

Tânia Martins

Análise cinemática tridimensional do tronco e membro inferior em indivíduos com dor lombar crónica e assintomáticos durante a tarefa de *lifting*

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia
Relatório de Projeto de Investigação

Professora Doutora Rita Fernandes

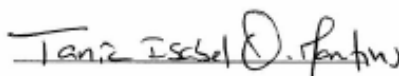
Novembro de 2017

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.

A candidata,



(Tânia Isabel Oliveira Martins)

Setúbal, 20 de Novembro de 2017

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

O(A) orientador(a),

(Professor Doutor Eduardo Brazete Cruz)

Setúbal, de de

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar quero agradecer à *Professora Doutora Rita Fernandes*, por ter acreditado em mim e no meu trabalho, proferindo palavras de apoio e incentivo. A sua determinação e exigência foram cruciais para a elaboração deste trabalho. Obrigada pela sua sempre disponibilidade e pelos grandes momentos de aprendizagem.

Ao *Professor Doutor Eduardo Cruz*, por me ter feito pensar em retomar ao mestrado, numa fase em que pensei desistir, e por todo o apoio e motivação prestado durante o mesmo.

A toda a equipa docente do mestrado, pelo ensino de excelência sempre prestado.

Aos meus estimados colegas *Luís e Vítor*, que me orgulho de ter conhecido neste mestrado, e com quem pude partilhar parte deste trabalho, vivenciando momentos de aprendizagem.

Ao *Dr. Pedro Beja da Costa* e à instituição que representa (Grupo Integrado de Gestão de Acidentes - GIGA) pela sua compreensão e incentivo.

À minha filha *Inês*, pelas suas traquinices e sorrisos marotos que quebraram muitos momentos de pressão fazendo-me render, descontraír e ganhar energia. A minha inspiração!

Ao *Mário*, pela sua eterna paciência, amor, amizade e aconselhamentos nas horas mais difíceis.

Aos meus tios *Eduardo e Silvia* pelo seu amor, carinho e incentivo, e por terem sempre acreditado em mim apoiando-me incondicionalmente. Apesar da distância, sempre presentes!

À minha mãe pela preocupação e incentivo e à minha irmã *Sónia*, pelo apoio que me deu na fase inicial durante as deslocações ao laboratório. Uma verdadeira companheira.

Aos meus cunhados, *Nuno e Anabela*, pela enorme paciência, generosidade e momentos de apoio na final – estou-vos eternamente grata! E claro, aos sobrinhos *Bernardo e Marina*.

À minha amiga *Catarina*, pela sua amizade, encorajamento e apoio nas horas mais difíceis! Estiveste sempre, mas sempre presente!

À minha amiga *Sónia* pela sua “resmunguice”, fazendo-me rir nos momentos difíceis e de *stress*.

À minha amiga *Inês* pela sua enorme generosidade, paciência e compreensão.

À minha amiga *Ana* por ser uma grande ouvinte, pelas suas palavras meigas e disponibilidade.

À minha amiga *Carolina* por sempre estar presente e mostrar interesse neste trabalho.

Às restantes pessoas - amigos, colegas de trabalho, família e utentes - que de alguma forma fizeram parte deste processo manifestando carinho e solidariedade para comigo.

A todos um muito obrigada!

RESUMO

Análise cinemática tridimensional do tronco e membro inferior em indivíduos com dor lombar crónica durante a tarefa de *lifting*

Tânia Martins, Rita Fernandes

INTRODUÇÃO: A dor lombar crónica (DLC) é considerada como um dos problemas de saúde mais comuns do século XXI no universo das condições músculo-esqueléticas. Diversas atividades são reportadas por indivíduos com DLC como sendo limitantes no seu dia-a-dia, tais como o *lifting*. O seu estudo e compreensão, através da análise cinemática tridimensional (3D), são indispensáveis no âmbito da DLC, permitindo aprofundar o conhecimento sobre os padrões de movimento aquando da realização de tarefas funcionais e identificar possíveis fatores que possam estar a contribuir para a manutenção dos sintomas de dor e incapacidade em indivíduos com DLC. **OBJETIVO:** Determinar diferenças na cinemática 3D do tronco e membro inferior entre indivíduos com DLC e assintomáticos, durante a execução da tarefa de *lifting*. **METODOLOGIA:** Realizou-se um estudo analítico, observacional e transversal, que contou com a participação de 14 indivíduos com DLC e 14 indivíduos assintomáticos. Os indivíduos deslocaram-se ao Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa para a recolha de dados cinemáticos 3D do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting*. Analisaram-se os ângulos articulares máximos, mínimos, amplitudes de movimento e variabilidade do movimento. **RESULTADOS:** No geral não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, mas os resultados indicam uma tendência na qual os indivíduos com DLC apresentam diminuição dos ângulos articulares máximos e mínimos e amplitudes de movimento nos três planos analisados. Também se verificou uma diminuição da variabilidade do movimento, tanto no tronco como no membro inferior nos indivíduos com DLC, que foi mais evidente nos segmentos lombar e torácico. Destacam-se diferenças significativas no segmento lombar, nomeadamente na diminuição da amplitude de movimento no plano sagital ($p=0.01$) e diminuição da variabilidade do movimento no plano frontal ($p=0.03$) e no horizontal ($p=0.08$) nos indivíduos com DLC. **DISCUSSÃO E CONCLUSÃO:** Sugere-se que indivíduos com DLC apresentam alterações do padrão de movimento do tronco e membro inferior, comparativamente a indivíduos assintomáticos, possivelmente por adotarem uma estratégia protectora face à dor.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica, Cinemática, Variabilidade, Dor Lombar Crónica, *Lifting*

ABSTRACT

Three-dimensional Kinematic analysis of trunk and lower limbs in chronic low back pain individuals during a lifting task

Tânia Martins, Rita Fernandes

INTRODUCTION: Regarding musculoskeletal health conditions, Chronic Low Back Pain (CLBP) is considered one of the most common problem of the 21st century. Individuals with CLBP report limitations performing many daily activities such as lifting. Hence, understanding CLBP through tridimensional (3D) kinematic analysis is of the most relevance. Such studies contribute to deepen our understanding of motion patterns when common tasks are performed but also allow us to pinpoint factors that may contribute to the persistence of pain and disability. **AIM:** To find differences in the kinematic of trunk and lower limbs between individuals with and without CLBP during a lifting. **METHODOLOGY:** An analytical, observational and cross-sectional study was performed using two groups of 14 individuals with and 14 individuals without CLBP. The data collection took place at Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa. The studied variables were maximum and minimum joint angle, range of motion and variability of movement. **RESULTS:** In general the differences between the two groups showed little statistical significance. Nonetheless, the results tend to point towards a diminution of the maximum and minimum joint angles, lower range of motions and lower variability of movement for the group of individuals with CLBP. Variability of movement was decreased in the CLBP group both at the trunk and lower limbs level, particularly in the lumbar and thoracic segments. Significant differences were found in the lumbar segment, namely a decreased range of motion in the sagittal plane ($p=0.01$) and decreased variability of movement in the frontal ($p=0.03$) and transverse ($p=0.08$) planes. **DISCUSSION:** Individuals with CLBP present differences in the motion patterns of both the trunk and lower limbs possibly due to the development of protective strategies towards pain.

KEYWORDS: Biomechanics, Kinematics, Chronic Low Back Pain, Lifting

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1 Dor Lombar Crónica – Epidemiologia.....	1
1.2 Perspetiva multidimensional da DLC e relação da dor e incapacidade com as alterações dos padrões de movimentos.....	3
1.3 Alterações biomecânicas na execução de atividades funcionais em indivíduos com DL e DLC.....	5
2. METODOLOGIA	10
2.1 Desenho do estudo.....	10
2.2 Participantes.....	10
2.3 Procedimentos.....	11
2.4 Processamento dos dados.....	16
2.5 Análise dos dados.....	18
3. RESULTADOS.....	19
3.1 Caracterização dos participantes.....	19
3.2 Variáveis cinemáticas.....	23
3.2.1 Ângulos articulares máximos e mínimos do tronco e membro inferior durante o <i>lifting</i>	23
3.2.2 Amplitude de movimento do tronco e membro inferior durante o <i>lifting</i>	28
3.2.3 Análise da variabilidade do movimento do tronco e membro inferior durante a tarefa de <i>lifting</i>	32
4. DISCUSSÃO.....	36
CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	48

LISTA DE ABREVIATURAS

AAC: Área Abaixo Da Curva

BAECKE: Physical Activity Questionnaire

BAECKE-PT: Physical Activity Questionnaire - Versão Portuguesa

CCI: Coeficiente de correlação interclasse

CoM: Centro de massa

C7: Última vértebra cervical

DC: Dor crónica

DL: Dor lombar

DLC: Dor lombar crónica

DMCI: Diferença mínima clinicamente importante

DMD: Diferença mínima detetável

DP: Desvio Padrão

DR: Doenças reumáticas

EIAS: Espinha ilíaca ântero-superior

EIPS: Espinha ilíaca pôsterio-superior

END: Escala Numérica da Dor

EPM: Erro padrão da medida

EVA: Escala Visual Análoga

IC: Intervalo de confiança

IMC: Índice de massa corporal

IPAQ: Questionário Internacional de Atividade Física

L1: 1ª Vértebra lombar

L5: Última vértebra lombar

OR: *Odds Ratio*

QBPDS: *Quebeck Back Pain Disability Scale*

QBPDS-PT: *Quebeck Back Pain Disability Scale – Versão Portuguesa*

RMDQ: *Roland Mons Disability Questionnaire*

SCL: *Sistemas de coordenadas locais*

SLR: *Straight leg raising*

S1: *Primeira vértebra sagrada*

TSK: *Tampa Scale of Kinesiophobia*

TSK-PT: *Tampa Scale of Kinesiophobia-Versão Portuguesa*

TSK-13: *Tampa Scale of Kinesiophobia-13 Items*

T12: *12ª vértebra torácica*

T2: *Segunda vértebra torácica*

3D: *Tridimensional*

1. INTRODUÇÃO

1.1 Dor Lombar Crônica – Epidemiologia

A Dor Lombar (DL) é definida como dor ou desconforto abaixo da grelha costal e acima da região inferior do glúteo, com ou sem dor referida para o membro inferior (Airaksinen, Brox, Cedraschi, Hildebrandt, Klaber-Moffett, Kovacs, Mannion, Reis, Staal, Ursin, & Zanolli, 2006). Estima-se que 80% da população adulta terá um episódio de DL durante a sua vida, e por isso esta condição é considerada como um dos problemas de saúde mais comuns do século XXI, acarretando um enorme peso tanto para o indivíduo como para a sociedade e economia (Freburger et al., 2009; Hoy et al., 2012; Martins, 2006). A maioria dos indivíduos com DL recupera rapidamente mas, de acordo com uma revisão sistemática da literatura realizada por Hestbaek, Leboeuf-Yde, & Manniche (2003), 42% a 75% continuam a sentir dor 12 meses após o episódio inicial e 3% a 40% são ainda considerados como doentes 6 meses após o primeiro episódio. Nesta revisão sistemática aferiu-se ainda que 44% a 78% dos indivíduos sofrem recidiva e que destes 26% a 37% faltam ao trabalho (Hestbaek et al., 2003). A taxa de prevalência de DL em indivíduos que já tiveram um ou mais episódios varia entre os 14% e os 93%, enquanto que a taxa de prevalência em indivíduos sem história prévia de DL varia entre os 7% e os 39% (Hestbaek et al., 2003).

No que diz respeito à sua etiologia, a DL é tipicamente classificada como sendo “específica” ou “não específica”. Define-se DL específica quando os sintomas são causados por mecanismos fisiopatológicos tais como hérnias discais, infeções, osteoporose, artrite reumatóide, fraturas ou tumores (Airaksinen, et al., 2006; Balagué, Mannion, Pellisé, & Cedraschi, 2012; van Tulder, Koes, & Bombardier, 2002). Relativamente à DL não específica, esta define-se quando os sintomas não apresentam uma causa clara específica, sendo portanto, a sua origem desconhecida (Airaksinen, et al., 2006; Balagué et al., 2012; van Tulder et al., 2002). Neste último caso, existe uma pobre correlação entre os sintomas de dor e os achados patológicos e imagiológicos. A DL não específica atinge entre 85% a 90% de todos os indivíduos com DL (Airaksinen et al., 2006; Balagué et al., 2012; van Tulder et al., 2002).

De acordo com a classificação temporal, quando a DL persiste por um período superior a 12 semanas é definida como dor lombar crónica (DLC) (Airaksinen, et al., 2006; van Tulder et al., 2002). Estima-se que nos países industrializados a prevalência de DLC seja de 20.1% (\pm 9.8%) (Hoy et al., 2012) o que acarreta elevados custos para os sistemas de saúde, e conduz ao absentismo laboral e incapacidade (van Tulder et al., 2002).

No que diz respeito a Portugal, um relatório publicado em 2010 no âmbito da iniciativa *Pain Proposal*, revela que a dor crónica (DC) atinge cerca de 36% dos portugueses (IC 95%, 34.4% a 37.4%), sendo que em 16% dos casos a dor é moderada ou forte (\geq 5 numa escala numérica de 0-10) (IC 95%, 14.3% a 16.6%) (Azevedo, Costa-Pereira, Mendonça, Dias, & Castro-Lopes, 2012; Castro-Lopes et al., 2010). A situação mais prevalente no universo de portugueses com DC é a dor na região lombar, afetando cerca de 40% dos indivíduos (Azevedo et al., 2012; Castro-Lopes et al., 2010). Mais recentemente, entre 2011 e 2013, realizou-se o maior estudo nacional sobre a prevalência das Doenças Reumáticas (DR) em Portugal – O Reuma Census - onde se concluiu que 26.4% (IC 95%, 23.3% a 29.5%) dos portugueses apresenta DL, sendo esta a patologia com maior prevalência dentro do universo das DR (“Estudo Epidemiológico das Doenças Reumáticas em Portugal,” n.d.). De acordo com o Reuma Census, a DLC está presente em 10.4% (IC 95%, 9.6% a 11.9%) dos portugueses, e os indivíduos com esta condição apresentam maior probabilidade de desenvolver sintomas de ansiedade ($OR^1= 2.77$), de terem reforma antecipada devido à doença ($OR= 1.88$) e de consultarem mais vezes o médico ($\beta=2.65$) (Gouveia et al., 2015).

Relativamente às repercussões da DLC na economia nacional, (Gouveia & Augusto, 2011), a partir do 4º Inquérito Nacional de Saúde de 2005/2006, estimaram os custos indiretos da DLC por um lado, e da DC nas restantes articulações por outro. Os autores estimaram que os custos indiretos a longo prazo devido a estas incapacidades ascenderam aos 458.91 milhões de euros em 2010. Já no que concerne aos custos indiretos a curto prazo por incapacidade, calculados a partir dos custos da produção perdida por trabalhador devido à ausência temporária ao trabalho, foi de 678€ por indivíduo (custo

¹OR - *Odds Ratio* - Razão entre as possibilidades de um evento ocorrer num grupo e as possibilidades de ocorrer noutro grupo.

médio anual global). Os custos indiretos totais, a curto prazo, estimados para 2010 por absentismo laboral devido à DLC e DC em outras articulações foram de aproximadamente 281 milhões de euros. Desta forma, agregando os resultados a curto e longo prazo, a estimativa final dos custos indiretos é de 739.85 milhões de euros. Este valor representa 0.42% do Produto Interno Bruto estimado para 2010 e 8.1% da despesa do Estado no sector da Saúde em 2009, representando uma perda de 160.59€ por trabalhador (Gouveia & Augusto, 2011).

Assim, infere-se que a DL e a DLC têm um grande impacto, pois apresentam taxas de prevalência e taxas de recorrência muito elevadas, trazendo consequências negativas para a economia, sociedade e indivíduo.

1.2 Perspetiva multidimensional da DLC e relação da dor e incapacidade com as alterações dos padrões de movimentos

A dor lombar tem sido caracterizada como um fenómeno complexo, o que tem consequentemente levado à procura de fatores que possam ajudar a explicá-la. Nas últimas três décadas, verificou-se uma mudança de paradigma, tanto ao nível da investigação como da abordagem clínica aos utentes com DL (Hancock, Maher, Laslett, Hay, & Koes, 2011). Outrora, a investigação e a prática clínica eram centradas principalmente num modelo biomédico, realizando-se diagnósticos anatomopatológicos específicos e tratamentos baseados nesses diagnósticos (Hancock et al., 2011). Porém, Gordon Waddell em 1987 introduziu o modelo biopsicossocial da dor lombar, enfatizando a distinção entre dor e incapacidade, assim como a necessidade de abordar aspetos biológicos, psicológicos e sociais da doença (Waddell, 1987). Segundo este modelo, a doença é vista como uma interação dinâmica e recíproca entre variáveis biológicas, psicológicas e sociais, moldando a resposta do indivíduo à dor (Turk & Okifuji, 2002).

Com base no referido modelo, os fatores psicossociais têm sido particularmente estudados e identificados como preditores do desenvolvimento da cronicidade (Hancock et al., 2011). Além disso, têm sido identificados como barreiras importantes para a resolução

da dor, estando associados a níveis elevados de incapacidade (Keefe, Rumble, Scipio, Giordano, & Perri, 2004). No entanto, estes fatores não parecem ser suficientes para explicar a cronicidade, assim como a resposta insuficiente ao tratamento. Nesse âmbito Verkerk et al., (2013, 2015) e Verkerk, Luijsterburg, Miedema, Pool-Goudzwaard, & Koes (2012) estudaram o curso da intensidade da dor e da incapacidade e desenvolveram modelos de prognóstico para a recuperação em indivíduos com DLC de natureza não específica. Estes autores verificaram que, relativamente à dor dos 960 indivíduos que completaram 12 meses de *follow-up* apenas 275 recuperam absolutamente (≤ 10 mm na Escala Visual Análoga – EVA de 0 a 100 mm) e que no que respeita à incapacidade somente 370 de 965 recuperou absolutamente (*score* ≤ 20 na *Quebec Back Pain Disability Scale* - QBPDS)(Verkerk et al., 2013, 2015). Face a estes resultados os autores concluíram que alguns fatores são preditivos de recuperação, mas não na maioria dos indivíduos, pois a dor e a incapacidade mantiveram-se até 1 ano em mais de 60% da amostra, ficando a incerteza do porquê da sua permanência (Verkerk et al., 2013, 2015). Corroborando estes resultados, numa meta-análise realizada por (Costa et al., 2012), os autores concluíram que, em indivíduos com DLC, a dor e a incapacidade melhoram consideravelmente nas primeiras seis semanas, no entanto passado este período as melhorias são mais lentas e estes sintomas mantêm-se presentes ao fim de um ano, ainda que em níveis mais baixos.

Nesse sentido, parece ser importante continuar a estudar de forma ampla os possíveis fatores que poderão estar a contribuir para a manutenção de dor e incapacidade em indivíduos com DLC, influenciando desta forma o curso da condição clínica e a resposta ao tratamento. Entre esses fatores encontram-se os biomecânicos, que estão intimamente relacionados com a realização de tarefas no dia-a-dia e, como tal, com os níveis de incapacidade reportado pelos indivíduos com DLC. Neste âmbito são diversas as atividades reportadas por indivíduos com DLC como sendo limitantes no seu dia-a-dia, tais como a marcha (R. Fernandes, Armada-da-Silva, Pool-Goudaazward, Moniz-Pereira, & Veloso, 2015; Huang et al., 2011; Lamoth, Meijer, Daffertshofer, Wuisman, & Beek, 2006; Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere, & Benedetti, 2011; Seay, Selbie, & Hamill, 2008; Vogt, Pfeifer, Portscher, & Banzer, 2001) e outras que envolvem predominantemente padrões de flexão/extensão do tronco e membros inferiores. Estes padrões estão patentes nas escalas que medem a incapacidade e, a título de exemplo, na QBPDS, que está validada e adaptada

para a população portuguesa (Cruz et al., 2013), 7 dos 20 itens presentes, referem-se a atividades que exigem movimentos de flexão do tronco e membros inferiores.

Tendo por base o anteriormente exposto, parece ser particularmente pertinente aprofundar o conhecimento sobre os padrões de movimento aquando da realização de tarefas do dia-a-dia. Foi neste sentido que Esola, McClure, Fitzgerald, & Siegler (1996) e Shum, Crosbie, & Lee (2005a, 2005b, 2007) investigaram a possibilidade de existirem alterações nos padrões de movimento entre indivíduos assintomáticos e com DL, através de análise cinemática e cinética lombo pélvica, durante a execução de tarefas funcionais tais como, flexão do tronco, sentar-levantar, calçar uma meia, apanhar um objeto do chão ou fazer um levantamento (*lifting*).

1.3 Alterações biomecânicas na execução de atividades funcionais em indivíduos com DL e DLC

Shum et al., (2005a) estudaram a cinemática da coluna lombar e ancas, e a coordenação entre estes dois segmentos, durante as tarefas de sentar-levantar e levantar-sentar, em indivíduos assintomáticos e indivíduos com DL sub-aguda. Colocaram como hipótese que a amplitude de movimento, amplitude máxima de deslocação e a velocidade angular dos segmentos lombar e anca estariam reduzidas nos indivíduos com DL, assim como a coordenação entre estes dois segmentos. Compararam 20 indivíduos assintomáticos com 30 indivíduos com DL, estes últimos sem sintomas de dor irradiada (*straight leg raising* – SLR negativo) e com duração média de dor de 7.4 (± 2.7) semanas. Aos indivíduos com DL aplicou-se a EVA, para medir a intensidade da dor, com um *score* médio de 5.7 (± 1.6) e o *Roland Morris Disability Questionnaire* (RMDQ), para avaliar a funcionalidade, com um *score* médio de 10.3 (± 4.5). Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significativas ($p \leq 0.05$) entre indivíduos assintomáticos e com DL, nos movimentos de sentar-levantar e levantar-sentar, nas seguintes variáveis: amplitude de flexão dos segmentos lombar e anca; velocidade angular dos movimentos de flexão-extensão da coluna lombar e anca; e rácio entre os movimentos dos segmentos lombar e anca, ou seja, o rácio correspondente à contribuição de cada um destes segmentos durante o movimento. Mais concretamente, no que diz respeito os valores médios dos ângulos

máximos de flexão verificou-se que, tanto no movimento de sentar-levantar como no de levantar-sentar, os indivíduos com DL realizaram, em média, -22° de flexão da anca e -16° de flexão do segmento lombar, comparativamente aos indivíduos assintomáticos (Shum et al., 2005a). Quanto à média da velocidade angular, registada durante o movimento de flexão, nos indivíduos com DL foi de -23°s^{-1} no segmento anca e de -8°s^{-1} no segmento lombar. No movimento de extensão, nestes indivíduos, a velocidade angular também foi menor (-38°s^{-1} na anca esquerda, -44°s^{-1} na direita e -14°s^{-1} no segmento lombar). Portanto, os indivíduos com DL levaram mais tempo a atingir o pico de flexão e de extensão do que os assintomáticos. Esta tendência manteve-se para o levantar-sentar, tendo sido a velocidade angular de flexão e extensão menor nos indivíduos com DL (-27°s^{-1} de flexão na anca esquerda, -33°s^{-1} na direita e -16°s^{-1} no segmento lombar, ao passo que na extensão foi de -16°s^{-1} , -17°s^{-1} e -4°s^{-1} , respetivamente). Relativamente ao rácio entre os movimentos do segmento lombar e anca, verificou-se que nos indivíduos com DL, tanto no sentar-levantar como no levantar-sentar, a contribuição do segmento lombar foi menor (40%) do que a contribuição da anca (60%), ao passo que nos assintomáticos esta contribuição foi cerca de 50% para cada segmento (Shum et al., 2005a). Por último, este estudo também avaliou a coordenação entre os segmentos lombar e anca, a partir da análise do ângulo relativo² entre os mesmos. No sentar-levantar, o padrão de movimento é semelhante nos dois grupos, ou seja, numa primeira fase de flexão, o segmento lombar flete primeiro que o segmento anca, e numa segunda fase de extensão, o segmento anca estende primeiro que o segmento lombar. Embora semelhantes entre si, estatisticamente são diferentes ($p < 0.05$), pois os indivíduos com DL registaram menores amplitudes de flexão e maiores amplitudes de extensão comparativamente aos indivíduos assintomáticos. No que respeita ao levantar-sentar o padrão de movimento também foi semelhante nos dois grupos. Neste caso, em que ocorre apenas flexão, o movimento inicia-se primeiro no segmento lombar, seguindo-se o segmento anca. Diferenças significativas ($p < 0.05$) foram encontradas, pois os indivíduos com DL registam maior amplitude de flexão do segmento lombar e anca do que os assintomáticos.

² Os ângulos são definidos como o arco cuja tangente é a velocidade angular dividida pelo deslocamento angular. O ângulo relativo entre duas articulações, que representa a coordenação entre si, foi quantificado subtraindo um pelo outro. Os autores convencionaram que: para um ângulo relativo negativo o movimento do segmento anca é iniciado depois do movimento do segmento lombar; para um ângulo relativo positivo o movimento da anca é iniciado em primeiro lugar, seguido pelo movimento da lombar.

Num outro estudo realizado por Shum et al., (2005b), os autores investigaram a cinemática da coluna lombar e anca durante a tarefa de calçar uma meia na posição de sentado, em indivíduos assintomáticos e com DL sub-aguda (com sintomatologia unilateral). Definiram como hipótese que o deslocamento e a velocidade angular estariam reduzidos nos sujeitos com DL, assim como a coordenação entre estes dois segmentos. Compararam 20 indivíduos assintomáticos com 30 indivíduos com DL. Aos indivíduos com DL foi aplicada, a EVA e o RMDQ, registrando-se uma média de 5.7 (± 1.6) e de 10.3 (± 4.5), respetivamente. Para a análise dos dados, o grupo sintomático foi dividido em 2 subgrupos de 15 indivíduos com DL à direita e 15 indivíduos com DL à esquerda.

No que diz respeito à amplitude de movimento, somente na flexão e na rotação para a direita do segmento lombar se encontraram diferenças entre os indivíduos assintomáticos e com DL: os indivíduos com DL, para calçar uma meia, independente do lado em que sentem dor, realizaram -23° de flexão ($p < 0.05$) e mais 6° de rotação para a direita ($p < 0.05$) (Shum et al., 2005b). O rácio entre os movimentos do segmento lombar e anca foi de 0.43 (± 0.07) nos indivíduos assintomáticos e 0.23 (± 0.03) nos com DL ($p < 0.05$) (23% de contribuição do segmento lombar e 77% da anca), independentemente do lado da dor (Shum et al., 2005b). No que se refere à média da velocidade angular, verificaram-se alterações significativas entre os dois grupos ($p < 0.05$), nos movimentos de flexão da coluna lombar ($25^\circ\text{s}^{-1} \pm 10$ nos indivíduos assintomáticos e $13^\circ\text{s}^{-1} \pm 7$ nos com DL) e flexão da anca ($109^\circ\text{s}^{-1} \pm 29$ e $84^\circ\text{s}^{-1} \pm 4$, respetivamente), sugerindo que os indivíduos com dor levam mais tempo a atingir os picos de flexão da coluna lombar e anca. O tempo total do movimento também foi significativamente maior ($p < 0.05$) nos sujeitos com DL ($8\text{s} \pm 2.5\text{s}$) comparativamente aos indivíduos assintomáticos ($4.8\text{s} \pm 1\text{s}$), mostrando que indivíduos com DL levam mais tempo a calçar a meia (Shum et al 2005b). Para investigar a coordenação entre o segmento lombar e anca, os autores estudaram a correlação, entre os movimentos dos dois segmentos. Em primeira instância, os resultados da análise da coordenação mostraram que os indivíduos assintomáticos apresentam elevados coeficientes de correlação para os movimentos de flexão da coluna lombar e flexão da anca ($R = 0.98 \pm 0.01$). Portanto, sempre que existiu movimento de flexão da coluna lombar existiu também flexão da anca. Nos indivíduos com DL, verificou-se que ao calçar a meia no pé correspondente ao lado da dor, o coeficiente de correlação foi significativamente reduzido

($p < 0.05$) nos movimentos de flexão da coluna lombar e flexão da anca ($R = 0.96 \pm 0.02$). No entanto, nos indivíduos com DL verificou-se um aumento significativo ($p < 0.05$) da correlação entre a rotação lombar e os três movimentos da anca (flexão, rotação e abdução) e a flexão lateral da coluna lombar com flexão e abdução da anca, sugerindo um acoplamento destes movimentos nestes indivíduos. Assim, os resultados deste estudo mostram que na generalidade indivíduos com DL apresentam redução da flexão do tronco e aumento da rotação axial durante a tarefa de calçar uma meia na posição de sentado. Os autores afirmam que os seus resultados foram ao encontro de estudos prévios, os quais mostraram que sujeitos com DL apresentam restrição na mobilidade da coluna e alteração da coordenação entre os movimentos da coluna lombar e anca. Os autores sugerem ainda que as alterações na cinemática podem dever-se a respostas compensatórias para reduzir a dor e proteger os tecidos, evitando movimentos extremos de flexão da coluna lombar e anca para minimizar a dor.

No estudo de Shum et al., (2007), os investigadores analisaram a cinemática da coluna lombar e anca, durante a tarefa de apanhar um objeto do solo a partir da posição de sentado, em indivíduos assintomáticos e com DL sub-aguda. À semelhança dos estudos anteriormente referidos, foi colocada como hipótese de investigação que a velocidade e o deslocamento angular estariam reduzidos e que a coordenação estaria alterada em indivíduos com DL. Compararam 20 indivíduos assintomáticos, com 15 indivíduos com DL à esquerda e 15 com DL à direita. Os indivíduos iniciaram a tarefa sentados, com a coluna lombar na posição neutra e as ancas fletidas, e de seguida inclinaram-se à frente para apanhar do solo dois objetos leves (0.5 Kg), colocados à esquerda e à direita e localizados 30 cm à frente e ao lado relativamente ao calcanhar. Para apanharem os objetos de ambos os lados, os sujeitos tinham que usar a mão direita. Aos indivíduos com DL à esquerda e à direita aplicaram-se a EVA (5.8 ± 1.7 e 6.0 ± 2.1 , respetivamente) e o RMDQ (10.5 ± 4.6 ; 10.6 ± 4.7 , respetivamente). Relativamente ao deslocamento angular, os indivíduos com DL, quando comparados com os assintomáticos, exibiram limitações significativas ($p < 0.05$) das amplitudes articulares de flexão da lombar (-12° a -16° – apanhar o objeto do lado direito; -16° a -17° apanhar o objeto à esquerda) e flexão de ambas as ancas (-14° a -13° na anca direita e -14° a -16° na anca esquerda quando o objeto estava à direita; -27° a -32° na anca direita e -17° a -21° na anca esquerda quando o objeto estava à

esquerda). Por outro lado, os indivíduos com DL obtiveram um aumento significativo ($p < 0.05$) das amplitudes articulares de rotação à direita do segmento lombar e de abdução da anca esquerda, quando tinham que apanhar o objeto à direita. Quando tinham que apanhar o objeto à esquerda, os indivíduos com DL apresentaram maiores amplitudes de abdução da anca direita ($\approx 10^\circ$) do que os indivíduos assintomáticos (1°) (Shum et al., 2007). Em suma, os indivíduos com DL exibiram um padrão de movimento diferente dos assintomáticos, apresentando menores amplitudes de flexão dos segmentos lombar e anca, compensando com maiores amplitudes de rotação para a direita da coluna lombar e abdução da anca. Quanto à velocidade, e de um modo geral, os sujeitos com DL levaram mais 0.7s a 1.1s a apanhar o objeto à direita e mais 1.7s a apanhar o objeto à esquerda. As velocidades angulares foram significativamente menores ($p < 0.05$) nos indivíduos com DL essencialmente nos movimentos de flexão do segmento lombar e anca, tanto ao apanhar o objeto à direita como apanhar o objeto à esquerda (Shum et al., 2007). Os estudos de Shum et al. (2005a, 2005b e 2007), mostram-nos que indivíduos com DL sub-aguda apresentam redução da mobilidade, redução da velocidade, e alteração da coordenação entre os movimentos dos segmentos lombar e anca em três tarefas funcionais diferentes, e segundo os autores os resultados são consistentes com estudos prévios. Ao analisarem três tarefas distintas exploraram o conhecimento sobre os efeitos da DL na função.

Considerando os resultados dos estudos apresentados, há evidência de que indivíduos com DL sub-aguda apresentam alterações dos padrões de movimento em tarefas que envolvem um predomínio de flexão/extensão do tronco. No entanto, não se sabe se indivíduos com DLC também apresentam alterações nos padrões de movimentos no mesmo tipo de tarefas. Além disso, os estudos apresentados focaram a sua análise em dois segmentos, lombar e anca, desconhecendo-se se os restantes segmentos do tronco e membro inferior também apresentam um padrão alterado. Desta forma, propõe-se com este trabalho determinar as diferenças na cinemática tridimensional (3D) do tronco e membro inferior entre indivíduos com DLC e assintomáticos, durante a execução da tarefa de *lifting*.

2. METODOLOGIA

2.1 Desenho do estudo

Realizou-se um estudo analítico, observacional e transversal.

2.2 Participantes

Este estudo contou com a participação de 28 indivíduos, divididos em dois grupos, um constituído por indivíduos assintomáticos e outro por indivíduos com DLC.

Grupo de indivíduos assintomáticos: composto por 14 indivíduos voluntários, recrutados por conveniência a partir da comunidade académica da Faculdade de Motricidade Humana, de acordo com um protocolo de recrutamento previamente definido. Primeiramente, os indivíduos foram selecionados pelos fisioterapeutas da equipa de investigação, com base em critérios de inclusão e exclusão predefinidos. Os indivíduos saudáveis foram considerados elegíveis para participar no estudo se tivessem idades compreendidas entre os 18 e os 65 anos, e foram excluídos se tivessem qualquer condição clínica (músculo-esquelética, neurológica, cardíaca, pulmonar ou outra) ou sintoma que pudesse comprometer a realização da tarefa de *lifting*. Mulheres grávidas foram também excluídas.

Grupo de indivíduos com DLC: composto por 14 indivíduos com DLC recrutados por conveniência na comunidade e em clínicas de fisioterapia da região de Oeiras, tendo por base um protocolo de recrutamento estandardizado. Os indivíduos foram selecionados, pelos fisioterapeutas da equipa de investigação, de acordo com critérios de inclusão e exclusão predefinidos. Foram considerados elegíveis para participar no estudo os indivíduos com idades compreendidas entre os 18 e os 65 anos, com dor lombar, referida ou não para os membros inferiores, nas últimas 12 semanas (Airaksinen et al., 2006), ou que tivessem dor lombar recorrente definida como “presença de dor em menos de metade dos dias num período de 12 meses, ocorrendo múltiplos episódios no decorrer desse período” (Korff, 1994), e ainda saber ler e escrever. Os indivíduos elegíveis passaram por um processo de rastreio de patologias graves da coluna vertebral, sendo posteriormente excluídos caso tivessem sinais clínicos de infeção, tumor, osteoporose, fratura, deformidade estrutural, patologia inflamatória (ex. espondilite anquilosante), síndrome

radicular, síndrome da cauda equina; ou tivessem sido submetidos a cirurgia à coluna vertebral e/ou membro(s) inferior(es) nos 12 meses anteriores à recolha dos dados; ou realizado tratamento de fisioterapia, ou outro tratamento conservador, devido à presença de DL, nos 6 meses anteriores à recolha dos dados. Mulheres grávidas também foram excluídas.

O Conselho de Ética da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa aprovou a realização deste estudo. Todos os participantes foram informados dos procedimentos e riscos da participação no estudo, tendo assinado o consentimento informado de livre participação no mesmo.

2.3 Procedimentos

Os participantes deslocaram-se ao Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa para a recolha dos dados da tarefa em estudo. Antes do início da recolha dos dados, registaram-se as características sociodemográficas dos participantes (idade, género, estado civil, habilitações literárias e situação profissional), recolheu-se a respetiva história clínica e complementarmente avaliou-se a sua massa corporal e a altura. Aos indivíduos de ambos os grupos mediu-se ainda o comprimento dos segmentos corporais a estudar, a partir da medição da distância entre os marcadores proximais e distais de cada segmento durante uma fase estática. Para o segmento pélvis, a medição baseou-se no cálculo da distância entre os marcadores das espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS) e pósterio-superiores (EIPS).

Aos indivíduos com DLC realizou-se uma avaliação clínica detalhada à coluna lombar e aos membros inferiores e monitorizou-se a intensidade da dor, através da Escala Numérica da Dor (END), referente às últimas 24 horas e à semana anterior à recolha dos dados; a incapacidade funcional associada à DL, através da QBPDS; e o nível de medo do movimento associado à DL, através da *Tampa Scale of Kinesiophobia* (TSK). Os indivíduos de ambos os grupos foram monitorizados quanto ao nível de atividade física nas componentes trabalho, desporto e lazer através da BAECKE – *Physical Activity Questionnaire*. Estes instrumentos foram utilizados na sua versão portuguesa. Note-se que

aos indivíduos assintomáticos não foram aplicadas a END e a TSK, e apenas se aplicou a QBPDS para garantir que estes indivíduos não possuíam limitações físicas que pudessem comprometer a execução da tarefa.

No que se refere às características dos instrumentos de auto-reporte utilizados, a END é uma escala unidimensional bastante utilizada para mensurar a intensidade da dor em adultos, entre os quais indivíduos com dor crônica, tanto no âmbito de investigação como de prática clínica (Farrar, Young, LaMoreaux, Werth, & Poole, 2001; Jensen, Turner, Romono, & Fisher, 1999). É uma versão numérica da EVA onde os indivíduos selecionam o número que melhor reflete a intensidade da sua dor. É comumente apresentada sob a forma de linha horizontal (0-10 ou 0-100), em que na extremidade esquerda está o “0” que significa “ausência de dor” e na direita “10 ou 100” significando “a pior dor sentida na vida”, referente a um determinado período de tempo (nas últimas 24h, na última semana, mês, etc) (Kahl & Cleland, 2005). Relativamente às propriedades psicométricas, apresenta uma fiabilidade teste-reteste moderada a alta, variando entre 0.67 e 0.96 (Kahl & Cleland, 2005), e uma validade de construto convergente, comparativamente à EVA, que varia entre 0.79 e 0.95 (Kahl & Cleland, 2005). Quanto à capacidade de resposta, num estudo realizado em indivíduos com DL, o erro padrão da medida (EPM) foi de 1.02, correspondendo a uma diferença mínima detetável (DMD) de 2 pontos, enquanto que a diferença mínima clinicamente importante (DMCI) foi de 2.2 e 1.5, respetivamente com *follow-up* de 1 e 4 semanas (Childs, Piva, & Fritz, 2005).

A QBPDS é um instrumento que avalia a incapacidade funcional em indivíduos com DL em termos da perceção da dificuldade associada a atividades físicas simples, sendo frequentemente utilizada no âmbito da investigação e da prática clínica, nomeadamente na monitorização do curso da doença (Kopeck et al., 1995). Em 2013 Cruz et al., (2013) adaptaram e validaram este instrumento para a população portuguesa, apresentando excelentes propriedades psicométricas, tais como valores de fiabilidade teste-reteste (coeficiente de correlação intraclassa – CCI = 0.696%; IC 95%: 0.581–0.783) e de consistência interna (alfa - α de Cronbach de 0.95). Em 2014 Vieira, Moniz, Fernandes, Carnide, & Cruz (2014) avaliaram a capacidade de resposta da versão portuguesa da QBPDS (QBPDS-PT) e determinaram a diferença mínima clinicamente importante em

indivíduos com DLC. Assim, obtiveram um poder de resposta moderado ($p= 0.426$ e área abaixo da curva – AAC =0.741; IC 95%: 0.645-0.837), uma DMD de 19 pontos e uma DMCI de 6.5 pontos (AAC = 0.74, sensibilidade = 72%, especificidade = 71%) (Vieira et al., 2014).

A TSK foi originalmente desenvolvida para avaliar a cinesiofobia (medo do movimento) em indivíduos com DC, tendo sido mais tarde validada para indivíduos com DLC (French, France, French, & Evans, 2007; Woby, Roach, Urmston, & Watson, 2005). Inicialmente era constituída por 17 itens, mas posteriormente conclui-se que este instrumento apresentava melhores propriedades psicométricas quando composta por apenas 13 itens (TSK-13). A TSK-13 foi validada e adaptada para a população portuguesa por Cordeiro, Pezarat-Correia, Gil, & Cabri (2013) (TSK-PT), apresentando uma excelente fiabilidade teste-reteste (CCI variou entre 0.94 e 0.98) e uma boa consistência interna (α de Cronbach de 0.82).

A BAECKE é um dos muitos instrumentos utilizados em adultos com condições crónicas, avaliando o nível de atividade física habitual em três dimensões diferentes: atividade física no trabalho; atividade física nas atividades desportivas; e atividade física nas atividades de lazer (Ono et al., 2007; Sousa & Cruz, 2013). Este instrumento foi validado e adaptado para a população portuguesa (BAECKE-PT), nomeadamente para indivíduos com DLC apresentando uma boa fiabilidade teste-reteste (CCI de 0.85), uma consistência interna fraca (α de Cronbach de 0.387) e uma validade de construto sem correlação entre a “BAECKE” e o questionário “IPAQ - Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ)” ($p= 0.07$) (Sousa & Cruz, 2013). A pontuação máxima deste instrumento é 5, e quanto mais baixa for a pontuação mais baixo é o nível de atividade física.

No que diz respeito às variáveis biomecânicas, para a recolha dos dados utilizou-se um sistema optoelectrónico de 13 câmaras (*Oqus 300, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden*), sincronizado no tempo e no espaço com duas plataformas de força *Kistler (Kistler Group, Winterthur, Switzerland)* e uma plataforma AMTI (*Advanced Mechanical Technology, Inc Watertown, USA*) a 200 Hz. As plataformas de forças foram utilizadas para a recolha de dados cinéticos, que, no entanto, não serão apresentados neste estudo. Para que o sistema

optoelectrónico identificasse os segmentos corporais e os respetivos centros articulares, colocou-se, em cada participante, marcadores refletores individuais e um conjunto de clusters contendo marcadores refletores colocados sobre uma base rígida de plástico. A posição em que foram colocados dependeu de uma combinação de dois *marker-sets* utilizados em estudos anteriores (Leardini et al., 2011; Seay et al., 2008) (Ver Figura 1). Deste modo, colocaram-se *clusters* bilateralmente na coxa, perna e pé e marcadores individuais nos grandes trocânteres, côndilos femorais interno e externo, maléolos interno e externo e cabeças do 1º e 5º metatarsos (Seay et al., 2008). Adicionalmente, e para melhor seguir o segmento pé, colocou-se um marcador individual extra em cada pé, na região mais posterior do calcâneo (Fernandes et al., 2015; Fernandes, Armada-da-Silva, Pool-Goudzwaard, Moniz-Pereira, & Veloso, 2016). No segmento lombar colocou-se um conjunto de 11 marcadores dispostos da seguinte forma: um colocado no espaço intervertebral entre a última vértebra lombar (L5) e primeira vértebra sagrada (S1); um no espaço entre a 12ª vértebra torácica (T12) e a primeira vértebra lombar (L1); um no ponto médio entre estes dois marcadores; dois colocados bilateralmente no ponto médio das cristas ilíacas e lateralmente no tórax (na direção da T12-L1); e quatro colocados na região lombar, ao lado dos marcadores situados sobre os espaços intervertebrais, com uma distância mínima de 4 cm entre eles (Seay et al., 2008). Na pélvis colocaram-se quatro marcadores, dois à esquerda e dois à direita situados sobre as EIAS e EIPS.

Por fim, no segmento torácico colocaram-se os seguintes marcadores: um no ponto médio entre os ângulos inferiores das escápulas; um sobre a apófise espinhosa da segunda vértebra torácica (T2); um sobre a apófise espinhosa da última vértebra cervical (C7); um no apêndice xifoide; um na fúrcula esternal; e um em cada um dos respetivos acrómios (Seay et al., 2008).

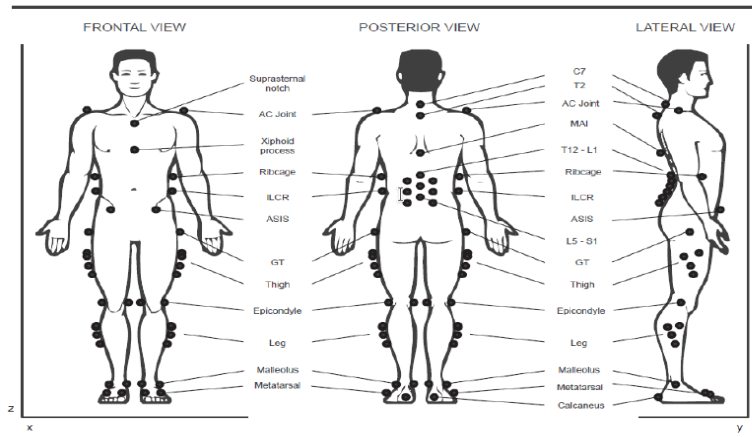


Figura 1: *Set-up* de marcadores utilizado no estudo (com permissão de Fernandes et al., 2015)

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 com 2.9 kg localizada no chão e numa posição frontal (a uma distância dos pés do indivíduo cujo valor correspondeu a 10% da sua altura), elevar essa caixa até ao nível umbilical, e por fim deslocarem-se para trás até deixarem as plataformas de forças. Foi então dado o seguinte comando verbal: “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 pegadas laterais, trazendo-a até à altura do umbigo. Depois volte à posição inicial, deslocando-se para trás, de modo a retirar cada um dos pés dos quadrados”. A figura 2 ilustra a realização da tarefa tendo por base o comando verbal dado.

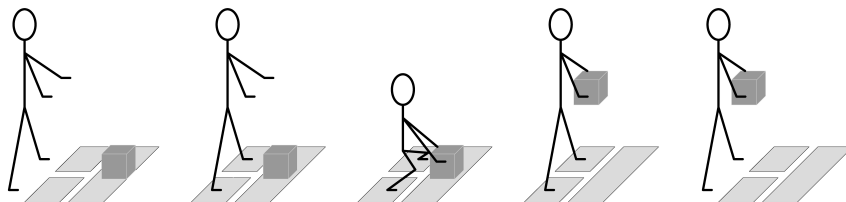


Figura 2: Realização da tarefa de *lifting*

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 era realizada da forma mais natural possível. Note-se que o investigador não demonstrou a tarefa para não influenciar o indivíduo durante a execução da mesma. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo avaliador.

2.4 Processamento dos dados

Para analisar os parâmetros cinemáticos do lifting, foram selecionadas 6 repetições desta tarefa (Monaghan, Delahunt, & Caulfield, 2007). Os dados relativos à tarefa foram extraídos usando o *Qualysis Track Manager* (v2.8 build 1554, Qualisys AB, Gothenburg, Sweden) e posteriormente exportados para o software de modelação biomecânica - Visual 3D (v5.01.10, C-Motion, Inc, Rockville, USA). A partir deste software, construiu-se um modelo com 9 segmentos corporais para cada participante (pé, perna, coxa, pélvis, coluna lombar e coluna torácica)(Leardini et al., 2011; Seay et al., 2008). Cada segmento corporal foi considerado independente e com 6 graus de liberdade, tendo por base o método de optimização segmentar (Cappello, La Palombara, & Leardini, 1996).

A massa dos segmentos dos membros inferiores determinou-se de acordo com Dempster (1955). De forma a definir os diferentes centros articulares do modelo, calcularam-se os sistemas de coordenadas locais (SCL), tendo por base o definido por Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey (2014) . O SCL da pélvis, foi definido a partir dos marcadores colocados nas EIAS e EIPS tendo por base o modelo CODA pélvis, que considera o *tilt* pélvico (no plano sagital) que naturalmente existe no corpo humano. O centro articular da anca foi determinado com base nas equações de regressão de Bell, Pedersen, & Brand (1990). Para determinar o centro articular do tornozelo definiu-se o ponto médio entre os maléolos interno e externo, e para o centro articular do joelho definiu-se o ponto médio entre os côndilos femorais interno e externo (Robertson et al., 2014). O centro articular da lombar foi definido através de um marcador virtual criado com base na distância entre o marcador de L5/S1 e o ponto médio entre os dois marcadores das EIAS (Seay et al., 2008) projetado a partir do centro articular do segmento torácico. O

centro articular do segmento torácico definiu-se usando um marcador virtual projetado a partir do ponto médio dos marcadores colocados bilateralmente sobre a caixa torácica ao nível do espaço articular de T12/L1, segundo o eixo longitudinal do tórax. Considerando este eixo, a sua extremidade proximal foi definida como o ponto médio entre fúrcula esternal e segunda vértebra torácica, enquanto que a extremidade distal foi definida como o ponto médio entre o apêndice xifoide e os ângulos inferiores dos pontos mais caudais das duas omoplatas.

Por fim, 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, assim como as amplitudes de movimento. No plano frontal os máximos referem-se aos movimentos de flexão lateral para a direita nos segmentos torácico e lombar e abdução nos restantes segmentos, enquanto que os mínimos referem-se aos movimentos de flexão lateral para a esquerda e adução, respetivamente. No plano horizontal, os máximos referem-se aos movimentos de rotação para esquerda nos segmentos torácico e lombar e rotação externa nos restantes segmentos articulares, ao passo que os valores dos ângulos mínimos dizem respeito aos movimentos de rotação para a direita e rotação interna, respetivamente. Para se saber qual a amplitude de movimento durante a tarefa de lifting subtraíram-se os ângulos articulares máximos pelos ângulos articulares mínimos de cada segmento articular. 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. Por último, a partir dos valores de desvio padrão (DP) médio de cada grupo, procedeu-se ao estudo da variabilidade do movimento do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting*.

2.5 Análise dos dados

Os dados sócio-demográficos dos 28 participantes foram tratados utilizando o *LibreOffice Calc* (Version: 5.1.6.2), assim como o cálculo das médias, DP e intervalos de confiança (IC) das seguintes variáveis cinemáticas: ângulos articulares máximos e mínimos, amplitudes de movimento e variabilidade da amplitude de movimento. A comparação estatística entre grupos, no que diz respeito aos parâmetros antropométricos, nível de atividade física e dados cinemáticos foi efetuada no *Wolfram Mathematica* (Version:10.3.0.0; Copyright 1988-2015 Wolfram Research, Inc.), tendo sido utilizado o teste não paramétrico de *Wilcoxon-Mann-Whitney*, uma vez que o estudo da normalidade através do teste de *Shapiro-Wilk* demonstrou que a distribuição amostral não era normal para algumas variáveis em estudo. O nível de significância considerado foi de $p < 0.05$.

A construção das curvas de médias e respetivo DP dos ângulos articulares do tronco e membro inferior, assim como os diagramas de extremos e quartis referentes à análise da variabilidade da amplitude de movimento, durante a tarefa de *lifting* nos diferentes planos de movimento e em ambos os grupos também foi realizada no *Wolfram Mathematica* (Version:10.3.0.0; Copyright 1988-2015 Wolfram Research, Inc.).

3. RESULTADOS

3.1 Caracterização dos participantes

Este estudo contou com um total de 28 participantes divididos em dois grupos de 14 indivíduos, dos quais 10 eram do sexo feminino e 4 do sexo masculino, com uma média de idades de 35.86 (\pm 8.87) no grupo de indivíduos assintomáticos e de 46.21 (\pm 8.06) no grupo de indivíduos com DLC. As características sócio-demográficas dos participantes encontram-se descritas na Tabela 1.

Tabela 1: Características sociodemográficas dos participantes

Características Socio-demográficas	Indivíduos Assintomáticos	Indivíduos com DLC
Idade	35.86 \pm 8.87*	46.21 \pm 8.06*
Género		
Feminino	71.43% (n=10)	71.43% (n=10)
Masculino	28.57% (n=4)	28.57% (n=4)
Estado Civil		
Casado(a)		57.14% (n=8)
Divorciado(a)		14.29%(n=2)
Solteiro(a)		28.57%(n=4)
Habilitações Literárias		
Ensino Superior completo		92.86% (n=13)
Ensino Superior incompleto		7.14% (n=1)
Situação Profissional Atual		
A trabalhar a tempo inteiro		92.86% (n=13)
A trabalhar a tempo parcial		7.14% (n=1)

* Valores de média e DP

No que se refere aos dados sócio-demográficos apenas a idade apresentou diferenças estatisticamente significativas ($p=0.01$) entre os dois grupos. As restantes características antropométricas são semelhantes em ambos os grupos não se verificando diferenças (Tabela 2). Quanto à altura, massa e índice de massa corporal (IMC) registaram-se, respetivamente, médias de 167.36 cm (\pm 7.26), 63.90 kg (\pm 10.16) e 22.71 kg/m² (\pm 2.35) no grupo de indivíduos assintomáticos, e 166.29 cm (\pm 6.45), 68.13 kg (\pm 12.77) e 24.54 kg/m² (\pm 3.82) no grupo de indivíduos com DLC (Tabela 2).

Relativamente às características clínicas ambos os grupos foram avaliados em relação à incapacidade associada à DL, através da QBPDS-PT e ao nível de atividade física em três subcategorias diferente (trabalho, desporto e lazer) através da BAECKE-PT. Embora a QBPDS-PT seja um instrumento destinado a indivíduos com DL, foi aplicado também ao grupo de indivíduos assintomáticos para garantir que estes não apresentavam limitações funcionais. Os indivíduos assintomáticos obtiveram uma mediana de 0.00 (0.00 a 3.00), não apresentando limitações funcionais, enquanto que os indivíduos com DLC obtiveram uma mediana de 19.50 (2.00 a 41.00) e um *score* médio de 19.71 (± 12.38) (Tabela 2). Quanto ao nível de atividade física, nas dimensões trabalho e lazer verificaram-se diferenças estatisticamente significativas ($p=0.02$), sendo que os indivíduos assintomáticos apresentaram níveis de atividade física baixos e os indivíduos com DLC apresentaram níveis médios de atividade física. Os indivíduos com DLC foram ainda avaliados ao nível da intensidade da dor, através da END, referente às últimas 24h e à semana anterior à recolha dos dados, e da cinesiofobia, através da TSK-PT. Assim, quanto à END os indivíduos apresentaram uma mediana de 2.00 (0.00 a 8.00) nas 24h precedentes à recolha dos dados, e uma mediana de 3.00 (0.00 a 8.00) na semana prévia à recolha dos dados. No que respeita à TSK-PT os indivíduos apresentaram um *score* médio de 29.86 (± 6.93) e uma mediana de 30.00 (20.00 a 41.00), significando um nível entre ligeiro e moderado de medo do movimento (Tabela 2).

No que respeita às restantes características clínicas do grupo de indivíduos com DLC, 11 indivíduos (78.57%) referiram ter dor há mais de 24 meses e a maioria não apresentou dor irradiada para os membros inferiores ($n=11$, 78.57%). Para aliviar a dor, apenas 3 indivíduos (21.43%) afirmaram estar a tomar medicação. Quanto ao absentismo laboral, somente 3 indivíduos (21.43%) referiram ter faltado ao trabalho no último ano devido à sua dor. Destes 3 indivíduos, 1 faltou mais de três vezes, e a duração média do absentismo variou entre 2 dias a 1 semana. Nenhum dos indivíduos esteve de baixa remunerada (Tabela 2). De um modo geral, os indivíduos com DLC apresentavam-se com baixo nível de intensidade de dor e ligeiro nível de incapacidade funcional.

Tabela 2: Características antropométricas e clínicas dos participantes

Caraterísticas Antropométricas	Indivíduos Assintomáticos					Indivíduos com DLC						
	Média	DP	95% IC	Med	Mín-Max	Média	DP	95% IC	Med	Mín-Max	Dif	p-value
Idade	35.86	8.87	31.21 a 40.51	33.50	23.00 a 53.00	46.21	8.06	41.99 a 50.44	45.00	35.00 a 64.00	10.36	0.01*
Altura (m)	1.67	0.07	1.64 a 1.71	1.66	1.55 a 1.80	1.66	0.06	1.63 a 1.70	1.67	1.56 a 1.79	0.01	0.70
Massa (Kg)	63.90	10.16	58.58 a 69.22	61.53	51.95 a 82.40	68.13	12.77	61.43 a 74.82	68.10	50.60 a 94.70	-4.23	0.45
IMC (Kg/m ²)	22.71	2.35	21.47 a 23.94	22.93	19.20 a 27.22	24.54	3.82	22.54 a 26.54	23.84	19.77 a 33.16	-1.84	0.22
Características Clínicas	Média	DP	95% IC	Med	Mín-Max	Média	DP	95% IC	Med	Mín-Max	Dif	p-value
BAECKE Trabalho - PT	1.88	0.88	1.41 a 2.35	2.13	0.00 a 2.75	2.53	0.38	2.33 a 2.72	2.56	1.88 a 3.25	-0.64	0.02*
BAECKE Desporto - PT	2.16	1.69	1.27 a 3.04	1.75	0.00 a 4.78	3.31	0.91	2.83 a 3.79	3.57	1.50 a 4.55	-1.16	0.06
BAECKE Lazer -PT	2.10	1.19	1.48 a 2.73	2.13	0.00 a 3.50	3.14	0.64	2.81 a 3.48	3.25	2.00 a 4.75	-1.04	0.02*
QBPDS - PT	0.33	0.89	-0.13 a 0.80	0.00	0.00 a 3.00	19.71	12.38	13.23 a 26.20	19.50	2.00 a 41.00	-19.71	<0.01*
END 24H	---	---	-----	---	-----	2.86	2.68	1.45 a 4.26	2.00	0.00 a 8.00	----	----
END Semana	---	---	-----	---	-----	3.29	2.49	1.98 a 4.59	3.00	0.00 a 8.00	----	----
TSK - PT	---	---	-----	---	-----	29.86	6.93	26.23 a 33.49	30.00	20.00 a 41.00	----	----
Duração dos sintomas												
3-6 meses								7.14% (n=1)				
6-12 meses			-----					7.14% (n=1)			----	----
12-24 meses								7.14% (n=1)				
Mais de 24 meses								78.57% (n=11)				
Irradiação para MI												
Sim			-----					28.57% (n=4)			----	----
Não								71.43% (n=10)				

Tabela 2: Características antropométricas e clínicas dos participantes

(Continuação)

Características Clínicas	Indivíduos Assintomáticos	Indivíduos com DLC		
Medicação para a DL				
Sim	-----	21.43% (n=3)	----	----
Não		78.57% (n=11)		
Faltas ao trabalho no último ano devido à DL				
Sim	-----	21.43% (n=3)	----	----
Não		78.57% (n=11)		
Se sim, nº de vezes				
1 vez		33.33% (n=1)		
2 vezes	-----	33.33% (n=1)	----	----
Mais de 3 vezes		33.33% (n=1)		
Duração da ausência ao trabalho				
2 dias	-----	66.67% (n=2)	----	----
1 semana		33.33% (n=1)		
Baixa Remunerada no último ano				
Sim	-----	0% (n=0)	----	----
Não		100% (n=14)		

Legenda: * $p < 0.05$; Média - média das medições; DP - desvio padrão; 95% IC - intervalo de confiança para as médias; Med - mediana das medições; Mín-Max - valores mínimos e máximos da média; Dif – diferenças das médias entre os indivíduos assintomáticos e os com DLC; *p-value* - nível de significância entre os indivíduos assintomáticos e os com DLC; IMC - Índice de massa corporal; BAECKE-PT - BAECKE *Physical Activity Questionnaire* versão Portuguesa; QBPDS-PT - *Quebec Back Pain Disability Scale* versão Portuguesa; END 24H - Escala Numérica da Dor, referente às 24h anteriores à recolha dos dados cinemáticos; END Semana - Escala Numérica da Dor, referente à semana que antecedeu à recolha dos dados cinemáticos; TSK-PT - *Tampa Scale of Kinesiophobia* versão Portuguesa;

3.2 Variáveis cinemáticas

3.2.1 Ângulos articulares máximos e mínimos do tronco e membro inferior durante o *lifting*

Calcularam-se as médias, DP e IC dos ângulos articulares máximos e mínimos da tarefa de *lifting* nos três planos de movimento (sagital, frontal e horizontal) e posteriormente compararam-se os indivíduos assintomáticos com os indivíduos com DLC (Tabela 3). Os resultados mostram que, de um modo geral, não existem diferenças estatisticamente significativas das médias dos ângulos articulares máximos e mínimos entre os indivíduos assintomáticos e com DLC. Porém, destacam-se alguns resultados. Apesar de não ser estatisticamente significativo, no plano sagital é possível distinguir que a média dos ângulos articulares máximos de flexão é superior no grupo de indivíduos assintomáticos, ao passo que a média dos ângulos articulares mínimos é maior no grupo de indivíduos com DLC.

No plano frontal, mais concretamente no ângulo articular da anca esquerda verificou-se que no movimento de abdução existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos ($p=0.03$), onde os indivíduos assintomáticos apresentaram um ângulo articular médio de 12.57° (± 10.90 , 95% IC, 6.27 a 18.86) e os indivíduos com DLC apresentam um ângulo médio de 6.63° (± 7.79 , 95% IC, 2.14 a 11.13), uma diferença de 5.93° entre estas médias. O mesmo se verificou no movimento de adução ($p<0.01$), em que os indivíduos assintomáticos apresentaram um ângulo articular médio de 0.34° (± 2.40 , 95% IC, -1.05 a 1.73), ao passo que os indivíduos com DLC apresentam -3.88° (± 2.31 , (95% IC, -5.21 a -2.54), com uma diferença de 4.22° entre estas médias. Também se verificou, como se poderá confirmar mais à frente, que a amplitude articular de abdução e adução foi maior nos indivíduos assintomáticos do que nos com DLC, apesar de não se terem registado diferenças significativas. Em suma, os indivíduos assintomáticos apresentam maiores ângulos articulares máximos e mínimos e maiores amplitudes de movimento.

No plano horizontal destacam-se as diferenças encontradas ao nível do ângulo articular do tornozelo direito no movimento de rotação externa. O grupo de indivíduos assintomáticos apresentou um ângulo articular médio de 23.11° (± 5.15 , 95% IC, 20.14 a

26.09) e o grupo de indivíduos com DLC apresentou $18.83^\circ (\pm 4.62, 95\% \text{ IC}, 16.16 \text{ a } 21.50)$, com uma diferença entre estas médias de $4.28^\circ (p=0.03)$.

Tabela 3: Média dos ângulos articulares máximos e mínimos do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting*

Variável Cinemática	Indivíduos Assintomáticos			Indivíduos com DLC			Mann-Whitney	
	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Ângulo Articular Segmento Torácico (°)								
Flexão	20.58	7.58	16.20 a 24.96	18.90	4.95	16.04 a 21.76	1.68	0.54
Extensão	3.44	2.59	1.95 a 4.94	4.24	2.70	2.68 a 5.79	-0.79	0.48
Flexão lateral direita	1.37	1.16	0.70 a 2.04	2.36	2.28	1.05 a 3.68	-0.99	0.21
Flexão lateral esquerda	-1.37	1.20	-2.07 a -0.68	-0.94	2.42	-2.34 a 0.45	-0.43	0.37
Rotação esquerda	3.71	5.27	0.66 a 6.75	1.89	6.78	-2.03 a 5.80	1.82	0.51
Rotação direita	1.03	5.59	-2.20 a 4.26	-0.77	6.92	-4.76 a 3.23	1.79	0.63
Ângulo Articular Segmento Lombar (°)								
Flexão	5.78	8.01	1.16 a 10.40	2.21	5.88	-1.19 a 5.60	3.57	0.08
Extensão	-8.85	7.20	-13.01 a -4.69	-8.48	5.90	-11.89 a -5.08	-0.37	0.98
Flexão lateral direita	0.91	1.71	-0.08 a 1.89	2.20	2.30	0.87 a 3.53	-1.29	0.21
Flexão lateral esquerda	-1.59	1.90	-2.69 a -0.50	-0.18	2.30	-1.51 a 1.14	-1.41	0.12
Rotação esquerda	-1.08	5.46	-4.23 a 2.07	1.67	6.52	-2.09 a 5.43	-2.75	0.40
Rotação direita	-2.69	5.66	-5.96 a 0.58	0.30	6.48	-3.44 a 4.04	-2.99	0.35
Ângulo Articular Anca esquerda (°)								
Flexão	90.53	12.35	83.40 a 97.66	89.31	10.01	83.53 a 95.09	1.22	0.87
Extensão	3.96	3.74	1.80 a 6.12	5.89	6.00	2.42 a 9.35	-1.93	0.35
Abdução	12.57	10.90	6.27 a 18.86	6.63	7.79	2.14 a 11.13	5.93	0.03*
Adução	0.34	2.40	-1.05 a 1.73	-3.88	2.31	-5.21 a -2.54	4.22	0.00*
Rotação externa	17.28	8.68	12.27 a 22.30	13.90	7.16	9.76 a 18.03	3.39	0.11
Rotação interna	3.06	6.64	-0.77 a 6.89	0.58	6.76	-3.33 a 4.48	2.48	0.37

Tabela 3: Média dos ângulos articulares máximos e mínimos do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting***(Continuação)**

Ângulo Articular Anca direita (°)	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Flexão	89.36	11.61	82.66 a 96.06	87.96	9.52	82.46 a 93.46	1.40	0.60
Extensão	3.84	3.80	1.65 a 6.04	5.71	5.67	2.43 a 8.98	-1.86	0.30
Abdução	8.11	12.49	0.89 a 15.32	9.78	9.60	4.24 a 15.32	-1.67	0.24
Adução	-1.13	3.65	-3.24 a 0.97	-1.11	5.47	-4.26 a 2.05	-0.03	0.73
Rotação externa	14.18	8.36	9.36 a 19.01	14.06	6.90	10.08 a 18.05	0.12	0.95
Rotação interna	-2.30	5.35	-5.39 a 0.80	-0.17	6.81	-4.10 a 3.76	-2.13	0.26
Ângulo Articular Joelho esquerdo (°)	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Flexão	90.69	34.37	70.84 a 110.53	80.94	32.13	62.39 a 99.49	9.74	0.37
Extensão	0.97	4.12	-1.41 a 3.35	1.95	2.85	0.30 a 3.59	-0.98	0.60
Abdução	11.12	5.08	8.19 a 14.05	8.97	5.94	5.54 a 12.39	2.15	0.21
Adução	-0.22	2.14	-1.46 a 1.01	-0.79	4.86	-3.59 a 2.02	0.57	0.95
Rotação externa	-4.05	5.55	-7.25 a -0.84	-1.36	6.93	-5.36 a 2.64	-2.69	0.28
Rotação interna	-17.03	9.18	-22.33 a -11.73	-16.54	7.72	-20.99 a -12.08	-0.49	0.84
Ângulo Articular Joelho direito (°)	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Flexão	90.84	34.56	70.89 a 110.80	78.66	32.10	60.13 a 97.20	12.18	0.19
Extensão	1.69	4.93	-1.16 a 4.54	2.54	2.97	0.82 a 4.25	-0.84	0.73
Abdução	10.29	4.55	7.67 a 12.92	7.81	6.57	4.02 a 11.61	2.48	0.11
Adução	-0.60	4.72	-3.33 a 2.12	-1.63	5.76	-4.96 a 1.69	1.03	0.63
Rotação externa	-3.51	6.25	-7.12 a 0.10	0.19	8.23	-4.56 a 4.94	-3.70	0.63
Rotação interna	-16.74	8.77	-21.80 a -11.68	-14.35	7.30	-18.56 a -10.13	-2.39	0.60
Ângulo Articular Tornozelo Esquerdo (°)	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Flexão Dorsal	100.56	10.35	94.59 a 106.54	99.77	10.23	93.86 a 105.68	0.79	0.80

Tabela 3: Média dos ângulos articulares máximos e mínimos do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting***(Continuação)**

Ângulo Articular Tornozelo Esquerdo (°)	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Flexão Plantar	76.72	4.99	73.84 a 79.60	78.25	2.40	76.86 a 79.63	-1.53	0.48
Abdução	19.24	8.60	14.27 a 24.20	18.67	7.54	14.32 a 23.02	0.57	0.70
Adução	12.21	8.35	7.39 a 17.03	12.65	7.08	8.56 a 16.74	-0.44	0.98
Rotação externa	23.31	3.98	21.02 a 25.61	20.40	5.38	17.30 a 23.51	2.91	0.09
Rotação interna	17.21	4.96	14.35 a 20.08	15.35	3.92	13.08 a 17.61	1.86	0.11
Ângulo Articular Tornozelo Direito (°)	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Flexão Dorsal	101.48	9.81	95.81 a 107.14	100.43	10.09	94.60 a 106.26	1.05	0.57
Flexão Plantar	77.61	5.82	74.25 a 80.97	79.23	3.37	77.29 a 81.18	-1.62	0.42
Abdução	22.08	6.91	18.09 a 26.07	17.43	6.36	13.76 a 21.11	4.65	0.10
Adução	13.95	6.78	10.04 a 17.87	10.95	5.72	7.65 a 14.26	3.00	0.12
Rotação externa	23.11	5.15	20.14 a 26.09	18.83	4.62	16.16 a 21.50	4.28	0.03*
Rotação interna	14.54	5.25	11.51 a 17.58	12.57	4.50	9.97 a 15.17	1.98	0.18

Legenda: * $p < 0.05$; Média - média das medições; DP - desvio padrão; 95% IC - intervalo de confiança para as médias; Dif - diferenças das médias entre os indivíduos assintomáticos e os indivíduos com DLC; *p-value* - nível de significância entre os indivíduos assintomáticos e os indivíduos com DLC; *Mann-Whitney* - teste de *Wilcoxon-Mann-Whitney*.

3.2.2 Amplitude de movimento do tronco e membro inferior durante o *lifting*

Calcularam-se as médias, DP e IC das amplitudes de movimento para cada grupo e fez-se a comparação estatística entre os mesmos, como se poderá ver na Tabela 4. De um modo geral, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos no que respeita à amplitude de movimento durante o *lifting* nos três planos de movimento. No entanto, destaca-se que no plano sagital, o deslocamento angular do segmento lombar foi significativamente diferente entre os dois grupos ($p=0.01$), tendo-se registado uma média de 14.63° (± 4.54 , 95% IC, 12.01 a 17.26) no grupo de indivíduos assintomáticos, e uma média de 10.69° (± 2.56 , 95% IC, 9.22 a 12.17) nos indivíduos com DLC, sendo a diferença entre estas médias de 3.94° . As curvas referentes às médias e DP dos ângulos articulares do tronco e membro inferior de ambos os grupos e nos três planos de movimento durante a tarefa de *lifting* podem ser analisadas na Figura 3.

Analisados os gráficos percebe-se que, embora não tenham existido diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos ângulos articulares máximos e mínimos e amplitudes de movimento, na maioria das variáveis estudadas, os indivíduos com DLC parecem apresentar uma alteração do padrão de movimento comparativamente aos indivíduos assintomáticos, nomeadamente nos planos frontal e horizontal. É possível ainda observar que no gráfico correspondente aos ângulos articulares da anca esquerda, no plano frontal, não existe interseção de dados entre os dois grupos, corroborando os resultados cinemáticos encontrados na comparação entre as médias dos ângulos máximos e mínimos de cada grupo (Tabela 3). Todavia, as curvas da média, em cada grupo, comportam-se da mesma forma apresentando um padrão de movimento semelhante. No plano sagital verifica-se, que os padrões de movimentos são semelhantes em ambos os grupos, havendo uma menor dispersão de dados ao longo das curvas e uma aproximação das curvas médias e respetivos DP entre ambos os grupos.

Tabela 4: Médias das amplitudes de movimento do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting*

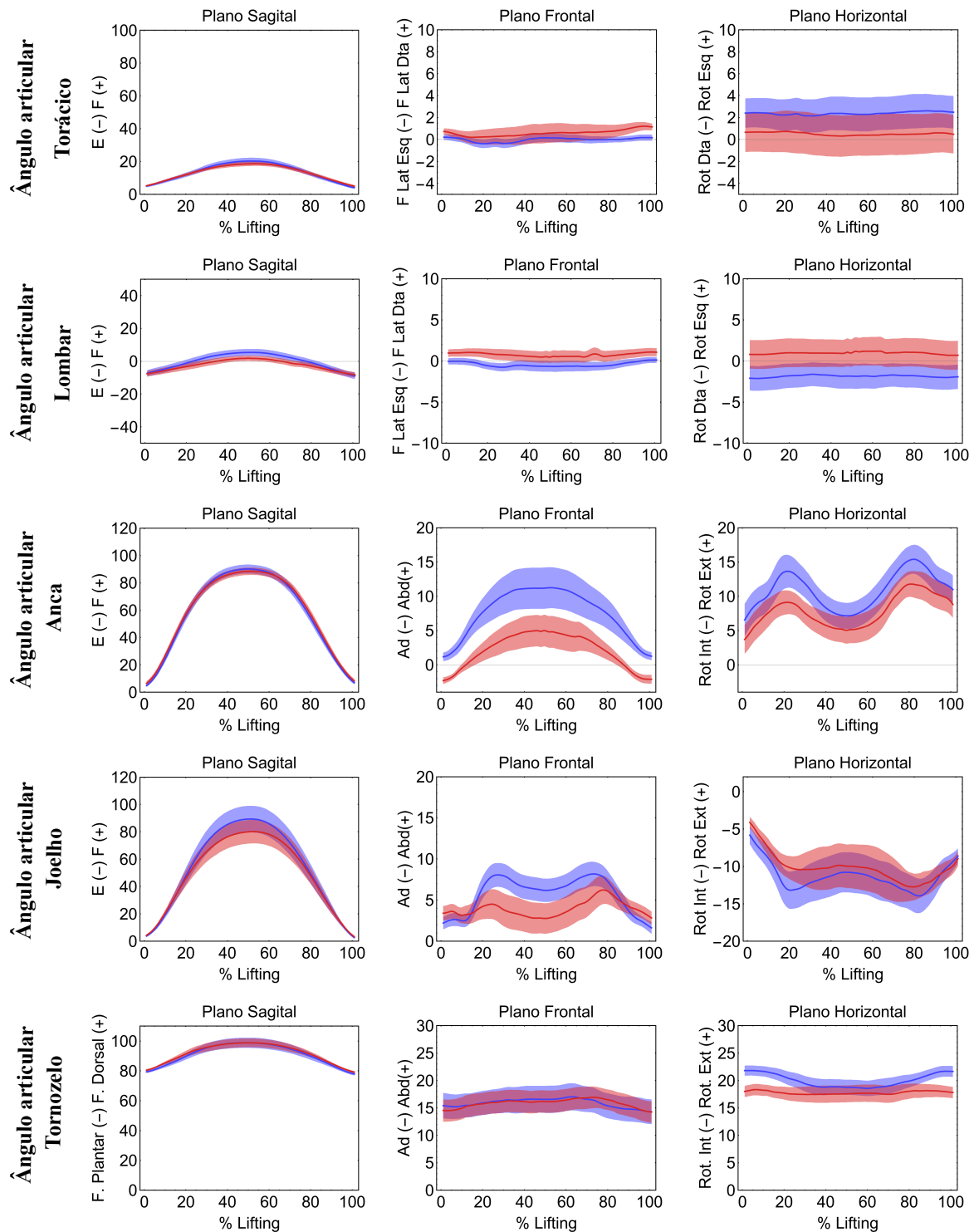
Variável Cinemática	Indivíduos Assintomáticos			Indivíduos com DLC			Mann-Whitney	
	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	p-value
Amplitude de movimento Segmento Torácico (°)								
Plano Sagital	17.14	6.03	13.65 a 20.62	14.66	3.00	12.93 a 16.39	2.48	0.26
Plano Frontal	2.74	0.85	2.25 a 3.23	3.31	1.52	2.43 a 4.18	-0.57	0.35
Plano Horizontal	2.68	0.74	2.25 a 3.11	2.65	1.09	2.02 a 3.28	0.03	0.57
Amplitude de movimento Segmento Lombar (°)								
Plano Sagital	14.63	4.54	12.01 a 17.26	10.69	2.56	9.22 a 12.17	3.94	0.01*
Plano Frontal	2.50	1.16	1.83 a 3.17	2.38	1.42	1.56 a 3.20	0.12	0.54
Plano Horizontal	1.61	0.95	1.06 a 2.16	1.37	0.70	0.97 a 1.78	0.24	0.51
Amplitude de movimento Anca esquerda (°)								
Plano Sagital	86.57	11.26	80.07 a 93.07	83.42	8.61	78.45 a 88.40	3.15	0.42
Plano Frontal	12.22	9.72	6.61 a 17.84	10.51	7.55	6.15 a 14.87	1.71	0.57
Plano Horizontal	14.22	7.92	9.65 a 18.79	13.32	4.76	10.58 a 16.07	0.90	0.95
Amplitude de movimento Anca direita (°)								
Plano Sagital	85.52	10.53	79.44 a 91.59	82.25	7.91	77.69 a 86.82	3.27	0.32
Plano Frontal	9.24	11.84	2.41 a 16.08	10.89	10.07	5.07 a 16.70	-1.65	0.35
Plano Horizontal	16.48	8.73	11.44 a 21.52	14.23	5.65	10.97 a 17.49	2.25	0.51
Amplitude de movimento Joelho esquerdo (°)								
Plano Sagital	89.72	32.49	70.96 a 108.48	79.00	32.80	60.06 a 97.93	10.72	0.37
Plano Frontal	11.34	4.33	8.84 a 13.84	9.75	4.53	7.14 a 12.37	1.59	0.37
Plano Horizontal	12.98	5.28	9.93 a 16.03	15.18	7.54	10.83 a 19.54	-2.20	0.54

Tabela 4: Médias das amplitudes de movimento do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting***(Continuação)**

Variável Cinemática	Indivíduos Assintomáticos			Indivíduos com DLC			Mann-Whitney	
	Média	DP	95% IC	Média	DP	95% IC	Dif	<i>p-value</i>
Amplitude de movimento Joelho direito (°)								
Plano Sagital	89.15	32.83	70.19 a 108.10	76.13	32.57	57.33 a 94.93	13.02	0.24
Plano Frontal	10.90	4.63	8.22 a 13.57	9.45	5.64	6.19 a 12.71	1.45	0.30
Plano Horizontal	13.23	7.56	8.87 a 17.60	14.54	8.58	9.58 a 19.49	-1.31	0.70
Amplitude de movimento Tornozelo esquerdo(°)								
Plano Sagital	23.85	7.24	19.66 a 28.03	21.53	9.49	16.05 a 27.01	2.32	0.70
Plano Frontal	7.03	2.50	5.59 a 8.47	6.02	1.80	4.98 a 7.06	1.01	0.35
Plano Horizontal	6.10	4.23	3.66 a 8.55	5.06	2.88	3.39 a 6.72	1.04	0.54
Amplitude de movimento Tornozelo direito(°)								
Plano Sagital	23.87	6.84	19.92 a 27.82	21.19	10.13	15.34 a 27.05	2.68	0.57
Plano Frontal	8.13	4.03	5.80 a 10.45	6.48	3.41	4.51 a 8.45	1.65	0.28
Plano Horizontal	8.57	4.49	5.98 a 11.16	6.26	3.16	4.44 a 8.09	2.31	0.14

Legenda: * $p < 0.05$; Média - média das medições; DP - desvio padrão; 95% IC - intervalo de confiança para as médias; Dif – diferenças das médias entre os indivíduos assintomáticos e os indivíduos com DLC; *p-value* - nível de significância entre os indivíduos assintomáticos e os indivíduos com DLC; *Mann-Whitney* - teste de *Wilcoxon-Mann-Whitney*;

Figura 3: Gráficos das curvas da média e desvio padrão dos ângulos articulares do tronco e membro inferior nos diferentes planos de movimento durante a tarefa de *lifting*.



Legenda: “F”- Flexão; “E”- Extensão; “F Lat Esq” - Flexão lateral esquerda; “F Lat Dta”- Flexão lateral direita; “Rot Dta” - Rotação para a direita; “Rot Esq” - Rotação para a esquerda; “Ad” – adução; “Abd” - abdução; “Rot Int” - Rotação interna; “Rot ext” - Rotação externa;

■ Indivíduos assintomáticos;
■ Indivíduos com DLC;

3.2.3 Análise da variabilidade do movimento do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting*

Com o objetivo de analisar a variabilidade nos grupos em estudo calculou-se a média, mediana, valores máximos e mínimos dos DP da amplitude de movimento, em cada plano e nos diversos segmentos estudados, e fez-se a comparação estatística entre grupos (Tabela 5). De um modo geral, verificou-se que a dispersão de dados, que nos é dada pela análise dos valores de DP da amplitude de movimento, não é significativamente diferente entre os indivíduos assintomáticos e os com DLC. No entanto, destacam-se alguns dados. No plano sagital e em todos os segmentos, verificou-se que tanto os valores do DP médio como os da mediana são muito próximos nos dois grupos, havendo, no entanto, uma tendência para serem menores nos indivíduos com DLC. No plano frontal esta tendência mantém-se, com o tornozelo, anca e segmentos lombar ($p=0.03$) e torácico a apresentarem médias e medianas do DP também menores nos indivíduos com DLC. Há apenas uma exceção, com o joelho a apresentar valores superiores de média e mediana ($p\leq 0.05$, para os valores da mediana) do DP nos indivíduos com DLC. No que se refere ao plano horizontal, os indivíduos com DLC apresentam valores de média e mediana do DP inferiores no tornozelo e segmentos lombar ($p=0.08$) e torácico. Olhando para estes resultados, os indivíduos com DLC apresentam, de um modo geral, uma tendência de menor dispersão de dados comparativamente aos indivíduos assintomáticos, e portanto uma menor variabilidade do movimento durante a execução da tarefa. Esta tendência é suportada pelos diagramas de extremos e quartis (Figura 4). Na Figura 4 destaca-se que no plano frontal, nomeadamente no joelho, existem dados discrepantes (*outliers*) que saem fora do primeiro e último quartis em ambos os grupos. Esta discrepância também existe no plano horizontal na articulação do joelho, mas somente nos indivíduos com DLC.

Tabela 5: Variabilidade da amplitude de movimento na execução da tarefa de *lifting* através da análise dos valores de desvio padrão

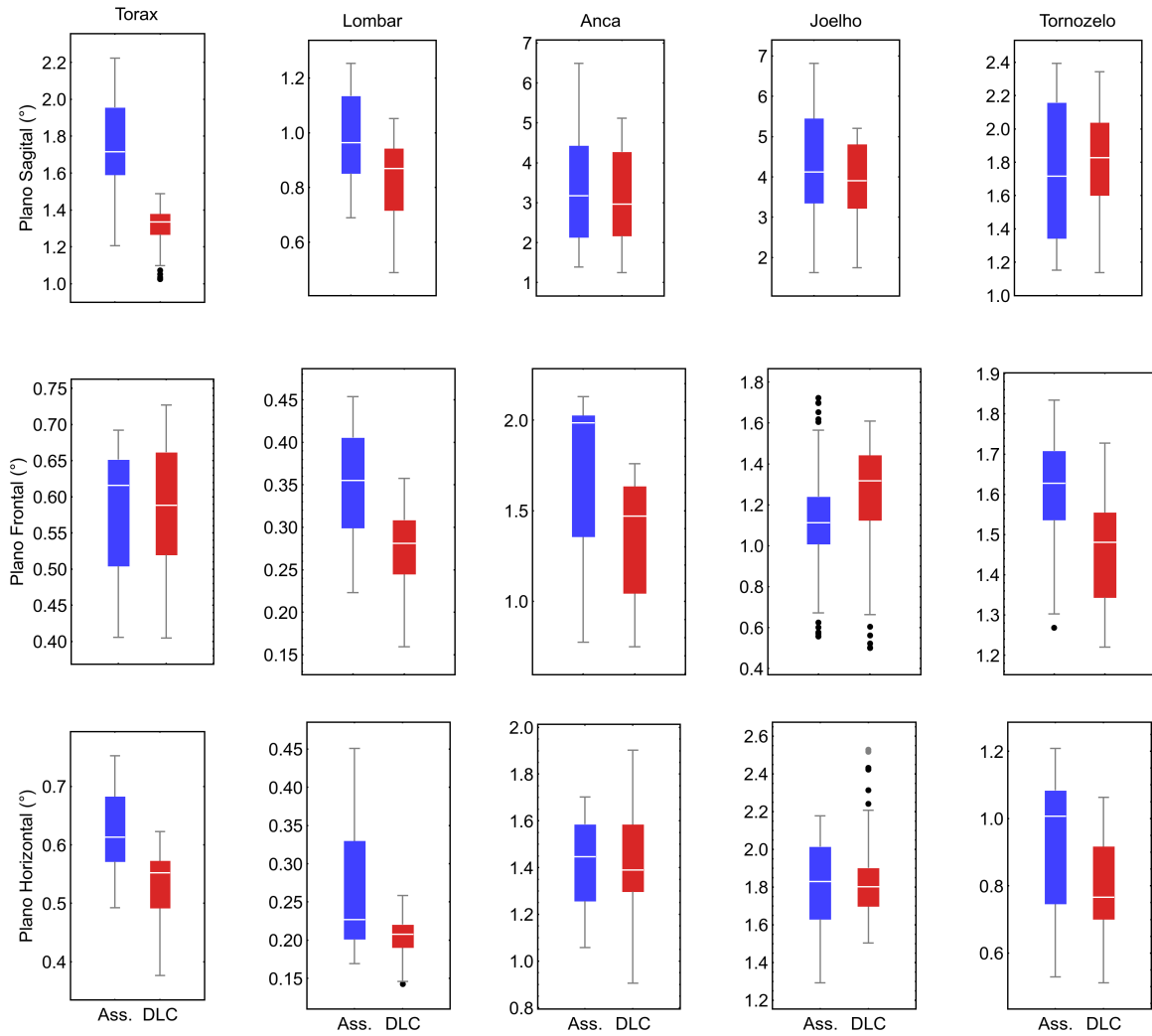
Variável Cinemática	Indivíduos Assintomáticos				Indivíduos com DLC				Mann-Whitney	
	Média DP	95% IC	Med.	Mín-Max	Média DP	95% IC	Med.	Mín-Max	Dif	p-value
Segmento Torácico (°)										
Plano Sagital	1.76	1.11 a 2.40	1.60	0.79 a 2.97	1.31	1.01 a 1.62	1.27	0.77 a 1.94	0.44	0.17
Plano Frontal	0.58	0.47 a 0.69	0.57	0.24 a 0.98	0.58	0.48 a 0.69	0.55	0.29 a 1.11	0.00	0.90
Plano Horizontal	0.62	0.51 a 0.73	0.59	0.28 a 1.08	0.53	0.46 a 0.60	0.50	0.26 a 0.92	0.09	0.27
Segmento Lombar (°)										
Plano Sagital	0.98	0.74 a 1.22	0.94	0.33 a 1.71	0.83	0.67 a 0.98	0.80	0.41 a 1.40	0.15	0.42
Plano Frontal	0.35	0.29 a 0.41	0.33	0.12 a 0.71	0.27	0.23 a 0.31	0.26	0.11 a 0.53	0.08	0.03**
Plano Horizontal	0.26	0.21 a 0.32	0.21	0.08 a 0.67	0.20	0.18 a 0.23	0.20	0.08 a 0.36	0.06	0.08
Anca esquerda (°)										
Plano Sagital	3.41	2.34 a 4.47	2.89	0.78 a 7.79	3.18	2.67 a 3.68	2.97	1.03 a 6.06	0.23	0.83
Plano Frontal	1.72	1.36 a 2.08	1.71	0.62 a 3.08	1.35	1.10 a 1.60	1.38	0.57 a 2.21	0.37	0.10
Plano Horizontal	1.42	1.04 a 1.81	1.32	0.48 a 2.81	1.41	1.18 a 1.64	1.40	0.55 a 2.68	0.01	0.75
Joelho esquerdo (°)										
Plano Sagital	4.31	2.98 a 5.64	4.05	0.92 a 8.44	3.83	2.84 a 4.81	3.93	1.02 a 6.52	0.48	0.42
Plano Frontal	1.11	0.92 a 1.30	1.02*	0.26 a 2.29	1.24	1.08 a 1.40	1.28*	0.36 a 2.24	-0.13	0.32
Plano Horizontal	1.80	1.48 a 2.11	1.72	0.63 a 3.33	1.83	1.55 a 2.12	1.78	0.84 a 3.31	-0.04	0.68
Tornozelo Esquerdo (°)										
Plano Sagital	1.74	1.43 a 2.05	1.65	0.68 a 3.32	1.79	1.36 a 2.23	1.78	0.79 a 3.02	-0.06	0.94
Plano Frontal	1.61	1.20 a 2.03	1.54	0.70 a 2.81	1.47	1.06 a 1.87	1.46	0.74 a 2.21	0.15	0.64
Plano Horizontal	0.94	0.68 a 1.19	0.89	0.30 a 1.78	0.79	0.65 a 0.94	0.76	0.34 a 1.36	0.14	0.75

Legenda: * $p < 0.05$ - nível de significância para os valores da mediana; ** $p < 0.05$ - nível de significância para os valores da média;

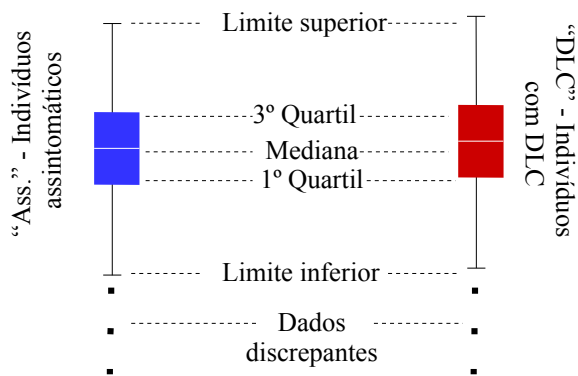
(Continuação)

Legenda: Média DP – DP médio da tarefa de *lifting*; 95% IC - intervalo de confiança para as médias; Med - mediana das medições; Mín-Max - valores mínimos e máximos da média dos valores de DP; Dif – diferenças do DP médio entre os indivíduos assintomáticos e os indivíduos com DLC; *p-value* - nível de significância entre os indivíduos assintomáticos e os indivíduos com DLC, relativamente ao DP médio; *Mann-Whitney* - teste de *Wilcoxon-Mann-Whitney*;

Figura 4: Diagramas de extremos e quartis relativos ao desvio padrão da amplitude de movimento durante a tarefa de *lifting*



Legenda:



4. DISCUSSÃO

A tarefa de *lifting* é uma das atividades do dia-a-dia que comumente se encontra limitada em indivíduos com DLC. Apesar de parecer uma tarefa simples, realizada por todos nós inúmeras vezes - muitas delas sem nos darmos conta - quando a analisamos à luz da biomecânica percebemos que é bastante complexa. O seu estudo e compreensão são indispensáveis no âmbito da DLC e, daquilo que se sabe, este é o primeiro estudo que compara e discute resultados da análise cinemática 3D do tronco e membro inferior em indivíduos assintomáticos e com DLC, durante a execução desta tarefa. Apesar de na generalidade não terem sido observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, os resultados indicam uma tendência na qual os indivíduos com DLC apresentam diminuição dos ângulos articulares máximos e mínimos, assim como diminuição das amplitudes de movimento nos três planos analisados. Também se verificou uma diminuição da variabilidade do movimento, tanto no tronco como no membro inferior nos indivíduos com DLC, que foi mais evidente nos segmentos lombar e torácico. Destacam-se diferenças significativas no segmento lombar, nomeadamente no que respeita à diminuição da amplitude de movimento no plano sagital e diminuição da variabilidade do movimento nos planos frontal e horizontal nos indivíduos com DLC. Perante estes resultados sugere-se que indivíduos com DLC apresentam alterações do padrão de movimento do tronco e membro inferior, comparativamente a indivíduos assintomáticos, possivelmente por adotarem uma estratégia protectora face à dor.

Análise cinemática – Plano Sagital

No que concerne à análise cinemática no plano sagital, verificou-se que apesar da inexistência de significância estatística, os indivíduos com DLC exibiram uma diminuição dos ângulos máximos de flexão em todos os segmentos estudados, comparativamente aos assintomáticos (Tabela 3). A maior diferença registada foi no joelho, onde os indivíduos com DLC exibiram -9.74° de flexão à esquerda e -12.18° à direita. A segunda maior diferença detetada foi no segmento lombar, onde os indivíduos com DLC executaram, em média, -3.57° de flexão deste segmento. Analisando as curvas da média e respetivo DP durante a tarefa de *lifting* nos diferentes segmentos (Figura 3), confirma-se que de facto os pontos máximos das curvas, correspondentes aos ângulos articulares máximos, são

menores no grupo de indivíduos com DLC. Destaca-se a exceção do segmento tornozelo em que as curvas da média de ambos os grupos se intersectam em quase toda a tarefa. Percebeu-se também que os indivíduos com DLC apresentaram maiores valores de ângulos articulares mínimos. A interpretação destes resultados (diminuição dos ângulos máximos e o aumento dos ângulos mínimos) só faz sentido quando acompanhada da análise das amplitudes de movimento, que se confirmou estarem reduzidas nos indivíduos com DLC em todos os segmentos estudados (Tabela 4). Os segmentos onde se verificaram maiores diferenças de amplitude de movimento entre os dois grupos foram: o joelho, em que os indivíduos com DLC realizaram -10.72° à esquerda e -13.02° à direita; a lombar em que os mesmos indivíduos realizaram -3.94° ($p=0.01$); e a anca em que se registou -3.15° à esquerda e -3.27° à direita. Uma vez que ao nível do segmento lombar a amplitude de movimento foi significativamente menor nos indivíduos com DLC (assintomáticos – 14.63° ; DLC – 10.69°), importa relacionar este resultado com os resultados dos estudos de Gomes & Fernandes (2017) e Filipe & Fernandes (2017), uma vez que os autores calcularam valores de EPM para as duas populações amostrais utilizadas do nosso estudo. Assim, no trabalho de Filipe & Fernandes (2017), os autores encontraram um EPM referente à amplitude de movimento do segmento lombar de 2.2° , no grupo de indivíduos assintomáticos. Já no trabalho de Gomes & Fernandes (2017), apesar de não ter sido calculado o EPM da amplitude de movimento, os autores encontraram um EPM de 3.5° para o movimento de flexão e 3.4° para o movimento de extensão, nos indivíduos com DLC. Portanto, apesar da diferença encontrada entre os dois grupos ($\text{dif} = 3.94^\circ$, $p = 0.01$) ser ligeiramente superior aos valores de EPM, não podemos afirmar com toda a segurança que de facto existam diferenças, mas podemos dizer que os dados vão no sentido da diferença. Ainda relativamente às amplitudes de movimento, os resultados deste estudo corroboram os dos estudos de Shum et al., (2005a, 2005b e 2007) uma vez que nas tarefas estudadas (sentar-levantar/levantar-sentar, calçar uma meia, e apanhar um objeto do solo a partir da posição de sentado) os indivíduos com DL sub-aguda apresentaram menores amplitudes de movimento de flexão lombar (entre -16° a -23°) e menores amplitudes de flexão do segmento anca (entre -13° a -32°) comparativamente aos indivíduos assintomáticos. No entanto, percebe-se que as diferenças entre grupos nas amplitudes articulares encontradas neste estudo são inferiores às diferenças encontradas nos estudos de

Shum et al., (2005a, 2005b e 2007). Várias são as explicações para este facto, tais como, o tipo de população em estudo, a tarefa analisada e a intensidade da dor reportada que é maior nos indivíduos com DL sub-aguda. Numa revisão sistemática com meta-análise, que analisou e comparou diferenças cinemáticas do movimento lombo-pélvico entre indivíduos com e sem DL (Laird, Gilbert, Kent, & Keating, 2014), os autores concluíram que indivíduos com DL apresentam uma diminuição da amplitude de movimento na coluna lombar, em todos os planos de movimento, nomeadamente no sagital (flexão: -0.62, 95% IC -0.94 a -0.29, $p < 0.01$; extensão: -0.54, 95%IC -0.81 a -0.27, $p < 0.01$), comparativamente aos indivíduos assintomáticos. No entanto, os autores não referem quais as tarefas funcionais estudadas, uma vez que não fazia parte do objetivo do estudo.

Quanto ao estudo da variabilidade do movimento, realizado a partir dos valores de DP das várias repetições da tarefa, analisando a Tabela 5, percebe-se que os indivíduos com DLC apresentaram valores de DP médio menores em todos os segmentos, porém, sem diferenças estatisticamente significativas. Estes resultados podem ainda ser observados na Figura 4, onde facilmente se depreende que para além do DP ser menor nos indivíduos com DLC há também uma tendência para a dispersão de dados ser inferior nestes indivíduos, tanto no tronco como no membro inferior. Desta forma, parece haver uma tendência para os indivíduos com DLC apresentarem menor variabilidade de movimento, ou seja, menor liberdade de movimento na execução da tarefa. Este será talvez o resultado mais interessante deste estudo. Moseley & Hodges (2006) referem que a variabilidade é uma propriedade fundamental do sistema biológico desempenhando um papel importante na aprendizagem e controlo motor, sendo por isso imprescindível no estudo do movimento humano. O desempenho de tarefas repetitivas ou invariáveis parece exigir variabilidade nos constituintes do sistema motor, levando a que o corpo se adapte às exigências da tarefa realizada (Moseley & Hodges, 2006), permitindo por sua vez variar as áreas onde a carga articular é feita, assim como variar a atividade muscular e o stress ligamentar (P. W. Hodges & Tucker, 2011). Diversos estudos têm demonstrado que a variabilidade está comprometida em indivíduos com dor. Hamill, Emmerik, Heiderscheit, & Li, (1999)mostraram que a variabilidade articular nos diversos segmentos do membro inferior estava reduzida, nomeadamente no plano sagital, em indivíduos com síndrome patelo-femoral, durante a corrida, comparativamente a indivíduos assintomáticos. Segundo estes

autores, a falta de variabilidade articular indica que as ações no segmento foram repetidas dentro de uma amplitude muito estreita, resultando num stress constante nos tecidos (cartilagem, tendão e ligamentos) (Hamill et al., 1999).

Análise cinemática – Plano Frontal

Relativamente à análise cinemática da tarefa de *lifting* no plano frontal, analisando a Tabela 3, verifica-se que os ângulos articulares máximos do tronco (segmentos torácico e lombar), foram maiores nos indivíduos com DLC (0.99° no segmento torácico e 1.29° no segmento lombar), enquanto os mínimos foram superiores nos indivíduos assintomáticos. Esta diferença entre os ângulos articulares máximos e mínimos só é importante quando se analisa a amplitude de movimento, e o que se deteta é que no segmento torácico os indivíduos com DLC apresentaram maior amplitude de movimento (0.57°) e no segmento lombar menor amplitude de movimento (-0.12°) (Tabela 4). No entanto, estas diferenças são tão pequenas (na ordem de $\approx 1^\circ$) que esta análise fica comprometida, e observando as curvas da média e DP (Figura 3) conseguimos compreender e interpretar melhor estes resultados. Efetivamente o que se destaca é que o padrão de movimento no tronco é muito semelhante entre os grupos. O estudo de Shum et al., (2005b) vem reforçar estes resultados uma vez que o padrão de movimento do segmento lombar no plano frontal é semelhante entre os indivíduos assintomáticos e os com DL. Na revisão sistemática com meta-análise de Laird et al., (2014) os autores concluíram que indivíduos com DL apresentam uma diminuição da amplitude de movimento na coluna lombar no plano frontal (-0.73, 95% IC -1.14 a -0.33, $p < 0.01$), comparativamente aos indivíduos assintomáticos, mas como já mencionado anteriormente, os autores não referem quais as tarefas funcionais estudadas e por isso torna-se difícil a comparação com os nossos resultados. Olhemos ainda para os estudos de Fernandes et al., (2015) e Fernandes et al., (2016) em que ambos fazem uma análise cinemática 3D durante a marcha em indivíduos com DLC e assintomáticos, respetivamente. De um modo geral, percebemos que ao nível do tronco, no plano frontal, os ângulos articulares máximos e mínimos são praticamente iguais nos indivíduos assintomáticos e nos com DLC (Fernandes et al., 2015; Fernandes et al., 2016), e embora não tenham sido calculadas as amplitudes de movimento depreende-se que estas também serão semelhantes entre as duas populações. Apesar de ser uma atividade

diferente, estes resultados vêm reforçar os nossos, uma vez que o que se destaca é a semelhança no padrão de movimento do tronco entre indivíduos com DLC e assintomáticos no plano frontal. Importa referir que pelo facto do *lifting* ser uma tarefa bilateral e que ocorre maioritariamente no plano sagital, não era expectável que existissem diferenças significativas neste plano.

Quanto ao membro inferior, verifica-se que de um modo geral, tanto os ângulos máximos como os mínimos estão reduzidos nos indivíduos com DLC, assim como as amplitudes de movimento (Tabela 3 e 4). Todavia, destacam-se os resultados no segmento anca esquerda em que os indivíduos com DLC exibem um ângulo de abdução de 6.63° e os indivíduos assintomáticos de 12.57°, enquanto que o ângulo de adução foi de -3.88° e 0.34°, respetivamente, sendo a diferença entre grupos estatisticamente significativa ($p < 0.05$). Apesar dos ângulos máximos e mínimos serem bastante diferentes entre grupos, quando analisamos a Tabela 4 percebemos que a amplitude de movimento é similar, tendo os indivíduos com DLC realizado -1.71°. Quando observamos a Figura 3 depreendemos que o padrão de movimento é semelhante (com uma curva que se aproxima e afasta do zero), no entanto, o ponto de partida é diferente entre os dois grupos (os indivíduos com DLC cruzam o zero e os indivíduos assintomáticos não). Uma vez que existiram diferenças significativas ao nível dos ângulos máximo e mínimos, compararam-se estes resultados com os resultados dos estudos de Gomes & Fernandes (2017) e Filipe & Fernandes (2017), que encontraram para a anca, um EPM de 3.9° no movimento de abdução e 1.5° no movimento de adução em indivíduos com DLC e 2.8° e 1.7°, respetivamente, em indivíduos assintomáticos, fazendo-nos aceitar com segurança as diferenças encontradas no nosso trabalho. Similarmente o estudo de Shum et al., (2005b) mostra que na tarefa de calçar uma meia os indivíduos com DL sub-aguda exibiram menores graus de abdução, comparativamente aos indivíduos assintomáticos, embora as diferenças encontradas não fossem significativas. Também no estudo de Fernandes et al., (2015) verifica-se que no membro inferior, nomeadamente nos segmentos anca os ângulos máximos são inferiores nos indivíduos com DLC (3.7°), comparativamente ao estudo efetuado com indivíduos assintomáticos em Fernandes et al., (2016) (7.5°) durante a realização da marcha.

Relativamente à variabilidade do movimento do tronco, destaca-se o resultado obtido no segmento lombar, onde se obtiveram diferenças significativas ($p=0.03$) entre os dois grupos (Tabela 5), tendo os indivíduos com DLC apresentado menor variabilidade. Além disso, quando se analisa a Figura 4, percebe-se que a dispersão de dados é menor nestes indivíduos, o que vem dar força às diferenças estatísticas encontradas na análise do DP médio, permitindo afirmar que ao nível do segmento lombar existe menor variabilidade nos indivíduos com DLC. Quanto à variabilidade do movimento no membro inferior, percebe-se que o DP médio é menor no segmentos anca e tornozelo nos indivíduos com DLC (Tabela 5). No entanto, observando a Figura 4, conseguimos interpretar melhor estes resultados, percebendo que tanto o DP médio como a dispersão de dados é semelhante entre os grupos. Destaca-se que ao nível do joelho existe discrepância de dados, visível pela presença de *outliers*, em ambos os grupos. Para percebermos o porquê destes *outliers* analisamos os resultados dos estudos de Gomes & Fernandes (2017) e Filipe & Fernandes (2017), tendo detetado que no plano frontal o joelho apresenta valores de EPM na ordem dos 2º nos indivíduos com DLC e na ordem dos 4º nos assintomáticos. Estes valores de EPM estão acima dos valores de DP médio observados na Tabela 5 em cada um dos grupos, o que nos leva a pensar que os *outliers* estão associados ao erro da medição. Daquilo que se sabe, não existem estudos que tenham avaliado a variabilidade no plano frontal, mesmo que noutras tarefas, mas de acordo com Hamill et al., (1999); Hodges & Tucker (2011) e Moseley & Hodges (2006) existe uma tendência para estar reduzida em indivíduos com dor, reforçando os resultados encontrados, nomeadamente no segmento lombar.

Análise cinemática – Plano Horizontal

A análise da tarefa de *lifting* no plano horizontal, é mais facilmente interpretável pela observação das curvas das médias e desvios padrão (Figura 3). Ao nível do tronco percebe-se que o padrão de movimento é bastante semelhante entre grupos. Mais especificamente, no segmento torácico verifica-se que a curva da média de ambos os grupos está acima dos 0º, no entanto a curva correspondente aos indivíduos com DLC está ligeiramente abaixo da curva dos assintomáticos. No caso do segmento lombar a curva da média dos indivíduos com DLC está acima dos 0º e a curva dos assintomáticos abaixo, no

entanto a amplitude articular é semelhante nos dois grupos (diferença entre grupos de 0.24°) (Tabela 4). Quando analisamos tarefas como a marcha, percebemos que os indivíduos com DL apresentam diminuição dos ângulo máximos de rotação do segmento lombar, comparativamente a indivíduos assintomáticos ($3.3^\circ \pm 0.3$ e $4.3^\circ \pm 0.3^\circ$, respetivamente, $p < 0.05$) (Gombatto et al., 2015). Também os resultados do estudo de Lamoth et al., (2006) mostram que os indivíduos com DLC exibem uma redução dos movimentos de rotação do tronco (tórax, lombar e pélvis), comparativamente a indivíduos saudáveis durante a realização da marcha, principalmente quando esta tarefa é realizada a velocidades elevadas acima de 4.6 km/h.

Quanto ao membro inferior, o padrão de movimento é bastante semelhante nos três segmentos, mas com a tendência para os indivíduos com DLC apresentarem menores ângulos máximos e mínimos na anca e tornozelo (Tabela 3), apesar das amplitudes articulares serem aproximadamente iguais entre os dois grupos ($\approx -1^\circ$ na anca e tornozelo nos indivíduos com DLC) (Tabela 4). Quanto ao segmento joelho tantos os ângulos máximos como os mínimos foram maiores nos indivíduos com DLC, mas sem diferenças significativas. Neste caso também a amplitude de movimento foi superior nestes indivíduos (12.98° nos indivíduos assintomáticos e 15.18° nos com DLC, diferença de 2.2° entre grupos) (Tabela 4). Analisando os estudos de Fernandes et al., (2015) e Fernandes et al., (2016), percebe-se que os indivíduos com DLC apresentam diminuição dos ângulos máximos e mínimos na anca e tornozelo comparativamente aos indivíduos assintomáticos (Fernandes et al., 2016), durante a realização da marcha. No entanto as amplitudes articulares foram semelhantes entre as duas populações, à semelhança do que se pode observar no nosso estudo.

Relativamente à variabilidade do movimento, olhando para a Figura 4, percebe-se que ao nível do tronco, mais uma vez, tanto o DP médio como a dispersão de dados foram menores nos indivíduos com DLC. Além disso, destaca-se que ao nível do segmento lombar o DP médio foi inferior, comparativamente aos indivíduos assintomáticos ($p=0.08$; mesmo com um $p\text{-value}>0.05$ este é um resultado que importa destacar). De acordo com Lamoth et al., (2006), a variabilidade referente às rotações dos segmentos torácico e lombar, foi significativamente menor nos indivíduos com DLC comparativamente a

indivíduos saudáveis ($t=2.12$, $p=0.04$ e $t=2.35$, $p=0.03$, para os segmentos torácico e lombar, respetivamente) durante a marcha a uma velocidade confortável. Também van den Hoorn, Bruijn, Meijer, Hodges, & van Dieën (2012) mostra-nos que a variabilidade do movimento do tronco (segmento torácico em relação ao segmento pélvis) foi significativamente menor nos indivíduos com DLC comparativamente aos assintomáticos ($p=0.02$), durante a marcha. Estas investigações suportam aos nossos resultados.

Relativamente ao membro inferior, analisando a Figura 4 percebe-se que o joelho e tornozelo seguem a mesma tendência geral de menor DP médio e dispersão de dados, embora esta diminuição não pareça ser tão evidente como no tronco. Ao nível do joelho, e à semelhança do que acontece no plano frontal, verifica-se discrepância de dados, visíveis pela presença de *outliers*, nos indivíduos com DLC. Verificámos nos estudos de Gomes & Fernandes (2017) e Filipe & Fernandes (2017) valores de EPM, no plano horizontal para o joelho, na ordem dos 2.3° nos indivíduos com DLC e na ordem dos 3.8° nos assintomáticos. Estes valores de EPM estão acima dos valores de DP médio observados na Tabela 5 em cada um dos grupos, o que nos leva a pensar que os *outliers* estão associados ao erro da medição.

Padrão de movimento global

Analisando a tarefa de *lifting* na sua globalidade, percebe-se que para apanhar o objeto localizado à sua frente os indivíduos de ambos os grupos, no plano sagital, realizam flexão em todas as articulações, com uma participação maior do joelho (amplitude de movimento de $\approx 90^\circ$ nos indivíduos assintomáticos e $\approx 80^\circ$ nos com DLC), seguindo-se a anca (amplitude de movimento de $\approx 86^\circ$ nos indivíduos assintomáticos e $\approx 83^\circ$ nos com DLC), tornozelo (amplitude de movimento de $\approx 24^\circ$ nos indivíduos assintomáticos e $\approx 22^\circ$ nos com DLC), segmento torácico (amplitude de movimento de $\approx 17^\circ$ nos indivíduos assintomáticos e $\approx 15^\circ$ nos com DLC) e por fim o segmento lombar (amplitude de movimento de $\approx 15^\circ$ nos indivíduos assintomáticos e $\approx 11^\circ$ nos com DLC). No plano frontal, e no que respeita ao membro inferior, o segmento com uma maior participação durante a execução da tarefa foi a anca, onde a amplitude de movimento variou entre os 9° à direita e os 12° à esquerda nos indivíduos assintomáticos e os 11° à esquerda e à direita nos indivíduos com DLC (a amplitude de movimento foi semelhante mas o ponto de partida e

de chegada foi diferente). No joelho e tornozelo, assim como ao nível do tronco, o padrão de movimento foi semelhante em ambos os grupos. No plano horizontal, e em todos os segmentos o padrão de movimento foi bastante semelhante entre os grupos.

Ainda em relação ao padrão de movimento, o que mais se destaca neste trabalho é o facto de os indivíduos com DLC apresentarem menor variabilidade de movimento no tronco e membro inferior, sendo que no tronco a diferença é mais evidente. Podemos olhar para estes resultados à luz da teoria desenvolvida por Hodges & Tucker (2011), que explica a adaptação à dor tendo em conta inúmeros aspetos, particularmente a variabilidade entre indivíduos e tarefas. De um modo geral, esta teoria baseia-se em cinco elementos chave para explicar a adaptação à dor. O primeiro consiste na redistribuição da atividade dentro e entre músculos, onde algumas unidades motoras são desativadas e outras novas ativadas. Por sua vez, implica uma alteração do comportamento mecânico, mudando o resultado da contração muscular (2º elemento chave). Como exemplo desta alteração, Tucker & Hodges (2010) mostram-nos que na presença de dor ocorre uma mudança na direção da força de extensão do joelho, e em Hodges, van den Hoorn, Dawson, & Cholewicki (2009) concluiu-se que indivíduos com DL recorrente apresentam um aumento da rigidez (*stiffness*) e diminuição do amortecimento (*damping*) comparativamente a indivíduos assintomáticos, provavelmente devido a um aumento da atividade muscular e a alterações do controlo reflexo dos músculos do tronco. Deste forma, surge o 3º elemento chave desta teoria, que é portanto uma resposta protectora face à dor ou à ameaça de dor/lesão, que considera que o sistema nervoso procura um padrão de movimento que seja menos doloroso numa tarefa também ela dolorosa (Hodges & Tucker, 2011). A teoria de Hodges & Tucker (2011) propõe, ao invés de uma mudança estereotipada para todas as condições, que o sistema nervoso tenha uma série de opções para atingir o objetivo da proteção, o que pode envolver aumento ou diminuição da distribuição da atividade, levando por sua vez a processo neurais complexos (4º elemento chave). Por último, o 5º elemento baseia-se por um lado nos benefícios a curto prazo – a proteção – e por outro nas consequências negativas a longo prazo tais como, aumento da carga na articulação, diminuição do movimento e diminuição da variabilidade. Embora no nosso estudo não tenhamos avaliado a carga efetuada nas articulações, verificamos de facto existiu uma diminuição do movimento e da variabilidade em todas as articulações estudadas, principalmente no

segmento lombar, o que corrobora o estipulado pela teoria de Hodges & Tucker (2011). Ainda de acordo com esta teoria, depreendemos que apesar da adaptação à dor ser mais evidente no segmento lombar, pela diminuição da amplitude de flexão e da variabilidade no plano frontal e horizontal, também ocorre nos restantes segmentos analisados, o que nos leva a inferir que este processo de adaptação ocorre de um modo geral em todo o corpo alterando o padrão de movimento global.

Contributo e limitações do estudo:

Este estudo utilizou uma técnica sofisticada e moderna que permitiu a recolha e análise 3D de dados cinemáticos durante a realização de uma atividade funcional muito característica do dia-a-dia. Todos os procedimentos inerentes à recolha dos dados foram realizados pelo mesmo avaliador e tiveram por base decisões rigorosas fundamentadas com base na melhor literatura científica disponível. Relativamente aos participantes, o facto de estes terem sido incentivados a realizar a tarefa o mais naturalmente possível, evitou a ocorrência de viéses na execução da mesma, que por sua vez pudessem comprometer a análise dos padrões de movimento. O número total de participantes, assim como as características sociodemográficas foram, na generalidade, bastante similares entre grupos, o que facilitou a comparação dos resultados. Destaca-se a exceção da “idade” em que se verificaram diferenças significativas entre os dois grupos, no entanto o grupo etário a que pertencem é o mesmo (adulto). Relativamente aos parâmetros clínicos, percebeu-se que os indivíduos com DLC apresentam maiores níveis de atividade física no trabalho e no lazer comparativamente aos assintomáticos. Quanto à incapacidade, avaliada pela QBPDS-PT, e quanto à dor, mensurada pela END, percebeu-se estas, em média, não apresentaram *scores* elevados, tendo permitido a realização da recolha dos dados cinemáticos sem comprometer a estabilidade clínica dos participantes. Apesar da pouca significância estatística, a realização deste estudo abriu caminho para a compreensão do impacto da DLC na biomecânica do corpo humano. O facto deste trabalho – daquilo que se sabe – ser o primeiro que investiga a cinemática 3D do tronco e membro inferior em indivíduos com DLC na análise do *lifting*, é claramente um ponto forte pois encaminha-nos para novas linhas de investigação. Percebeu-se que não só a biomecânica do tronco estava alterada como também a do membro inferior, visível através das alterações dos padrões de

movimento em todos estes segmentos estudados, o que poderá ter ocorrido devido a um processo de adaptação à dor baseado no argumento de que indivíduos com DLC adotam estratégias protectivas. Isto poderá servir de linha orientadora para a prática clínica. Por um lado, ficamos mais desportos para as alterações dos padrões de movimento em utentes com DLC e por outro, faz-nos pensar em estratégias de intervenção que se foquem não só na restauração do movimento da coluna lombar, como também de todo o tronco e membro inferior e que tenham como objetivo o aumento da variabilidade. Além disso, este estudo também nos faculta uma análise do padrão de movimento dos indivíduos saudáveis, servindo de referência tanto para futuras investigações como para a prática clínica.

Algumas limitações foram encontradas no decorrer deste trabalho. Talvez o maior ponto fraco deste estudo seja a escolha de duas amostras não probabilísticas, cada uma constituída por apenas 14 indivíduos. Uma amostra maior levaria certamente a um maior rigor estatístico e uma possível extrapolação dos resultados para a população geral, com maior impacto para a prática clínica. Também se verificou que o modelo biomecânico utilizado não reflete o real movimento da coluna lombar e torácica, uma vez que considera estes segmentos rígidos e únicos. Este estudo focou-se apenas na análise dos ângulos articulares (ângulos máximos, mínimos, amplitudes de movimento) e da variabilidade do movimento. Isto não nos permite concluir sobre quais as causas que possam estar por detrás das alterações dos padrões de movimento em indivíduos com DLC. Desta forma, seria fundamental realizar futuras investigações que completassem estes resultados, analisando outros parâmetros cinemáticos, tais como a velocidade angular e aceleração, e parâmetros cinéticos tal como o momento de força, etc. Seria também importante aprofundar o conhecimento sobre as alterações da variabilidade relativamente a outros dados cinemáticos e cinéticos, no tronco e membro inferior. Em suma, torna-se fundamental continuar a estudar os fatores biomecânicos para perceber se estes têm ou não influência na manutenção dos sintomas de dor e incapacidade comumente reportados pelos indivíduos com DLC.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo mostram que, apesar de não existirem diferenças estatisticamente significativas na maioria das variáveis analisadas, os padrões de movimento no grupo de indivíduos com DLC parecem estar alterados, durante a execução da tarefa de *lifting*. No plano sagital os indivíduos com DLC apresentam uma diminuição dos ângulos máximos e das amplitudes de movimento de flexão em todos os segmentos estudados. No plano frontal e no plano horizontal o padrão de movimento foi semelhante em ambos os grupos, no entanto, verificou-se uma tendência para a diminuição dos ângulos máximos e amplitudes de movimento nos indivíduos com DLC. A diminuição da variabilidade nos indivíduos com DLC, foi provavelmente o resultado mais interessante deste estudo. Estes resultados vão ao encontro da teoria da adaptação à dor, em que os indivíduos com DLC apresentam alterações dos padrões de movimento de forma a evitar a dor durante a realização de tarefas funcionais. A investigação em torno de fatores biomecânicos, nomeadamente o estudo mais amplo de parâmetros cinemáticos e cinéticos, e o estudo da variabilidade relativamente a estes parâmetros, é fundamental para a compreensão do seu papel na manutenção da dor e incapacidade em indivíduos com DLC.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klaber-Moffett, J., Kovacs, F., ... Zanolli, G. (2006). Chapter 4 European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European Spine Journal*, *15*(2), s192--s300. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-1072-1>
- Azevedo, L. F., Costa-Pereira, A., Mendonça, L., Dias, C. C., & Castro-Lopes, J. M. (2012). Epidemiology of Chronic Pain: A Population-Based Nationwide Study on Its Prevalence, Characteristics and Associated Disability in Portugal. *The Journal of Pain*, *13*(8), 773–783. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2012.05.012>
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. *The Lancet*, *379*(9814), 482–491. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60610-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60610-7)
- Bell, A. L., Pedersen, D. R., & Brand, R. A. (1990). A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, *23*(6), 617–621. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](https://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. [https://doi.org/10.1016/0020-7101\(96\)01167-1](https://doi.org/10.1016/0020-7101(96)01167-1)
- Castro-Lopes, J. M. (2010). Pain Proposal A Dor Crónica em Portugal, 1–12.
- 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), 1331–1334. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000164099.92112.29>
- Cordeiro, N., Pezarat-Correia, P., Gil, J., & Cabri, J. (2013). Portuguese language version of the Tampa Scale of Kinesiophobia (13 Itens). *Journal of Musculoskeletal Pain*, *21*(1), 58–63. <https://doi.org/10.3109/10582452.2012.762966>
- Costa, L. da C., Maher, C. G., Hancock, M. J., Mcauley, J. H., Herbert, R. D., & Costa, L. O. (2012). Prognosis in people with back pain. *Cmaj*, *184*(11), 1229–1230. <https://doi.org/10.1503/cmaj.120627>
- 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 (Phila Pa 1976)*, *38*(23), E1491-7. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182a439cc>

- Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K., & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, *21*(1), 71–78.
- Estudo Epidemiológico das Doenças Reumáticas em Portugal. (n.d.). Retrieved from http://www.reumacensus.org/pdf/quadriptico_resultados_epireumapt.pdf
- Farrar, J. T., Young, J. P., LaMoreaux, L., Werth, J. L., & Poole, R. M. (2001). Clinical importance of changes in chronic pain intensity measured on an 11-point numerical pain rating scale. *Pain*, *94*(2), 149–158. [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(01\)00349-9](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(01)00349-9)
- 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), 491–497. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.08.002>
- Fernandes, R. S., Armada-da-Silva, P., Pool-Goudzwaard, A. L., Moniz-Pereira, V., & Veloso, A. P. (2016). Corrigendum to “Three dimensional multi-segmental trunk kinematics and kinetics during gait: Test-retest reliability and minimal detectable change” (*Gait Posture* (2016) 46 (18–25)). *Gait and Posture*, *48*, 267. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.05.010>
- Filipe, V., & Fernandes, R. (2017). *Cinemática tri-dimensional do tronco durante uma tarefa de lifting: estudo da fiabilidade teste-reteste e diferença mínima detetável em indivíduos saudáveis*. Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico de Setúbal
- Freburger, J. K., Holmes, G. M., Agans, R. P., Jackman, A. M., Darter, J. D., Wallace, A. S., ... Carey, T. S. (2009). The Rising Prevalence of Chronic Low Back Pain(). *Archives of Internal Medicine*, *169*(3), 251–258. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4339077/>
- French, D. J., France, C. R., 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), *127*, 42–51. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2006.07.016>
- 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. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.08.010>
- Gomes, L., & Fernandes, R. (2017). *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. Escola Superior de Saúde, Instituto Politécnico de Setúbal

- Gouveia, M., & Augusto, M. (2011). Custos indirectos da dor crónica em Portugal. *Revista Portuguesa de Saúde Pública*, 29, 100–107.
- Gouveia, N., Rodrigues, A., Eusébio, M., Ramiro, S., Machado, P., Canhão, H., & Branco, J. (2015). Prevalence & burden of active chronic low back pain in the adult Portuguese population: results from a population based study. San Francisco: ACR/ARHP ANNUAL MEETING. Retrieved from http://www.reumacensus.org/pdf/publicacoes/2015/posters_acr/Poster_ACR_LBP.pdf
- Hamill, J., Emmerik, R. E. A. Van, Heiderscheit, B. C., & Li, L. (1999). A dynamical systems approach to lower extremity running injuries, 14, 297–308.
- 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. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3229745/>
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C., & Manniche, C. (2003). Low back pain: what is the long-term course? A review of studies of general patient populations. *European Spine Journal*, 12(2), 149–165. <https://doi.org/10.1007/s00586-002-0508-5>
- Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 61–66. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.001>
- Hodges, P. W., & Tucker, K. (2011). Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain*, 152(3), S90–S98. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2010.10.020>
- 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. <https://doi.org/10.1002/art.34347>
- Huang, Y. P., Bruijn, S. M., Lin, J. H., Meijer, O. G., Wu, W. H., Abbasi-bafghi, H., ... Diee, J. H. Van. (2011). Gait adaptations in low back pain patients with lumbar disc herniation: trunk coordination and arm swing, 491–499. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1639-8>
- Jensen, M. P., Turner, J. a, Romono, J. M., & Fisher, L. D. (1999). Comparative Reliability and Validity of Chronic Pain Intensity measures. *Pain*, 83, 157–162.

- 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. <https://doi.org/10.1179/108331905X55776>
- Keefe, F. J., Rumble, M. E., Scipio, C. D., Giordano, L. A., & Perri, L. M. (2004). Psychological aspects of persistent pain: current state of the science. *The Journal of Pain*, *5*(4), 195–211. <https://doi.org/10.1016/j.jpain.2004.02.576>
- 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. <https://doi.org/PMID: 7732471> [PubMed - indexed for MEDLINE]
- Korff, M. Von. (1994). Studying the Natural History of Back Pain. *Spine*, *19*(18). Retrieved from http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/1994/09151/Studying_the_Natural_History_of_Back_Pain_.5.aspx
- 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, *15*(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>
- Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., Daffertshofer, A., Wuisman, P. I. J. M., & Beek, P. J. (2006). Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control, 23–40. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0825-y>
- Leardini, 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. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015>
- Martins, I. D. (2006). Lombalgias:porquê tantos nsucessos terapêuticos? *Dor*, *14*(3), 7–9.
- Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2007). Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait & Posture*, *25*(2), 303–315. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.011>
- Moseley, G. L., & Hodges, P. W. (2006). Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: A risk factor for chronic trouble? *Behavioral Neuroscience*, *120*(2), 474–476. <https://doi.org/10.1037/0735-7044.120.2.474>
- Ono, R., Hirata, S., Yamada, M., Nishiyama, T., Kurosaka, M., & Tamura, Y. (2007). Reliability and validity of the Baecke physical activity questionnaire in adult women

- with hip disorders. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 61. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-8-61>
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2014). *Research methods in biomechanics*.
- 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), 1519–1529. <https://doi.org/10.1080/02640410802298235>
- Shum, G., Crosbie, J., & Lee, R. (2005a). 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.
- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2005b). Symptomatic and asymptomatic movement coordination of the lumbar spine and hip during an everyday activity. *Spine*, 30(23), E697-702. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000188255.10759.7a>
- Shum, G. L. K., Crosbie, J., & Lee, R. Y. W. (2007). Movement coordination of the lumbar spine and hip during a picking up activity in low back pain subjects. *European Spine Journal*, 16(6), 749–758. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0122-z>
- Sousa, L., & Cruz, E. B. (2013). *Relação entre a atividade física, a incapacidade e a cinesiofobia em utentes com dor lombar crónica*. Retrieved from <http://run.unl.pt/handle/10362/11304>
- Tucker, K. J., & Hodges, P. W. (2010). Changes in motor unit recruitment strategy during pain alters force direction. *European Journal of Pain*, 14(9), 932–938. <https://doi.org/10.1016/j.ejpain.2010.03.006>
- Turk, D. C., & Okifuji, A. (2002). Psychological Factors in Chronic Pain: Evolution and Revolution, 70(3), 678–690. <https://doi.org/10.1037//0022-006X.70.3.678>
- van den Hoorn, W., Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Hodges, P. W., & van Dieën, J. H. (2012). Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *Journal of Biomechanics*, 45(2), 342–347. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.10.024>
- van Tulder, M., Koes, B., & Bombardier, C. (2002). Low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 16(5), 761–775. <https://doi.org/10.1053/berh.2002.0267>
- Verkerk, K., Luijsterburg, P. A. J., Heymans, M. W., Ronchetti, I., Pool-Goudzwaard, A. L., Miedema, H. S., & Koes, B. W. (2013). Prognosis and Course of Disability in Patients

- With Chronic Nonspecific Low Back Pain: A 5- and 12-Month Follow-up Cohort Study. *Physical Therapy*, 93(12), 1603–1614. <https://doi.org/10.2522/ptj.20130076>
- Verkerk, K., Luijsterburg, P. A. J., Heymans, M. W., Ronchetti, I., Pool-Goudzwaard, A. L., Miedema, H. S., & Koes, B. W. (2015). Prognosis and course of pain in patients with chronic non-specific low back pain: A 1-year follow-up cohort study. *European Journal of Pain*, 19(8), 1101–1110. <https://doi.org/10.1002/ejp.633>
- Verkerk, K., Luijsterburg, P. A. J., Miedema, H. S., Pool-Goudzwaard, A., & Koes, B. W. (2012). Prognostic Factors for Recovery in Chronic Nonspecific Low Back Pain: A Systematic Review. *Physical Therapy*, 92(9), 1093–1108. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110388>
- 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–E352. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000159>
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, M., & Banzer, W. (2001). Influences of Nonspecific Low Back Pain on Three-Dimensional Lumbar Spine Kinematics in Locomotion. *Spine*, 26(17). Retrieved from http://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2001/09010/Influences_of_Nonspecific_Low_Back_Pain_on.19.aspx
- Waddell, G. (1987). 1987 Volvo award in clinical sciences. Aclinical model for the treatment of low-back pain. *Spine*, 12, 632–644.
- Woby, S. R., Roach, N. K., Urmston, M., & Watson, P. J. (2005). Psychometric properties of the TSK-11: A shortened version of the Tampa Scale for Kinesiophobia. *Pain*, 117(1–2), 137–144. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2005.05.029>
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software (1978)*, 8(2), 104–113. [https://doi.org/10.1016/0141-1195\(86\)90098-7](https://doi.org/10.1016/0141-1195(86)90098-7)