



UNIVERSIDADE  
**NOVA**  
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA  
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Vitor Filipe **Cinemática tri-dimensional do tronco durante uma tarefa de *lifting*: estudo da fiabilidade teste-reteste e diferença mínima detetável em indivíduos saudáveis**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia  
Relatório de Projeto de Investigação

Dezembro 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.

## AGRADECIMENTOS

O espaço limitado desta secção de agradecimentos não me permite, seguramente, agradecer como devia a todas as pessoas que ao longo do meu Mestrado em Fisioterapia nas condições músculo-esquelética me ajudaram, direta ou indiretamente, a cumprir os meus objetivos e a realizar mais esta etapa da minha formação académica. Desta forma, deixo apenas algumas palavras, poucas, que espero que traduzam o meu sentido e profundo sentimento de gratidão.

Começar por agradecer à *Professora Doutora Rita Fernandes*, pela dedicação, empenho, rigor e paciência que demonstrou ao longo desta caminhada e pelo desafio que foi este projeto.

A todos os professores com quem tive o prazer de me cruzar durante o Mestrado, pelo conhecimento transmitido em todos e em cada fim-de-semana de aulas, tornando-me assim um profissional diferente.

Ao Centro Social e Paroquial de São Joaquinho, pelo apoio, força e disponibilidade sempre dados. Os meus sinceros agradecimentos, na pessoa do Sr. Padre *Virgílio Rodrigues*.

Uma agradecimento muito especial a uma das pessoas que mais me apoiou e ajudou nesta longa caminhada, a ti *Luís Gomes* um muito obrigado. Talvez a maior conquista nesta caminhada.

Agradecer também àquelas pessoas que me ajudaram na revisão do texto, tanto a nível do inglês como do português, a vocês *Rita Pereira, Ricardo Ramos e Salomé Rodrigues*, o meu obrigado.

Por fim, mas não menos importante, à minha família, em especial aos *Meus Pais e à minha Irmã*, um enorme obrigado por acreditarem sempre em mim e naquilo que faço e por todos os ensinamentos de vida. Espero que esta etapa, que agora culmina, possa de alguma forma retribuir e compensar todo o carinho, apoio e dedicação que constantemente me oferecem. A eles dedico o presente trabalho.

## RESUMO

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

Vítor Filipe; Rita Fernandes

**INTRODUÇÃO:** A dor lombar (DL) é uma das condições músculo-esqueléticas que provoca um maior índice de incapacidade entre os indivíduos. Devido à relação estabelecida entre o movimento, dor e incapacidade, avaliação do movimento lumbo-pélvico é extremamente importante durante o exame de um paciente com DL. Assim, o estudo de padrões de movimentos de indivíduos saudáveis é importante para criar uma base empírica para a diferenciação entre o movimento normal e patológico. Embora exista conhecimento sobre os padrões lumbo-pélvicos em indivíduos saudáveis durante diferentes atividades diárias, falta informação sobre as propriedades psicométricas dos instrumentos de medição usados na sua avaliação. Assim, este estudo tem como objetivo avaliar a fiabilidade teste-reteste, o erro padrão de medida (EPM) e a diferença mínima detetável (DMD) da análise cinemática 3D do tronco e membro inferior durante uma tarefa de *lifting*, em indivíduos assintomáticos.

**OBJETIVO:** Avaliar a fiabilidade teste-reteste, o EPM e a DMD da análise cinemática 3D do tronco e membro inferior durante uma tarefa de *lifting*, em indivíduos assintomáticos. **METODOLOGIA:** O presente estudo utilizou uma amostra de 14 indivíduos assintomáticos, em que cada um participou em dois momentos de avaliação, separados por uma média de 7 dias. Esta avaliação consistiu na recolha e análise da cinemática 3D do tronco e membro inferior durante uma tarefa de *lifting*. Para aferir acerca da fiabilidade e da concordância, foram calculados os valores de coeficiente de correlação intraclasse (CCI), assim como os valores de EPM, DMD e os limites de concordância (LDC). **RESULTADOS:** Foram obtidos valores elevados de fiabilidade teste-reteste (CCI >0.80) assim como valores de EPM baixos (<4°) para a maioria dos ângulos articulares analisados. No que toca à EPM% observou-se uma variação de 1.7 a 619% para os ângulos articulares máximos e mínimos e uma variação de 6.9 a 37.8% para as amplitudes articulares nos diferentes planos. Por último os valores absolutos de DMD variaram entre 2.2° e 23°, sendo que para a DMD% variou entre 4.7 e 1715.7% para os ângulos articulares máximos e mínimos. Já para os valores das amplitudes articulares nos diferentes planos, os valores absolutos de DMD variaram entre 1.5° e 19.7°, sendo que para a DMD% variaram entre 419 e 104.7%. **DISCUSSÃO E CONCLUSÃO:** O presente estudo veio demonstrar uma elevada fiabilidade para a medição cinemática 3D dos ângulos articulares do tronco e do membro inferior, assim como valores de EPM clinicamente aceitáveis, principalmente no que diz respeito às amplitudes articulares. Os resultados obtidos suportam a utilização desta medida na avaliação da tarefa do *lifting* em indivíduos assintomáticos, particularmente em contexto de investigação.

**PALAVRAS-CHAVE:** Fiabilidade; Erro padrão de medida; Diferença mínima detetável; Cinemática; Lifting; Indivíduos assintomáticos

## ABSTRACT

### **Test-retest reliability and minimal detectable change of three-dimensional spinal motion parameters during a lifting task in healthy individuals.**

Vítor Filipe; Rita Fernandes

**INTRODUCTION and AIM:** Low Back Pain (LBP) is one of the musculoskeletal conditions that led to high levels of disability among individuals. Due to the established relationship between movement, pain and disability, the assessment of lumbo-pelvic movement is extremely important during the examination of a LBP patient. Thus, the study of healthy individuals movement patterns` is of importance in order to create an empirical basis for differentiation between normal and pathological movement. Although, knowledge do exist regarding lumbo-pelvic patterns in healthy individuals during different daily activities, information regarding the psychometric properties of the measurement tools used in their assessment is lacking. Thus, this study aims to evaluate the test-retest reliability, measurement error (SEM) and the minimal detectable change (MDC) of 3D kinematic analysis of the trunk and lower limb during a lifting task, in healthy individuals **METHODS:** The present study used a sample of 14 healthy individuals, who participated in two measurement moments separated by 7 days. This measurement consisted on the collection and analysis of the trunk and lower limb 3D kinematics during a lifting task. Intraclass correlation coefficient (ICC) values and respective 95% CI, as well as the SEM values, the 95% of limits of agreement (95% LOA), and SEM% were calculated. Finally, the absolute and percentage values of MDC were computed. **RESULTS:** High test-retest reliability (ICC >0.80) as well as low SEM values (<4°) were obtained for the most of the peak joint angles. Regarding the SEM%, the values ranged from 1.7 to 619% for the maximum and minimum joint angles, and from 6.9 to 37.8% for range of motion (ROM) on different movement planes. Finally, absolute MDC for maximum and minimum joint angles ranged from 2.2 to 23°, and MDC% ranged from 4.7 to 1715.7%. The absolute MDC for range of motion on different planes ranged from 1.5 to 19.7°, and the MDC% ranged from 419 e 104.7%. **DISCUSSION AND CONCLUSION:** The results of this study show high test-retest reliability and low measurement error for trunk and the lower limb joint angles, particularly regarding ROM parameters. High values for SEM% and MDC% were also found, especially in the horizontal plane parameters. Despite this, the obtained results seem to support the use of 3D analysis of the trunk and lower limb during lifting task, particularly in research contexts.

**KEYWORDS:** Reliability; Standard error of measurement; Minimal detectable change; Kinematics; Lifting; Healthy individuals

# ÍNDICE

<b>1- INTRODUÇÃO</b> .....	1
1.1. Enquadramento teórico .....	1
<b>2- METODOLOGIA</b> .....	11
2.1. Desenho do Estudo .....	11
2.2. Participantes .....	11
2.3. Procedimentos .....	11
2.4. Processamento de dados .....	14
2.5. Análise de dados .....	15
<b>3- APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS</b> .....	17
3.1. Caracterização da amostra .....	17
3.2. Fiabilidade e concordância dos parâmetros cinemáticos .....	21
<b>4- DISCUSSÃO DOS RESULTADOS</b> .....	27
4.1. Contributos e limitações do estudo .....	31
<b>5- CONCLUSÃO</b> .....	33
<b>6- BIBLIOGRAFIA(S) / REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	34

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

CCI – Coeficiente de correlação intraclass

CoM – Centro de massa

DL – Dor lombar

DMD – Diferença mínima detetável

DP - Desvio padrão

DPdif - Desvio padrão das diferenças

EIAS – Espinha ilíaca ântero-superiores

EIPS – Espinha ilíaca pósterio-superiores

EPM – Erro padrão de medida

LDC – Limites de concordância de Bland e Altman

L1 – Primeira vértebra lombar

L3 – Terceira vértebra lombar

L5 – Quinta vértebra lombar

ROM - Amplitude de movimento

SCL – Sistemas de coordenadas locais

S1 – Primeira vértebra sagrada

T2 – Segunda vértebra torácica

T12 – 12ª vértebra torácica

3D – Tri-dimensional

# INTRODUÇÃO

## 1.1. Enquadramento teórico

A avaliação do movimento lombo-pélvico é um dos principais componentes do exame objetivo de utentes com dor lombar (DL) (Perri & Liebenson, 2007; Sahrman, 2002). Esta avaliação surge devido à relação estabelecida por muitos profissionais de saúde entre o movimento, dor e função. Ou seja, quando existem alterações dos padrões de movimento, estas podem causar dor e conseqüentemente diminuição da função, ou por outro lado, a própria dor que pode levar a alterações dos padrões de movimento e concludentemente da função (Laird, Gilbert, Kent, & Keating, 2014; Sahrman, 2002).

Normalmente a avaliação clínica do movimento ou postura lombo-pélvica inclui parâmetros básicos, tais como amplitude de movimento e a posição dos segmentos entre si (postura). No entanto, e apesar de frequentemente utilizada, a medição do movimento e da postura em contexto clínico é em parte limitada, uma vez que é obtida por parte de instrumentos de medida simples e diretamente dependentes da observação do avaliador, nomeadamente goniómetros e inclinómetros (Laird et al., 2014). Com o avanço da tecnologia foram desenvolvidos instrumentos de medição cada vez mais complexos e sofisticados que nos permitem medir diferentes características do movimento, e que poderão vir a contribuir para uma melhor compreensão da condição clínica do indivíduo e definição do respetivo plano de tratamento e prognóstico. A lógica subjacente a esta suposição é de que as características do movimento ou os padrões de movimento podem encontrar-se alterados na consequência da dor, mas apresentam potencial de reversão (Mieritz, Bronfort, Jakobsen, Aagaard, & Hartvigsen, 2014).

Para a avaliação da coluna, e no âmbito dos instrumentos e métodos de análise de movimento mais sofisticados, existem instrumentos de medida que nos fornecem dados tridimensionais (3D) do movimento de cada vertebra individualmente e outros que nos fornecem dados de segmentos, como sejam a região lombar ou torácica. Os primeiros podem ser obtidos através de fluoroscopia e são altamente detalhados, porém, resultam de um método invasivo, caro e por isso pouco utilizado para quantificar as características biomecânicas do movimento da coluna (Hidalgo, Gilliaux, Poncin, & Detrembleur, 2012). Os segundos podem ser obtidos com recurso à utilização de



sistemas optoelectrónicos que, apesar de não permitirem uma análise tão detalhada do movimento, não são invasivos e permitem avaliar quantitativamente e em tempo real a cinemática 3D da coluna (Mieritz, Bronfort, Kawchuk, Breen, & Hartvigsen, 2012). Os dados obtidos com este tipo de avaliação contribuem para uma análise mais detalhada do movimento e como tal poderão contribuir para o diagnóstico funcional de indivíduos com diferentes patologias e permitir a avaliação da efetividade de determinado programa de reabilitação (Lehman, 2004).

Apesar do visível aumento da qualidade dos instrumentos e protocolos de medição, existe ainda uma grande variabilidade nos instrumentos de medida e métodos utilizados na análise do movimento humano, sendo este fator apontado como uma das causas da grande variabilidade nos resultados publicados ao nível das variáveis cinemáticas do tronco e pélvis, em indivíduos assintomáticos e sintomáticos. Neste âmbito, Laird et al., (2014) publicou uma revisão sistemática na qual comparou diferentes variáveis cinemáticas do movimento lombo-pélvico entre indivíduos com e sem DL, entre as quais a amplitude de movimento (ROM) medida em 20 estudos. Quando analisados os resultados, e no que toca à ROM do segmento tronco, é demonstrada uma grande variabilidade, como é o exemplo a flexão (min = 23°, max. = 92°), extensão (min = 15°, max. = 56°), flexão lateral (min = 3°, max. = 44°) e rotação (min = 3°, max. = 62°), no grupo de indivíduos assintomáticos. A variabilidade nos dados obtidos não parece ser justificada apenas pela variação biológica dos indivíduos, sendo que os diferentes procedimentos experimentais utilizados podem também ter contribuir para estas diferenças (Laird et al., 2014). Usando o movimento de flexão da coluna lombar como exemplo, nos 20 estudos incluídos, foram usados nove dispositivos de medição diferentes, variando desde réguas flexíveis, inclinómetros portáteis simples e dispositivos optoelectrónicos (Laird et al., 2014). Por exemplo, Youdas, Garrett, Egan, & Therneau (2000) utilizaram uma régua flexível como instrumento de medição, tendo obtido um ângulo médio de flexão lombar de  $23 \pm 10^\circ$ , enquanto Hidalgo et al., (2012) usou um sistema optoelectrónico e obteve cerca de  $92 \pm 15^\circ$ . Ambos os estudos utilizaram critérios de inclusão semelhantes e a mesma posição inicial.

Posto isto, torna-se de essencial importância homogeneizar instrumentos e procedimentos experimentais de medição das variáveis cinemáticas, assim como aumentar a produção de conhecimento sobre as suas propriedades psicométricas. A esse nível, a reprodutibilidade é particularmente relevante uma vez que garante que medições

obtidas pelo mesmo observador ou por observadores diferentes, em ocasiões distintas, se traduzem em resultados semelhantes (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006a; Keszei, Novak, & Streiner, 2010).

A quantificação da variação expectável para o instrumento e medição é crucial, uma vez que permite interpretar se as alterações observadas correspondem efetivamente a uma mudança real. Ou seja, o conhecimento da magnitude do erro pode minimizar o risco de uma interpretação errada da diferença observada, e contribuir para a afirmação de que o efeito medido excede o erro de medição, mesmo quando a diferença é pequena (Fernandes, Armada-da-Silva, Pool-Goudzwaard, Moniz-Pereira, & Veloso, 2016; Laird et al., 2014). Assim, o conhecimento acerca de propriedades psicométricas como a fiabilidade e a concordância é fundamental quando se utiliza um dado instrumento de medição de características cinemáticas do movimento. A fiabilidade e a concordância dizem respeito à precisão do método de medição e pode ser averiguada através da análise da consistência ou estabilidade desse método. Guyatt, Walter, & Norman (1987) salientaram claramente a distinção entre parâmetros de fiabilidade e concordância explicando que os parâmetros de fiabilidade conseguem distinguir as características de cada participante e parâmetros de concordância são necessários para fins de avaliação. Para melhor perceber estes dois conceitos, seguem-se as seguintes questões. Parâmetros de concordância respondem à questão "Quão boa é a concordância entre medições repetidas?". Isso diz respeito a erros de medição e avalia exatamente o quão semelhantes são os resultados entre medidas repetidas, ou seja, quanto menor for o erro de medição, melhor será a capacidade da medida em distinguir alterações e assim maior será a sua concordância (de Vet et al., 2006b). Quanto maior o erro de medição, menor será a capacidade da medida em distinguir pequenas alterações, resultantes das diferentes medições e assim a concordância será reduzida (de Vet et al., 2006b). Parâmetros de fiabilidade respondem à questão "Quão fiável é a medição?". O que significa que entre os indivíduos que participam numa dada avaliação, diz-nos o quão bem eles podem ser distinguidos uns dos outros (de Vet et al. 2006a). Os valores destes dois conceitos podem ser calculados nos estudos de teste-reteste e permitem saber se os resultados das diferentes medições são reprodutíveis.

Na literatura os parâmetros de fiabilidade são frequentemente obtidos através do cálculo do coeficiente de correlação intraclasse (CCI), resultante da relação entre a variabilidade

dos participantes e o erro da medição (de Vet et al., 2006a). Podendo ser calculado pela seguinte fórmula:

$$CCI_{consist\ência} = \frac{\sigma_p^2}{\sigma_p^2 + \sigma_{residual}^2}$$

Em que,  $\sigma$  corresponde à variância e é o termo estatístico que indica variabilidade. Neste caso, o  $\sigma_p$  corresponde à variância entre os participantes do estudo, enquanto o  $\sigma_{residual}$  corresponde à variância presente durante a interação entre o participantes e o investigador (de Vet, Terwee, Knol, & Bouter, 2006). Quando existe apenas um investigador, o erro de medição é igual ao valor da variância residual e obtém-se o  $CCI_{consist\ência}^1$  em vez de do  $CCI_{concord\ancia}^2$  (de Vet et al., 2006a). Ambos os tipos de CCI são dependentes da heterogeneidade da amostra da população no que diz respeito à característica do estudo, e assumem um valor dimensional entre 0 e 1 (em que 0 representa uma medição totalmente não fiável e 1 uma medição totalmente fiável) (de Vet et al. 2006a).

Já os valores obtidos no cálculo dos parâmetros de concordância são expressos na escala real da medição, ou seja, na grandeza física do instrumento de medida, sendo esta uma vantagem importante para a interpretação clínica (de Vet et al., 2006b). Na literatura a concordância é normalmente representada pelo erro padrão da medida (EPM) que permite avaliar de forma exata quão semelhantes são os resultados entre medições diferentes, independentemente da variabilidade existente entre participantes (de Vet et al., 2006b). Existem diferentes fórmulas para o cálculo do EPM, a partir do valor de CCI ou do desvio padrão DP, quando se tem em consideração a diferença de médias entre duas medições ( $DP_{diff}$ ). O fator raiz quadrada de 2 é incluído na fórmula de cálculo, porque diz respeito à diferença entre duas medições e os erros ocorrem em ambas as medições (de Vet et al., 2006b). Através do EPM é possível calcular a Diferença Mínima Detetável (DMD) (de Vet et al., 2006b). Esta diz respeito à quantidade mínima de diferença que não é atribuível à variação na medida, isto é, a DMD demonstra quais as diferenças/ alterações que superam o EPM do instrumento/ medida (de Vet et al., 2006b) (Haley & Fragala-Pinkham, 2006). A determinação deste

---

<sup>1</sup> 1 e 2 - A diferença entre o  $CCI_{concord\ancia}$  e o  $CCI_{consist\ência}$  prende-se com o facto da primeira não ignorar as diferenças sistemáticas, apresentando na sua forma de cálculo, um termo extra no denominador para calcular a diferença sistemática entre os observadores em estudo; O  $CCI_{consist\ência}$  ignora diferenças sistemáticas dos observadores. No entanto, ambos os tipos de CCI são dependentes da heterogeneidade da amostra, no que diz respeito à característica do estudo.

valor permite aferir acerca da quantidade de alteração/diferença que é necessário observar num dado instrumento de medida para detetar mudanças clinicamente relevantes (de Vet et al., 2006a).

Um dos objetivos mais importantes de clínicos e investigadores passa por conhecer o espectro do normal para estabelecer uma base normativa, ou seja, é necessário uma base empírica para diferenciação entre o normal e o patológico (Laird et al., 2014). Por este motivo, o estudo de indivíduos assintomáticos é fundamental de forma a auxiliar na definição dos limites do "normal", sendo o papel desempenhado por estes intervenientes vital para a investigação. Após a obtenção dos resultados de determinadas variáveis em estudo num determinado grupo de indivíduos assintomáticos na realização de uma dada tarefa (por exemplo o *lifting*), poderá proceder-se à avaliação de indivíduos com determinada condição clínica (por exemplo DL) e respetiva comparação entre grupos. Isto permite a existência de um termo de comparação e possibilita a constatação das diferenças entre os grupos, caso elas existam (Fernandes et al., 2016; Laird et al., 2014). Por outro lado, é de extrema importância o conhecimento sobre a fiabilidade e os valores da DMD de um dado instrumento ou método de avaliação na população saudável, uma vez que tal informação pode ajudar os clínicos e investigadores na interpretação rigorosa dos dados patológicos.

Apesar da importância das referidas informações, até ao momento apenas três estudos (Fernandes et al., 2016; Meldrum, Shouldice, Conroy, Jones, & Forward, 2014; Wilken, Rodriguez, Brawner, & Darter, 2012) apresentaram medidas absolutas de erros de medição e valores da DMD para os parâmetros cinemáticos e cinéticos em indivíduos assintomáticos, tendo todos os estudos analisado a atividade da marcha. Wilken et al. (2012) realizou um estudo com 29 sujeitos saudáveis, em que todos caminharam numa passarela a um ritmo pré-definido de três velocidades. Este procedimento foi realizado em dois momentos separados por 5.6 (2.2) dias. Este estudo teve como objetivo calcular os valores de CCI, EPM e DMD para “examinadores diferentes na mesma sessão”, “mesmo examinador em sessões diferentes”, e “examinadores diferentes em sessões diferentes”, no que diz respeito às variáveis cinemáticas (ângulos articulares do pé, joelho, anca, pélvis e da articulação tóraco-lombar) e cinéticas (momentos articulares e potencia articular no plano sagital das articulações da tibiotársica, joelho e anca) da marcha. No que diz respeito aos parâmetros cinemáticos, os autores referem que, no geral, os valores de CCI foram excelentes (0.76-1.00), tendo sido assim classificados

em 100% para “examinadores diferentes na mesma sessão” com um CCI de 0.93, 82% para “mesmo examinador em sessões diferentes” com um CCI de 0.82 e 91% para “examinadores diferentes em sessões diferentes” com um CCI de 0.84. Para estes parâmetros os valores de DMD foram inferiores a 5 ° em 100% para “examinadores diferentes na mesma sessão”, 77% para “mesmo examinador em sessões diferentes” e 86% para “examinadores diferentes em sessões diferentes”. Em suma, no que diz respeito aos valores de DMD, os resultados do referido estudo sugerem que a fiabilidade é excelente independentemente das velocidades da marcha e que a introdução de um segundo avaliador não afeta significativamente os valores de CCI e/ou os valores da DMD.

Mais recentemente Meldrum et al., (2014) desenvolveu um estudo que teve como objetivo medir as características cinemáticas e cinéticas de indivíduos assintomáticos (n= 30) durante a realização de 10 minutos de marcha numa passadeira, tendo instruídos os participantes a andarem o mais confortavelmente possível, tendo realizado este procedimento em dois momentos temporalmente diferentes. Através do teste-reteste, os autores concluíram que os parâmetros espaço-temporais, como a cadência, comprimento do passo, velocidade, duração e largura do mesmo foram altamente repetíveis, tendo sido obtido um CCI  $\geq 0.90$ . Os valores de CCI para os parâmetros cinemáticos foram  $\geq 0.8$ , enquanto o EPM foi  $<5^\circ$  para todos os parâmetros, com a exceção de pico da rotação interna e externa da anca e do tornozelo ( $6^\circ$  e  $9^\circ$ ), respetivamente). Quanto aos dados cinéticos, os valores de CCI foram em geral inferiores aos verificados nos dados cinemáticos, tendo-se obtido valores de CCI em torno de 0.7 (com exceção do pico máximo de flexão do joelho – CCI de 0.50) (Meldrum et al., 2014).

Já Fernandes et al., 2016 desenvolveu um estudo no qual o principal objetivo foi investigar a fiabilidade teste-reteste e a DMD da análise 3D do tronco e membro inferior durante a marcha. Neste estudo participaram 23 indivíduos assintomáticos, que foram avaliados em dois momentos consecutivos com um intervalo médio de 7 dias (mediana de 7). De uma forma geral, os dados obtidos demonstram uma fiabilidade teste-reteste aceitável para os parâmetros cinemáticos e cinéticos. No que se refere aos dados cinemáticos, cerca de metade dos parâmetros apresentou um CCI mínimo de 0.80 (variando entre 0.80 e 0.95). Por exemplo, no segmento lombar a fiabilidade foi maior para o plano sagital, com um CCI de 0.91 (IC 95% 0.79-0.96) e de 0.90 (IC 95% 0.77-0.96) para flexão e extensão, respetivamente com o valor da EPM de cerca de  $3^\circ$ . Nos

restantes planos (transversal e horizontal) os valores de CCI foram mais baixos, assim como os valores de EPM (1.5 ° - 3.4 °), tendo o valor de MDC variado entre 4.2° - 9.5 °. Os valores de CCI dos parâmetros cinemáticos do segmento torácico variaram entre 0.51 e 0.90 para os movimentos de rotação esquerda e flexão lateral direita respetivamente. O EPM foi  $\leq 4^\circ$  para todos os parâmetros, com exceção das rotações da anca (variando 5°- 6°) e o MDC variou entre (2° - 16°) para o movimento de rotação esquerda e flexão lateral direita respetivamente. Os autores concluíram que os resultados sugerem valores de confiabilidade melhores para os parâmetros cinemáticos e cinéticos no plano sagital, comparativamente aos planos transversal e frontal (Fernandes et al., 2016).

De acordo com o nosso melhor conhecimento, até à data apenas se encontram publicados estudos sobre a fiabilidade dos instrumentos de medição das características cinemáticas durante a tarefa da marcha, em indivíduos assintomáticos. Apesar da importância desta tarefa ser irrefutável, seria relevante utilizar o mesmo desenho metodológico noutras tarefas centrais para indivíduos com diferentes condições clínicas, nomeadamente a DL, de forma a fornecer dados normativos e que permitam a comparação entre grupos. É aqui que as tarefas que envolvem flexão/extensão do tronco ganham uma importância enorme, uma vez que para além deste ser o movimento mais limitado em termos de ROM quando comparados indivíduos com DL e saudáveis (Laird et al., 2014), é também o movimento mais associado pelos utentes com DL aos seus sintomas de dor e incapacidade, tendo um grande peso em alguns dos instrumentos de avaliação subjetiva mais utilizados na prática clínica como por exemplo a “Quebec Back Pain Disability Scale” (Kopeck et al., 1995), o “Oswestry Disability Index” (Fairbank & Pynsent, 2000) e o “Roland-Morris Disability Questionnaire” (Roland & Fairbank, 2000).

Relativamente à investigação acerca das propriedades psicométricas de instrumentos que avaliam variáveis cinemáticas do tronco em indivíduos assintomáticos, verifica-se que os trabalhos publicados se limitam aos movimentos analíticos deste segmento (flexão/extensão/rotação/flexão lateral) e que os autores utilizaram diferentes procedimentos experimentais. Por exemplo, Mieritz et al (2012) publicou uma revisão sistemática com o objetivo de determinar a fiabilidade e/ou erro de medida do movimento tridimensional (3D) da região lombar incluindo estudos nos quais foram avaliados sujeitos com DL e/ou assintomáticos. A revisão teve como objetivos

específicos avaliar a qualidade dos artigos incluídos em diferentes parâmetros, nomeadamente: informações gerais sobre o estudo, população de estudo, circunstâncias de teste, equipamento, análise e apresentação de dados, o nível de reprodutibilidade (fiabilidade e concordância). No que toca aos resultados, e especificamente em relação ao desenho dos estudos de teste-reteste, 7 dos estudos incluídos utilizaram diferentes avaliadores nos dois momentos de avaliação e 11 estudos utilizaram o teste reteste com o mesmo avaliador nos dois momentos de avaliação. De referir ainda que dos 15 artigos selecionados para esta revisão sistemática foram utilizados cinco instrumentos de medição diferentes e dos artigos que utilizaram o mesmo instrumento, o protocolo de medição utilizado divergiu (Mieritz et al., 2012). No que se refere às características da amostra utilizada nos diferentes estudos, 12 dos estudos utilizaram como amostras indivíduos sem dor enquanto 3 deles utilizaram utentes com DL. Por fim, os autores reportaram valores de fiabilidade aceitáveis para os diferentes instrumentos utilizados para avaliar o movimento 3D na região lombar (por exemplo, em 6 estudos que avaliaram a amplitude de movimento do segmento lombar foram reportados valores de CCI superiores a 0.75 nos diferentes planos quando os dados foram recolhidos pelo mesmo observador, e em 3 dos 6 estudos quando recolhidos por observadores diferentes) (Mieritz et al., 2012). Em dois estudos foram ainda reportados outros parâmetros cinemáticos, nomeadamente a velocidade segmentar da coluna lombar, onde se verificaram valores de CCI que variaram entre 0.74 e 0.98 quando os dados foram recolhidos pelo mesmo observador, e entre 0.67 e 0.86 quando os dados foram recolhidos por avaliadores diferentes (Mieritz et al., 2012). Quanto à interpretação dos valores de EPM permanece a incerteza, uma vez que dos 15 estudos incluídos apenas 3 apresentaram valores de EPM, tendo os mesmos variado entre 2.3° e 6.5°. Em suma, os autores defendem que existem limitações metodológicas que dificultam a interpretação dos resultados, nomeadamente no que diz respeito à amostra em estudo, ao protocolo do estudo e à forma como os dados foram tratados estatisticamente. Os autores do estudo referem ainda que a maioria dos instrumentos de medida usados sobre condições padronizadas podem diferenciar grupos de indivíduos, mas permanece incerto se algum dos instrumentos utilizados tem a capacidade de diferenciar indivíduos de forma individual (Mieritz et al., 2012).

Não existindo mais estudos investigação acerca das propriedades psicométricas de instrumentos que avaliam variáveis cinemáticas do tronco em indivíduos

assintomáticos, apresentamos de seguida alguns resultados em relação a indivíduos com DL. Mieritz et al., (2014) desenvolveram um estudo teste-reteste com uma amostra de 220 pessoas com DL, com o objetivo geral de avaliar a fiabilidade e o valor de EPM do segmento lombar no plano sagital, utilizando um instrumento de medida 3D, durante a realização do movimento de flexão e extensão do tronco. Para além disso, o estudo teve ainda como objetivo específico perceber a influência do índice de massa corporal (IMC) ( $\pm 30 \text{ Kg/m}^2$ ), do examinador (o mesmo examinador ou diferentes examinadores nos dois momentos de avaliação), do género (masculino ou feminino), da dor (estável ou instável) e da localização da dor (DL com ou sem radiação) nos valores de fiabilidade e de EPM (Mieritz et al., 2014). Os resultados obtidos revelaram que os valores de CCI podem variar substancialmente entre os indivíduos com características diferentes dentro do grupo de pessoas com DL. Por exemplo, os valores de CCIs para a ROM foram de 0.77 para o subgrupo avaliado pelo mesmo examinador e com DL estável e 0.34 para o subgrupo de indivíduos de sexo feminino com DL instável. Já os subgrupos com IMC  $> 30 \text{ Kg/m}^2$ , dor estável entre testes e género masculino que foram examinados pelo mesmo examinador, apresentaram valores mais altos CCI (0.73, 0.7 e 0.66, respetivamente). No que toca aos valores de erro, os autores não reportam qualquer valor de EPM. Como conclusão, os autores defendem que os valores de fiabilidade nos movimentos do plano sagital podem variar substancialmente entre subgrupos de sujeitos com DL (Mieritz et al., 2014).

Posteriormente, (Harsted, Mieritz, Bronfort, Hartvigsen, et al., 2016) publicaram os resultados do mesmo estudo para os movimentos do segmento lombar no plano frontal e transversal. Os resultados apresentados para uma amostra de 219 indivíduos, reportam valores de CCI que variaram entre 0.68-0.73, e 0.33- 0.49 para o plano frontal e transversal, respetivamente. Quanto aos limites de concordância (LDC) verificaram-se valores relativamente amplos (por exemplo para o ROM o valor de LDC variou entre  $-15.4^\circ$  e  $15.2^\circ$  para o movimento de flexão lateral do tronco e entre  $-25.3$  e  $20.1^\circ$  para a rotação, tendo-se averiguado igualmente valores de LDC amplos para os restantes movimentos dos planos frontal e horizontal. Já os valores de EPM para o ROM no movimento de flexão e de rotação foram de  $8.2^\circ$  e  $3.54^\circ$ , respetivamente (Harsted et al, 2016). Especificando os valores de CCI para o plano frontal: amplitude de movimento de flexão lateral (0.68, 95% IC 0.61 a 0.75); velocidade média de flexão lateral (0.71, 95% IC 0.64 a 0.77) (Harsted et al, 2016). Relativamente ao plano horizontal



encontraram-se os seguintes valores: amplitude de movimento de rotação (0.44, 95% IC 0.33 a 0.54); velocidade média de rotação (0.53, 95% IC 0.43 a 0.62); (Harsted et al, 2016).

Neste estudo foram criados grupos à semelhança anterior, verificando-se igualmente uma influência dos subgrupos nos valores de CCI, por exemplo no plano horizontal no movimento de rotação, o valor de CCI variou 0.69 e 0.28 no subgrupo avaliado pelo mesmo examinador e examinador diferente, respetivamente (Harsted et al., 2016). No que se refere ao plano frontal no movimento de flexão lateral os valores de CCI variaram de 0.55 no subgrupo (IMC <30) a 0.81 no subgrupo (IMC >30). Verificou-se também que todos os parâmetros de movimento no plano frontal mostraram índices de fiabilidade maiores do que os movimentos no plano horizontal. A conclusão deste estudo sugere que as medições no plano frontal são suficientemente fiáveis para serem usadas para a comparação de grupos, mas não para comparações individuais. Já as medições no plano horizontal não devem ser utilizadas em qualquer uma das situações (Harsted et al., 2016).

Como referido e sustentado anteriormente, apesar de a literatura já apresentar alguma informação consistente no que diz respeito às propriedades psicométricas da análise 3D do tronco em indivíduos assintomáticos durante a marcha, o mesmo não acontece com tarefas que envolvem a flexão/extensão do tronco, que é considerada como uma das tarefas mais importantes, assim como mais limitadas em indivíduos com DL. Assim, dado a enorme ausência de conhecimento acerca de parâmetros de fiabilidade e de EPM dos instrumentos de medição das características cinemáticas do tronco e membro inferior em pessoas saudáveis, aliada ao facto destas propriedades psicométricas poderem ser específicas da população e da tarefa (Streiner & Norman, 2008), torna-se extremamente importante e pertinente a investigação destes parâmetros em indivíduos assintomáticos. Assim, o objetivo deste estudo é avaliar a fiabilidade teste-reteste, o EPM e a DMD dos parâmetros cinemáticos do tronco e membro inferior durante a tarefa do *lifting* numa amostra de indivíduos assintomáticos.

## METODOLOGIA

### 2.1. Desenho do Estudo

Um estudo prospetivo do tipo teste-reteste e com um único avaliador.

### 2.2. Participantes

Foi recrutada uma amostra de conveniência constituída por 14 voluntários (10 mulheres e 4 homens; com idade  $35.86 \pm 8.87$ , altura  $1.67 \pm 0.07$ m, massa  $63.89 \pm 10.01$  kg e IMC de  $22.75 \pm 2.37$  kg/m<sup>2</sup>) composta por funcionários e colaboradores da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa (FMH-UL).

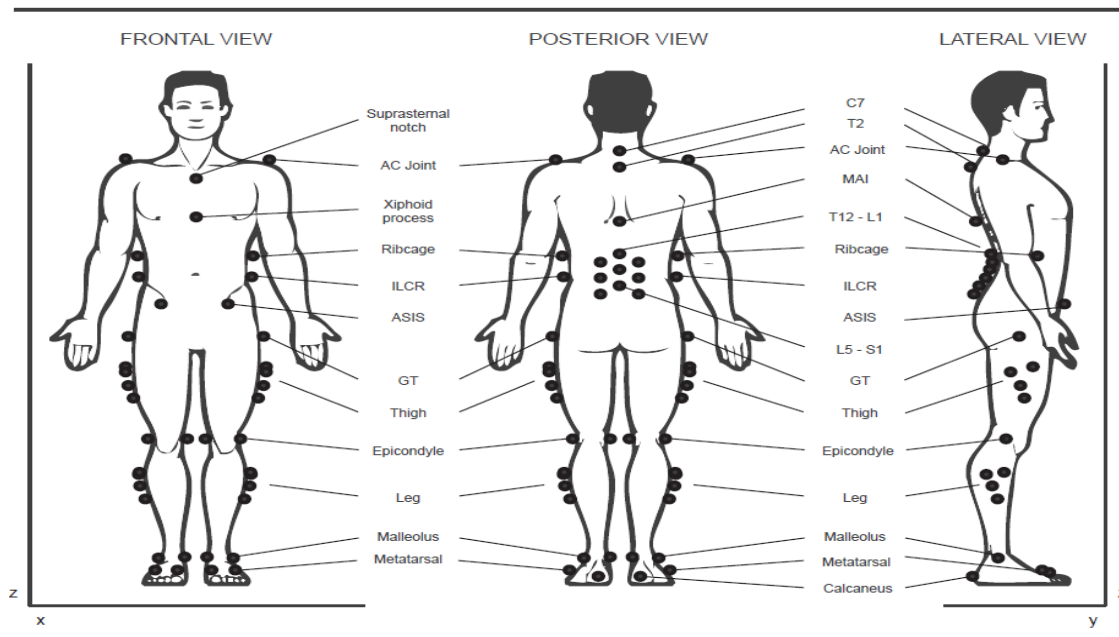
Os fisioterapeutas da equipa de investigação realizaram o recrutamento dos indivíduos com base em critérios de inclusão/exclusão predefinidos. Foram considerados elegíveis os indivíduos assintomáticos que tivessem idades entre os 18 e os 65 anos e foram excluídos os que tivessem qualquer condição clínica (músculo-esquelética, neurológica, pulmonar ou cardíaca) ou sintomas que pudessem afetar a realização da tarefa em estudo (*lifting*) ou qualquer atividade da vida diária. As mulheres grávidas também foram excluídas. Após a triagem, foram recrutados 14 indivíduos assintomáticos com disponibilidade para realizar duas avaliações consecutivas com um intervalo médio de 7 dias de intervalo. A comissão de Ética da FMH-UL aprovou o estudo. Todos os participantes foram informados sobre os procedimentos e riscos do estudo e assinaram o consentimento informado.

### 2.3. Procedimentos

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

nível de atividade física nas suas subcategorias de trabalho, desporto e lazer através da BAECKE – Physical Activity Questionnaire.

Os dados da tarefa do *lifting* foram obtidos utilizando um sistema de 13 câmaras (*Oqus 300, Qualisys AB, Gotemburgo, Suécia*) sincronizadas no tempo e no espaço com duas plataformas Kistler (Grupo Kistler, Winterthur, Suíça) e uma AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc Watertown, USA), com uma frequência de 200 Hz. O *marker-set* utilizado foi baseado em dois estudos anteriores (Leardini, Biagi, Merlo, Belvedere, & Benedetti, 2011; Seay, Selbie, & Hamill, 2008), tendo sido aplicado um conjunto de 32 marcadores (Fig. 1), 6 na pélvis, 12 no tronco e 14 nos membros inferiores. Estes marcadores foram colocados nas seguintes referências anatómicas: espinha ilíaca ântero-superior (EIAS) direita e esquerda, espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS) direita e esquerda, fúrcula esternal, apêndice xifoide, acrómio direito e esquerdo, o ponto médio entre os ângulos inferiores da escápula, apófises espinhosas da sétima vértebra cervical (C7), da segunda vértebra torácica (T2), da primeira, terceira e quinta vértebras lombares (L1, L3, e L5) e lateralmente na grelha costal, bilateralmente, no espaço correspondente ao nível de T12-L1. Nos membros inferiores os marcadores foram colocadas no grande trocânter, côndilo interno e externo do fémur, maléolo interno e externo, calcâneo e cabeça do 1º e 5º metatarso. Também foram colocados *clusters* de marcadores para definir os seguintes segmentos lombar, torácico, coxa, perna e pé. O *cluster* do tronco foi constituído por 3 marcadores colocados no espaço intervertebral entre L5-S1, T12- L1 e no ponto médio entre os referidos marcadores. Este *cluster* incluiu ainda outros dois marcadores colocados bilateralmente no ponto médio das cristas ilíacas e lateralmente no tórax (na direção da T12-L1). Foram ainda colocadas quatro marcadores na região lombar, lateralmente aos marcadores colocados sobre os espaços intervertebrais, com uma distância mínima de 4 cm entre eles (Seay et al., 2008). Os *clusters* dos membros inferiores foram compostos por 4 marcadores colocados, respetivamente, nos segmentos coxa e perna (Leardini et al., 2011; Seay et al 2008) e outros 3 marcadores localizados no pé, de acordo com o representado na Figura 1.



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

A tarefa de *lifting* iniciou-se com os participantes a serem instruídos para ficarem confortavelmente de pé por alguns segundos antes de avançarem para as plataformas de forças. De seguida foram utilizados os seguintes comandos verbais “vai deslocar-se para a frente, colocar um pé em cada um dos quadrados à sua frente e apanhar a caixa (2.9 Kg) que está posicionada à sua frente (a uma distância dos pés do indivíduo cujo valor corresponde a 10% da sua altura), pelas pegadas laterais e levanta-la até ao nível do umbigo. Depois volte à posição inicial, mantendo a caixa à altura do umbigo e deslocando-se para trás, de modo a retirar cada um dos pés dos quadrados”. Após a explicação verbal da tarefa, e antes da recolha de dados, todos os participantes repetiram a tarefa algumas vezes (2 a 3) de modo a familiarizarem-se com a mesma. É de referir que o investigador não demonstrou a tarefa de modo a não influenciar a execução do participante. Durante a execução da tarefa os comandos verbais foram reforçados. Estes procedimentos foram repetidos um mínimo de 6 vezes consecutivas, com um curto período de descanso. Cada participante realizou o movimento de forma natural e à velocidade preferida.

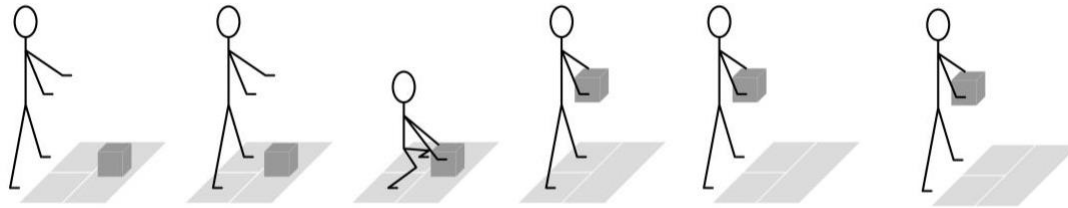


Figura 2 – Imagem demonstrativa da realização da tarefa em análise – lifting.

A recolha dos dados foi realizada duas vezes com um intervalo de 7 a 11 dias (mediana de 7). Este intervalo de tempo foi considerado o intervalo suficientemente longo para evitar influências da memória por parte do investigador relativamente às características e resultados da primeira recolha (viés de memória) e curto o suficiente para evitar uma mudança no padrão de movimento dos indivíduos (McDermott, Bolger, Keating, McEvoy, & Meldrum, 2010). Cada participante foi avaliado no mesmo período do dia para minimizar os efeitos das variações diurnas na mecânica articular. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo avaliador.

#### **2.4. Processamento de dados**

Considerando a variabilidade natural dos parâmetros cinemáticos e cinéticos da tarefa de *lifting*, foram seleccionadas pelo menos 6 repetições da mesma. A extração dos dados inerentes à tarefa *lifting* foi realizada utilizando o software “Qualysis Track Manager” (v2.8 build 1554, Qualisys AB, Gotemburgo, Suécia) e os dados foram exportados para processamento no software Visual 3D (v5.01.10, C-Motion Inc., Rockville, EUA). Um modelo de 9 segmentos (pés, pernas, coxas, pélvis, coluna lombar e torácica) foi construído para cada participante (Leardini et al., 2011; Seay et al., 2008). Todos os sistemas de coordenadas locais (SCL) foram definidos de acordo com Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen, & Whittlesey (2014) e a sua origem foi o centro da articulação. Os centros articulares do tornozelo e joelho foram definidos, respetivamente, como o ponto médio dos maléolos interno e externo da tíbia e o ponto médio dos côndilos femorais (Robertson et al., 2014). Os centros articulares da anca foram calculados utilizando os marcadores da pélvis, de acordo com equações de regressão publicadas anteriormente (Bell, Pedersen, & Brand, 1990). O centro do segmento lombar foi definido através de um marcador virtual criado ao longo da distância que liga o marcador de L5-S1 e o ponto médio entre os dois marcadores das

EIAS (Seay et al., 2008), projetado a partir do centro do segmento torácico. O centro da articulação torácica foi definido através da utilização de um marcador virtual, projetado a partir do ponto médio dos marcadores colocados bilateralmente sobre a caixa torácica ao nível do espaço articular T12-L1 para o eixo longitudinal do tórax. A extremidade proximal deste eixo foi definida como o ponto médio entre a fúrcula esternal e a segunda vértebra torácica, enquanto a extremidade distal foi definida como o ponto médio entre o apêndice xifoide e os ângulos inferiores dos pontos mais caudais das duas omoplatas. Cada segmento foi considerado de forma independente e com 6 graus de liberdade, tendo sido utilizado o método de otimização segmentar (Cappello, La Palombara, & Leardini, 1996).

Por último, os parâmetros cinemáticos foram filtrados através de Woltring cross-validity cubic spline (Woltring, 1986). Os ângulos articulares dos membros inferiores e do tronco foram computadorizados e expressos relativamente ao segmento proximal (através de uma sequência XYZ de Cardan), tendo sido calculados os respetivos valores máximos e mínimos. Os dados relativos à tarefa foram normalizados à duração da mesma. O início e final da tarefa foi definidos pela determinação dos zeros do gráfico de velocidade vertical do centro de massa (CoM) durante a execução da mesma.

## **2.5. Análise de dados**

De forma a aferir a fiabilidade teste-reteste, foram calculados os valores do coeficiente de correlação intraclass (CCIs) e respetivos Intervalos de Confiança (IC) de 95% para os parâmetros antropométricos e cinemáticos, segundo o modelo *two-way mixed effects* (Shrout & Fleiss, 1979). Para a análise dos dados, foi escolhido aleatoriamente o membro inferior esquerdo, uma vez que não é expectável a existência de diferenças sistemáticas em termos de reprodutibilidade entre os membros inferiores em indivíduos assintomáticos (Meldrum et al., 2014). Foi considerado como valor mínimo de CCI 0.80, considerando que com este valor 20% da variância total é atribuída ao erro de medição e/ou à variabilidade individual de cada participante.

Foram também calculados os valores médios das diferenças entre medições (D), os seus intervalos de confiança (95% IC), o desvio padrão das diferenças (DPdiff) e os dos limites de concordância de Bland e Altman (95% LDC). Por fim também foram calculadas as amplitudes articulares.

O EPM e a DMD foram calculados utilizando as seguintes equações (de Vet et al., 2006a)

$$EPM = \frac{DP_{diff}}{\sqrt{2}}$$

$$DMD_{95} = 1.96 \times \sqrt{2} \times EPM$$

Estes valores foram normalizados através do cálculo da porcentagem do EPM (EPM%) e a porcentagem DMD (DMD%), pela seguinte fórmula:

$$EPM\% = \frac{EPM}{\text{Média da Amplitude de Movimento}} \times 100$$

$$DMD\% = \frac{DMD}{\text{Média da Amplitude de Movimento}} \times 100$$

A análise estatística dos CCI foi realizada no *software SPSS (version 20.0; IBM, Chicago, IL)* e o nível de significância considerado foi de  $p < 0.05$ . Os cálculos e os *plots de Bland e Altman* foram realizados usando o *MedCalc Software bvba (version 13.3.3)*. Por fim, os valores de EPM e de MDC foram calculados no *Microsoft Excel 2007 (Microsoft Corp., Redmond, WA)*.

## APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

### 3.1. Caracterização da amostra

Foi recrutada uma amostra de conveniência constituída por 14 voluntários (10 mulheres e 4 homens; com idade  $35.86 \pm 8.87$ , altura  $1.67 \pm 0.07$  m, massa  $63.89 \pm 10.01$  kg e índice de massa corporal de  $22.75 \pm 2.37$  kg/m<sup>2</sup>) a partir de funcionários e colaboradores da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade de Lisboa.

Apesar de se tratar de uma amostra constituída por indivíduos assintomáticos, foi garantida a estabilidade dos participantes entre os dois momentos de avaliação através do preenchimento do BAECKE - Physical Activity Questionnaire nas suas subcategorias de trabalho, desporto e lazer o registo da altura, massa e respectivo IMC. Quando comparados os scores obtidos em cada uma das variáveis supracitadas nos dois momentos de avaliação, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre T0 e T1, já que o valor de  $p$  foi superior a 0.05 em todas as características, à exceção do score de Baecke lazer com um  $p=0.05$  (média de 2.55 para T0 e 2.10 para T1).

Os valores de CCI, EPM e DMD dos parâmetros antropométricos, assim como todas as medidas a estes associados encontram-se descritas na Tabela 1. Relativamente aos valores de CCI obtidos, todas as variáveis apresentaram valores superiores a 0.80, à exceção da variável comprimento do segmento lombar que apresenta um CCI de 0.78 (0.32 – 0.93). Quanto aos valores do EPM, os valores obtidos foram no seu geral bastante baixos uma vez que variaram entre 0.00 e 0.01 metros, com a DMD a variar entre 0.00 e 0.03 metros. Quanto à variável massa o valor de EPM foi de 0.37 Kg (95% LDC -1.19 a 0.86), com uma DMD de 1.02 Kg. Sendo que a média da variável massa é de 63.7 Kg, os valores do EPM e da DMD não são significativos.



**Tabela 1 – Valores de fiabilidade e de concordância dos parâmetros antropométricos**

Parâmetro antropométrico	CCI	(95% IC)	MÉDIA	DIF	(95% IC)	SDDIF	95% LDC	EPM	DMD
Massa (kg)	1.00	1.00	63.70	-0.16	0.47 a 0.14	0.52	<b>-1.19 a 0.86</b>	<b>0.37</b>	<b>1.02</b>
Altura (m)	1.00	1.00 a 1.00	1.67	0.00	0.00 a 0.00	0.00	-0.01 a 0.01	0.00	0.01
Comprimento seg. Torácico (m)	0.94	0.80 a 0.98	0.30	0.01	0.00 a 0.01	0.01	-0.01 a 0.03	0.01	0.02
Comprimento seg. Lombar (m)	<b>0.78</b>	<b>0.32 a 0.93</b>	0.08	0.00	0.01 a 0.01	0.01	-0.03 a 0.02	0.01	0.03
Profundidade seg. Pélvis (m)	0.90	0.70 a 0.97	0.19	0.00	0.00 a 0.00	0.01	-0.01 a 0.01	0.00	0.01
Distância entre eias (m)	0.95	0.83 a 0.98	0.26	0.00	0.00 a 0.01	0.01	-0.02 a 0.03	0.01	0.03
Comprimento seg. Coxa esquerda (m)	0.95	0.83 a 0.98	0.40	0.00	0.01 a 0.00	0.01	-0.02 a 0.02	0.01	0.02
Comprimento seg. Perna esquerda (m)	0.95	0.83 a 0.98	0.39	0.00	0.00 a 0.01	0.01	-0.01 a 0.02	0.01	0.02
Comprimento seg. Pé esquerdo (m)	0.93	0.78 a 0.98	0.12	0.00	0.00 a 0.00	0.00	-0.01 a 0.01	0.00	0.01

CCI, coeficiente de correlação intraclasse; 95% IC, intervalo de confiança para o CCI; Média, média das medições no primeiro e segundo momento; Dif, média das diferenças entre o primeiro e o segundo momento; 95% IC, intervalo de confiança para a diferença; DP, desvio padrão das diferenças; SD Dif, valor do desvio padrão da média das diferenças entre os dois momentos de avaliação; 95% LDC, 95% dos limites de concordância; EPM, erro padrão de medição; DMD, diferença mínima detetável; Seg., segmento.

**Tabela 2 - Valores de fiabilidade e de concordância dos ângulos articulares máximos e mínimos na tarefa de lifting**

	CCI	95% CCI	Média	Min	Máx	Dif	95%IC Dif	SdDif	95%LDC	EPM	EPM%	DMD	DMD%
<b>Ângulo Articular Torácico (°)</b>													
Flexão	0.86	0.53 a 0.96	22.3	45.5	6.2	2.8	-1.05 a 6.70	6.4	-9.74 a 15.39	4.5	20.3	12.6	56.3
Extensão	0.68	-0.03 a 0.90	4.3	9.4	-1.8	1.6	-0.18 a 3.33	2.9	-4.13 a 7.28	2.1	48.3	5.7	133.9
Flexão lateral dta	0.69	-0.03 a 0.90	1.8	4.2	-0.3	0.8	0.14 a 1.49	1.1	-1.37 a 2.99	0.8	44.0	2.2	121.9
Flexão lateral esq	0.74	0.16 a 0.92	-1.2	1.1	-4.4	0.5	-0.26 a 1.36	1.3	-2.07 a 3.17	0.9	80.8	2.6	224.0
Rotação dta	0.22	-1.56 a 0.76	1.0	14.9	-7.7	0.8	-3.12 a 4.74	6.5	-11.94 a 13.56	4.6	441.3	12.8	1223.2
Rotação esq	0.21	-1.60 a 0.76	4.0	17.0	-3.9	1.1	-2.85 a 5.02	6.5	-11.68 a 13.85	4.6	116.4	12.8	322.7
<b>Ângulo Articular Lombar (°)</b>													
Flexão	0.86	0.53 a 0.96	5.7	16.0	-11.6	0.6	-2.55 a 3.73	5.2	-9.59 a 10.77	3.7	64.5	10.2	178.9
Extensão	0.88	0.61 a 0.96	-8.7	3.0	-23.0	0.6	-2.30 a 3.46	4.8	-8.77 a 9.92	3.4	38.9	9.3	107.8
Flexão lateral dta	0.64	-0.19 a 0.89	0.2	4.4	-4.1	-1.4	-2.62 a -0.22	2.0	-5.31 a 2.47	1.4	619.0	3.9	1715.7

**Tabela 2 - Valores de fiabilidade e de concordância dos ângulos articulares máximos e mínimos na tarefa de lifting (continuação)**

	CCI	95% CCI	Média	Min	Máx	Dif	95%IC Dif	SdDif	95%LDC	EPM	EPM%	DMD	DMD%
<b>Flexão lateral esq</b>	0.43	-0.86 a 0.83	-2.1	1.1	-5.7	-1.1	-2.51 a 0.34	2.4	-5.71 a 3.53	1.7	79.5	4.6	220.5
<b>Rotação dta</b>	0.45	-0.81 a 0.83	-2.8	5.6	-15.4	-1.2	-4.65 a 2.22	5.7	-12.35 a 9.92	4.0	143.5	11.1	397.7
<b>Rotação esq</b>	0.48	-0.69 a 0.84	-1.3	6.7	-14.0	-1.4	-4.70 a 1.87	5.4	-12.07 a 9.24	3.8	285.6	10.7	791.6
<b>Ângulo Articular Anca (°)</b>													
<b>Flexão</b>	0.85	0.49 a 0.95	90.5	106.8	56.0	-1.1	-6.85 a 4.67	9.5	-19.78 a 17.60	6.7	7.4	18.7	20.6
<b>Extensão</b>	0.51	-0.59 a 0.85	4.2	12.8	-3.6	0.2	-2.72 a 3.12	4.8	-9.27 a 9.66	3.4	82.0	9.5	227.3
<b>Abdução</b>	0.96	0.88 a 0.99	12.3	45.6	2.8	0.7	-1.74 a 3.09	4.0	-7.14 a 8.50	2.8	22.9	7.8	63.5
<b>Adução</b>	0.63	-0.21 a 0.89	0.5	5.9	-3.8	0.5	-0.95 a 1.94	2.4	-4.20 a 5.18	1.7	323.9	4.7	897.9
<b>Rotação interna</b>	0.86	0.54 a 0.96	2.5	16.9	-12.3	0.8	-2.39 a 3.92	5.2	-9.46 a 10.99	3.7	150.0	10.2	415.8
<b>Rotação externa</b>	0.86	0.54 a 0.96	17.0	34.4	1.4	0.3	-3.33 a 3.90	6.0	-11.43 a 12.00	4.2	24.9	11.7	69.0
<b>Ângulo Articular Joelho (°)</b>													
<b>Flexão</b>	0.98	0.92 a 0.99	88.7	151.1	-2.1	-3.9	-11.04 a 3.16	11.7	-26.96 a 19.08	8.3	9.4	23.0	26.0
<b>Extensão</b>	0.95	0.83 a 0.98	1.2	7.4	-11.8	0.3	-1.02 a 1.61	2.2	-3.96 a 4.56	1.5	125.0	4.3	346.6
<b>Abdução</b>	0.70	0.01 a 0.91	11.1	23.7	2.4	-0.3	-3.53 a 3.02	5.4	-10.88 a 10.38	3.8	34.6	10.6	95.8
<b>Adução</b>	0.67	-0.08 a 0.90	0.5	7.5	-4.7	1.3	-0.12 a 2.67	2.3	-3.25 a 5.79	1.6	317.3	4.5	879.6
<b>Rotação interna</b>	0.88	0.59 a 0.96	-18.2	-4.0	-42.1	-2.2	-6.14 a 1.79	6.6	-15.05 a 10.69	4.6	25.4	12.9	70.5
<b>Rotação externa</b>	0.78	0.27 a 0.93	-4.3	5.7	-15.0	-0.3	-2.94 a 2.39	4.4	-8.92 a 8.36	3.1	72.5	8.6	200.9
<b>Ângulo Articular Tornozelo (°)</b>													
<b>Flexão dorsal</b>	0.98	0.93 a 0.99	100.1	115.7	78.2	-0.2	-2.01 a 1.66	3.0	-6.13 a 5.79	2.1	2.1	6.0	5.9
<b>Flexão plantar</b>	0.97	0.90 a 0.99	77.3	84.9	64.2	1.0	-0.12 a 2.13	1.9	-2.66 a 4.67	1.3	1.7	3.7	4.7
<b>Abdução</b>	0.94	0.82 a 0.98	19.7	36.4	3.0	0.5	-1.93 a 2.95	4.0	-7.39 a 8.42	2.9	14.5	7.9	40.1
<b>Adução</b>	0.93	0.76 a 0.98	12.6	26.6	-5.1	0.4	-2.20 a 2.95	4.3	-7.99 a 8.73	3.0	24.0	8.4	66.5
<b>Rotação externa</b>	0.91	0.69 a 0.97	15.4	32.9	15.8	-2.2	-3.72 a -0.66	2.5	-7.15 a 2.77	1.8	11.6	5.0	32.2
<b>Rotação interna</b>	0.84	0.48 a 0.95	16.4	27.0	6.4	12.4	-17.47 a 42.31	3.6	-8.49 a 5.64	2.5	15.6	7.1	43.1

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

**Tabela 3 - Valores de fiabilidade e de concordância das amplitudes articulares nos planos sagital, frontal e horizontal na tarefa de lifting**

	CCI	95%CCI	Média	Min	Max	Dif	95%IC Dif	SdDif	95%LDC	EPM	EPM%	DMD	DMD%
<b>Amplitude articular Torácica (°)</b>													
<b>Plano Sagital</b>	0.91	0.72 a 0.97	18.0	36.1	7.3	1.2	-1.09 a 3.59	3.7	-6.34 a 8.84	2.6	14.6	7.3	40.4
<b>Plano Frontal</b>	0.69	-0.01 a 0.91	3.0	6.1	1.8	0.3	-0.43 a 0.96	1.1	-1.99 a 2.52	0.8	26.5	2.2	73.3
<b>Plano Horizontal</b>	0.62	-0.26 a 0.88	2.9	5.6	1.6	0.3	-0.34 a 0.89	1.0	-1.72 a 2.27	0.7	23.8	1.9	65.9
<b>Amplitude articular Lombar (°)</b>													
<b>Plano Sagital</b>	0.83	0.45 a 0.95	13.4	24.2	6.5	0.0	-1.96 a 1.99	3.1	-6.39 a 6.42	2.2	16.6	6.2	46.1
<b>Plano Frontal</b>	0.80	0.35 a 0.94	2.3	4.7	0.9	-0.3	-0.82 a 0.16	0.8	-1.93 a 1.26	0.6	23.8	1.5	66.0
<b>Plano Horizontal</b>	0.60	-0.31 a 0.88	1.5	4.5	0.6	-0.2	-0.68 a 0.29	0.8	-1.93 a 1.26	0.5	37.8	1.5	104.7
<b>Amplitude articular da Anca (°)</b>													
<b>Plano Sagital</b>	0.87	0.58 a 0.96	86.3	102.5	52.6	-1.3	-6.55 a 3.98	8.4	-18.36 a 15.79	5.9	6.9	16.4	19.0
<b>Plano Frontal</b>	0.98	0.92 a 0.99	11.8	44.8	4.0	0.2	-1.71 a 2.08	3.0	-5.98 a 6.35	2.1	18.1	5.9	50.2
<b>Plano Horizontal</b>	0.95	0.82 a 0.98	14.5	36.7	6.0	-0.5	-2.51 a 1.55	3.2	-7.08 a 6.12	2.3	15.8	6.3	43.7
<b>Amplitude articular do Joelho (°)</b>													
<b>Plano Sagital</b>	0.98	0.93 a 0.99	87.4	153.1	9.8	-4.2	-10.55 a 2.08	10.0	-24.72 a 16.25	7.1	8.1	19.7	22.5
<b>Plano Frontal</b>	0.61	-0.27 a 0.88	10.6	18.7	3.2	-1.5	-4.43 a 1.39	4.6	-10.96 a 7.91	3.3	30.9	9.1	85.7
<b>Plano Horizontal</b>	0.86	0.56 a 0.96	13.9	38.6	5.5	1.9	-1.33 a 5.13	5.1	-10.96 a 7.91	3.6	26.1	10.1	72.2
<b>Amplitude articular do Tornozelo (°)</b>													
<b>Plano Sagital</b>	0.93	0.78 a 0.98	22.9	34.1	5.5	-1.2	-3.43 a 1.08	3.6	-8.49 a 6.14	2.5	11.1	7.0	30.7
<b>Plano Frontal</b>	0.88	0.61 a 0.96	7.2	11.8	2.9	0.1	-0.90 a 1.18	1.7	-3.24 a 3.51	1.2	16.3	3.2	45.3
<b>Plano Horizontal</b>	0.85	0.50 a 0.95	6.0	15.3	1.6	-2.5	0.99 a -0.53	2.8	-6.45 a 4.92	2.0	33.1	5.5	91.7

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

### 3.2. Fiabilidade e concordância dos parâmetros cinemáticos

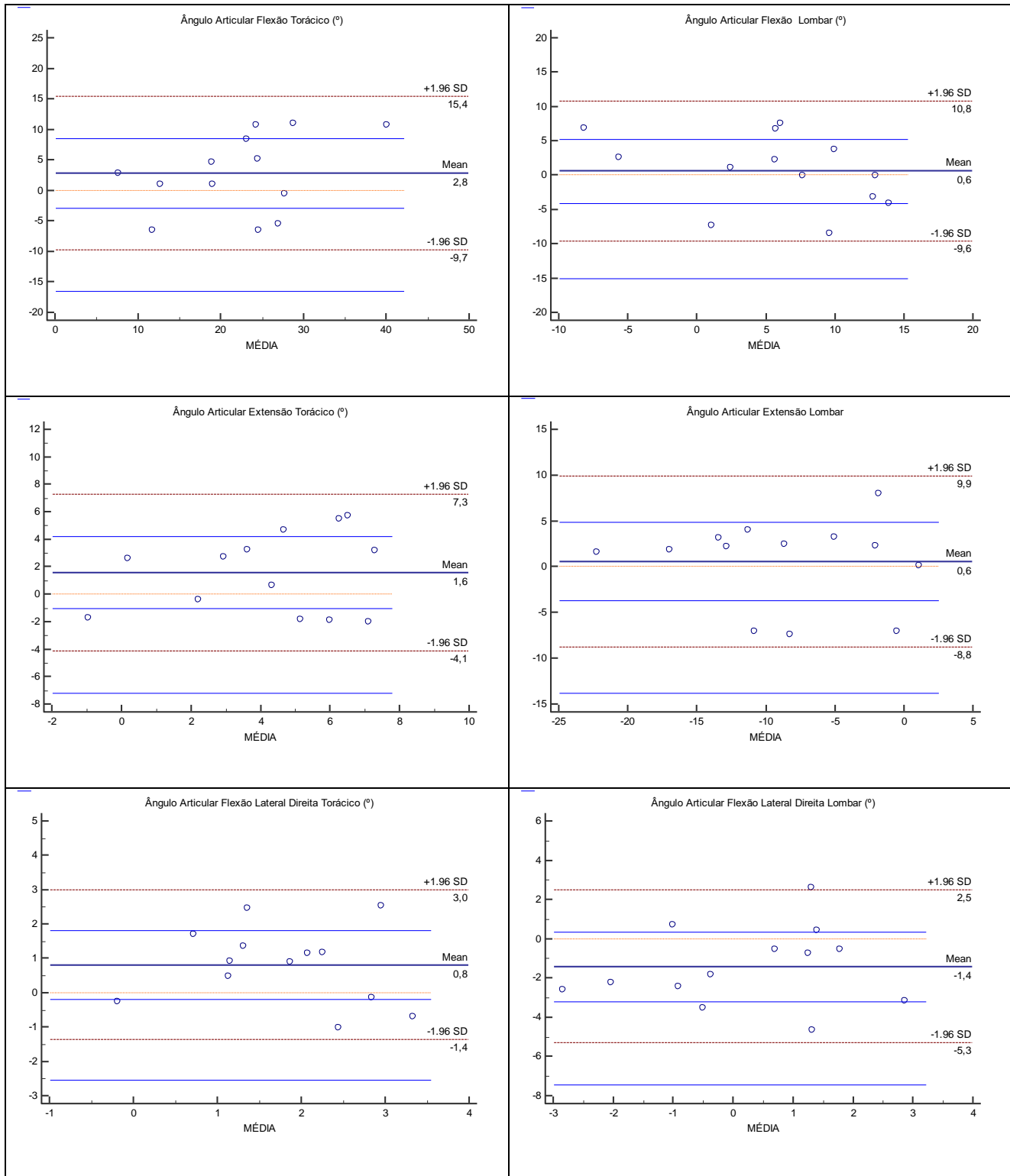
A fiabilidade e concordância dos parâmetros cinemáticos, assim como todas as medidas a estas associadas, encontram-se descritas na Tabela 2. Para uma melhor percepção dos resultados iremos subdividir em tornozelo, joelho, anca, e segmentos lombar e torácico como descrito na tabela 2. Em relação aos ângulos articulares máximos e mínimos, os valores de fiabilidade (CCI) foram superiores a 0.80, com exceção da extensão (0.68, 95% IC -0.03 a 0.90), flexão lateral direita (0.69, 95% IC -0.03 a 0.90) e esquerda (0.74, 95% IC 0.16 a 0.92), rotação direita (0.22, 95% IC -1.56 a 0.76) e esquerda (0.21, 95% IC -1.60 a 0.76) do segmento torácico; flexão lateral direita (0.64, 95% IC -0.19 a 0.89) e esquerda (0.43, 95% IC -0.86 a 0.83), rotação direita (0.45, 95% IC -0.81 a 0.83) e esquerda (0.45, 95% IC -0.69 a 0.84) lombar; extensão (0.51, 95% IC -0.59 a 0.85) e adução (0.63, 95% IC -0.21 a 0.89) da anca; adução (0.70, 95% IC 0.01 a 0.91), abdução (0.67, 95% IC -0.08 a 0.90) e rotação externa (0.78, 95% IC 0.27 a 0.93) do joelho.

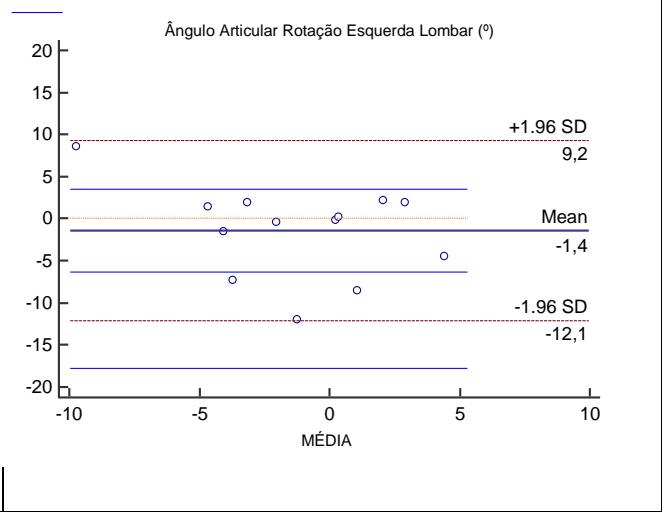
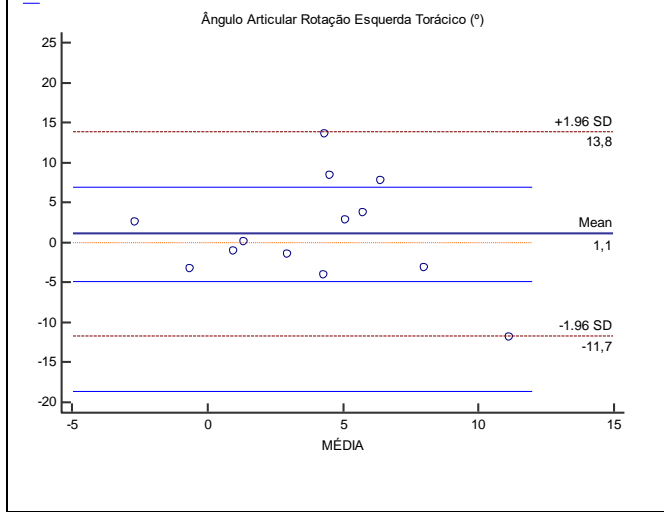
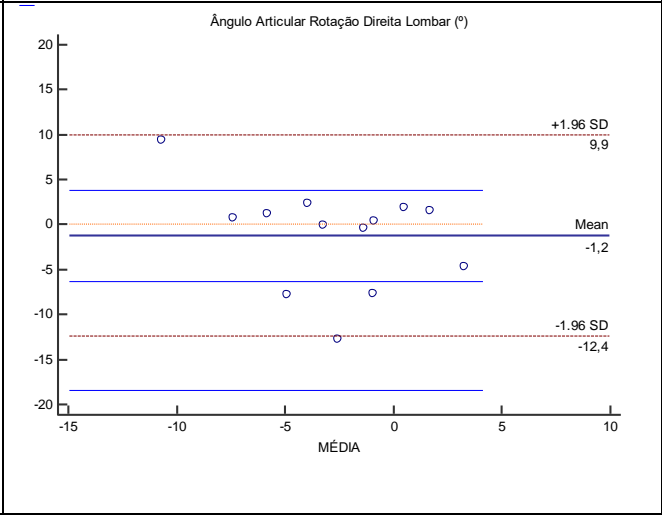
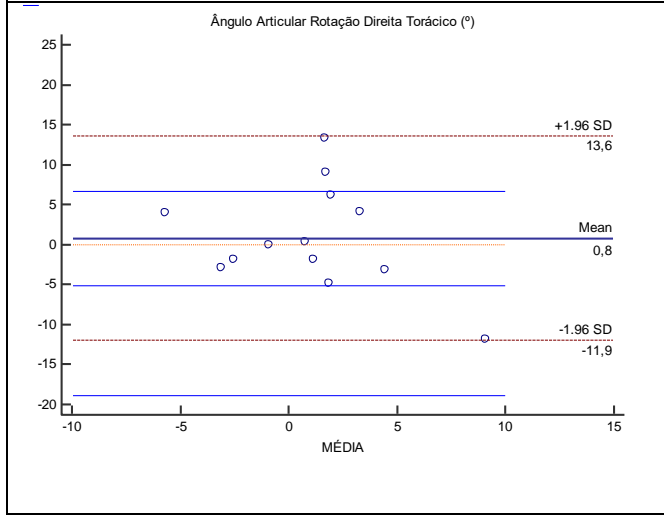
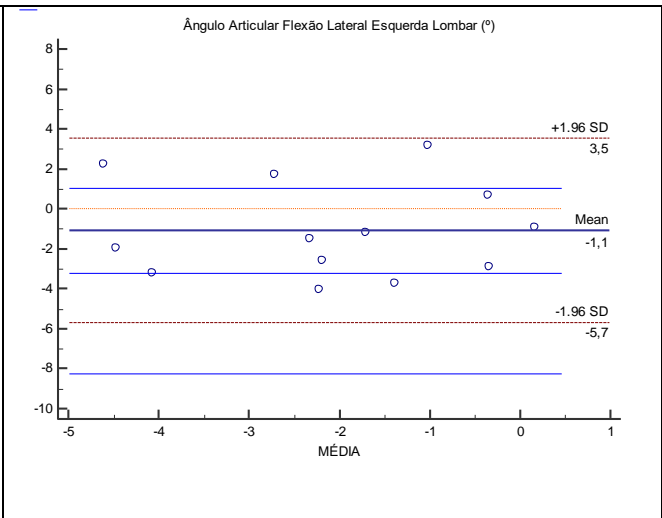
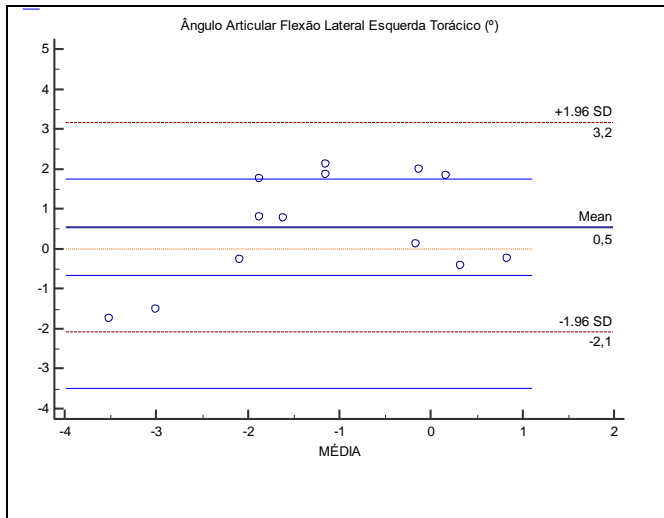
Quanto aos valores absolutos obtidos de EPM foram inferiores a 4 ° em todos os ângulos articulares, à exceção da flexão (4.5), rotação direita (4.6) e esquerda (4.6°, 9) do segmento torácico; da flexão (6.7) e rotação externa (4.2°) da anca; e da flexão (8.3°) e rotação interna (4.6°) do joelho. Por fim os valores absolutos da DMD variaram entre 2.2 ° (ângulo articular torácico de flexão lateral direita) e 23° (ângulo articular de flexão do joelho).

Na tabela 3, estão descritos os mesmos critérios de fiabilidade (CCI), concordância, EPM e DMD, mas para as amplitudes articulares que ocorrem em cada plano de movimento e para cada articulação, tendo-se verificado que os valores de CCI são todos superiores a 0.80, à exceção do plano frontal do joelho (0.61, 95% IC -0.27 a 0.88) e dos planos frontal e horizontal do segmento torácico (0.69, 95% IC -0.01 a 0.91 e 0.62, 95% IC -0.26 a 0.88) respetivamente). Os valores de EPM apresentam valores absolutos inferiores a 4 ° em todas as amplitudes articulares nas diferentes articulações e planos de movimento, à exceção do joelho (5.9°) e segmento lombar (7.1°) no plano sagital. A % EPM variou entre os 6.9% e os 37.8% para a anca no plano sagital e para o segmento lombar no plano horizontal, respetivamente. Quanto aos valores absolutos da DMD variaram de 1.5° a 19.7° para o segmento lombar no plano horizontal e para o joelho no plano sagital, respetivamente.

Por fim, estão igualmente representados nas tabelas 2 e 3 os valores de concordância entre os dois momentos de avaliação nos diferentes ângulos articulares e amplitude articular de cada plano respectivamente, no qual podemos verificar que os valores do desvio padrão da média das diferenças entre os dois momentos de avaliação variaram de 1.1° para o ângulo articular do segmento torácico à 11.7 ° para o ângulo articular joelho (tabela 2). E variou de 0.80 ° no plano horizontal e frontal da amplitude articular anca à 10.0° no plano sagital na amplitude articular da joelho.

Figura 3 - Diagramas de Bland-Altman representados através dos 95% LDC dos ângulos articulares máximos e mínimos dos segmentos torácico e lombar na tarefa de lifting





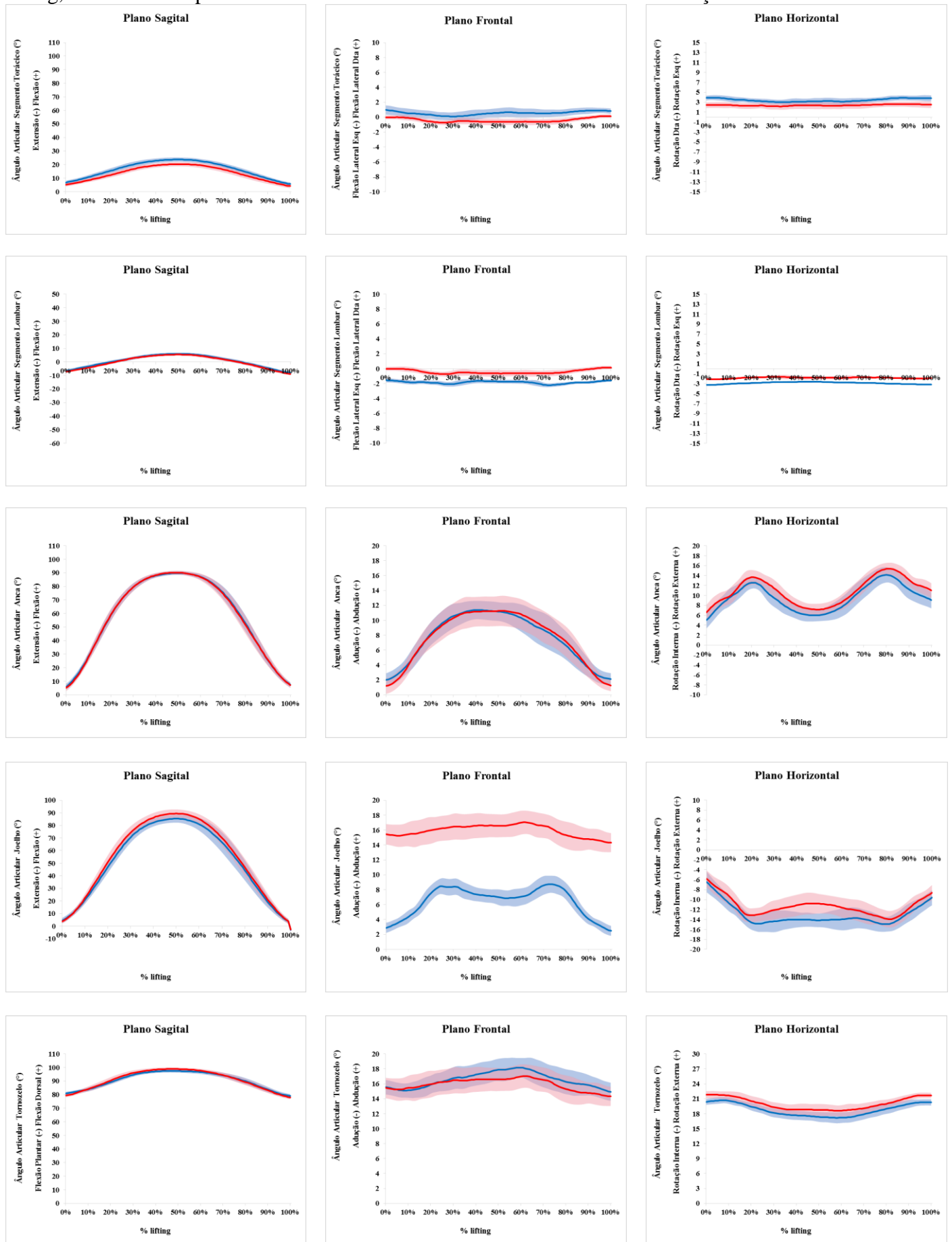
Relativamente aos diagramas de Bland e Altman, estes podem ser observados na Figura 3. Nestes, verificamos que todos os pontos estão dentro dos LDC, à exceção da flexão lateral e rotação direita do segmento lombar, que apresenta *outliers* que não seguem o padrão demonstrado para a respetiva variável, nem estão contidos nos LDC (superior ou inferior). Ao observar estes diagramas é clara uma maior dispersão de valores para os máximos e mínimos de flexão do segmento torácico (95% LDC -9.74 a 15.39). Esta maior dispersão é explicada pelos intervalos mais amplos que existem entre os LDC, como entre os próprios valores máximos e mínimos dos ângulos articulares (eixo horizontal dos diagramas de Bland e Altman). No entanto, no movimento de flexão lateral direita do segmento torácico (95% LDC -1.37 a 2.99), verifica-se o contrário, em que a dispersão dos pontos é muito menor (eixo horizontal) e a média das diferenças entre os dois momentos de avaliação é igualmente menor (0.8).

Os gráficos que contêm a curva média e o respectivo desvio padrão dos ângulos articulares durante a tarefa do *lifting* nos diferentes planos de movimento e nos dois momentos de avaliação estão representadas na Figura 4. Ao examinar estes gráficos, é possível apurar que em geral existe uma menor dispersão de dados nos ângulos articulares dos movimentos do plano sagital em todos os segmentos e articulações, e no plano frontal e horizontal foi onde se verificou maior dispersão. No entanto se dividirmos os resultados obtidos para os segmentos dos membros inferiores (anca, joelho e tornozelo) e para os do tronco (lombar e torácica), verificamos que a dispersão de dados do tronco é muito menor (nos três planos) comparativamente aos membros inferiores.

Relativamente à sobreposição das curvas entre T0 e T1 é possível apurar que em geral existe uma menor diferença no plano sagital em todos os segmentos e articulações, sendo semelhante no que diz respeito aos planos frontal e horizontal. Por fim, pode-se verificar uma diferença bastante significativa entre as linhas de T0 e T1 na articulação do joelho no plano frontal, o que poderá corresponder a um offset.



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



Legenda: — 1º momento de avaliação – Média ±DP; — 2º momento de avaliação – Média ±DP 26

## DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

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

No que toca à fiabilidade teste-reteste dos parâmetros cinemáticos analisados, os nossos resultados reportaram valores de CCI superiores a 0.80 para a maioria dos parâmetros. Assim, à luz do sugerido por (Keszei et al., 2010), em que valores de CCI superiores a 0.90 são considerados elevados e mínimos quando o objetivo é utilizar a medida em contexto clínico, e valores entre 0.70 e 0.80 são considerados aceitáveis para contextos de investigação, os nossos resultados revelam uma fiabilidade suficiente para esta medida ser utilizada pelo menos em contextos de investigação, já que a média dos valores de CCI é de 0.74. No entanto, se aprofundarmos um pouco mais a nossa análise, dividindo os resultados obtidos para os segmentos dos membros inferiores (anca, joelho e tornozelo) e para os do tronco (lombar e torácica), verificamos que os valores médios de CCI são mais elevados para os membros inferiores (CCI de 0.85) e mais baixos os do tronco (CCI de 0.54). No entanto, se examinarmos os valores de CCI do tronco percebemos que o valor médio mais baixo resulta dos ângulos articulares máximos e mínimos dos planos frontal e horizontal, já que a média destes ângulos no plano sagital é de 0.82 resultantes do CCI da flexão (0.86, 95% IC 0.58 a 0.96) e extensão (0.68, 95% IC 0.0 a 0.90) do segmento torácico, e do CCI da flexão (0.86, 95% IC 0.50 a 0.96) e extensão (0.88, 95% IC 0.61 a 0.96) do segmento lombar. Segundo a conclusão do estudo de (Keszei et al., 2010), para os segmentos do tronco, só os valores de fiabilidade obtidos no plano sagital apresentam valores de CCI suficientes para a sua utilização tanto em contexto de clínica como de investigação. Estes resultados vão ao encontro dos publicados por (Troke, Schuit, & Petersen, 2007) que obtiveram valores de CCI superiores no plano sagital (flexão 0.82 e extensão 0.73) e inferiores nos movimentos que ocorrem no plano horizontal (rotação direita 0.71 e rotação esquerda 0.76) e nos movimentos que ocorrem no plano frontal (inclinação lateral direita 0.71 e inclinação

lateral esquerda 0.76). O estudo consistiu na realização de movimentos fisiológicos isolados, nas suas amplitudes máximas da coluna lombar (flexão e extensão, rotação direita e esquerda e inclinação lateral direita e esquerda). Tendo sido repetidos 5 vezes em T0 e em T1, com um período de 3 dias entre as avaliações. De referir que os valores dos IC dos CCI não são fornecidos. Já Moutzouri, Billis, Strimpakos, Kottika (2008) avaliou a fiabilidade teste-reteste da amplitude articular da coluna lombar no plano sagital. A amostra em estudo era constituída por 20 sujeitos saudáveis e a tarefa em estudo consistia em realizar três repetições de flexão do tronco, até ao máximo da amplitude e sem flexão dos joelhos. Os autores obtiveram como resultado um valor de CCI de 0.82 (95% IC 0.61 – 0.92), com um período de intervalo de 8 dias entre T0 e T1.. Ambos os estudos utilizaram instrumentos de medida diferentes dos nossos, no entanto, os valores de CCI são semelhantes. Já (Fernandes et al., 2016) utilizaram o mesmo instrumento de medida, set-up e desenho de estudo que o nosso, no entanto, numa tarefa diferente (marcha), tendo obtido igualmente valores de CCI superiores no plano sagital e inferiores no plano horizontal e frontal. Especificamente no plano sagital obtiveram valores de CCI de 0.91 (IC 95% 0.79-0.96) e de 0.90 (IC 95% 0.77-0.96) para flexão e extensão do segmento lombar, respetivamente. Os valores de CCI nos outros dois planos são mais baixos, nomeadamente a inclinação lateral direita (0.61, 95% IC 0.07 a 0.83) e esquerda (0.63, 95% IC 0.13 a 0.84) e a rotação direita (0.64, 95% IC 0.15 a 0.85) e esquerda (0.67, 95% IC 0.22 a 0.86). Estes resultados vão também ao encontro dos nossos, já que os valores de CCI são superiores nos máximos e mínimos articulares que ocorrem no plano sagital, comparativamente com os que ocorrem no plano frontal e horizontal.

A tendência dos resultados obtidos para os ângulos articulares máximos e mínimos, mantém-se no que diz respeito à fiabilidade das amplitudes articulares das diferentes articulações e dos diferentes planos de movimento. Os valores de CCI no plano sagital são superiores, com uma média de 0.91 (95% IC 0.72 a 0.97) e de 0.83 (95% IC 0.45 a 0.95) para o segmento torácico e lombar, respetivamente. Já os valores de CCI verificados no plano frontal e horizontal são mais baixos. No plano frontal os valores médios encontrados foram de 0.69 (95% IC -0.01 a 0.91) e 0.80 (95% IC 0.35 a 0.94) para os segmentos torácico e lombar, respetivamente. No plano horizontal os valores

médios de CCI para o segmento torácico foram 0.62 (95% -0.26 a 0.88) e para o segmento lombar foram 0.60 (95% IC -0.31 a 0.88). Neste caso, só os valores de fiabilidade da amplitude articular dos segmentos do tronco, que ocorrem no plano sagital, apresentaram valores mínimos para serem utilizados em contexto de investigação.

Relativamente à concordância, foram encontrados valores absolutos de EPM inferiores a 5° para a maioria dos parâmetros cinemáticos do tronco e membro inferior analisados, com uma média de 3.2° de EPM, no entanto, a falta de dados publicados até ao momento sobre o tema torna difícil a interpretação clínica destes resultados. Um dos únicos trabalhos que analisa este tema é a revisão sistemática de (McGinley, Baker, Wolfe, & Morris, 2009)(McGinley et al., 2009), que sugere que valores de EPM que variem entre os 2° e os 5° são considerados aceitáveis e capazes de serem utilizados no futuro, no entanto, deve ser feita uma ponderação na sua análise. Neste sentido e olhando de uma forma simplista diríamos que o nosso trabalho apresenta resultados aceitáveis para serem usados no futuro. No entanto, e apesar dos baixos valores absolutos de EPM encontrados, a retirada de conclusões acerca destes resultados deve ser feita de forma cuidadosa, uma vez que é essencial relacionar o EPM obtido com os valores médios dos ângulos articulares máximos e mínimos de cada segmento. Por exemplo, ao compararmos os valores de EPM obtidos para a rotação esquerda do segmento torácico e flexão da anca (4.6° e 6.7°, respetivamente) facilmente podemos interpretar estes valores de EPM com uma importância semelhante. No entanto, ao analisarmos estes valores tendo por referência os valores dos ângulos articulares obtidos por estes segmentos (4° e 90°, respetivamente) torna-se claro que os valores de EPM, apesar de semelhantes, não podem ter o mesmo nível de importância. Por este motivo um dos parâmetros que pode dar informação preciosa acerca da quantidade real de EPM de uma medida prende-se com o cálculo da relação entre o EPM e o respetivo valor médio (EPM%). Para melhor percebermos esta diferença, de seguida iremos transcrever, a título de exemplo, os valores absolutos e relativos do EPM dos ângulos articulares do segmento lombar. No movimento de flexão obtivemos um EPM de 3.7° e um EPM% de 64.5 %, na extensão um EPM de 3.4° e um EPM% de 38.9 %, na flexão lateral direita um EPM de 2° e um EPM% de 619 %, na flexão lateral esquerda um EPM

de 1.7° e um EPM% de 79.5 %, na rotação direita um EPM de 4° e um EPM% de 143.5 % e na rotação esquerda EPM de 3.8° e um EPM% de 285.6 %. Olhando só para os valores absolutos do EPM diríamos que os movimentos onde o erro de medição é menor são a flexão lateral (direita/esquerda) depois a flexão/extensão e por fim as rotações. No entanto, se analisarmos os valores de EPM % esta ordem altera-se, pois o valor mais alto encontra-se no movimento de flexão lateral direita com 619 % e o mais baixo na extensão com 38.9 %. Estes resultados vão ao encontro dos resultados publicados por (Fernandes et al., 2016) no qual em todos os ângulos articulares de todos os segmentos/articulações os valores de EPM foram inferiores a 4° na realização da marcha. Utilizando o mesmo segmento lombar como exemplo, verificamos por um lado que os valores de EPM são todos inferiores a 4° e que os valores mais baixos de EPM também ocorrem no movimento de flexão lateral direita e esquerda e que o valor mais alto da EPM% ocorre na rotação esquerda. Para melhor interpretação serão de seguida transcritos os resultados publicados no referido estudo: flexão EPM de 2.8° e EPM% de 43.1 %, extensão EPM de 3° e EPM% de 33.3 %, flexão lateral direita EPM de 1.7° e EPM% de 89.4 %, na flexão lateral esquerda EPM de 1.5° e EPM% de 75 %, rotação direita EPM de 3.4° e EPM% de 79.1 % e rotação esquerda EPM de 3.3 ° e EPM% de 366.7 %.

Ainda referente aos parâmetros de concordância, e tendo por base os diagramas de Bland e Altman, quase todos valores estão dentro dos respectivos LDC, no entanto, para a maioria dos movimentos existe uma grande dispersão dos mesmos. Isto significa que a amplitude de valores observada nos LDC implica a existência de grandes diferenças na média das diferenças das medições das amplitudes dos ângulos articulares para que se possa concluir de forma confiante que estas são reais e não se devem a viés ou ao EPM. Ao analisarmos os dados da tabela 3, na qual estão representados os valores das amplitudes articulares das diferentes articulações, observamos a mesma tendência que para os ângulos articulares máximos e mínimos: os valores absolutos de EPM são inferiores para os movimentos que ocorrem nos planos horizontal e frontal, seguido pelo plano sagital. Uma explicação possível prende-se com o facto da execução da tarefa de lifting implicar maiores amplitudes no plano sagital comparativamente com os planos frontal e horizontal. Contudo, se analisarmos os valores da %EPM esta tendência

inverte-se, já que os valores médios de EPM% são mais baixos no plano sagital (11.5%), seguidos pelo frontal (23.1%) e por fim o plano horizontal (27.3%,).

Ao aplicarmos o mesmo raciocínio para os valores absolutos e de percentagem da DMD observou-se exatamente a mesma tendência. Estes são resultados de interesse e que nos fazem refletir acerca da qualidade da medição das amplitudes articulares, sobretudo das que ocorrem no plano horizontal e frontal. Sendo a análise cinemática 3D considerada uma medida *gold standard* (Meldrum et al., 2014) para a medição das características cinemáticas, nomeadamente dos ângulos e amplitudes articulares, a elevada quantidade de EPM% e DMD% encontrada para os movimentos nos planos horizontal e frontal pode colocar em dúvida a capacidade desta medida em ser repetível, ou seja, de ser exata em medições consecutivas.

Por último, a medição dos parâmetros antropométricos reportou excelentes valores de fiabilidade (CCI  $\geq 0.93$ ), com a exceção do comprimento do segmento lombar (CCI 0.78, 95% IC 0.32 a 0.93), e de concordância (EPM  $< 4^\circ$ ) para a maioria dos parâmetros medidos. Estes valores parecem concorrer para a elevada fiabilidade dos procedimentos experimentais utilizados, nomeadamente da colocação dos marcadores nos participantes, considerada a maior fonte de variabilidade em estudos teste-reteste que recorrem a um sistema de análise cinemática 3D (McGinley et al., 2009).

#### **4.1. Contributos e limitações do estudo**

Um dos pontos fortes deste estudo prende-se com o rigor da sua metodologia. Nomeadamente o facto de os resultados obtidos terem resultado de dois momentos de avaliação separados por um período de 7 a 11 dias (mediana de 7), sendo que ambas as medições foram realizadas no mesmo período do dia. Por outro lado, todas as avaliações foram realizadas pelo mesmo avaliador, que era cego relativamente aos resultados da primeira avaliação. Por fim, o facto de todos os participantes terem sido estimulados a realizar a tarefa da forma mais natural possível, possibilitando a análise individual de cada participante do seu padrão de movimento é também um dos pontos fortes do estudo.

No que se refere às limitações, de referir o facto do modelo biomecânico utilizado assumir que os segmentos torácico e lombar são segmentos rígidos únicos, o que não corresponde à realidade. Depois o reduzido tamanho da amostra (14 indivíduos), uma vez que para efeitos estatísticos uma amostra maior daria um maior consistência e significado estatístico aos resultados. Outra das limitações do estudo é o facto de não se ter utilizado um desenho de estudo que possibilitasse o cálculo da fiabilidade inter-observador. Apesar deste não ser um dos objetivos, este conhecimento seria importante considerando que o procedimento experimental em questão é muitas vezes realizado por diferentes investigadores.

Este estudo é claramente uma mais-valia para estudos futuros uma vez que foi dado um passo importante no estudo de uma tarefa de flexão/extensão do tronco (tarefa de *lifting*) em indivíduos assintomáticos. Ou seja, o conhecimento da fiabilidade e concordância teste-reteste, do EPM e da DMD dos ângulos articulares dos diferentes segmentos em estudo durante a tarefa de *lifting*, permite ter acesso a um conjunto de resultados, que em estudos futuros poderão ser utilizados como termo de comparação com indivíduos com uma dada condição clínica. Por outro lado, pode contribuir para a avaliação e monitorização dos movimentos que envolvam flexão/ extensão do tronco, e assim perceber a evolução de um programa de reabilitação. Apesar deste primeiro passo, é fundamental realizarem-se estudos futuros, nos quais se avaliem outros parâmetros cinemáticos importantes, como as variáveis temporais (duração das diferentes fases da tarefa de *lifting*) e a velocidade angular. Após este conhecimento, é importante também investigar os parâmetros cinéticos. A análise conjunta de parâmetros cinemáticos e cinéticos é de essencial importância uma vez que permite a recolha de informação biomecânica importante para o estudo dos padrões de movimento dos indivíduos assintomáticos, e assim aumentar o conhecimento do “normal” para utilizar em futuras comparações com indivíduos com uma dada condição clínica.

## CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram uma elevada fiabilidade teste-reteste para a avaliação cinemática 3D dos ângulos e amplitudes articulares do membro inferior e do tronco no plano sagital (exceção na extensão torácica e da anca), assim como valores relativos de EPM clinicamente aceitáveis neste mesmo plano. De referir a importância da interpretação dos valores %EPM e %DMD, e não só dos valores absolutos de EPM e DMD. Com estes resultados, acreditamos que este estudo fornece dados preliminares em relação aos índices de fiabilidade e concordância para os segmentos do tronco e membro inferior durante a tarefa de *lifting*, o que poderá ser valioso para futura inclusão no processo de raciocínio clínico e tomada de decisão aquando da avaliação de distúrbios do movimento.



## BIBLIOGRAFIA(S) / REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 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. [http://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90054-7](http://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90054-7)
- Cappello, a, La Palombara, P. F., & Leardini, a. (1996). Optimization and smoothing techniques in movement analysis. *International Journal of Bio-Medical Computing*, 41(3), 137–151. [http://doi.org/10.1016/0020-7101\(96\)01167-1](http://doi.org/10.1016/0020-7101(96)01167-1)
- de Vet, H. C., Terwee, C. B., Ostelo, R. W., Beckerman, H., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). Minimal changes in health status questionnaires: distinction between minimally detectable change and minimally important change. *Health and Quality of Life Outcomes*, 4(Mic), 54. <http://doi.org/10.1186/1477-7525-4-54>
- de Vet, H. C. W., Terwee, C. B., Knol, D. L., & Bouter, L. M. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033–1039. <http://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2005.10.015>
- Fairbank, J. C., & Pynsent, P. B. (2000). The Oswestry Disability Index. *Spine*, 25(22), 2940–2952; discussion 2952. <http://doi.org/10.1097/00007632-200011150-00017>
- Fernandes, R., Armada-da-Silva, P., Pool-Goudaazward, A., Moniz-Pereira, V., & Veloso, A. P. (2016). Three dimensional multi-segmental trunk kinematics and kinetics during gait: Test-retest reliability and minimal detectable change. *Gait and Posture*, 46, 18–25. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.007>
- Harsted, S., Mieritz, R. M., Bronfort, G., & Hartvigsen, J. (2016). Reliability and measurement error of frontal and horizontal 3D spinal motion parameters in 219 patients with chronic low back pain. *Chiropractic & Manual Therapies*. <http://doi.org/10.1186/s12998-016-0092-0>
- Harsted, S., Mieritz, R. M., Bronfort, G., Hartvigsen, J., O’Sullivan, P., Adams, M., ... Bonomo, M. (2016). Reliability and measurement error of frontal and horizontal 3D spinal motion parameters in 219 patients with chronic low back pain.

*Chiropractic & Manual Therapies*, 24(1), 13. <http://doi.org/10.1186/s12998-016-0092-0>

- Hidalgo, B., Gilliaux, M., Poncin, W., & Detrembleur, C. (2012). Reliability and validity of a kinematic spine model during active trunk movement in healthy subjects and patients with chronic non-specific low back pain. *Journal of Rehabilitation Medicine : Official Journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*, 44(9), 756–63.  
<http://doi.org/10.2340/16501977-1015>
- Keszei, A. P., Novak, M., & Streiner, D. L. (2010). Introduction to health measurement scales. *Journal of Psychosomatic Research*, 68(4), 319–323.  
<http://doi.org/10.1016/j.jpsychores.2010.01.006>
- Kopec, J. A., Esdaile, J. M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D. L., & Williams, J. I. (1995). The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(3), 341–352.  
<http://doi.org/PMID: 7732471> [PubMed - indexed for MEDLINE]
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 229. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>
- 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. <http://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015>
- Lehman, G. J. (2004). Biomechanical assessments of lumbar spinal function. How low back pain sufferers differ from normals. Implications for outcome measures research. Part I: Kinematic assessments of lumbar function. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.  
<http://doi.org/10.1016/j.jmpt.2003.11.007>
- McDermott, A., Bolger, C., Keating, L., McEvoy, L., & Meldrum, D. (2010). Reliability of three-dimensional gait analysis in cervical spondylotic myelopathy.

- Gait & Posture*, 32(4), 552–8. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.07.019>
- McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait and Posture*. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003>
- Meldrum, D., Shouldice, C., Conroy, R., Jones, K., & Forward, M. (2014). Test-retest reliability of three dimensional gait analysis: Including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. *Gait and Posture*, 39(1), 265–271. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.07.130>
- Mieritz, R. M., Bronfort, G., Jakobsen, M. D., Aagaard, P., & Hartvigsen, J. (2014). Reliability and measurement error of sagittal spinal motion parameters in 220 patients with chronic low back pain using a three-dimensional measurement device. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society*, 14(9), 1835–43. <http://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.10.030>
- Mieritz, R. M., Bronfort, G., Kawchuk, G., Breen, A., & Hartvigsen, J. (2012). Reliability and measurement error of 3-dimensional regional lumbar motion measures: A systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. <http://doi.org/10.1016/j.jmpt.2012.09.011>
- Moutzouri M1, Billis E, Strimpakos N, Kottika P, O. J. (2008). No TitleThe effects of the Mulligan Sustained Natural Apophyseal Glide (SNAG) mobilisation in the lumbar flexion range of asymptomatic subjects as measured by the Zebris CMS20 3-D motion analysis system. *BMC Musculoskeletal Disorders*, (doi:10.1186/1471-2474-9-131).
- Perri, M., & Liebenson, C. (2007). Rehabilitation of Breathing Pattern Disorders. In *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual* (pp. 93–109).
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics* (2nd ed.). Human Kinetics.
- Roland, M., & Fairbank, J. (2000). The Roland–Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. *Spine*, 25(24), 3115–3124. <http://doi.org/10.1097/00007632-200012150-00006>

- Sahrmann, S. (2002). Movement impairment syndromes of the lumbar spine. In *Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes* (pp. 51–110).
- 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. <http://doi.org/10.1080/02640410802298235>
- Shrout, P. E., & Fleiss, J. L. (1979). Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*. <http://doi.org/10.1037/0033-2909.86.2.420>
- Troke, M., Schuit, D., & Petersen, C. M. (2007). Reliability of lumbar spinal palpation, range of motion, and determination of position. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 103. <http://doi.org/10.1186/1471-2474-8-103>
- Wilken, J. M., Rodriguez, K. M., Brawner, M., & Darter, B. J. (2012). Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait and Posture*, 35(2), 301–307. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.105>
- Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software* (1978), 8(2), 104–113. [http://doi.org/10.1016/0141-1195\(86\)90098-7](http://doi.org/10.1016/0141-1195(86)90098-7)
- Youdas, J. W., Garrett, T. R., Egan, K. S., & Therneau, T. M. (2000). Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Physical Therapy*, 80(3), 261–75. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10696153>