T12 – 12ª vértebra torácica
- 3D – Tri-dimensional

INTRODUÇÃO

1. Dor Lombar Crónica

A dor lombar (DL) é considerada um dos principais problemas de saúde em todo o mundo e a principal causa de incapacidade tanto nos países desenvolvidos como nos países em desenvolvimento (Vos et al., 2015) . É estimado que entre 70 a 85% da população terá alguma vez na sua vida um episódio de DL e que por ano entre 6.3 a 15.4% das pessoas apresentará DL pela primeira vez (Hoy, Brooks, Blyth, & Buchbinder, 2010) .

Apesar do curso clínico da DL ser favorável após o primeiro episódio, estima-se que entre 10 a 15% dos indivíduos com DL desenvolvam sintomas crónicos (Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012). A Dor Lombar Crónica (DLC) é mesmo aquela que provoca um maior índice de incapacidade e perda de qualidade de vida entre os indivíduos (Hoy et al., 2014), estimando-se que a sua prevalência seja de $20.1 \pm 9.8\%$ (Hoy et al., 2012).

No que toca à classificação, a DL tem sido dividida em três grandes categorias: “DL específica” quando os sintomas de dor são atribuídos a uma patologia específica (por exemplo: infeção, tumor, osteoporose, fratura, deformidade estrutural ou patologia inflamatória); “Dor de raiz nervosa/ Dor radicular” ou; “DL não específica” quando não é possível atribuir os sintomas de dor a uma patologia específica (Airaksinen et al., 2006). Em relação à duração dos sintomas, a DL é ainda classificada como aguda, quando os sintomas duram há menos de seis semanas, subaguda, quando presentes entre seis a 12 semanas e crónica, quando os sintomas se estendem durante 12 semanas ou mais (Van Tulder & Koes, 2002).

Especificamente no caso da DLC, definida como uma DL que persiste à pelo menos três meses e que teve como resultado a presença de dor em pelo menos metade dos dias dos últimos seis meses (Deyo et al., 2014), é caracterizada por uma elevada variabilidade clínica dos utentes uma vez que estes podem variar entre indivíduos totalmente funcionais, apesar da dor, e indivíduos severamente incapacitados e com dor persistente (Airaksinen et al., 2006).

2. Perspetiva multidimensional da DL

É cientificamente aceite que a DL apresenta uma grandeza biopsicossocial, e deve ser analisada como tal. O primeiro autor a introduzir este modelo foi Waddell (1987) e teve como objetivo operar uma completa mudança de paradigma na abordagem à condição, que até então se focava apenas num modelo biomédico.

Esta ideia levou ao despertar de uma nova corrente de investigação cujo objetivo foi estudar as variáveis psicossociais e a sua relação com os sintomas de dor e incapacidade. Neste sentido, vários estudos confirmaram a existência de uma relação entre as variáveis psicossociais e o sintoma de dor em indivíduos com DLC (Severeijns, Vlaeyen, van den Hout, & Weber, 2001; Woby, Roach, Urmston, & Watson, 2007). Variáveis como medo da dor ($r = 0.22, p < 0.01$); capacidade de auto-eficácia ($r = -0.50, p < 0.001$); ansiedade ($r = 0.30, p < 0.001$); depressão ($r = 0.37, p < 0.001$); controlo e capacidade para diminuir a dor ($r = -0.21, p < 0.01$); e catastrofização da dor ($r = 0.41, p < 0.001$) demonstraram ter uma relação com a intensidade de DL (Woby et al., 2007). Na mesma população e relativamente à relação entre as variáveis psicossociais e a incapacidade, foram encontradas relações nas seguintes variáveis psicossociais: capacidade de auto-eficácia ($r = -0.70, p < 0.01$); medo da dor ($r = 0.39, p < 0.01$) e; catastrofização da dor ($r = -0.475, p < 0.01$) (Severeijns et al., 2001; Woby et al., 2007).

Assim, o conhecimento acerca da importância das variáveis psicossociais e da e a sua relação com os sintomas de dor e incapacidade tornaram esta corrente ainda mais forte e com crescente interesse para os investigadores. Pelo contrário e apesar de as variáveis biológicas terem continuado a ser bastante investigadas, esta investigação tem sido realizada quase exclusivamente de forma laboratorial e com pouca relação com a clínica e indicadores clínicos. Este facto torna-se ainda mais difícil de compreender quando revisões sistemáticas demonstram evidência forte de que os aspetos psicossociais se traduzem em fatores de prognóstico fracos para diversos *outcomes*, como são exemplo a dor, a incapacidade e a cronicidade (Hayden, Chou, Hogg-Johnson, & Bombardier, 2009; Kent & Keating, 2008).

Neste seguimento, investigação recente suporta o estudo das variáveis biológicas uma vez que, apesar ser improvável que estas variáveis sejam a principal fonte de dor e incapacidade, elas podem contribuir de forma importante para o desenvolvimento, persistência ou recorrência da mesma (Hancock, Maher, Laslett, Hay, & Koes, 2011).

Estas variáveis incluem parâmetros associados às potenciais fontes nociceptivas, à modulação central da dor e às limitações físicas/funcionais que se traduzem em alterações cinemáticas, cinéticas ou eletromiográficas.

No que diz respeito às alterações físicas/ funcionais, a investigação tem reportado diversas alterações nos padrões e variáveis do movimento em indivíduos com DLC. Esta relação tem sido estabelecida principalmente através da análise do movimento do tronco, pélvis e anca em indivíduos com DL ou DLC em atividades como a marcha, sentar-levantar, inclinação à frente/ atrás, ou o *lifting*.

3. Alterações biomecânicas do tronco, pélvis e anca em indivíduos com DLC

Apesar de ser ainda um assunto envolto em grande controvérsia, é sugerido que as alterações biomecânicas associadas à DL ganham especial importância quando analisado o seu impacto funcional nas atividades da vida diária destes indivíduos. Tarefas como a marcha, o sentar-levantar, o inclinar à frente/ atrás, ou o *lifting* aparentam estar limitadas e associadas aos sintomas de dor e incapacidade, e têm sido analisadas através da comparação das características cinemáticas e cinéticas entre indivíduos com e sem DL.

A marcha é uma das tarefas funcionais que aparenta estar alterada em indivíduos com DL e por isso tem sido bastante investigada. Tem sido sugerido que estes indivíduos apresentam uma marcha com uma amplitude de rotação do segmento lombar inferior, sem qualquer alteração significativa nos movimentos do plano sagital (Gombatto et al., 2015; Huang et al., 2011). Foi a essa conclusão a que chegou Gombatto et al., (2015), onde indivíduos com DL (inespecífica quanto à classificação) apresentaram um menor ângulo articular máximo de rotação do segmento lombar ($3.3^\circ \pm 0.3^\circ$) quando comparados com indivíduos saudáveis ($4.3^\circ \pm 0.3^\circ$) ($p < 0.05$). Especificamente no que toca a indivíduos com DLC (Lamoth, Daffertshofer, Meijer, & Beek, 2006; Lamoth et al., 2002) e DL recorrente (Crosbie, de Faria Negrão Filho, Nascimento, & Ferreira, 2013), também têm sido reportadas diversas alterações. Isto é, indivíduos com DLC apresentam uma diminuição da velocidade média da marcha considerada confortável ($t^2 = 3.4, p < 0.01$), e realizam a mesma com passos mais pequenos ($t = 2.4, p = 0.02$) e assimétricos quando comparados com indivíduos saudáveis (Lamoth et al., 2006).

Outra tarefa funcional que tem sido sugerida como alterada em indivíduos com DL é a tarefa do sentar-levantar (Shum, Crosbie, & Lee, 2005). A análise cinemática da tarefa tem sido muito pouco explorada e apenas são encontrados dados relativos à comparação entre indivíduos saudáveis e indivíduos com DL aguda e subaguda (Shum et al., 2005). Neste sentido, Shum et al., (2005) reportou uma diminuição do ângulo articular máximo do movimento de flexão do tronco e das ancas em indivíduos com DL, quando comparados com indivíduos saudáveis ($p < 0.05$). Para isso, o autor dividiu a tarefa em duas fases: fase ascendente (passagem de sentado para de pé) e fase descendente (passagem de pé para sentado), sendo que em ambas as fases mediu o ângulo máximo de flexão nos segmentos lombar e ancas. Na fase ascendente, indivíduos com DL alcançaram um ângulo máximo de flexão de $25^\circ \pm 7^\circ$ para o segmento lombar, e de $64^\circ \pm 11^\circ$ e $64^\circ \pm 10^\circ$ para as ancas esquerda e direita, respectivamente, que contrastou com os observados nos indivíduos saudáveis, $41^\circ \pm 8^\circ$ para o segmento lombar e $87^\circ \pm 11^\circ$ e $89^\circ \pm 11^\circ$ para as ancas esquerda e direita, respectivamente (Shum et al., 2005). Na fase descendente, indivíduos com DL alcançaram um ângulo máximo de flexão de $22^\circ \pm 7^\circ$ para o segmento lombar, e de $66^\circ \pm 11^\circ$ e $66^\circ \pm 10^\circ$ para as ancas esquerda e direita, respectivamente, que contrastou com os $37^\circ \pm 8^\circ$ do segmento lombar, e os $86^\circ \pm 10^\circ$ e $87^\circ \pm 11^\circ$ das ancas esquerda e direita, respectivamente, observados nos indivíduos saudáveis (Shum et al., 2005). Verificou-se também que indivíduos com DL apresentam uma diminuição da velocidade angular dos segmentos em estudo e assim demoram mais tempo a completar a tarefa ($p < 0.05$) (Shum et al., 2005). Por último, o segmento lombar dos indivíduos com DL contribuiu menos para o movimento total da tarefa relativamente aos segmentos das ancas, quando comparados com indivíduos saudáveis, tanto na fase ascendente, ($p < 0.05$) como na fase descendente ($p < 0.05$) (Shum et al., 2005).

Em relação à tarefa de inclinar à frente/ atrás, do que é nosso conhecimento existem apenas dois trabalhos cujo objetivo foi comparar as diferenças entre indivíduos com e sem DL (Shum, Crosbie, & Lee, 2010; Wong & Lee, 2004). Importa referir que ambos os estudos classificaram os seus participantes como tendo DL, sendo que apenas o trabalho de Shum et al., (2010) apresenta dados relativos à duração dos sintomas de DL (5.2 ± 1.8 semanas). Como resultados, foram encontradas diferenças nos ângulos máximos nos movimentos de flexão/ extensão dos segmentos lombar e ancas e na duração da execução da tarefa entre indivíduos com DL e indivíduos saudáveis (Shum

et al., 2010; Wong & Lee, 2004). Relativamente aos ângulos articulares, durante a fase de flexão do tronco (inclinado à frente), indivíduos com DL apresentaram um maior ângulo de flexão do segmento lombar, que contrastou com o menor ângulo de flexão da anca, quando comparados com indivíduos saudáveis ($p < 0.05$) (Shum et al., 2010). Nos restantes movimentos dos segmentos lombar e anca não houve qualquer diferença entre os grupos, assim como na fase de extensão do tronco (Shum et al., 2010). No que toca à duração da execução, indivíduos com DL necessitaram de cerca de $8.30\text{seg} \pm 2.39\text{seg}$ para completar um ciclo da tarefa, enquanto indivíduos saudáveis completaram-no em quase metade do tempo ($4.44\text{seg} \pm 0.9\text{seg}$), sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p < 0.05$) (Wong & Lee, 2004). Por fim, não houve diferenças entre os grupos no que toca à contribuição dos segmentos coluna lombar e ancas para o movimento total, o que sugere que a contribuição de ambos os segmentos foi semelhante (Wong & Lee, 2004).

No que diz respeito à tarefa de *lifting*, do nosso conhecimento existem apenas dois trabalhos que analisaram os parâmetros cinemáticos da tarefa, no entanto, são trabalhos pouco recentes e com algumas reservas no que toca à sua qualidade metodológica (Larivi, Gagnon, & Loisel, 2000; Marras, Davis, Ferguson, Lucas, & Gupta, 2001). Marras et al., (2001) ao utilizar uma amostra constituída por indivíduos com DL, cuja duração dos sintomas variou entre as 3 e as 240 semanas e indivíduos saudáveis, não encontrou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos no que toca aos ângulos articulares e à velocidade angular do movimento do tronco durante a tarefa (Marras et al., 2001). Noutro trabalho, Larivi et al., (2000) comparou indivíduos com DL e saudáveis durante a tarefa de *lifting* utilizando uma caixa de 12kg e, apesar de não ter encontrado diferenças entre os grupos no que toca aos ângulos articulares do segmento lombar, reportou diferenças na contribuição dos diferentes segmentos para a tarefa (Larivi et al., 2000). Assim, observou-se uma menor contribuição dos segmentos lombar e pélvis e uma maior contribuição do segmento tórax para a realização da tarefa no grupo de indivíduos com DL, quando comparados com o grupo de saudáveis ($p \leq 0.05$) (Larivi et al., 2000).

No seguimento destes resultados, foi recentemente publicada uma revisão sistemática com meta-análise que teve precisamente como objetivo analisar e comparar as diferenças cinemáticas do movimento lombo-pélvico entre indivíduos com e sem DL (Laird, Gilbert, Kent, & Keating, 2014). Para isso, Laird et al., (2014) selecionou 35

artigos que mediram e compararam várias características do movimento lumbo-pélvico, tais como: ângulos articulares, sequência e velocidade do movimento e contribuição de cada segmento para o movimento. Importa realçar que apenas foram analisadas e comparadas características isoladas do movimento dos segmentos lombar e pélvico sem qualquer relação com tarefas funcionais específicas, uma vez que não foi esse o objetivo dos autores. Como resultados, foi reportado que, em média, indivíduos com DL apresentam uma diminuição nos ângulos articulares de todos os movimentos da coluna lombar, quando comparados com indivíduos saudáveis, nomeadamente da flexão (-0.62, 95% IC -0.94 a -0.29, $p < 0.01$), extensão (-0.54, 95% IC -0.81 a -0.27, $p < 0.01$), flexão lateral (-0.73, 95% IC -1.14 a -0.33, $p < 0.01$) e rotação (-0.49, 95% IC -0.76 a -0.22, $p=0.04$) e da sua velocidade de movimento (-1.24, 95% IC -1.58 a -0.90, $p < 0.0001$) (Laird et al., 2014). No que toca à contribuição dos segmentos lombar e anca para o movimento de flexão/ extensão do tronco, apesar de a comparação entre os grupos não reportar resultados estatisticamente significativos, foi encontrado uma tendência consistente a favor da diminuição da contribuição da lombar para o movimento de flexão do tronco em indivíduos com DL (-0.21, 95% IC -0.52, 0.09, $p = 0.17$) (Laird et al., 2014).

Assim, realizando uma análise criteriosa aos resultados reportados, tanto na análise e comparação das características cinemáticas na realização de tarefas funcionais, como nos resultados reportados pela revisão com meta-análise de Laird et al., (2014), é possível observar uma tendência nos resultados. Isto é, indivíduos com DL apresentam na sua generalidade uma diminuição dos ângulos articulares e da velocidade angular dos segmentos lombar/pélvis/anca e uma menor contribuição da coluna lombar relativamente à pélvis e anca para o movimento durante a realização de diferentes tarefas funcionais. Estas alterações cinemáticas são especialmente reportadas durante os movimentos de flexão/ extensão do tronco, sendo este o movimento mais limitado em termos de amplitude (Laird et al., 2014; Marras et al., 2001; Shum et al., 2005, 2010; Wong & Lee, 2004).

Para além dos movimentos de flexão/ extensão do tronco serem muito reportados pelos indivíduos com DL como estando associados aos seus sintomas de dor e incapacidade e serem dos mais alterados em termos de características cinemáticas, têm um grande peso em alguns dos instrumentos de avaliação subjetiva mais utilizados na prática clínica. A título de exemplo, este movimento está explícito de forma mais ou menos direta em

várias perguntas das três escalas mais utilizadas na prática clínica para medir percepção de dor e incapacidade associada à DL: “Quebec Back Pain Disability Scale” (Kopeck et al., 1995), “Oswestry Disability Index” (Fairbank & Pynsent, 2000) e “Roland-Morris Disability Questionnaire” (Roland & Fairbank, 2000).

4. Medição das variáveis biomecânicas e limitações dos estudos efetuados no âmbito das propriedades psicométricas dos métodos/medições

Apesar de toda a investigação efetuada e reportada anteriormente acerca das variáveis biomecânicas presentes nos padrões de movimento dos indivíduos com DL durante a realização de diferentes atividades/ tarefas (p.e. ângulos articulares máximos, velocidade de movimento, contribuição dos segmentos para o movimento, ...) verifica-se uma elevada variabilidade dos instrumentos de medição e medidas utilizadas nos diferentes estudos.

Esta elevada variabilidade é um dos fatores que mais contribui para a heterogeneidade observada nos diferentes estudos. Referindo um exemplo abordado na revisão sistemática com meta-análise de Laird et al., (2014), nos 14 estudos incluídos que mediram os ângulos articulares do movimento de flexão do tronco, foram utilizados nove instrumentos de medição diferentes, variando estes desde uma simples régua flexível (Youdas, Garrett, Harmsen, Suman, & Carey, 1996) até um sistema optoelectrónico (Hidalgo, Gilliaux, Poncin, & Detrembleur, 2012). Para além disto, o protocolo de medição também variou entre os estudos, sendo que dois estudos mediram os ângulos articulares na posição de sentado, dez na posição de pé e os restantes dois realizaram a medição com recurso a aparelhos de restrição do movimento pélvico (Laird et al., 2014). Ou seja, os trabalhos realizados utilizaram não só instrumentos, como protocolos de medição diferentes, o que torna a comparação de resultados entre estudos diferentes bastante limitada.

Uma das possíveis formas de homogeneizar esta medição prende-se com a investigação acerca da qualidade das medidas, ou seja, das suas propriedades psicométricas em diferentes atividades/ tarefas e populações, de acordo com os objetivos específicos de cada investigação. Este conhecimento permitirá que no futuro apenas sejam utilizadas, tanto em trabalhos de investigação como em clínica, medidas de qualidade reconhecida.

Posto isto, como em qualquer outro instrumento ou medida, antes de ser utilizado é necessário verificar determinadas propriedades psicométricas, como a sua reprodutibilidade (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006a; Keszei, Novak, & Streiner, 2010). Esta diz respeito ao grau em que medições repetidas em diferentes momentos no tempo e realizadas em objetos de estudo estáveis apresentam resultados semelhantes (de Vet et al., 2006a). Semelhança essa que pode ser afetada por diversos fatores como variações biológicas que acontecem entre dias ou ciclos circadianos diferentes, variações inerentes à própria medida ou ao ambiente em que as medições são realizadas, ou variações intra e inter-observadores (de Vet et al., 2006a). Assim, de forma a aferir acerca da reprodutibilidade de um instrumento ou medida, é necessário começar pela diferenciação entre os parâmetros de fiabilidade e concordância (de Vet et al., 2006a).

No que toca ao parâmetro de fiabilidade, um instrumento fiável é aquele que permite distinguir as características de cada participante, apesar do erro padrão de medida (EPM) associado à medida (de Vet et al., 2006a). É normalmente calculado através da relação entre o EPM e a variabilidade dos participantes e é apresentado sob a forma de coeficiente de correlação intraclasse (CCI), podendo variar entre 0 (fiabilidade nula) e 1 (fiabilidade perfeita) (de Vet et al., 2006a). Valores de CCI superiores a 0.9 são considerados altos e mínimos quando o objetivo é utilizar a medida em contexto clínico, por outro lado, valores compreendidos entre 0.7 e 0.8 são considerados aceitáveis para instrumentos de investigação (Keszei et al., 2010). Assim, um instrumento com um reduzido EPM, comparativamente à variabilidade dos participantes, apresenta um valor de CCI próximo de 1, sugerindo que a distinção entre os diferentes participantes dificilmente é afetada pelo EPM (de Vet et al., 2006a). Se o EPM é elevado comparativamente à variabilidade entre os participantes, o valor de CCI será reduzido, o que sugere que a distinção entre os participantes será afetada pelo EPM (de Vet et al., 2006a).

Já a concordância é um parâmetro que permite avaliar de forma exata quão semelhantes são os resultados entre medições diferentes, independentemente da variabilidade existente entre os participantes (de Vet et al., 2006a). É frequentemente representada pelo já referido EPM e expressa numa escala contínua, nas mesmas unidades da escala de medição (de Vet et al., 2006a). Assim, quanto menor o EPM, mais capaz será a medida de distinguir alterações entre medições repetidas e assim maior será a sua concordância (de Vet et al., 2006a). Quanto maior o EPM, menor será a capacidade de o

instrumento distinguir pequenas alterações entre medições repetidas e assim menor será a concordância (de Vet et al., 2006a). Este é um parâmetro que ganha grande importância quando aliado ao conhecimento da diferença mínima detetável (DMD) (de Vet et al., 2006b). Esta diz respeito à quantidade mínima de diferença que não é atribuível à variação na medida, isto é, a DMD demonstra quais as diferenças/alterações que superam o EPM do instrumento/ medida (de Vet et al., 2006b; Haley & Fragala-Pinkham, 2006).

Apesar deste conhecimento, são poucos os trabalhos que avaliam estas propriedades nos instrumentos de medição ou medidas anteriormente referidas, tornando assim qualquer resultado obtido através destas medidas de qualidade conflituosa e de difícil interpretação. Recentemente, as variáveis biomecânicas têm sido analisadas através do recurso a instrumentos que possuem tecnologia computadorizada tri-dimensional (3D) (Sjölander, Michaelson, Jaric, & Djupsjöbacka, 2008). Este é um método capaz de avaliar quantitativamente e em tempo real a cinemática do tronco nos três planos de movimento muito para além da simples medição dos ângulos articulares (Mieritz, Bronfort, Jakobsen, Aagaard, & Hartvigsen, 2013). Apesar do rigor demonstrado, estes instrumentos não deixam de estar expostos a diversas fontes de variação, tais como a variação do próprio instrumento, do indivíduo, do avaliador e da interface entre o indivíduo e o avaliador (Mieritz et al., 2013). Por esta razão, torna-se de essencial importância assegurar que, quer o instrumento quer a medida, medem variáveis de forma precisa e fiável, pelo que são necessários trabalhos que avaliem as suas propriedades psicométricas.

Especificamente no que toca à utilização destes instrumentos de medição regional e 3D da coluna lombar em indivíduos com DL e/ou indivíduos saudáveis, a evidência não é ainda clara quanto às suas propriedades psicométricas. Foi essa a conclusão a que chegou Mieritz, Bronfort, Kawchuk, Breen, & Hartvigsen, (2012) na sua revisão sistemática que teve como objetivo estimar a qualidade dos resultados reportados sobre os parâmetros de reprodutibilidade dos instrumentos de medição 3D da coluna lombar. Como o interesse do autor estava no instrumento de medida e o seu objetivo foi rever todos os trabalhos realizados até à data que o utilizaram, não foi específico quanto às características da amostra, constituída maioritariamente por indivíduos saudáveis. Assim, ao analisar a informação dos 15 artigos selecionados concluiu-se que a falta de informação acerca da amostra dos estudos, dos procedimentos de teste e análise

estatística torna os resultados difíceis de interpretar e comparar, referindo assim uma elevada incerteza quanto ao grau de reprodutibilidade deste tipo de instrumentos (Mieritz et al., 2012). Apesar desta incerteza o autor reportou valores de CCI superiores a 0.7 para a maioria dos parâmetros cinemáticos analisados sugerindo que a maioria dos instrumentos revistos, quando utilizados em condições *standard*, podem ser considerados suficientemente fiáveis para serem utilizados em trabalhos de investigação (Mieritz et al., 2012). No que toca aos valores de concordância, foram poucos os artigos que apresentaram valores do EPM, sendo que o parâmetro cinemático em que esta propriedade foi mais investigada foi mesmo os ângulos articulares dos diferentes movimentos, onde os valores de EPM variaram entre os 2.3° e os 6.5° (Mieritz et al., 2012). Importa referir que nos 15 artigos seleccionados para esta revisão sistemática foram utilizados cinco instrumentos de medição diferentes e mesmo os artigos que utilizaram o mesmo instrumento, o protocolo de medição utilizado foi diferente (Mieritz et al., 2012)

O crescente interesse na utilização destes instrumentos de medição e o facto de os parâmetros de reprodutibilidade dos instrumentos poderem ser específicos da população (referência) e da tarefa, levou ao início da investigação destes parâmetros em populações e tarefas específicas. Relativamente à DLC, do que é nosso conhecimento, existem apenas três trabalhos publicados até ao momento relativos à medição das propriedades psicométricas destes instrumentos nesta população (Fernandes, Armada-da-Silva, Pool-Goudzwaard, Moniz-Pereira, & Veloso, 2015; Harsted et al., 2016; Mieritz et al., 2014).

Especificamente para a tarefa da marcha, Fernandes et al., (2015) utilizou uma amostra constituída por 14 indivíduos com DLC ou DL recorrente, e teve como objetivo analisar a fiabilidade teste-reteste e a DMD de uma medida de análise de marcha utilizando um instrumento de avaliação 3D que permite medir o movimento de nove segmentos corporais (pés, pernas, coxas, pélvis, coluna lombar e coluna torácica) (Fernandes et al., 2015). Para isso utilizou um *set-up* experimental constituído por um sistema optoelectrónico de 13 camaras sincronizadas no tempo e no espaço com um sistema de plataformas de forças (Fernandes et al., 2015). Foram calculadas diversas variáveis, nomeadamente os parâmetros de fiabilidade (CCI e respetivos 95% IC); concordância (EPM e limites de concordância de Bland e Altman (LDC); e DMD para as características cinemáticas, cinéticas e espaço-temporais da marcha (Fernandes et al.,

2015). No que toca aos resultados das variáveis cinemáticas que se basearam nos ângulos articulares dos movimentos em estudo, grande parte dos valores de CCI foram superiores a 0.80, sendo que aqueles que ficaram abaixo variaram entre 0.70 e 0.80, à exceção dos ângulos articulares de flexão lateral da lombar (0.50, 95% IC -0.55 a 0.84) (Fernandes et al., 2015). O EPM foi na sua generalidade bastante baixo ($\leq 2.5^\circ$), assim como a DMD que variou entre 2.3° e 11.3° . Apesar de os autores reportarem algumas limitações, as conclusões deste estudo são de essencial importância pois permitem a utilização segura do instrumento na tarefa da marcha e numa população de indivíduos com DLC, tanto no âmbito da investigação como na clínica (Fernandes et al., 2015).

Noutro trabalho, Mieritz et al., (2014) teve como objetivo analisar a fiabilidade e o EPM de um protocolo de medição do movimento da coluna lombar numa amostra constituída por 220 indivíduos com DL subaguda e crónica. Para isso foi utilizado um sistema de medição 3D durante uma tarefa isolada de flexão/ extensão do tronco em dois momentos diferentes e focando-se apenas na análise do plano sagital (Mieritz et al., 2013). Os resultados dos parâmetros de fiabilidade relativos ao do movimento da lombar foram os seguintes: ângulo articular do movimento flexão/ extensão (0.69, 95% IC 0.62 a 0.76); velocidade média de flexão (0.61, 95% IC 0.53 a 0.70); velocidade máxima de extensão (0.70, 95% IC 0.63 a 0.76); velocidade máxima de flexão (0.64, 95% IC 0.56 a 0.72) (Mieritz et al., 2013). Estes resultados levaram o autor a concluir que a medida é suficientemente segura para ser utilizada em grupos de indivíduos com DL e DLC, no entanto, insuficiente para ser usada a nível individual (Mieritz et al., 2013). Apesar disto é necessária alguma prudência na análise destas conclusões uma vez que, tal como referido anteriormente, para que uma medida seja considerada fiável para ser utilizada de forma segura em pelo menos trabalhos de investigação, o seu CCI deve variar entre 0.7 e 0.8 (Keszei et al., 2010), o que acontece apenas com uma das quatro variáveis analisadas (velocidade máxima de extensão) neste trabalho. O autor apresentou também os 95% LDC para as seguintes variáveis: ângulos articulares de flexão/extensão (95% LDC -23 a 27); velocidade média de flexão (95% LDC 0.40 a 1.83); velocidade máxima de extensão (95% LDC 0.55 a 1.71); velocidade máxima de flexão (95% LDC 0.50 a 1.79) (Mieritz et al., 2013). O autor não apresentou os valores de EPM.

Posteriormente, e como continuação do trabalho realizado por Mieritz et al., (2014), Harsted, et al., (2016) realizou um estudo com o mesmo objetivo e utilizando

exatamente a mesma amostra, no entanto, desta vez foram analisados os planos frontal e horizontal do movimento da tarefa isolada de flexão/ extensão do tronco. No que toca aos valores de CCI reportados para os parâmetros gerais do movimento da coluna lombar, para o plano frontal encontraram-se os seguintes valores: ângulos articulares do movimento de flexão lateral (0.68, 95% IC 0.61 a 0.75) e velocidade média de flexão lateral (0.71, 95% IC 0.64 a 0.77) (Harsted et al., 2016). Relativamente ao plano horizontal encontraram-se os seguintes valores: ângulos articulares do movimento de flexão (0.44, 95% IC 0.33 a 0.54) e velocidade média de rotação (0.53, 95% IC 0.43 a 0.62) (Harsted et al., 2016). Considerando a análise geral dos parâmetros de fiabilidade é possível observar que apenas uma das variáveis analisadas (velocidade média de flexão lateral) apresenta um valor de CCI superior a 0.7, sendo que nenhuma apresenta um CCI superior a 0.80. No que toca aos valores de EPM, foram reportados valores para o plano frontal de: ângulos articulares do movimento de flexão lateral (8.02°); velocidade média de flexão lateral (5.11°/seg); e para o plano horizontal de: ângulos articulares do movimento de flexão lateral (3.54°); velocidade média de flexão lateral (4.08°/seg) (Harsted et al., 2016). Analisando os valores de EPM no que toca aos ângulos articulares dos movimentos de flexão lateral (8.02°) e rotação (3.54°), observam-se elevados valores de EPM para o movimento de flexão lateral, no entanto, baixos valores para a rotação. Esta é uma premissa bastante discutível face à inexistência de valores de EPM prévios que permitam comparação.

Como forma de conclusão, considerando que a fiabilidade e o EPM dos instrumentos podem ser específicos da população (referência) e da tarefa, é de extrema importância o estudo destas propriedades relativamente a outras tarefas importantes para os indivíduos com DLC. Nesta ótica, o presente estudo tem como objetivo avaliar a fiabilidade teste-reteste, o EPM e a DMD da análise cinemática tri-dimensional do tronco e membro inferior durante a tarefa do *lifting*, em indivíduos com DLC.

METODOLOGIA

1. Desenho de Estudo

De acordo com o objetivo definido, foi realizado um estudo prospetivo, do tipo teste-reteste com um único avaliador.

2. Participantes

Foi utilizada uma amostra não-probabilística por conveniência de 14 indivíduos, recrutados na comunidade e em serviços ambulatoriais de clínicas de fisioterapia da região de Oeiras, classificados com DLC. A elegibilidade destes foi aferida através da aplicação de critérios de inclusão e exclusão. Os critérios de inclusão foram: presença de DLC, definida como a “dor ou desconforto, localizada abaixo da grelha costal ou acima da prega glútea superior, com ou sem dor referida para os membros inferiores, e que persiste há pelo menos 12 semanas” (Airaksinen et al., 2006); OU de DL recorrente definida como “dor na coluna lombar em menos de metade dos dias de um período de doze meses, podendo esses dias ocorrer em múltiplos episódios” (Von Korff, 1994); idade compreendida entre os 18 e os 65 anos e; saber ler e escrever. Por outro lado, os critérios de exclusão foram: presença patologia específica associada à DL através da presença de sinais clínicos de infeção, tumor, osteoporose, fratura, deformidade estrutural, patologia inflamatória, síndrome radicular ou síndrome de cauda equina (Airaksinen et al., 2006); história de cirurgia à coluna vertebral ou a um ou ambos os membros inferiores nos 12 meses prévios à recolha dos dados; ter realizado fisioterapia ou outro tratamento conservador por sintomas de DL nos 6 meses prévios à recolha dos dados e; mulheres em situação de gravidez. O Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade da Lisboa aprovou a realização do estudo e todos os participantes foram informados acerca dos procedimentos e dos riscos do estudo. Por fim, cada participante assinou um consentimento livre e informado.

3. Procedimentos

A realização da tarefa do *lifting* por parte dos participantes e conseqüente recolha dos dados, que aconteceu no Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa, foi realizada em dois

momentos distintos, separados por um período que variou entre seis e 11 dias (média de 7.6 ± 1.8 dias). É sugerido pela literatura que este intervalo é suficientemente longo para controlar o viés de memória por parte do avaliador relativamente às características e aos resultados da primeira recolha, e curto o suficiente para evitar uma alteração nos padrões de movimento dos participantes ou na condição clínica (McDermott, Bolger, Keating, McEvoy, & Meldrum, 2010).

Na primeira visita ao laboratório, foi recolhida a história clínica de cada participante e realizada uma avaliação clínica standard à coluna lombar e aos membros inferiores, assim como a medição da altura e massa de cada participante. Foi também medido o comprimento dos segmentos corporais em estudo através da medição da distância entre os marcadores proximais e distais de cada segmento durante uma recolha de estática. Para determinar o comprimento da pélvis foram utilizados os marcadores das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) e póstero-superiores (EIPS).

De forma a garantir a estabilidade clínica dos participantes entre os dois momentos de avaliação, foi medida: a intensidade da dor nas 24 horas e na semana prévia à recolha, através da Escala Numérica da Dor (END); a incapacidade associada à DL, através da Quebec Back Pain Disability Scale (QBPDS); o nível de atividade física nas suas subcategorias de trabalho, desporto e lazer através da BAECKE – Physical Activity Questionnaire; e o nível de medo de movimento associado à DLC através da Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK). Foram utilizadas as versões portuguesas dos referidos instrumentos, cujas propriedades são descritas de seguida.

A END é um dos instrumentos mais utilizados para medir a perceção da intensidade da dor, nomeadamente em indivíduos com dor crónica (Childs, Piva, & Fritz, 2005; Jensen, Turner, Romano, & Fisher, 1999; Kahl & Cleland, 2005). Esta é diz respeito a uma versão numérica da Escala Visual Análoga (EVA), e onde é solicitado ao indivíduo em avaliação que selecione um número entre 0 e 10 que melhor reflita a intensidade da sua dor (Jensen, Turner, & Romano, 1994; Kahl & Cleland, 2005). No que toca às suas propriedades psicométricas apresenta uma fiabilidade teste-reteste de moderada a alta, variando esta entre 0.67 e 0.96 (Kahl & Cleland, 2005). No que toca à validade de constructo, quando comparada com a EVA, a END apresenta valores de validade convergente que variam entre 0.79 a 0.95 (Kahl & Cleland, 2005). Relativamente ao EPM e à DMD desta medida quando utilizada em indivíduos com DL, foram

encontrados valores de EPM de 1.02 pontos e uma DMD de 2 pontos (Childs et al., 2005). Ainda para esta população, a diferença mínima clinicamente importante sugerida é de 2.2 e 1.5 para os follow-ups de 1 e 4 semanas, respetivamente.

A QBDS é uma escala bastante conhecida e aceite tanto em termos clínicos como em contexto de investigação, e cujo objetivo é avaliar a incapacidade funcional associada à DL (Kopeck et al., 1995). Esta encontra-se adaptada e validada para a população portuguesa, e apresenta excelentes propriedades psicométricas que permitem a sua utilização tanto em contexto clínico como em investigação na nossa população (Cruz et al., 2013, 2015). Isto é, relativamente aos parâmetros de fiabilidade teste-reteste e de consistência interna, a versão portuguesa da QBDS apresenta um valor de CCI de 0.07 (IC 95%: 0.58 a 0.78) e um alfa de Cronbach de 0.95, respetivamente (Cruz et al., 2013). Quando aplicada a indivíduos com DLC, apresenta um poder de resposta moderado ($p = 0.43$ e Área abaixo da curva (AAC) = 0,741; IC 95%: 0,645-0,837), uma DMD de 19 pontos e uma diferença mínima clinicamente importante de 6.5 pontos (AAC = 0.74, sensibilidade = 72%, especificidade = 71%) (Vieira, Moniz, Fernandes, Carnide, & Cruz, 2014).

A “BAECKE – Physical Activity Questionnaire” é um instrumento cujo objetivo é avaliar a atividade física habitual em três diferentes dimensões: atividades de lazer, atividades desportivas e atividades ocupacionais (Baecke, Burema, & Frijters, 1982). Encontra-se adaptada e validada para a população portuguesa (Shamsheraly, 1999) e especificamente para indivíduos com DLC (Sousa & Cruz, 2013). Nesta população, a versão portuguesa apresenta uma boa fiabilidade teste-reteste (CCI de 0.85) e uma consistência interna fraca (alfa de Cronbach de 0.387). No que toca à validade de constructo, não foi encontrada uma correlação entre a “BAECKE” e o questionário “IPAQ” ($p = 0.07$) (Sousa & Cruz, 2013).

No que toca à TSK, é uma escala que tem sido utilizada para aferir acerca do nível de medo associado à DLC, assim como para aferir acerca da relação entre o medo do movimento e a incapacidade física (French, France, Vigneau, French, & Evans, 2007). No presente estudo, foi utilizada a TSK-13, que se encontra adaptada e validada para a população portuguesa (Cordeiro, Pezarat-Correia, Gil, & Cabri, 2013). Relativamente às propriedades psicométricas desta versão, apresenta uma excelente fiabilidade teste-reteste (CCI variou entre os 0.94 e os 0.98) e uma boa consistência interna (alfa de

Cronbach de 0.82) (Cordeiro et al., 2013). Para a validade de constructo, a TSK-13 foi avaliada pela relação com as pontuação da EVA da dor e da EVA da confiança para o movimento, no entanto e apesar das correlações significativas entre ambas, apenas a correlação com a EVA da dor foi positiva (Cordeiro et al., 2013).

Por fim, os dados cinemáticos relativos à tarefa do *lifting* foram recolhidos com recurso a um sistema optoelectrónico de 13 câmaras (*Oqus 300, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden*) sincronizadas no tempo e no espaço com duas plataformas de força *Kistler (Kistler Group, Winterthur, Switzerland)* e uma *AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc Watertown, USA)*, com uma frequência de 200 Hz. Para identificar os segmentos corporais e respetivos centros articulares foi colocado um conjunto de marcadores refletores individuais e de clusters em cada participante, sendo que a posição de cada um resultou da combinação de dois *marker-sets* utilizados em estudos anteriores (Fernandes et al., 2015; Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere, & Benedetti, 2011; Seay, Selbie, & Hamill, 2008). No que toca aos membros inferiores foram colocados *clusters* bilateralmente na coxa, perna e pé, e marcadores individuais nos côndilos femorais interno e externo, maléolos interno e externo e cabeças do 1º e 5º metatarsos (Seay et al., 2008). Já em relação ao segmento lombar, foi colocado um conjunto de 11 marcadores individuais em que, dois dos marcadores coincidiram com os espaços intervertebrais entre a quinta vértebra lombar (L5) e a primeira vértebra sagrada (S1), e entre a 12ª vértebra torácica (T12) e a primeira vértebra lombar (L1), um foi colocado no ponto médio entre os referidos marcadores, e outros dois colocados bilateralmente no ponto médio das cristas ilíacas e lateralmente no tórax (na direção da T12-L1). Foram ainda colocadas quatro marcadores na região lombar, lateralmente aos marcadores colocados sobre os espaços intervertebrais, com uma distância mínima de 4 cm entre eles (Seay et al., 2008). Na pélvis foram utilizados quatro marcadores distribuídos pelas EIAS e EIPS. No que diz respeito ao segmento torácico, foram colocados marcadores no ponto médio entre os ângulos inferiores das escápulas, apófises espinhosas da segunda vértebra torácica (T2), apêndice xifoide, fúrcula esternal e, finalmente, nos acrômios (Seay et al., 2008). Este modelo foi utilizado anteriormente por Fernandes et al., (2015) (Figura 1).

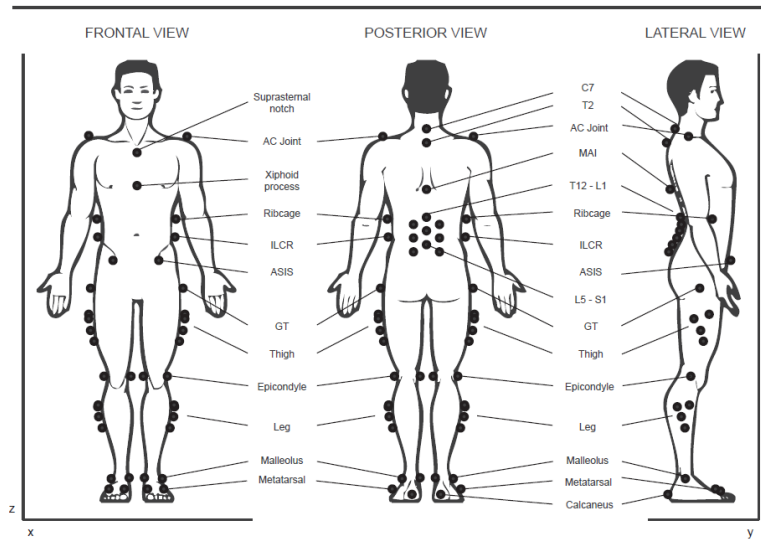


Figura 1 – *Set-up* de marcadores utilizado no estudo (com permissão de Fernandes et al., 2015)

Após a realização de uma medição estática, foi realizada a tarefa propriamente dita - *lifting*. Os participantes foram instruídos a permanecer confortavelmente na posição de pé durante alguns segundos e, de seguida, a deslocarem-se no sentido anterior para as plataformas de forças. Nesse local foram instruídos a pegar numa caixa de 2,9 kg localizada no chão e numa posição frontal, elevar essa caixa até ao nível umbilical, e por fim deslocarem-se para trás até deixarem de estar em contacto com as plataformas de forças (Figura 2). O comando verbal utilizado foi o mesmo para todos os participantes: “Vai deslocar-se para a frente, colocar um pé em cada um dos quadrados à sua frente e apanhar a caixa que está posicionada à sua frente pelas pegas laterais. Depois volte à posição inicial, trazendo a caixa até à altura do umbigo e desloque-se para trás, de modo a retirar cada um dos pés dos quadrados”.

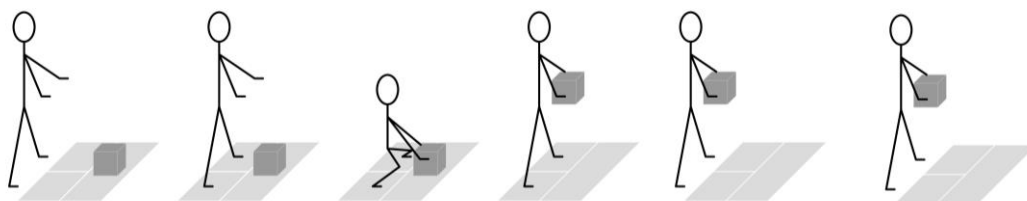


Figura 2 – Imagem demonstrativa da realização da tarefa em análise – *lifting*.

Esta tarefa foi repetida um mínimo de 6 vezes consecutivas, com um reduzido intervalo de descanso entre cada repetição. Cada participante realizou o movimento à sua maneira e à sua própria velocidade. Antes da recolha, cada participante realizou duas a três repetições da tarefa para assegurar que esta foi realizada da forma mais natural possível. É de referir que o investigador não demonstrou a tarefa de modo a não influenciar a execução do participante. O período do dia da recolha de dados de cada participante foi mantido entre sessões de forma a minimizar os efeitos das variações diurnas na mecânica articular. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo avaliador.

4. Processamento dos dados

De forma a analisar os parâmetros cinemáticos da tarefa do *lifting*, os ciclos em estudo foram extraídos e ajustados relativamente ao tempo (fase inicial e final de cada tarefa) com o recurso ao *software Qualysis Track Manager (v2.8 build 1554, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden)*. Posteriormente, os dados foram exportados para processamento no *software Visual 3D (v5.01.10, C-Motion, Inc, Rockville, USA)* onde foi construído de forma individual para cada participante um modelo de 9 segmentos corporais (pés, pernas, coxas, pélvis, coluna lombar e torácica) (Leardini et al., 2011; Seay et al., 2008). Cada segmento foi considerado como independente e com 6 graus de liberdade, tendo sido utilizado o método de otimização segmentar (Cappello, La Palombara, & Leardini, 1996).

A massa dos segmentos do membro inferior foi determinada de acordo com Dempster (1955). Para definir os diferentes centros articulares do modelo foram calculados os sistemas de coordenadas locais (SCL), tendo por base Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey (2014). Os centros articulares do tornozelo e joelho foram definidos, respetivamente, como o ponto médio dos maléolos interno e externo da tibia e como o ponto médio dos côndilos femorais (Robertson et al., 2014); 2) Os centros articulares da anca foram computadorizados usando os marcadores colocados na pélvis, de acordo com as equações de regressão previamente descritas por Bell, Pedersen, & Brand (1989); 3) O centro articular da lombar foi definido através de um marcador virtual criado entre a distância que conecta o marcador localizado em L5-S1 e o ponto médio entre os dois marcadores das EIAS (Seay et al., 2008), projetado através da linha articular de T12-L1; 4) O centro articular do tórax foi definido utilizando um marcador

virtual projetado através do ponto médio entre os marcadores colocados bilateralmente na caixa torácica ao nível do espaço intervertebral de T12-L1, num eixo longitudinal do tórax. A extremidade proximal deste eixo foi definida como o ponto médio entre fúrcula esternal e a segunda vértebra torácica, enquanto a extremidade distal foi definida como o ponto médio entre o apêndice xifoide e os ângulos inferiores dos pontos mais caudais de ambas as escápulas. De forma a possibilitar uma reprodução clinicamente semelhante do movimento de *tilt* pélvico (plano sagital), foi criado um segundo SCL para a pélvis, baseado no *CODA pelvis Model* (Robertson et al., 2014).

Por último, os parâmetros cinemáticos foram filtrados através de *Woltring cross-validity cubic spline* (Woltring, 1986). Os ângulos articulares dos membros inferiores e do tronco foram computadorizados e expressos relativamente ao segmento proximal (através de uma sequência XYZ de *Cardan*), tendo sido calculados os respetivos valores máximos e mínimos. Os dados relativos à tarefa foram normalizados ao 100% de cada repetição da mesma. O início e final da tarefa foi definido tendo por base as variações de velocidade do centro de massa (CoM) durante a execução da mesma, o que possibilitou identificar a posição máxima e mínima do CoM durante a execução das fases descendente e ascendente da mesma., e dessa forma identificar os valores máximos e mínimos dos ângulos articulares.

De referir que todo o processamento dos dados foi realizado pelo mesmo investigador de forma a garantir a estabilidade do processo e a ausência de viés inter-investigadores.

5. Análise dos Dados

De forma a aferir acerca da fiabilidade teste-reteste, foram calculados os valores dos CCI e IC de 95%, segundo um modelo *two-way mixed effects* (Shrout & Fleiss, 1979). Estes cálculos foram realizados para os dados antropométricos e principais parâmetros cinemáticos do tronco e membro inferior esquerdo, que foi escolhido aleatoriamente pelo investigador. Para isso, foi considerado um valor de CCI mínimo de 0.80, que considera que 20% da variância total se deve a erros de medição (ou variabilidade individual de cada participante).

Assim, o CCI foi calculado utilizando a seguinte expressão:

$$CCI_{\text{consistência}} = \frac{\sigma_p^2}{\sigma_p^2 + \sigma_{\text{residual}}^2}$$

Na expressão, o valor de σ corresponde à variância e é o termo estatístico indicador de variabilidade. Neste caso, o σ_p corresponde à variância entre os participantes do estudo, enquanto o σ_{residual} corresponde à variância presente durante a interação entre o participantes e o investigador (de Vet et al., 2006a). Como o objetivo do cálculo é aferir acerca da fiabilidade teste-reteste e todos os dados foram recolhidos por um único investigador, utilizou-se o $CCI_{\text{consistência}}$ em vez de do $CCI_{\text{concordância}}$ (de Vet et al., 2006a).

Foram também calculados os valores médios das diferenças entre medições (D), os seus 95%, IC o desvio padrão das diferenças (DPdif) e os 95% LDC. Estes valores serviram então para o cálculo do EPM, que foi realizado através da seguinte expressão:

$$EPM_{\text{consistência}} = \frac{DP_{\text{dif}}}{\sqrt{2}}$$

Por último, o cálculo da DMD foi realizado segundo a expressão (de Vet et al., 2006b):

$$DMD_{95} = 1,96 \times \sqrt{2} \times SEM$$

A análise estatística dos CCI foi realizada no *software SPSS (version 20.0; IBM, Chicago, IL)* e o nível de significância considerado foi de $p < 0.05$. Os cálculos e os diagramas de Bland e Altman foram realizados usando o *MedCalc Software bvba (version 13.3.3)*. Por fim, os valores absolutos e de percentagem do EPM e da DMD em relação ao respetivo valor médio foram calculados no *Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corp., Redmond, WA)*.

APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

1. Caracterização da amostra

No que diz respeito à caracterização da amostra, foram incluídos 14 participantes no estudo (10 mulheres e 4 homens; 46.21 ± 8.06 anos; 67.63 ± 13.03 kg; 166.29 ± 6.45 cm) cujas características sociodemográficas e clínicas se encontram descritas na Tabela 1. Para o cálculo da fiabilidade teste-reteste e da concordância dos parâmetros cinemáticos do tronco e anca foi excluído um participante por limitações técnicas na qualidade dos dados recolhidos.

De forma a garantir a estabilidade clínica dos participantes entre os dois momentos de avaliação, foi medida: a intensidade da dor (END) nas 24 horas e na semana prévia à recolha dos dados, a incapacidade associada à DL (QBPDS-PT), o nível de atividade física (BAECKE-PT) nas suas subcategorias de trabalho, desporto e lazer, e o nível de medo de movimento associado à DLC (TSK-PT). Quando comparados os scores obtidos em cada uma das escalas nos dois momentos de avaliação, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre T0 e T1 (Tabela 2). Os 14 participantes incluídos apresentaram uma mediana de 3.00 (0.00 a 7.00) e de 2.00 (0.00 a 8.00) para a END nas 24 horas prévias à medição para o primeiro e segundo momentos de avaliação, respetivamente, e de 3.50 (1.00 a 9.00) e 3.00 (0.00 a 8.00) para a END na semana anterior à medição. Na QBPDS-PT obtiveram uma mediana de 24.00 (3.00 a 38.00) e de 19.50 (2.00 a 41.00) nos respetivos momentos de avaliação. No geral, os participantes tinham um baixo nível de intensidade de dor e de incapacidade e apresentaram-se clinicamente estáveis.

2. Fiabilidade e concordância dos parâmetros antropométricos

A fiabilidade e concordância dos parâmetros antropométricos, assim como todas as medidas a estas associadas, encontram-se descritas na Tabela 3. Para a fiabilidade, os valores de CCI obtidos variaram entre 0.93 (95% IC 0.78 a 0.98) e 1.00 (95% IC 1.00 a 1.00) para as variáveis “comprimento do segmento coxa direta” e “massa”, respetivamente. As exceções foram as variáveis de “comprimento do segmento lombar” e “comprimento do segmento pé direito” que obtiveram valores de 0.73 (95% IC 0.16 a 0.91) e 0.86 (95% IC 0.58 a 0.96), respetivamente. Para a concordância, foram encontrados valores de EPM e de EPM% bastante baixos no seu geral, uma vez

variaram entre 0.00 e 0.01, e entre 0.00 e 0.68%, respetivamente. A única exceção foi o valor da variável “massa” que obteve um EPM de 0.47 kg (95% LDC -1.26 a 1.32 kg). As diferenças entre os dois momentos de medições tiveram um máximo de 0.32. Por último, os valores de DMD variaram entre 0.00 e 0.03, à exceção da variável “massa” que obteve um valor de 1.28 kg. Os valores de DMD% variaram entre 0.00 e 1.88%.

Tabela 1 – Características sociodemográficas e clínicas dos participantes

Características sociodemográficas		Características clínicas	
Idade (anos)	46.21 ± 8.06*	Duração dos sintomas	
Sexo		3-6 meses	7.14%
Masculino	28.57%	6-12 meses	7.14%
Feminino	71.43%	12-24 meses	7.14%
Peso (kg)	67.63 ± 13.03*	+ de 24 meses	78.57%
Altura (cm)	166.29 ± 6.45*	Dor referida/ irradiada para a pena?	
Estado Civil		Sim	28.57%
Casado (a)	57.14%	Não	71.43%
Solteiro (a)	28.57%	Atualmente toma medicação para a DL?	
Divorciado (a)	14.29%	Sim	21.43%
Habilitações Literárias		Não	78.57%
Ensino Superior completo	92.86%	No último ano faltou ao trabalho devido à DL?	
Ensino Superior incompleto	7.14%	Sim	21.43%
Situação Profissional		Não	78.57%
Tempo inteiro	92.86%	Se sim, quantas vezes?	
Tempo parcial	7.14%	1 vez	33.33%
		2 vezes	33.33%
		+ de 3 vezes	33.33%
		Se sim, durante quantos tempo?	
		2 dias	66.67%
		1 semana	33.33%
		No último ano, esteve de baixa remunerada?	
		Sim	0%
		Não	100%

Dados relativos à média e respetivo desvio padrão (*) ou percentagem (%) das diferentes características analisadas.

Tabela 2 – Parâmetros antropométricos e clínicos dos participantes nos dois momentos de avaliação

Parâmetro antropométrico	Média		(95% IC)		Mediana		DP		Média (Mín a Máx)		Dif	(95% IC)	p
	T0	T1	T0	T1	T0	T1	T0	T1	T0	T1			
Altura (m)	1.66	1.66	1.63 a 1.70	1.63 a 1.70	1.67	1.67	0.07	0.07	1.56 a 1.79	1.56 a 1.79	0.00	0.00 a 0.00	-
Massa (kg)	68.12	68.12	60.76 a 75.50	60.75 a 75.50	67.70	68.10	12.77	12.77	50.50 a 94.60	50.60 a 94.70	0.00	-0.39 a 0.39	0.985
IMC (kg/m ²)	24.54	24.54	22.35 a 26.730	22.34 a 26.75	23.71	23.84	3.79	3.82	19.89 a 33.12	19.77 a 33.16	0.00	-0.14 a 0.14	0.957
Parâmetro clínicos	T0	T1	T0	T1	T0	T1	T0	T1	T0	T1			
END 24h (0-10)	3.29	2.86	1.71 a 4.86	1.31 a 4.40	3.00	2.00	2.73	2.68	0.00 a 7.00	0.00 a 8.00	0.43	-0.58 a 1.43	0.431
END semana (0-10)	4.07	3.29	2.58 a 5.56	1.85 a 4.73	3.50	3.00	2.59	2.49	1.00 a 9.00	0.00 a 8.00	0.79	-0.58 a 2.15	0.235
QBPDs-PT	22.79	19.71	15.57 a 30.00	12.57 a 26.86	24.00	19.50	12.50	12.38	3.00 a 38.00	2.00 a 41.00	3.07	-2.36 a 8.50	0.244
BAECKE Trabalho-PT	2.45	2.53	2.24 a 2.65	2.31 a 2.75	2.44	2.57	0.36	0.38	1.88 a 3.00	1.88 a 3.25	-0.08	-0.20 a 0.31	0.141
BAECKE Desporto-PT	3.40	3.31	2.77 a 4.03	2.78 a 3.84	3.37	3.57	1.09	0.91	1.25 a 5.09	1.50 a 4.55	0.09	-0.20 a 0.38	0.512
BAECKE Lazer-PT	3.09	3.14	2.73 a 3.45	2.77 a 3.51	3.13	3.25	0.62	0.64	2.00 a 4.50	2.00 a 4.75	-0.54	-0.27 a 0.17	0.609
TSK-PT	29.43	29.86	25.68 a 33.18	25.86 a 33.86	29.00	30.00	6.49	6.93	22.00 a 40.00	20.00 a 41.00	-0.43	-2.25 a 1.4	0.620

Média, média das medições; 95% IC, intervalo de confiança para as médias; Mediana, mediana das medições; DP, desvio padrão; Média (Mín a Máx), valores mínimos e máximo da média; Dif, média das diferenças entre o primeiro e o segundo momento de avaliação; 95% IC, intervalo de confiança para a diferença; p, nível de significância da diferença entre médias; T0, primeiro momento de avaliação; T1, segundo momento de avaliação; IMC, índice de massa corporal; END, escala numérica da dor; QBPDs, “Quebec Back Pain Disability Scale”; BAECKE, “BAECKE – Physical Activity Questionnaire”; TSK, “Tampa Scale of Kinesiophobia”

Tabela 3 – Valores de fiabilidade e de concordância dos parâmetros antropométricos

Parâmetro antropométrico	CCI	(95% IC)	Média	Média (Mín a Máx)	Dif	(95% IC)	DPdif	95% LDC	EPM	EPM%	DMD	DMD%
Massa (kg)	1.00	1.00 a 1.00	68.14	50.50 a 94.70	0.03	-0.35 a 0.41	0.66	-1.26 a 1.32	0.47	0.68	1.28	1.88
Altura (m)	1.00	1.00 a 1.00	1.66	1.56 a 1.79	0.00	0.00 a 0.00	0.00	0.00 a 0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
Comprimento Seg. Torácico (cm)	0.94	0.83 a 0.98	29.00	25.23 a 31.67	0.06	-0.35 a 0.47	0.71	-1.33 a 1.46	0.01	0.02	0.01	0.10
Comprimento Seg. Lombar (cm)	0.73	0.16 a 0.91	8.27	5.54 a 10.31	-0.31	-0.98 a 0.36	1.16	-2.58 a 1.96	0.01	0.10	0.02	0.27

Profundidade Seg. Pélvis (cm)	0.95	0.86 a 0.99	19.89	16.17 a 22.75	0.12	-0.26 a 0.50	0.66	-1.18 a 1.42	0.00	0.02	0.01	0.07
Distância entre EIAs (cm)	0.97	0.91 a 0.99	28.40	23.57 a 34.71	-0.27	-0.88 a 0.35	1.06	-2.35 a 1.82	0.01	0.03	0.02	0.07
Comprimento Seg. Coxa Direita (cm)	0.93	0.78 a 0.98	39.92	34.34 a 44.98	0.00	-0.78 a 0.77	1.34	-2.63 a 2.62	0.01	0.02	0.03	0.07
Comprimento Seg. Coxa Esquerda (cm)	0.95	0.85 a 0.98	40.14	34.44 a 44.60	-0.32	-0.93 a 0.30	1.06	-2.40 a 1.77	0.01	0.02	0.02	0.05
Comprimento Seg. Perna Direita (cm)	0.95	0.85 a 0.98	38.61	34.44 a 41.68	-0.01	-0.54 a 0.53	0.93	-1.83 a 1.81	0.01	0.02	0.02	0.05
Comprimento Seg. Perna Esquerda (cm)	0.96	0.88 a 0.99	38.63	35.12 a 42.55	0.28	-0.19 a 0.76	0.82	-1.32 a 1.89	0.01	0.01	0.02	0.04
Comprimento Seg. Pé Direito (cm)	0.86	0.58 a 0.96	12.81	10.92 a 14.48	0.07	-0.31 a 0.44	0.65	-1.21 a 1.34	0.00	0.04	0.01	0.10
Comprimento Seg. Pé Esquerdo (cm)	0.95	0.85 a 0.98	12.81	11.34 a 14.91	-0.09	-0.36 a 0.18	0.46	-0.99 a 0.81	0.00	0.03	0.01	0.07

Seg., segmento; CCI, coeficiente de correlação intraclasse; 95% IC, intervalo de confiança para o CCI; Média, média das medições no primeiro e segundo momento; Média (Min a Máx), valores mínimos e máximo da média; Dif, média das diferenças entre o primeiro e o segundo momento; 95% IC, intervalo de confiança para a diferença; DP, desvio padrão das diferenças; 95% LDC, 95% dos limites de concordância; EPM, erro padrão de medição; EPM%, Percentagem do erro padrão de medição em relação ao respetivo valor médio. DMD, diferença mínima detetável; DMD%, Percentagem da diferença mínima detetável em relação ao respetivo valor médio.

Tabela 4 – Valores de fiabilidade e de concordância das médias dos parâmetros cinemáticos

Parâmetro cinemático	CCI	(95% IC)	Média	Média (Min a Máx)	Dif	(95% IC)	DPdif	95% LDC	EPM	EPM%	DMD	DMD%
Ângulo Articular Segmento Torácico (°)												
Flexão	0.90	0.68 a 0.97	18.77	9.54 a 26.71	0.57	-1.41 a 2.55	3.28	-5.86 a 7.00	2.32	12,36	6.43	34,26
Flexão Lateral Direita	0.89	0.63 a 0.97	2.29	-0.71 a 8.15	-0.32	-1.14 a 0.49	1.35	-2.96 a 2.31	0.95	41,56	2.64	115,21
Rotação Esquerda	0.85	0.51 a 0.95	1.56	-15.62 a 13.25	-1.38	-4.45 a 1.69	5.08	-11.33 a 8.57	3.59	230,20	9.95	638,08
Extensão	0.81	0.37 a 0.94	4.03	0.25 a 8.77	0.16	-1.10 a 1.41	2.08	-3.92 a 4.24	1.47	36,52	4.08	101,23
Flexão Lateral Esquerda	0.96	0.86 a 0.99	-1.08	-9.01 a 2.57	-0.50	-1.16 a 0.15	1.08	-2.62 a 1.61	0.76	70,48	2.12	195,37
Rotação Direita	0.83	0.45 a 0.95	-1.15	-17.70 a 10.94	-1.24	-4.51 a 2.02	5.41	-11.84 a 9.36	3.82	333,62	10.60	924,74
Ângulo Articular Segmento Lombar (°)												
Flexão	0.80	0.33 a 0.94	2.05	-7.83 a 11.75	-0.38	-3.39 a 2.62	4.98	-10.14 a 9.37	3.52	171,66	9.75	475,82
Flexão Lateral Direita	0.61	-0.27 a 0.88	1.76	-2.28 a 7.29	-0.38	-1.91 a 1.16	2.54	-5.36 a 4.61	1.80	102,05	4.98	282,87
Rotação Esquerda	0.88	0.62 a 0.96	1.28	-9.37 a 18.95	0.29	-2.35 a 2.93	4.37	-8.27 a 8.86	3.09	241,63	8.56	669,76

Extensão	0.81	0.39 a 0.94	-8.54	-19.57 a 3.03	-1.02	-3.93 a 1.90	4.83	-10.48 a 8.45	3.41	39,98	9.46	110,82
Flexão Lateral Esquerda	0.75	0.19 a 0.93	-0.55	-4.09 a 4.74	-0.13	-1.38 a 1.11	2.06	-4.17 a 3.90	1.46	262,85	4.04	728,58
Rotação Direita	0.89	0.62 a 0.97	0.09	-10.74 a 18.02	0.31	-2.36 a 2.98	4.42	-8.36 a 8.97	3.13	3608,28	8.67	10001,63
Ângulo Articular Segmento Anca (°)												
Flexão	0.86	0.56 a 0.96	89.08	59.55 a 102.22	-0.95	-5.04 a 3.15	6.78	-14.24 a 12.34	4.79	5,38	13.29	14,92
Abdução	0.92	0.75 a 0.98	7.49	-3.23 a 44.71	1.55	-1.79 a 4.89	5.53	-9.29 a 12.39	3.91	52,19	10.84	144,66
Rotação Externa	0.90	0.66 a 0.97	13.39	-1.85 a 27.31	-0.63	-3.20 a 1.93	4.24	-8.94 a 7.67	3.00	22,37	8.30	62,02
Extensão	0.82	0.41 a 0.95	4.85	-5.03 a 15.18	-0.48	-3.26 a 2.30	4.60	-9.50 a 8.54	3.26	67,07	9.02	185,91
Adução	0.82	0.42 a 0.95	-3.30	-8.98 a 1.61	0.68	-0.60 a 1.96	2.12	-3.46 a 4.83	1.50	45,28	4.15	125,50
Rotação Interna	0.80	0.34 a 0.94	-1.15	-13.27 a 15.73	-2.47	-5.65 a 0.71	5.26	-12.79 a 7.84	3.72	324,96	10.32	900,75
Ângulo Articular Segmento Joelho (°)												
Flexão	0.98	0.93 a 0.99	82.22	23.69 a 141.92	3.31	-2.93 a 9.54	10.32	-16.92 a 23.53	7.30	8,87	20.22	24,60
Abdução	0.94	0.80 a 0.98	8.88	2.07 a 22.90	-0.57	-2.21 a 1.06	2.71	-5.88 a 4.74	1.91	21,56	5.31	59,76
Rotação Externa	0.92	0.74 a 0.97	0.01	-6.67 a 20.44	2.37	0.26 a 4.48	3.49	-4.48 a 9.22	2.47	23453,74	6.85	65010,46
Extensão	0.64	-0.14 a 0.88	1.89	-3.03 a 6.10	0.71	-0.82 a 2.25	2.54	-4.27 a 5.69	1.80	95,03	4.98	263,41
Adução	0.93	0.78 a 0.98	-1.32	-17.03 a 5.25	-1.21	-2.76 a 0.35	2.57	-6.25 a 3.84	1.82	138,28	5.04	383,30
Rotação Interna	0.96	0.86 a 0.99	-15.86	-34.87 a -2.94	2.60	0.82 a 4.38	2.95	-3.18 a 8.38	2.08	13,14	5.78	36,43
Ângulo Articular Segmento Tornozelo (°)												
Flexão Dorsal	0.97	0.90 a 0.99	100.45	80.78 a 116.32	1.45	-0.74 a 3.65	3.64	-5.68 a 8.59	2.57	2,56	7.13	7,10
Abdução	0.93	0.77 a 0.98	18.59	4.38 a 32.12	-1.73	-4.14 a 0.67	3.98	-9.53 a 6.07	2.81	15,14	7.80	41,95
Rotação Externa	0.92	0.75 a 0.98	20.70	13.67 a 32.26	-0.72	-1.85 a 0.41	1.87	-4.39 a 2.95	1.32	6,40	3.67	17,74
Flexão Plantar	0.89	0.65 a 0.96	78.75	73.32 a 85.04	1.05	-0.01 a 2.11	1.75	-2.38 a 4.48	1.24	1,57	3.43	4,36
Adução	0.91	0.73 a 0.97	12.36	-2.66 a 25.05	-2.20	-4.75 a 0.36	4.22	-10.47 a 6.08	2.99	24,16	8.28	66,97
Rotação Interna	0.86	0.57 a 0.96	15.79	9.47 a 23.55	-0.38	-1.58 a 0.82	1.99	-4.27 a 3.51	1.40	8,89	3.89	24,65

CCI, coeficiente de correlação intraclasse; 95% IC, intervalo de confiança para o CCI; Média, média das medições no primeiro e segundo momento; Média (Min a Máx), valores mínimos e máximo da média; Dif, média das diferenças entre o primeiro e o segundo momento; 95% IC, intervalo de confiança para a diferença; DP, desvio padrão das diferenças; 95% LDC, 95% dos limites de concordância; EPM, erro padrão de medição; EPM%, Percentagem do erro padrão de medição em relação ao respetivo valor médio. DMD, diferença mínima detetável; DMD%, Percentagem da diferença mínima detetável em relação ao respetivo valor médio.

3. Fiabilidade e concordância dos parâmetros cinemáticos

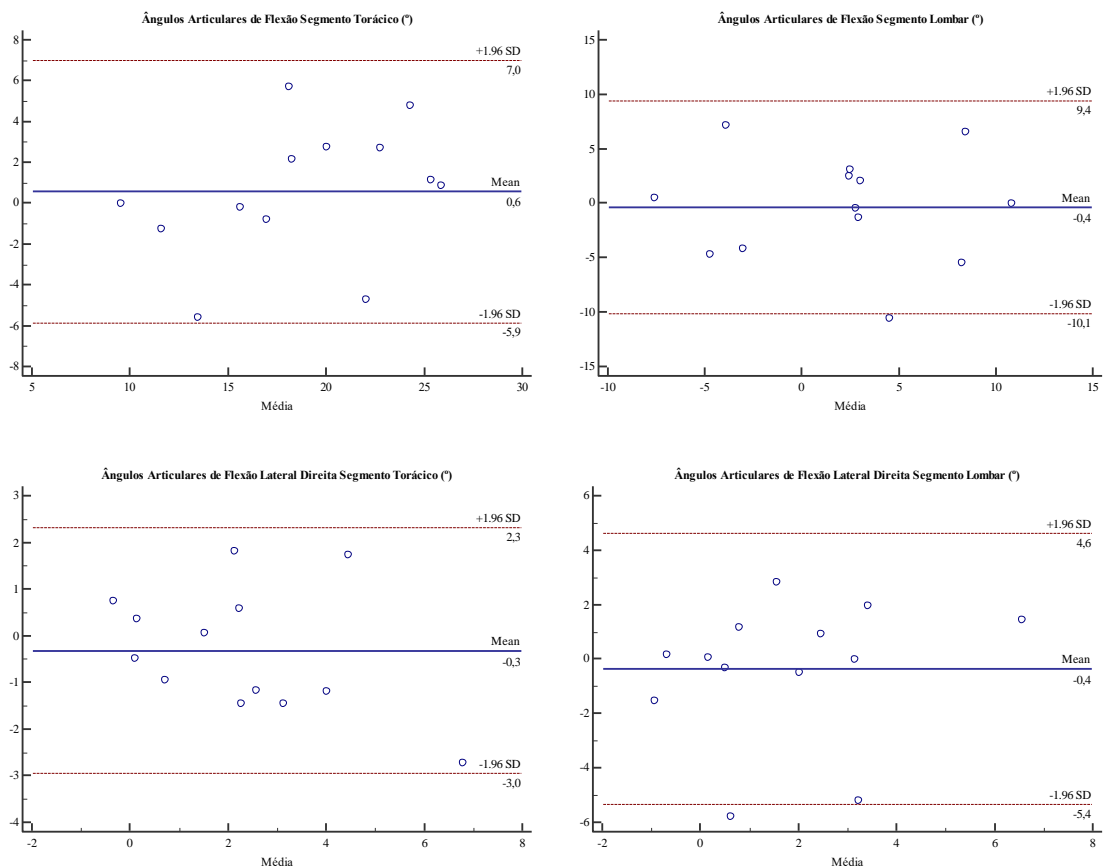
A fiabilidade e concordância dos parâmetros cinemáticos, assim como todas as medidas a estas associadas, encontram-se descritas na Tabela 4. Para a fiabilidade, foram obtidos valores de CCI superiores a 0.80 para a maioria dos ângulos articulares, à exceção dos valores de flexão lateral direita (0.61, 95% IC -0.27 a 0.88) e esquerda (0.75, 95% IC 0.19 a 0.93) lombar, e de extensão do joelho (0.64, 95% IC -0.14 a 0.88). Para a concordância, os valores de EPM foram na sua generalidade inferiores a 4°, à exceção dos valores de flexão da anca (4.79°, 95% LDC -14.24 a 12.34°) e de flexão do joelho (7.30°, 95% LDC -16.92 a 23.53°). Já nos valores de EPM%, observou-se uma variação maior, sendo que esta variou entre 1.57 e 23453.74%, para os ângulos articulares de flexão plantar e de rotação externa do joelho, respetivamente. Por último, os valores de DMD variaram entre 2.12° e 10.84°, à exceção da flexão da anca e da flexão do joelho que obtiveram valores de 13.29° e 20.22°, respetivamente. A DMD% variou entre 4.36 e 65010.46% para os ângulos articulares de flexão plantar e de rotação externa do joelho, respetivamente.

Relativamente aos diagramas de Bland e Altman, estes podem ser observados através dos 95% LDC na Figura 3. Ao observar estes diagramas é clara uma maior dispersão de valores para os máximos e mínimos dos movimentos de rotação esquerda e direita do segmento torácico, e para os movimentos de flexão e extensão do segmento lombar. Esta maior dispersão é explicada pelos intervalos mais amplos que existem tanto entre os limites superiores e inferiores dos 95% LDC (eixo vertical dos diagramas de Bland e Altman), como entre os valores máximos e mínimos dos ângulos articulares (eixo horizontal dos diagramas de Bland e Altman) destes movimentos quando comparados com os movimentos de flexão lateral direita e esquerda, movimentos onde a dispersão de valores é menor para ambos os segmentos. Observaram-se ainda a presença de *outliers*, no entanto, estes não seguem um padrão específico quanto ao movimento, ou quanto aos limites (superior ou inferior).

A curva média e o desvio padrão dos ângulos articulares durante a tarefa do *lifting* nos diferentes planos de movimento e nos dois momentos de avaliação estão representadas na Figura 4. Ao analisar estes gráficos, é possível verificar uma maior dispersão de dados nos ângulos articulares dos movimentos que ocorrem no plano horizontal, sendo esta dispersão menor nos movimentos no plano sagital. Relativamente aos segmentos, aqueles onde se observa uma maior dispersão de dados são os segmentos da anca e do

joelho, especialmente nos movimentos no plano frontal e horizontal. Esta dispersão de dados acontece tanto pela presença de intervalos de DP mais extensos, como de maiores diferenças nos ângulos articulares obtidos nos dois momentos de avaliação. Especificamente no que toca à dispersão entre os dois momentos de avaliação, é visível que esta acompanha não os valores absolutos de EPM, mas sim os seus valores de percentagem (EPM%). Isto é, contrastando a dispersão dos gráficos com os valores de EPM% observamos que o gráfico que apresenta maior dispersão entre os diferentes momentos de avaliação (ângulo articular do joelho no plano horizontal) é exatamente aquele que apresenta um valor de EPM% maior (23453.74% para a rotação externa e 13.14% para a rotação interna do joelho).

Figura 3 – Diagramas de Bland-Altman representados através dos 95% LDC dos ângulos articulares dos segmentos torácico e lombar.



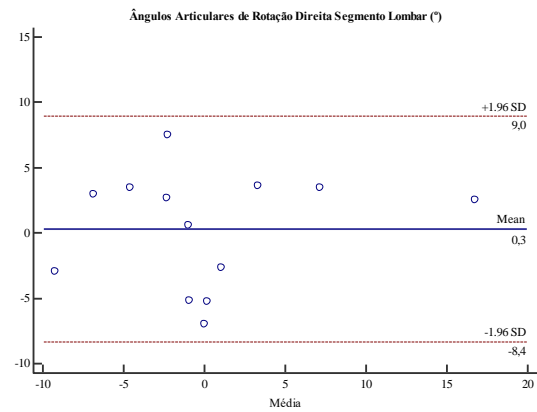
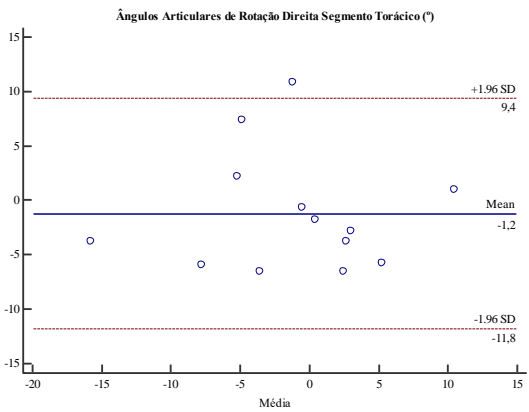
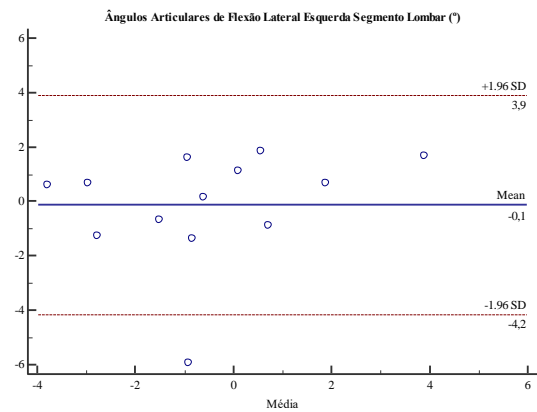
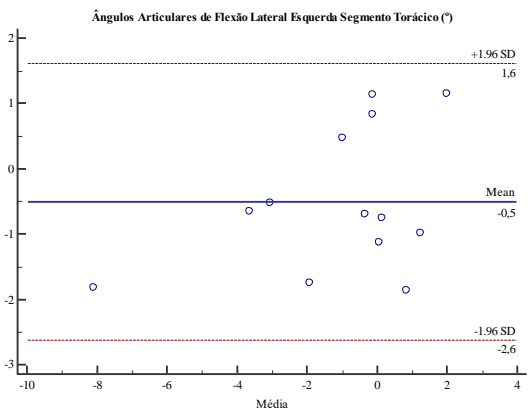
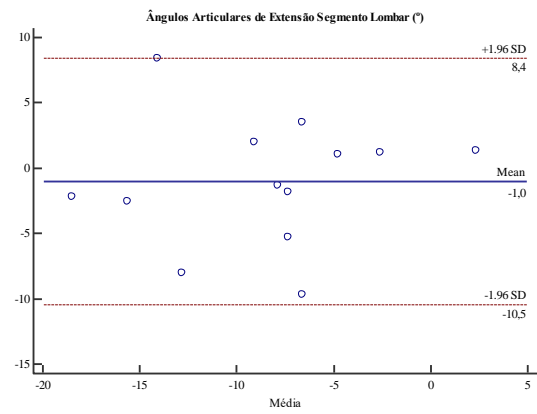
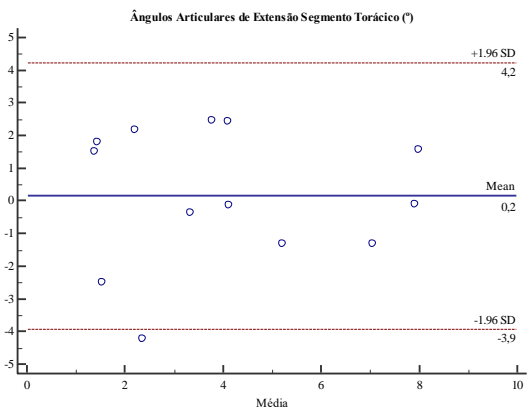
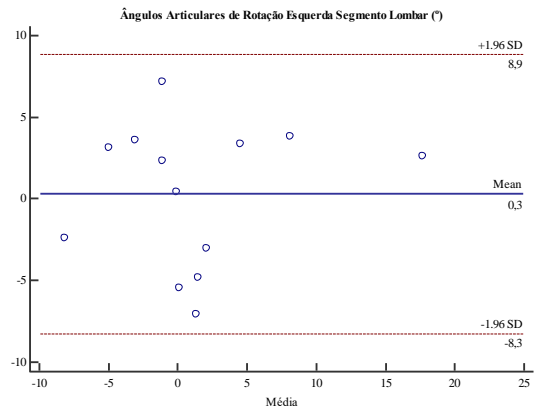
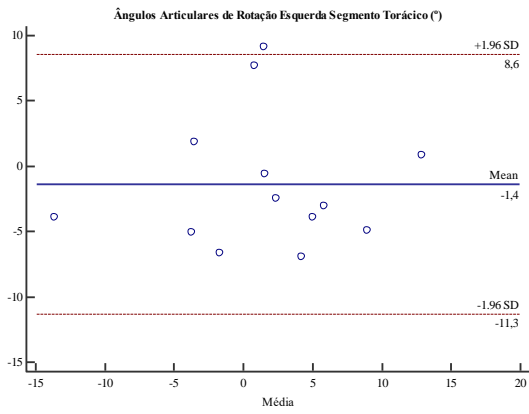
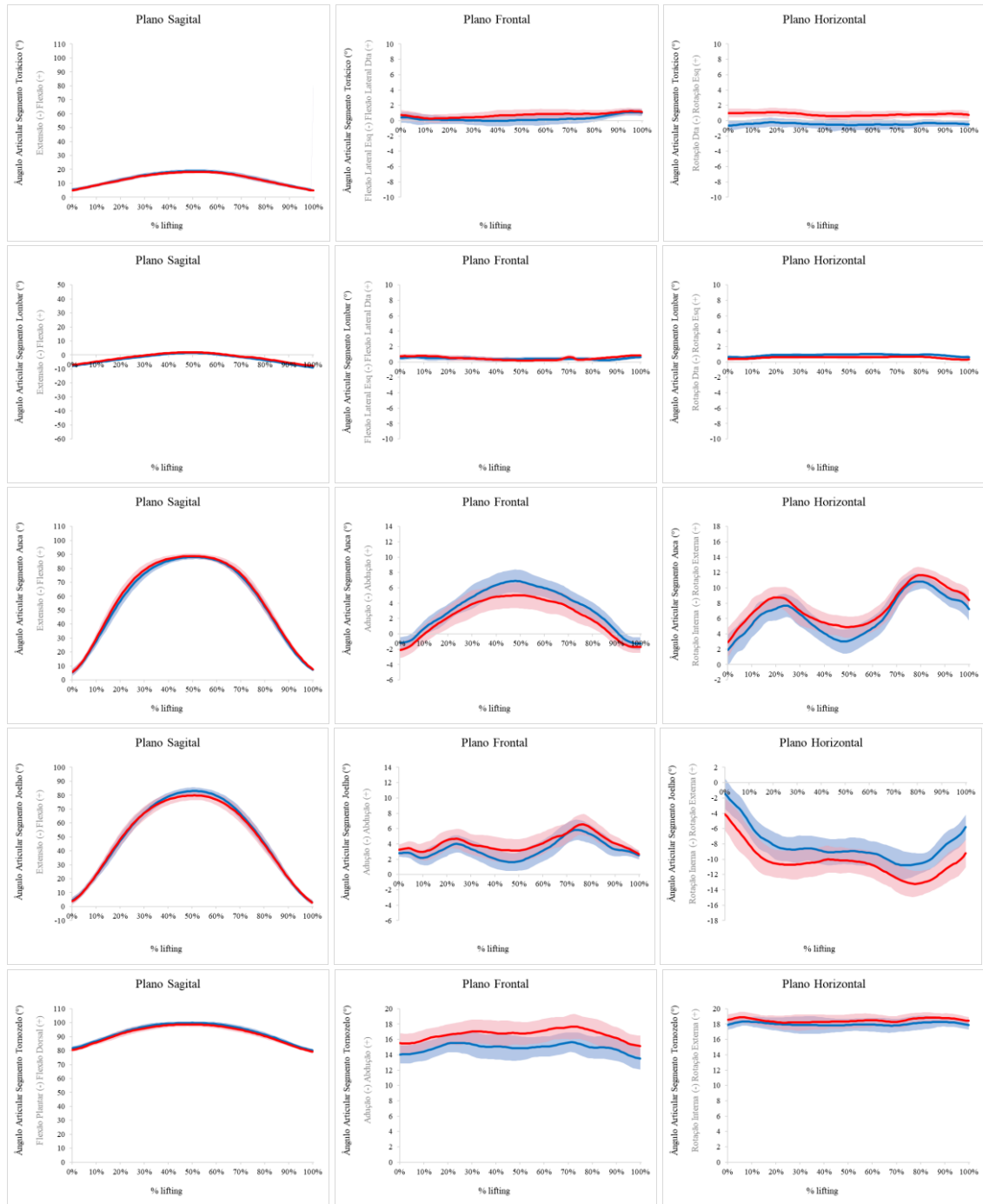


Figura 4 – Gráficos das curvas da média e do desvio padrão dos ângulos articulares durante a tarefa do *lifting*, nos diferentes planos de movimento e nos diferentes momentos de avaliação.



Legenda: ■ Primeiro momento de avaliação – Média ± DP; ■ Segundo momento de avaliação – Média ± DP; Dta, direita; Esq, esquerda.

DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Do que é nosso conhecimento, este foi o primeiro estudo que teve como objetivo avaliar a fiabilidade teste-reteste, a concordância e a DMD da análise cinemática 3D do tronco e do membro inferior durante uma tarefa de *lifting*, em indivíduos com DLC. Na generalidade, os resultados demonstraram elevados valores de fiabilidade teste-reteste para a maioria dos parâmetros cinemáticos, assim como valores de EPM clinicamente aceitáveis.

No que toca à fiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinemáticos analisados, os nossos resultados reportaram valores de CCI superiores a 0.80 para a maioria dos parâmetros, incluindo para os ângulos articulares dos segmentos torácico e lombar. Assim, à luz do sugerido por Keszei et al., 2010, em que valores de CCI superiores a 0.90 são considerados altos e mínimos quando o objetivo é utilizar a medida em contexto clínico, e valores entre 0.70 e 0.80 são considerados aceitáveis para contextos de investigação, os nossos resultados revelam uma fiabilidade suficiente para esta medida ser utilizada pelo menos em contextos de investigação. Uma análise mais profunda aos resultados, revela ainda que a média dos CCI reportados aproxima-se dos 0.90. Assim muitos dos parâmetros cinemáticos analisados têm fiabilidade suficiente para serem utilizados também em contexto clínico.

Relativamente à concordância, foram encontrados valores de EPM inferiores a 4° para a maioria dos parâmetros cinemáticos analisados, no entanto, a falta de dados publicados até ao momento sobre o tema torna difícil a interpretação destes resultados. Um dos únicos trabalhos que analisa este tema é a revisão sistemática de McGinley et al., 2009, que sugere que valores de EPM que variem entre os 2° e os 5° devem ser considerados aceitáveis e capazes de serem utilizados no futuro, no entanto, deve ser feita uma ponderação na sua análise. Apesar dos baixos valores de EPM encontrados, a retirada de conclusões acerca destes resultados deve ser feita de forma cuidadosa. Um dos parâmetros que pode dar informações preciosas acerca da quantidade real de EPM de uma medida prende-se com o cálculo da relação entre o EPM e o valor médio dos ângulos articulares (EPM%). Assim, analisando os resultados obtidos e especificando-os relativamente aos diferentes planos de movimento, observamos que apesar de os valores absolutos de EPM serem inferiores para os movimentos no plano frontal em comparação com os do plano sagital e horizontal, a análise dos valores de EPM%

inverte esta tendência tornando a EPM% muito mais importante no plano horizontal. Utilizando como exemplo os ângulos articulares do segmento lombar, podemos observar que apesar do menor valor absoluto de EPM corresponder aos movimentos do plano frontal (flexão lateral direita [1.80°, 95% LDC -5.36 a 4.61°] e flexão lateral esquerda [1.46°, 95% LDC -4.17 a 3.90°]), imediatamente seguidos pelos do plano horizontal (rotação esquerda [3.09°, 95% LDC -8.27 a 8.86°] e direita [3.13°, 95% LDC -8.36 a 8.97°]), e sagital (flexão [3.52°, 95% LDC -10.14 a 9.37°] e extensão [3.41°, 95% LDC -10.48 a 8.45°]), os baixos valores das médias dos ângulos articulares do plano horizontal (rotação esquerda [1.28°, 95% IC -2.35 a 2.93°] e direita [0.09°, 95% IC -2.36 a 2.98°] relativamente à flexão [2.05°, 95% IC -3.39 a 2.62°], extensão [-8.54°, 95% IC -3.93 a 1.90°], flexão lateral direita [1.76°, 95% IC -1.91 a 1.16°], e esquerda [-0.55°, 95% IC -1.38 a 1.11°]) faz com que a EPM% dos movimentos deste plano ganhe uma dimensão enorme (241.63% para a rotação esquerda e 3608.28% para a direita) quando comparada com os movimentos do plano sagital (171.66% para a flexão e 39.98% para a extensão) e frontal (102.05% para a flexão lateral direita e 262.85% para a esquerda). Esta foi exatamente a mesma tendência que se observou para os valores absolutos e de percentagem da DMD. Estes são resultados de interesse e que nos fazem refletir acerca da qualidade da medição dos ângulos articulares, sobretudo das que ocorrem no plano horizontal. Sendo a análise cinemática 3D considerada uma medida *gold standart* (Meldrum, Shouldice, Conroy, Jones, & Forward, 2014) para a medição das características cinemáticas, nomeadamente dos ângulos articulares, a elevada quantidade de EPM% e DMD% encontrada para os movimentos do plano horizontal pode colocar em dúvida a capacidade desta medida em discriminar movimentos que ocorram neste plano. Para além disto, em contexto clínico é atribuída particular importância à avaliação das rotações do tronco e pélvis no plano horizontal em indivíduos com DL, pelo que estes resultados podem questionar o rigor dessas variáveis na avaliação e a importância que lhes é atribuída.

Outro resultado interessante tem a ver com a relação entre os parâmetros de fiabilidade e os parâmetros de concordância. Em média, as variáveis que apresentaram melhor fiabilidade foram os ângulos articulares no plano horizontal, seguidas pelos dos planos frontal e sagital. Já os parâmetros de concordância reportaram um comportamento contrário, onde se observaram valores de EPM% inferiores para o plano sagital, seguidos pelo plano frontal e horizontal, respetivamente. Utilizando novamente o

exemplo dos movimentos do segmento lombar verificamos exatamente o comportamento referido, sendo que para os parâmetros de fiabilidade encontramos valores de CCI para o plano horizontal de 0.88 (95% IC 0.62 a 0.96) e de 0.89 (95% IC 0.62 a 0.97) para a rotação esquerda e direita, respetivamente, para o plano sagital onde se observam valores de 0.80 (95% IC 0.33 a 0.94) para a flexão e de 0.81 (95% IC 0.39 a 0.94) para a extensão, e para o plano frontal com valores de 0.61 (95% IC -0.27 a 0.88) para a flexão lateral direita e de 0.75 (95% IC 0.19 a 0.93) para a flexão lateral esquerda. Já para os parâmetros de concordância, encontramos os já referidos anteriormente valores de EPM% para o plano sagital (171.66% para a flexão e 39.98% para a extensão), para o plano frontal (102.05% para a flexão lateral direita e 262.85% para a esquerda) e por último para o plano horizontal (241.63% para a rotação esquerda e 3608.28% para a direita). Assim, estes resultados transmitem a ideia de que apesar de os movimentos que ocorrem no plano horizontal serem os que apresentam uma %EPM superior, são também os movimentos cuja fiabilidade é mais elevada. Uma possível explicação para este comportamento prende-se com o facto de os valores médios obtidos neste plano serem baixos, quando comparados com o respetivo valor absoluto de EPM. Mais uma vez, estes resultados suportam a importância de considerar diferentes parâmetros e formas de cálculo quando se interpretam valores desta natureza.

Ainda nos parâmetros de concordância, foram obtidos intervalos de 95% LDC bastante extensos. Mais uma vez, a falta de estudos anteriores acerca da temática limita a interpretação dos resultados, sobretudo no que toca à sua importância clínica (Giavarina, 2015). Apesar disto, podemos aferir que a amplitude de valores observada nos LDC implica a existência de grandes diferenças nas medições dos ângulos articulares de forma a que se possa concluir de forma confiante que estas são reais e não se devem a viés ou ao EPM.

Especificando estes resultados em relação aos parâmetros cinemáticos do tronco, à população e à tarefa utilizada, do que é nosso conhecimento, este foi o único trabalho até ao momento que analisou uma atividade tão comum na vida diária e ao mesmo tempo tão complexa, como o *lifting*, em indivíduos com DLC. Este facto torna impossível a comparação com resultados obtidos por outros autores. Apesar disto, a verdade é que tarefas que envolvam movimentos no plano sagital são de extrema importância para o estudo da DLC, uma vez que os movimentos de flexão/ extensão são os mais reportados pelos utentes como os causadores dos seus sintomas, têm um enorme

peso em diversos instrumentos de avaliação subjetiva associados à DL e são os movimentos mais alterados cinematicamente, nomeadamente em termos de ângulos articulares, em indivíduos com DLC.

Existem já dois estudos que investigaram as propriedades psicométricas da análise cinemática 3D do tronco durante a execução de tarefas analíticas (Harsted et al., 2016; Mieritz et al., 2012). Especificamente no que toca aos ângulos articulares, estes trabalhos encontraram valores de CCI de 0.69 (95% IC 0.62 a 0.76) para o plano sagital, 0.68 (95% IC 0.61 a 0.75) para o plano frontal e 0.44 (95% IC 0.33 a 0.54) para o plano horizontal (Harsted et al., 2016; Mieritz et al., 2013). Quanto aos parâmetros de concordância, os autores reportaram valores de EPM de 8.02° para os ângulos articulares no plano frontal, e 3.54° para o plano horizontal (3.54°) sendo que para o plano sagital reportaram apenas valores de 95% LDC (-23° a 27°). Assim, ao fazer uma comparação entre os resultados, os resultados reportados por Harsted et al., (2016) e por Mieritz et al., (2013) revelam valores absolutos de fiabilidade inferiores e de EPM superiores quando comparados com os resultados obtidos neste estudo. Mais uma vez, é necessário interpretar estes resultados com precaução, sobretudo no que toca aos valores absolutos de EPM. Tal como observado no presente estudo, a inexistência da análise do EPM% pode esconder valores de importância extrema para as conclusões do estudo. Para além deste facto, as diferenças observadas podem ser explicadas por outros fatores, nomeadamente as diferenças nas características da amostra (por exemplo na severidade da DL uma vez que esta pode interferir com os valores fiabilidade (Streiner & Norman, 2008)), nos procedimentos experimentais utilizados (*set-up* de marcadores), no modelo biomecânico utilizado, tarefa analisada e nas abordagens estatísticas utilizadas.

Esta análise criteriosa vem revelar a importância dos resultados obtidos no presente estudo. Isto é, o facto de ter sido utilizada uma tarefa complexa, composta por movimentos em vários segmentos e em vários planos, e onde os participantes tiveram liberdade para a realizar da forma mais natural e individual possível poderia tornar a atividade muito variável e como tal as variáveis obtidas menos fiáveis e com maior nível de erro. No entanto, os resultados reportaram exatamente o contrário. Assim, ao conjugarmos os nossos resultados com os obtidos por Fernandes et al., 2015, onde foram igualmente encontrados bons níveis de fiabilidade (CCI>0.80 para a maioria das variáveis) e valores de EPM clinicamente aceitáveis (EPM≤2.5° para a maioria das variáveis) para os parâmetros cinemáticos da análise 3D em indivíduos com DLC,

sendo que apenas a tarefa analisada foi diferente, o presente estudo vem dar força à utilização desta medida e destes procedimentos experimentais, quando utilizados especificamente nesta população, pelo menos no que diz respeito ao contexto de investigação.

Por último, a medição dos parâmetros antropométricos reportou excelentes valores de fiabilidade ($CCI \geq 0.93$) e de concordância ($EPM \geq 0.01$ cm e $EPM\% \geq 0.68\%$) para a maioria dos parâmetros medidos. Estes valores comprovam a elevada fiabilidade dos procedimentos experimentais utilizados, nomeadamente da colocação dos marcadores nos participantes, considerada a maior fonte de variabilidade em estudos teste-reteste que recorrem a um sistema de análise cinemática 3D (McGinley et al., 2009).

1. Contributo e limitações do estudo

No que toca ao contributo do presente estudo, destaca-se principalmente o seu rigor metodológico. Os resultados apresentados resultam de dois momentos de avaliação separados por um período médio de 7.6 ± 1.8 dias, sendo que ambas as medições foram realizadas no mesmo período do dia. Para além disso, todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo avaliador, que era cego relativamente aos resultados da primeira avaliação. Outro dos pontos fortes, prende-se com o facto de todos os participantes terem sido estimulados a realizar a tarefa da forma mais natural possível, permitindo a análise do padrão de movimento individual de cada um. Por último, foram incluídos na amostra indivíduos com um largo espectro de níveis de intensidade de dor (END variou entre 0 e 9), e incapacidade (QBPDS-PT variou entre 2 e 41). Este fator ganha uma enorme importância quando aliado ao conhecimento de que a fiabilidade da medida pode variar nos diferentes níveis de severidade de DL (Streiner & Norman, 2008).

Apesar disto, este trabalho apresenta algumas limitações. A escolha de uma amostra por conveniência constituída apenas por 14 indivíduos é claramente um ponto fraco do trabalho na medida em que uma amostra maior traria um maior rigor estatístico aos resultados. Para além disso, não foi avaliada a fiabilidade inter-observador. Apesar de não ser um dos objetivos do estudo, este conhecimento seria importante considerando que o procedimento experimental em questão é muitas vezes realizado por diferentes investigadores. Por último, o modelo biomecânico utilizado apresenta também algumas

limitações, nomeadamente o facto de se assumir que os segmentos torácico e lombar são segmentos rígidos únicos, o que não corresponde à realidade.

Este trabalho é mais uma contribuição e abre caminho para novas ideias e investigação futura. Após o conhecimento da fiabilidade teste-reteste, do EPM e da DMD dos ângulos articulares, torna-se importante avaliar outros parâmetros cinemáticos importantes, como as variáveis temporais (duração das diferentes fases, ...), e a velocidade angular. Após este conhecimento, é importante também investigar os parâmetros cinéticos. A análise conjunta de parâmetros cinemáticos e cinéticos é de essencial importância uma vez que permite a recolha da informação biomecânica mais importante para o estudo dos padrões de movimento dos indivíduos com DLC. Adicionalmente, e como em qualquer outro padrão de movimento/ tarefa, o objetivo clínico é sempre comparar padrões de indivíduos com uma condição específica com indivíduos saudáveis, é ainda necessário investigar a fiabilidade teste-reteste, do EPM e da DMD durante a tarefa do *lifting*, em indivíduos saudáveis. O conhecimento acerca destes dados permitirá uma comparação e uma interpretação clínica muito valiosa.

CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram uma elevada fiabilidade teste-reteste para a medição cinemática 3D dos ângulos articulares do tronco e do membro inferior, assim como valores de EPM clinicamente aceitáveis. Foram ainda encontrados valores de EPM% e DMD% elevados, sobretudo no que toca aos movimentos no plano horizontal. Este facto vem suportar a importância de considerar diferentes parâmetros e formas de cálculo quando se interpretam valores de fiabilidade e concordância, o que é claramente um dos pontos fortes do presente trabalho. Por todas estes fatores os resultados obtidos suportam a utilização desta medida na avaliação da tarefa do *lifting* em indivíduos com DLC, em pelo menos contextos de investigação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klüber-Moffett, J., Kovacs, F., ... Pain, O. behalf of the C. B. W. G. on G. for C. L. B. (2006). Chapter 4 European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European Spine Journal*, 15(S2), s192–s300. <http://doi.org/10.1007/s00586-006-1072-1>
- Baecke, J. A., Burema, J., & Frijters, J. E. (1982). A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 36(5), 936–42. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7137077>
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 379(9814), 482–491. [http://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60610-7](http://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60610-7)
- Bell, L., Pedersen, R., & Brand, A. (1989). Comparison of the Accuracy of Several Hip Center Location Prediction Methods. *Journal of Biomechanics*, 23(November), 0–4. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](http://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Cappello, A., La Palombara, P. F., & Leardini, A. (1996). Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 41(3), 137–151. [http://doi.org/10.1016/0020-7101\(96\)01167-1](http://doi.org/10.1016/0020-7101(96)01167-1)
- Childs, J. D., Piva, S. R., & Fritz, J. M. (2005). Responsiveness of the numeric pain rating scale in patients with low back pain. *Spine*, 30(11), 1331–4. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15928561>
- Cordeiro, N., Pezarat-Correia, P., Gil, J., & Cabri, J. (2013). Portuguese Language Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia [13 Items]. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 21(1), 58–63. Retrieved from https://www.academia.edu/13542084/Portuguese_Language_Version_of_the_Tampa_Scale_for_Kinesiophobia_13_Items_?auto=download
- Crosbie, J., de Faria Negrão Filho, R., Nascimento, D. P., & Ferreira, P. (2013). Coordination of spinal motion in the transverse and frontal planes during walking in people with and without recurrent low back pain. *Spine*, 38(5), E286-92. <http://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318281de28>
- Cruz, E. B., Fernandes, R., Carnide, F., Domingues, L., Pereira, M., & Duarte, S. (2015). Cross-cultural adaptation and validation of the neck disability index to European Portuguese language. *Spine*, 40(2), E77-82. <http://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000692>
- Cruz, E. B., Fernandes, R., Carnide, F., Vieira, A., Moniz, S., & Nunes, F. (2013). Cross-cultural Adaptation and Validation of the Quebec Back Pain Disability Scale to European Portuguese Language. *Spine*, 38(23), E1491–E1497. <http://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a439cc>
- de Vet, H. C., Terwee, C. B., Ostelo, R. W., Beckerman, H., Knol, D. L., Bouter, L. M.,

- ... Rens, G. van. (2006). Minimal changes in health status questionnaires: distinction between minimally detectable change and minimally important change. *Health and Quality of Life Outcomes*, 4(1), 54. <http://doi.org/10.1186/1477-7525-4-54>
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033–1039. <http://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2005.10.015>
- Dempster, W. (1955). Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body with special reference to the limbs technical report. Wright Air Development Center, Air Research and Development Command, Wright-Patterson Air Force Base.
- Deyo, R. A., Dworkin, S. F., Amtmann, D., Andersson, G., Borenstein, D., Carragee, E., ... Weiner, D. K. (2014). Report of the NIH Task Force on Research Standards for Chronic Low Back Pain. *The Journal of Pain*, 15(6), 569–585. <http://doi.org/10.1016/j.jpain.2014.03.005>
- Fairbank, J. C., & Pynsent, P. B. (2000). The Oswestry Disability Index. *Spine*, 25(22), 2940–52; discussion 2952. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11074683>
- Fernandes, R., Armada-da-Silva, P., Pool-Goudaazward, A., Moniz-Pereira, V., & Veloso, A. P. (2015). Test-retest reliability and minimal detectable change of three-dimensional gait analysis in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*, 42(4), 491–7. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.08.002>
- French, D. J., France, C. R., Vigneau, F., French, J. A., & Evans, R. T. (2007). Fear of movement/(re)injury in chronic pain: A psychometric assessment of the original English version of the Tampa scale for kinesiophobia (TSK). *Pain*, 127(1), 42–51. <http://doi.org/10.1016/j.pain.2006.07.016>
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2), 141–51. <http://doi.org/10.11613/BM.2015.015>
- Gombatto, S. P., Brock, T., DeLork, A., Jones, G., Madden, E., & Rinere, C. (2015). Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. *Gait & Posture*, 42(4), 539–544. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.08.010>
- Haley, S. M., & Fragala-Pinkham, M. A. (2006). Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Physical Therapy*, 86(5), 735–743.
- Hancock, M. J., Maher, C. G., Laslett, M., Hay, E., & Koes, B. (2011). Discussion paper: What happened to the bio in the bio-psycho-social model of low back pain? *European Spine Journal*, 20(12), 2105–2110. <http://doi.org/10.1007/s00586-011-1886-3>
- Harsted, S., Mieritz, R. M., Bronfort, G., & Hartvigsen, J. (2016). Reliability and measurement error of frontal and horizontal 3D spinal motion parameters in 219 patients with chronic low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*, 24(1), 13. <http://doi.org/10.1186/s12998-016-0092-0>

- Hayden, J. A., Chou, R., Hogg-Johnson, S., & Bombardier, C. (2009). Systematic reviews of low back pain prognosis had variable methods and results-guidance for future prognosis reviews. *Journal of Clinical Epidemiology*, *62*(8), 781–796.e1. <http://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2008.09.004>
- Hidalgo, B., Gilliaux, M., Poncin, W., & Detrembleur, C. (2012). Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. *J Rehabil Med*, *44*. <http://doi.org/10.2340/16501977-1015>
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., ... Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis & Rheumatism*, *64*(6), 2028–2037. <http://doi.org/10.1002/art.34347>
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., & Buchbinder, R. (2010). The Epidemiology of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, *24*(6), 769–781. <http://doi.org/10.1016/j.berh.2010.10.002>
- Hoy, D., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Bain, C., ... Buchbinder, R. (2014). The global burden of low back pain: estimates from the Global Burden of Disease 2010 study. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *73*(6), 968–974. <http://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204428>
- Huang, Y. P., Bruijn, S. M., Lin, J. H., Meijer, O. G., Wu, W. H., Abbasi-Bafghi, H., ... Van Die??n, J. H. (2011). Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: Trunk coordination and arm swing. *European Spine Journal*, *20*(3), 491–499. <http://doi.org/10.1007/s00586-010-1639-8>
- Jensen, M. P., Turner, J. A., & Romano, J. M. (1994). What is the maximum number of levels needed in pain intensity measurement? *Pain*, *58*(3), 387–92. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7838588>
- Jensen, M. P., Turner, J. A., Romano, J. M., & Fisher, L. D. (1999). Comparative reliability and validity of chronic pain intensity measures. *Pain*, *83*(2), 157–62. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10534586>
- Kahl, C., & Cleland, J. A. (2005). Visual analogue scale, numeric pain rating scale and the McGill pain Questionnaire: an overview of psychometric properties. *Physical Therapy Reviews*, *10*(2), 123–128. <http://doi.org/10.1179/108331905X55776>
- Kent, P. M., & Keating, J. L. (2008). Can we predict poor recovery from recent-onset nonspecific low back pain? A systematic review. *Manual Therapy*, *13*(1), 12–28. <http://doi.org/10.1016/j.math.2007.05.009>
- Keszei, A. P., Novak, M., & Streiner, D. L. (2010). Introduction to health measurement scales. *Journal of Psychosomatic Research*, *68*(4), 319–323. <http://doi.org/10.1016/j.jpsychores.2010.01.006>
- Kopec, J. A., Esdaile, J. M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D. L., & Williams, J. I. (1995). The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*, *20*(3), 341–352. <http://doi.org/PMID: 7732471> [PubMed - indexed for MEDLINE]
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic

kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 229. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>

- Lamoth, C. J. C., Daffertshofer, A., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2006). How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait and Posture*, 23(2), 230–239. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.006>
- Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., Wuisman, P. I. J. M., van Dieën, J. H., Levin, M. F., & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4), E92-9. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11840116>
- Larivi, C., Gagnon, D., & Loisel, P. (2000). The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion ± extension and lateral bending tasks, 15, 79–91.
- Lear dini, A., Biagi, F., Merlo, A., Belvedere, C., & Benedetti, M. G. (2011). Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 562–571. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015>
- Marras, W. S., Davis, K. G., Ferguson, S. A., Lucas, B. R., & Gupta, P. (2001). Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine*, 26(23), 2566–74. <http://doi.org/10.1097/00007632-200112010-00009>
- McDermott, A., Bolger, C., Keating, L., McEvoy, L., & Meldrum, D. (2010). Reliability of three-dimensional gait analysis in cervical spondylotic myelopathy. *Gait & Posture*, 32(4), 552–8. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.019>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360–369. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Meldrum, D., Shouldice, C., Conroy, R., Jones, K., & Forward, M. (2014). Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. *Gait & Posture*, 39(1), 265–71. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.130>
- Mieritz, R. M., Bronfort, G., Jakobsen, M. D., Aagaard, P., & Hartvigsen, J. (2013). Reliability and measurement error of sagittal spinal motion parameters in 220 patients with chronic low back pain using a three-dimensional measurement device. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society*, 14(9), 1835–1843. <http://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.10.030>
- Mieritz, R. M., Bronfort, G., Kawchuk, G., Breen, A., & Hartvigsen, J. (2012). Reliability and measurement error of 3-dimensional regional lumbar motion measures: A systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. <http://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.09.011>
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2nd ed.). Human Kinetics.

- Roland, M., & Fairbank, J. (2000). The Roland-Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. *Spine*, 25(24), 3115–24. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11124727>
- Seay, J., Selbie, W. S., & Hamill, J. (2008). In vivo lumbo-sacral forces and moments during constant speed running at different stride lengths. *Journal of Sports Sciences*, 26(14), 1519–29. <http://doi.org/10.1080/02640410802298235>
- Severeijns, R., Vlaeyen, J. W., van den Hout, M. a, & Weber, W. E. (2001). Pain catastrophizing predicts pain intensity, disability, and psychological distress independent of the level of physical impairment. *The Clinical Journal of Pain*, 17(2), 165–172. <http://doi.org/10.1097/00002508-200106000-00009>
- Shamsheraly, K. (1999). *Validação do questionário de BAECKE por actigrafia na avaliação da atividade física habitual de mulheres e homens*. Faculdade de Motricidade Humana - Universidade Técnica de Lisboa.
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18839484>
- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2005). 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*, 30(17), 1998–2004. <http://doi.org/10.1097/01.brs.0000176195.16128.27>
- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2010). Back pain is associated with changes in loading pattern throughout forward and backward bending. *Spine*, 35(25), E1472–E1478. <http://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181ecd71c>
- Sjölander, P., Michaelson, P., Jaric, S., & Djupsjöbacka, M. (2008). Sensorimotor disturbances in chronic neck pain-Range of motion, peak velocity, smoothness of movement, and repositioning acuity. *Manual Therapy*, 13(2), 122–131. <http://doi.org/10.1016/j.math.2006.10.002>
- Sousa, L., & Cruz, E. (2013). *Contributo para a adaptação cultural da BAECKE para a população portuguesa: Estudo de fiabilidade e validade*. Escola Superior de Saúde - Instituto Politécnico de Setúbal. Retrieved from <http://hdl.handle.net/10400.26/4258>
- Streiner, D. L., & Norman, G. R. (2008). *Health Measurement Scales: A Practical Guide to their Development and Use* (4th ed.). Oxford: Oxford University Press.
- Van Tulder, M., & Koes, B. W. (2002). Low back pain. *Am Fam Physician*, 65(5), 925–928. <http://doi.org/10.1053/berh.2002.0267>
- Vieira, A. C., Moniz, S., Fernandes, R., Carnide, F., & Cruz, E. B. (2014). Responsiveness and interpretability of the Portuguese version of the Quebec Back Pain Disability Scale in patients with chronic low back pain. *Spine*, 39(5), E346–52. <http://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000159>
- Von Korff, M. (1994). Studying the natural history of back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(18 Suppl), 2041S–2046S. <http://doi.org/10.1097/00007632-199409151-00005>

- Vos, T., Barber, R. M., Bell, B., Bertozzi-Villa, A., Biryukov, S., Bolliger, I., ... Murray, C. J. L. (2015). Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 301 acute and chronic diseases and injuries in 188 countries, 1990-2013: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*, 386(9995), 743–800. [http://doi.org/10.1016/S0140-6736\(15\)60692-4](http://doi.org/10.1016/S0140-6736(15)60692-4)
- Waddell, G. (1987). 1987 Volvo award in clinical sciences. A new clinical model for the treatment of low-back pain. *Spine*, 12(7), 632–644.
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2007). The relation between cognitive factors and levels of pain and disability in chronic low back pain patients presenting for physiotherapy. *European Journal of Pain*, 11(8), 869–877. <http://doi.org/10.1016/j.ejpain.2007.01.005>
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software* (1978), 8(2), 104–113. [http://doi.org/10.1016/0141-1195\(86\)90098-7](http://doi.org/10.1016/0141-1195(86)90098-7)
- Wong, T. K. T., & Lee, R. Y. W. (2004). Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. *Human Movement Science*, 23(1), 21–34. <http://doi.org/10.1016/j.humov.2004.03.004>
- Youdas, J. W., Garrett, T. R., Harmsen, S., Suman, V. J., & Carey, J. R. (1996). Lumbar lordosis and pelvic inclination of asymptomatic adults. *Physical Therapy*, 76(10), 1066–81. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8863760>