

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

Paula Valente de Mesquita

**Relação entre a postura estática e os padrões de movimento da coluna lombar
e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar**

PORTO ALEGRE

2017

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

Paula Valente de Mesquita

**Relação entre a postura estática e os padrões de movimento da coluna lombar
e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar**

Dissertação de mestrado submetida ao
Programa de Pós-Graduação em Ciências
do Movimento Humano da Escola de
Educação Física da Universidade Federal
do Rio Grande do Sul

Orientadora

Prof^ª. Dr^ª. Cláudia Tarragô Candotti

Porto Alegre

2017

CIP - Catalogação na Publicação

Mesquita, Paula Valente de
Relação entre a postura estática e os padrões de movimento da coluna lombar e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar / Paula Valente de Mesquita. -- 2017.
68 f.
Orientador: Cláudia Tarragô Candotti.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2017.

1. Fotogrametria. 2. Análise cinemática. 3. Coluna. 4. Pelve. 5. Sentar e levantar. I. Candotti, Cláudia Tarragô, orient. II. Título.

RESUMO

Mesquita P.V. **Relação entre a postura estática e os padrões de movimento da coluna lombar e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar.** *Dissertação de Mestrado.* Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2017.

Esta dissertação está organizada em dois estudos. **Estudo 1:** Trata-se de uma revisão sistemática de estudos observacionais cujo objetivo foi identificar quais são os protocolos e parâmetros cinemáticos utilizados na avaliação do movimento de sentar e levantar. Foram realizadas buscas nas bases de dados BIREME, EMBASE, *PubMed*, *Science Direct*, SCOPUS e *Web of Science*. Dois revisores independentes realizaram a seleção dos estudos, extraíram os dados e avaliaram a qualidade metodológica e o risco de viés pela escala Downs & Black e pelo sistema GRADE, respectivamente. Foram incluídos 28 estudos, dos quais 58% com alta qualidade metodológica, de onde se extraiu informações sobre amostra, protocolos de avaliação e parâmetros cinemáticos analisados. As variáveis cinemáticas comumente estudadas são amplitude (ADM) e duração do movimento. Os protocolos de coleta divergem sobre a localização de marcadores anatômicos, altura da cadeira, posicionamento do sujeito, entre outros. Controlar a velocidade do movimento e a posição da cabeça é uma tendência que parece impedir a realização de movimentos naturais e, portanto, verdadeiros. **Estudo 2:** Trata-se de uma pesquisa *ex post facto* correlacional cujos objetivos foram: (a) identificar características posturais estáticas através do ângulo de lordose lombar e de inclinação pélvica; (b) identificar a existência e, se houver, descrever o padrão de movimento da coluna lombar e da pelve durante a primeira fase da tarefa de sentar e levantar; e (c) correlacionar as características posturais estáticas e os padrões de movimento durante a tarefa estudada. Foram avaliados 46 indivíduos de ambos os sexos, todos submetidos à avaliação postural estática por fotogrametria, com o *software* DIPA[®] (Digital Image-based Postural Assessment), e à avaliação de 10 movimentos de “sentar e levantar”, pelo sistema análise de movimento BTS Smart-DX. Os valores angulares da curvatura lombar e da inclinação pélvica das quatro repetições centrais foram calculados no *software* MATLAB. Estes valores foram plotados em função do tempo da tarefa normalizado em diagramas de dispersão, permitindo a identificação dos padrões de movimento. As inclinações das retas permitiram classificar os padrões em: flexor ou extensor (para a coluna) e de inclinação anterior ou posterior (para a pelve). No SPSS 20.0, os ângulos da postura estática (oriundos do DIPA[®]) e os valores da inclinação da reta foram correlacionados utilizando o Coeficiente de Correlação de Spearman ($\alpha < 0,05$). Os resultados mostraram altas correlações positivas da variável *lombar estática* com as variáveis *lombar dinâmica sentar* e *pelve dinâmica sentar*, respectivamente nos grupos de indivíduos de pelve fisiológica ($\rho = 0,557$, $p = 0,01$; $\rho = 0,562$, $p = 0,02$), e pelve antevertida ($\rho = 0,524$, $p = 0,02$; $\rho = 0,504$, $p = 0,04$). Concluiu-se que é possível identificar padrões específicos de movimento da coluna lombar e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar. Nos indivíduos com pelve antevertida e fisiológica há tendência à manutenção do padrão postural estático durante o movimento de sentar. Todavia, na amostra total, a postura estática da pelve tende a inverter-se durante o movimento de sentar.

Palavras-chave: fotogrametria, análise cinemática, coluna, pelve, sentar e levantar.

ABSTRACT

Mesquita P.V. **Relationship between static posture and movement patterns of the lumbar spine and pelvis during sit-to-stand and stand-to-sit.** Masters dissertation. Postgraduate Program in Human Movement Sciences, Federal University of Rio Grande do Sul. 2017.

This dissertation is organized in two studies. **Study 1:** This is a systematic review of observational studies whose objective was to identify the protocols and kinematic parameters used in the evaluation of the sit-to-stand-to-sit movement. Searches were conducted in BIREME, EMBASE, PubMed, Science Direct, SCOPUS and Web of Science databases. Two independent reviewers selected the studies, extracted the data and assessed the methodological quality and risk of bias by the Downs & Black scale and the GRADE system, respectively. Twenty-eight studies were included, of which 58% were of high methodological quality, from which data on sample, evaluation protocols and kinematic parameters were extracted. The kinematic variables commonly studied are range of motion (ROM) and duration of movement. The collection protocols differ on the location of anatomical markers, chair height, subject positioning, among others. Controlling the speed of movement and the position of the head is a tendency that seems to prevent the realization of natural and therefore true movements. **Study 2:** This is a correlational ex post facto research whose objectives were: (a) to identify static postural characteristics through the angle of lumbar lordosis and pelvic tilt; (b) identify the existence and, if any, describe the pattern of movement of the lumbar spine and pelvis during the first phase of the sit and stand task; and (c) correlate static postural characteristics and movement patterns during the task. We evaluated 46 individuals of both sexes, all of whom underwent static postural evaluation by photogrammetry, with DIPA© software (Digital Image-based Postural Assessment), and the evaluation of 10 "sit and lift" BTS Smart-DX. The angular values of the lumbar curvature and pelvic tilt of the four central repetitions were calculated in the MATLAB software. These values were plotted as a function of normalized task time in scatter diagrams, allowing the identification of movement patterns. The slopes of the lines allowed to classify the patterns in: flexor or extensor (for the spine) and of anterior or posterior slope (for the pelvis). In SPSS 20.0, the static posture angles (derived from the DIPA ©) and the straight slope values were correlated using the Spearman Correlation Coefficient ($\rho < 0.05$). The results showed large positive correlations of the static lumbar variable with the dynamic lumbar sit and dynamic pelvis sit, respectively in the groups of physiological pelvis individuals ($\rho = 0.557$, $p = 0.01$, $\rho = 0.562$, $p = 0.02$), and pelvis anteverts ($\rho = 0.524$, $p = 0.02$, $\rho = 0.504$, $p = 0.04$). It has been concluded that it is possible to identify specific patterns of movement of the lumbar spine and pelvis during the stand-to-sit task. In individuals with anteverted and physiological pelvis, there is a tendency to maintain the static postural pattern during the sitting movement. However, in the total sample, the static posture of the pelvis tends to reverse during the sitting movement.

Keywords: photogrammetry, kinematic analysis, spine, pelvis, sit-to-stand, stand-to-sit.

LISTA DE QUADROS, TABELAS E FIGURAS

CAPÍTULO 1

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Estratégia de busca utilizada na base de dados <i>PubMed</i> | 15 |
| Figura 1 - Fluxograma da seleção dos artigos, baseado nas orientações do PRISMA..... | 17 |
| Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética..... | 19 |
| Tabela 3 - Pontuação e o escore de cada estudo na avaliação da qualidade metodológica pela escala Downs and Black..... | 25 |

CAPÍTULO 2

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Fases do movimento de levantar-se da posição sentada analisadas em 4 momentos..... | 40 |
| Figura 2 - Posição para o registro fotográfico da avaliação postural estática segundo o protocolo DIPA [©] | 43 |
| Figura 3 - Imagem dos pontos de referência utilizados para a coleta dos dados cinemáticos (BTS Smart-DX), sendo observados no plano frontal (a): (1)-C7; (2)-T2; (3)-T4; (4)-T6; (5)-T8; (6)-T10; (7)T12; (8)L2; (9)L4; (10)S2; (11)EIPS; (12)-troçânter; (13)-acrômio; e no plano sagital (b): (1)-troçânter; (2)-côndilo lateral do joelho; (3)-maléolo externo..... | 44 |
| Figura 4 - Desenho esquemático das variáveis posturais estáticas obtidas na avaliação sagital do DIPA [©] : (a) ângulo de lordose lombar; e (b) ângulo de inclinação pélvica..... | 46 |
| Figura 5 - Desenho esquemático: (a) da obtenção do ângulo de curvatura lombar; (b) do esquema 3D para avaliar a pelve durante a tarefa de sentar e levantar; e (c) da obtenção do ângulo de inclinação pélvica..... | 46 |
| Figura 6 - Desenho esquemático dos cálculos para definição do término da 1ª fase do movimento de levantar da posição sentada considerando o deslocamento superior de 30° do marcador do troçânter femoral em relação ao côndilo do joelho..... | 47 |
| Figura 7 - Desenho esquemático dos cálculos para definição do término da 1ª fase do movimento de sentar partindo da posição em pé, considerando o deslocamento inferior de 30° do marcador do troçânter femoral relativamente ao côndilo do joelho..... | 49 |
| Figura 8 - Exemplo das quatro curvas centrais e da curva média: a) do comportamento do ângulo lombar e b) do comportamento do ângulo de inclinação pélvica, obtidos nos primeiros 15° e nos segundos 15° da fase I da tarefa de sentar..... | 50 |
| Tabela 1 - Comparação da amostra estratificada pela classificação da postura estática da pelve..... | 52 |

| | |
|--|----|
| Tabela 2 - Correlação entre os valores angulares da postura estática e as inclinações das retas obtidas para a coluna lombar e pelve durante as tarefas de sentar e levantar..... | 53 |
|--|----|

APÊNDICES

| | |
|--|----|
| Figura A1 - Correlações entre os ângulos da coluna <i>lombar, na postura estática</i> , com os coeficientes de inclinação da variável <i>lombar dinâmica sentar</i> : (a) do grupo pelve fisiológica e (b) pelve antevertida..... | 66 |
|--|----|

| | |
|---|----|
| Figura A2 - Correlações entre os ângulos da coluna <i>lombar, na postura estática</i> , com os coeficientes de inclinação da variável <i>pelve dinâmica sentar</i> : (a) do grupo pelve fisiológica e (b) pelve antevertida..... | 66 |
|---|----|

| | |
|---|----|
| Figura A3 - Correlação entre os ângulos da inclinação pélvica, <i>na postura estática</i> , com os coeficientes de inclinação da variável <i>pelve dinâmica sentar</i> para a amostra total..... | 67 |
|---|----|

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| APRESENTAÇÃO | 9 |
| INTRODUÇÃO | 10 |
| CAPÍTULO 1 – REVISÃO SISTEMÁTICA | 12 |
| RESUMO..... | 12 |
| ABSTRACT | 13 |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 14 |
| 2. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS..... | 15 |
| 2.1 Tipo de estudo..... | 15 |
| 2.2 Estratégias de busca..... | 15 |
| 2.3 Seleção dos estudos..... | 16 |
| 2.4 Extração dos dados, análise da qualidade e risco de viés..... | 16 |
| 3. RESULTADOS..... | 18 |
| 4. DISCUSSÃO..... | 27 |
| 5. CONCLUSÃO..... | 32 |
| REFERÊNCIAS..... | 33 |
| | |
| CAPÍTULO 2 – ARTIGO ORIGINAL | 36 |
| RESUMO..... | 37 |
| ABSTRACT..... | 38 |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 39 |
| 2. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS..... | 41 |
| 2.1 Amostra..... | 42 |
| 2.2 Procedimentos de coleta..... | 42 |
| 2.2.1 Anamnese e avaliação antropométrica..... | 42 |
| 2.2.2 Avaliação da postura estática..... | 42 |
| 2.2.3 Avaliação cinemática..... | 43 |
| 2.3 Processamento dos dados..... | 45 |
| 2.3.1 Processamento dos dados da fotogrametria..... | 45 |
| 2.3.2 Processamento dos dados cinemáticos..... | 46 |
| 2.4 Análise estatística..... | 51 |
| 3. RESULTADOS..... | 52 |
| 4. DISCUSSÃO..... | 54 |
| 5. CONCLUSÃO..... | 58 |
| REFERÊNCIAS..... | 60 |
| | |
| CONSIDERAÇÕES FINAIS | 64 |

| | |
|---|-----------|
| LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS..... | 65 |
| APÊNDICES..... | 66 |
| REFERÊNCIAS DA INTRODUÇÃO GERAL..... | 68 |

APRESENTAÇÃO

Esta dissertação foi desenvolvida com o suporte do Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento (BIOMEC), que vem protagonizando diversos trabalhos científicos na temática “postura corporal”. Visando contribuir com as pesquisas nessa área, essa dissertação de mestrado foi planejada para investigar a complexa relação entre o posicionamento e o movimento da coluna vertebral e da pelve, pois são estruturas com importante significado funcional, uma vez que proporcionam o elo mecânico entre as extremidades inferiores e superiores. Nesse sentido, buscou-se investigar especificamente essa relação durante a tarefa de sentar e levantar, a qual tem sido alvo de muitos estudos, possivelmente pela sua importância na manutenção e identificação da independência funcional. De fato, o questionamento sobre a possibilidade da postura estática (da coluna lombar e da pelve), por sua forma estruturada, imprimir características/marcas no padrão de movimento, foi o impulso propulsor dessa dissertação.

Para tanto, dois estudos foram conduzidos, sendo um focado nos dados da literatura e outro nos dados das coletas da fase experimental. Assim, a presente dissertação de mestrado está formatada da seguinte forma: (a) Introdução; (b) Capítulo 1, contendo a revisão sistemática da literatura sobre os protocolos e parâmetros cinemáticos utilizados para avaliar a tarefa de sentar e levantar, submetida a Revista *Human Movement* em agosto de 2017, estando em processo de apreciação dos revisores; (c) Capítulo 2, contendo os resultados da coleta de dados, incluindo a avaliação postural estática da fotogrametria e a análise dinâmica da tarefa de sentar e levantar do sistema BTS Smart-DX; (d) considerações finais; (e) limitações do estudo e perspectivas; e (g) referências bibliográficas utilizadas na introdução. Ressalta-se que os Capítulos 1 e 2 estão apresentados em formato de artigos científicos.

INTRODUÇÃO

O movimento é uma capacidade que permite ao ser humano executar tarefas funcionais. Aprimorá-lo é uma necessidade que requer conhecimento sobre como e o motivo pelo qual o corpo se move. A execução dos movimentos pode ser melhorada de diversas formas, pois um movimento efetivo envolve fatores anatômicos, habilidades neuromusculares, capacidades fisiológicas e habilidades cognitivas e psicológicas (KNUDSON, 2007; NIGG; HERZOG, 1999).

Em princípio, a estrutura funcional de um sistema biológico passa por um processo organizacional evolutivo de otimização, que se diferencia do caminho de aperfeiçoamento técnico do movimento. Ao contrário de um corpo rígido, a estrutura biológica do corpo humano permite a produção de força através da contração muscular, o que transforma o corpo num sistema independente, no qual acontece o movimento (AMADIO, 1999).

O movimento de sentar e levantar representa uma em tantas atividades funcionais, sendo uma tarefa comum e bastante representativa da vida cotidiana, executada aproximadamente 60 vezes ao dia em algumas populações trabalhadoras (DALL; KERR, 2010; KERR et al., 1997). Além disso, é uma atividade clássica para avaliação da mobilidade, de acordo com a International Classification of Functioning, Disability and Health (BOHANNON, 2012). Assim, possivelmente por sua importância funcional, a tarefa de “sentar e levantar” é utilizada no ambiente clínico como um teste para identificar limitações funcionais em populações variadas (DUNCAN; LEDDY; EARHART, 2011; HENDERSHOT; WOLF, 2015; MATHIAS; NAYAK; ISAACS, 1986; WHITNEY et al., 2005). Neste âmbito, é geralmente avaliado de maneira simples, considerando o indivíduo como capaz ou incapaz de concluir o movimento (BOHANNON, 2012). Embora forneça informações sobre a qualidade do movimento, esta avaliação é qualitativa e deveras básica, pois baseia-se na observação e na experiência clínica, não permite que o profissional compreenda as características específicas do gesto, nem mesmo o uso ou não de mecanismos compensatórios (KNUDSON, 2007). Em contraste, uma avaliação quantitativa que envolva a mensuração de variáveis biomecânicas, por exemplo, pode identificar os padrões de movimento analisando os fatores reais que afetam a sua execução e permitindo futuras comparações (KNUDSON, 2007; NIGG; HERZOG, 1999).

Atualmente, através de tecnologia confiável é possível realizar uma descrição minuciosa das características posturais morfológicas e biomecânicas de cada indivíduo. Dentre os métodos não-invasivos, a fotogrametria computadorizada é normalmente a modalidade inicial de escolha (SEDREZ; CANDOTTI, 2013) quando o objetivo é a análise das relações estáticas entre os segmentos corporais (FURLANETTO, T. S. et al., 2012). Já quando o objetivo é a análise das relações dinâmicas entre os segmentos corporais, a cinemetria tem sido a opção mais utilizada (KNUDSON, 2007). No entanto, apesar do suporte tecnológico, descrever as características posturais estáticas ou definir os padrões de movimentos são tarefas muito complexas, pois os indivíduos diferem em formas e tamanhos e têm maneiras únicas e distintas de movimento (BOHANNON, 2012). Uma possível explicação para essa complexidade reside no fato de que o aprendizado de um determinado movimento é fruto de sua experimentação e repetição. A prática constante de um gesto que demonstra utilidade funcional pode levar à formação de um padrão de movimento (CORRÊA et al., 2007). Ainda, devido às particularidades morfológicas e às vivências individuais que moldam a estrutura anatômica de cada indivíduo, uma mesma tarefa poderá ser executada cumprindo todas as etapas conhecidas, mas com estratégias motoras diferentes, caracterizando um padrão específico para cada indivíduo (ETNYRE; THOMAS, 2007; HASE et al., 2004).

Assim, considerando que cada indivíduo possui características próprias, tanto estruturais em sua forma, quanto na maneira de mover-se, e que as características morfológicas individuais podem imprimir marcas na movimentação corporal, formulou-se o seguinte problema de pesquisa: existe relação entre o padrão de movimento durante a tarefa de sentar e levantar e as características morfológicas da postura ereta estática da coluna vertebral e da pelve?

CAPÍTULO 1

Protocolos e parâmetros cinemáticos utilizados para avaliar o movimento de sentar e levantar: uma revisão sistemática

Protocols and kinematic parameters used to evaluate the sit-to-stand movement: a systematic review

(submetido a Revista Human Movement)

RESUMO

Os movimentos de sentar e levantar são habilidades comuns da vida diária e medidas importantes da função física. A avaliação deste movimento tem sido amplamente estudada, todavia, são utilizados protocolos muito distintos e parâmetros cinemáticos diversos, dificultando na escolha de uma metodologia. Assim, o objetivo deste estudo é identificar quais são os protocolos e parâmetros cinemáticos utilizados na avaliação do movimento de sentar e levantar, a partir de uma revisão sistemática. Foram realizadas buscas nas bases de dados BIREME, EMBASE, *PubMed*, *Science Direct*, SCOPUS e *Web of Science*, além de buscas manuais. Dois revisores independentes realizaram a seleção dos estudos, extraíram os dados e avaliaram a qualidade metodológica e o risco de viés. A qualidade metodológica foi verificada pela escala Downs and Black e a força de evidência pelo sistema GRADE. Foram incluídos 28 estudos, de onde se extraiu informações sobre amostra, protocolos de avaliação e parâmetros cinemáticos analisados. Os estudos apresentaram alta força de evidência. As variáveis comumente analisadas são amplitude de movimento (ADM) e duração do movimento. Os protocolos de coleta divergem quanto a localização de marcadores anatômicos, fixação da altura da cadeira e, portanto, posicionamento do sujeito, entre outros. Existe uma tendência a limitar o sujeito desde a velocidade de execução do movimento até a determinação da posição da cabeça através de alvos visuais, o que resulta em estratégia que parece impedir a realização de movimentos naturais e, portanto, habituais.

Palavras-chave: sentar e levantar, coluna, pelve, cinemática, revisão.

ABSTRACT

Sit-to-stand is a common life skill and an important physical function measure. The evaluation of this movement has been widely studied, however, very different protocols and kinematic parameters are used, making it difficult to choose a methodology. Thus, the purpose of this study is to identify which are the kinematic protocols and parameters used in the evaluation of the sit and lift movement, from a systematic review. Searches were conducted in the databases BIREME, EMBASE, PubMed, Science Direct, SCOPUS and Web of Science, as well as manual searches. Two independent reviewers selected the studies, extracted the data and assessed the methodological quality and risk of bias. The methodological quality was verified by the Downs and Black scale and the strength of evidence by the GRADE system. Twenty-eight studies were included, from which data on sample, evaluation protocols and kinematic parameters were extracted. The studies showed high strength of evidence. The variables commonly analyzed were range of motion (ROM) and movement duration. Acquisition protocols differ in the location of anatomical markers, fixation of chair height, positioning of the subject, among others. There is a tendency to limit the subject since the speed of movement to the head positioning of the head through visual targets, which results in a strategy that seems to restrain the realization of natural and therefore usual movements.

Keywords: sit-to-stand, spine, pelvis, kinematics, review.

1. INTRODUÇÃO

O movimento de sentar e levantar representa uma em tantas atividades funcionais, sendo considerado uma tarefa comum e bastante representativa da vida cotidiana (BONNET et al., 2017). O levantar-se de uma posição sentada pode ser definido como um movimento de transição para a postura em pé por meio da modificação da posição do centro de massa corporal de uma posição estável para uma posição menos estável, o qual é finalizado com extensão dos membros inferiores enquanto mantém-se o equilíbrio em uma pequena base de suporte (VANDER LINDEN; BRUNT; MCCULLOCH, 1994).

A análise do movimento de sentar e levantar requer conhecimento básico dos fatores que influenciam sua realização, os quais são considerados determinantes para o sucesso da tarefa, sendo divididos em três grupos: relacionados à cadeira, relacionados ao sujeito e relacionados à estratégia. Os fatores relacionados à cadeira envolvem a altura do assento, o apoio para os braços, o apoio para as costas e cadeiras especiais (BURNFIELD et al., 2012; KUO, F. C.; HONG; LIAU, 2014; KUO, Y. L.; TULLY; GALEA, 2010). Já os fatores relacionados ao sujeito são a idade, presença de doenças, grau de força muscular e a utilização de calçado (ANAN, M. et al., 2015). Os fatores relacionados à estratégia são aqueles oriundos da execução do movimento de levantar-se, entre eles a velocidade, posição dos pés, utilização dos braços sobre o apoio, movimento dos braços, fixação das articulações em geral, posição dos joelhos, restrição terminal do movimento, controle visual, atenção durante o movimento, treinamento e a posição e movimento do tronco (BLACHE; DE FONTENAY; MONTEIL, 2014; JANSSEN; BUSSMANN; STAM, 2002).

Dentre os métodos mais utilizados para avaliações do movimento e que investigam as características cinemáticas, é possível observar que a cinemática predomina (BONNET et al., 2017; CHRISTE et al., 2016; HEMMING et al., 2015). Entretanto, existe uma grande variabilidade de protocolos de coleta no que diz respeito aos fatores que influenciam o movimento e aos parâmetros cinemáticos avaliados, o que torna difícil identificar e compreender as estratégias utilizadas no movimento. Diante do exposto, o objetivo do presente estudo foi identificar quais são os protocolos para aquisição dos dados (sistema de análise, cadeira, postura do indivíduo, velocidade do movimento e número de repetições) e parâmetros

cinemáticos utilizados na avaliação da tarefas de sentar e levantar, a partir de uma revisão sistemática.

2. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

2.1 Tipo de estudo

O presente estudo compreendeu uma revisão sistemática da literatura, direcionada pelo *PRISMA Statement* (MOHER et al., 2009) com base nas recomendações da colaboração *Cochrane*, e registrada no PROSPERO sob o protocolo CRD42015029960 (http://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO/display_record.asp?ID=CRD42015029960).

2.2 Estratégias de busca

Foram conduzidas buscas sistemáticas, conforme as recomendações da colaboração *Cochrane* (HIGGINS JPT; S, 2011), nas bases de dados BIREME, EMBASE, *PubMed*, *Science Direct*, SCOPUS e *Web of Science*, as quais englobaram o início das bases até o dia 21 de fevereiro de 2017. Os termos de busca utilizados, com os seus respectivos operadores booleanos, foram *Spine* [OR] *Pelvis* [AND] *Sit-to-stand*. A estratégia de busca utilizada no *PubMed* pode ser observada na Tabela 1. Não foram feitas restrições de data de publicação, todavia limitou-se os idiomas em inglês, espanhol e português. Além disso, também foram identificados estudos a partir das referências dos estudos incluídos.

Tabela 1 - Estratégia de busca utilizada na base de dados *PubMed*

| | |
|----|---|
| #4 | Search (#1 OR #2 AND #3) |
| #3 | Search ("Sit-to-stand" OR "Stand-to-sit" OR "Sit to stand" OR "Stand to sit" OR "Sitting to standing" OR "Sit-to-stance-to-sit" OR "Sitting" OR "Sit-stand-sit" OR "Back-to-sit" OR "Pattern of movement") |
| #2 | Search ("Pelvis"[Mesh] OR "Pelvis" OR "Pelvic Region" OR "Region, Pelvic") |
| #1 | Search ("Spine"[Mesh] OR "Spine" OR "Vertebral Column" OR "Column, Vertebral" OR "Columns, Vertebral" OR "Vertebral Columns" OR "Spinal Column" OR "Column, Spinal" OR "Columns, Spinal" OR "Spinal Columns") |

2.3 Seleção dos estudos

Dois avaliadores, de forma independente, selecionaram os estudos potencialmente relevantes a partir da leitura dos títulos e resumos. Quando estes não forneceram informações suficientes para excluir o estudo, foi realizada a leitura do texto completo. Após essa primeira etapa, os mesmos revisores avaliaram de forma independente os estudos completos, realizando a seleção dos mesmos de acordo com os critérios de elegibilidade, os quais foram: (1) desenho metodológico observacional ou ensaio clínico; (2) avaliação cinemática da região lombar e/ou pélvica; (3) avaliação do movimento de sentar, levantar, ou ambos; (4) avaliação de indivíduos saudáveis; (5) redação na língua portuguesa brasileira, espanhola ou inglesa. Os casos discordantes foram resolvidos por consenso, e quando necessário, por intermédio de um terceiro avaliador (VAN TULDER; KOES; BOUTER, 1997).

2.4 Extração de dados, análise da qualidade e risco de viés

Somente os estudos incluídos foram submetidos à extração de dados, análise de qualidade e risco de viés. A segunda etapa, de extração dos dados, foi realizada também de forma independente pelos dois avaliadores anteriores, sendo as divergências resolvidas por consenso. As informações foram extraídas por meio de formulário padronizado e englobaram: nome do primeiro autor, ano de publicação, participantes (número de sujeitos saudáveis), protocolo de avaliação e variáveis de interesse (Tabela 2).

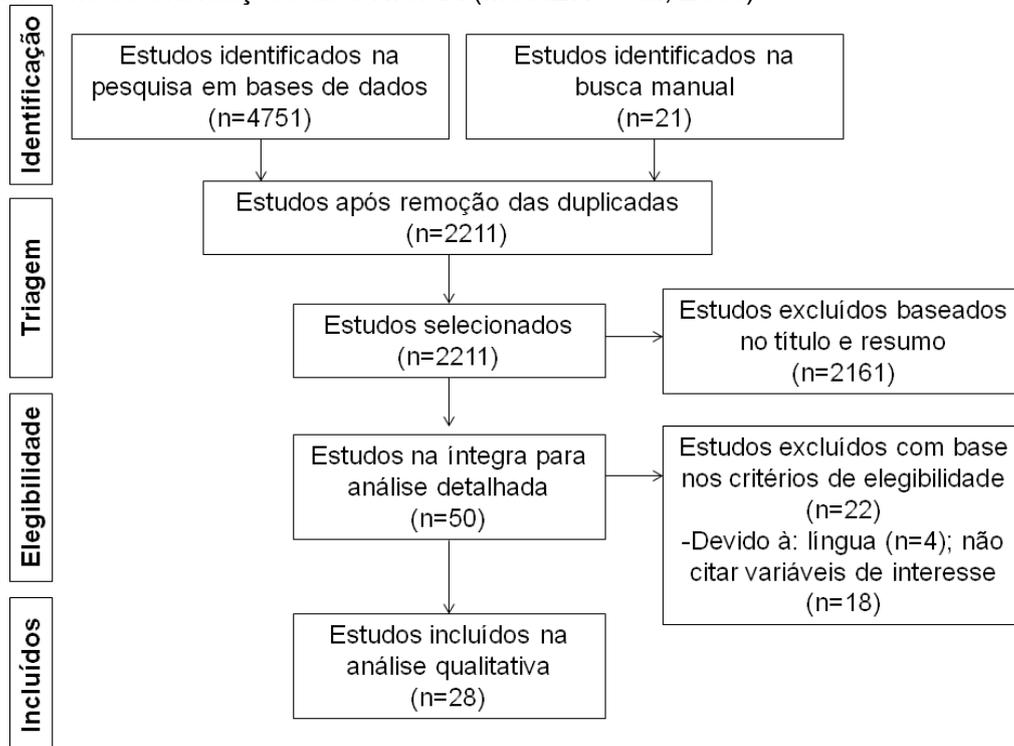
Para a avaliação da qualidade metodológica dos estudos incluídos, utilizou-se a escala proposta por Downs & Black (DOWNS; BLACK, 1998), a qual consiste em um checklist de 27 itens que são respondidos com sim (pontuação 1), quando a informação é contemplada pelo estudo, e não (pontuação 0), quando o item não é atendido. Optou-se por utilizar essa escala pois, além dela possuir reprodutibilidade e consistência interna, é um instrumento flexível que consegue avaliar estudos observacionais e ensaios clínicos. Para os estudos de ensaio clínico, todos os itens devem ser considerados na avaliação. Entretanto, como nessa revisão somente foram incluídos estudos observacionais, apenas 12 itens da escala foram considerados na avaliação (Tabela 3), pois os demais itens referem-se a elementos que podem ser contemplados apenas em ensaios clínicos. Os estudos foram classificados como sendo de alta qualidade metodológica ao atender no mínimo

70% dos itens considerados na avaliação. Assim como nas outras etapas, essa terceira etapa, da avaliação da qualidade metodológica, foi realizada de forma independente pelos mesmos dois avaliadores, sendo as divergências resolvidas por consenso.

3. RESULTADOS

Foram encontrados 4.751 estudos nas cinco bases de dados pesquisadas e mais 21 estudos foram incluídos pela busca manual. Desse total, 1.765 eram duplicatas, restando 2.211 estudos para serem analisados na etapa de leitura de títulos e resumos. Nessa etapa, 2.561 estudos não preencheram os critérios de elegibilidade, restando 50 estudos para serem lidos na íntegra. Desses, apenas 28 contemplaram todos os critérios de elegibilidade e foram incluídos nessa revisão. A Figura 1 apresenta o fluxograma das etapas de inclusão dos estudos na revisão sistemática conforme as orientações do PRISMA (MOHER et al., 2009).

Figura 1 - Fluxograma das etapas de inclusão dos estudos na revisão sistemática conforme as orientações do PRISMA (MOHER et al., 2009)



Na Tabela 2 estão apresentadas as principais características metodológicas dos estudos incluídos. A pontuação e o escore de qualidade metodológica são informados na Tabela 3.

Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética (continua)

| 1º autor (ano) | Amostra (n) | Aspecto avaliado | Metodologia resumida | Parâmetros cinemáticos analisados |
|--|-------------|--|---|--|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | |
| Anan (2008) | 11 | Efeito de diferentes espessuras de almofadas no movimento de levantar de idosos | Câmera digital (30Hz). Sujeitos descalços, pernas verticais, braços cruzados. | ADM de pelve e quadril |
| Anan (2015) | 17 | Avaliação de transferência de energia mecânica durante o levantar | Sistema Vicon, 6 câmeras (100Hz). Cadeira sem encostos, altura ajustável. Sujeitos descalços, pernas verticais, braços cruzados. | Duração do movimento de levantar e ângulo de inclinação da pelve |
| Baer (1995) | 30 | Descrição da duração e do percentual de tempo de ocorrência das fases durante o levantar | 3D - CODA 3 (scanners). Média de 3 repetições do movimento de levantar. | Duração e percentual de tempo de cada fase do movimento de levantar do tronco e da pelve |
| Burnfield (2012) | 10 | Avaliação da cinemática do levantar com e sem assistência | Qualisys, 12 câmeras (120Hz). | Valor angular de tronco, pelve, quadril e joelho no pico, no início e no fim do movimento de levantar |
| Cacciatore (2014) | 30 | Caracterização da coordenação do levantar de instrutores da técnica Alexander e de controles | Falcon, 7 câmeras (60Hz). Cadeira sem encosto, altura ajustável, joelhos 85°, braços cruzados, velocidade auto-selecionada, 5 tentativas. | Duração do movimento |
| Fotoohabadi (2010) | 41 | Descrição da cinemática do levantar de idosos saudáveis | 2D Peak Motus, câmera de vídeo. Pés descalços, braços cruzados, 3 tentativas em velocidade auto-selecionada. | Duração do movimento, valor angular de lombar e quadril no percentual de tempo do lift-off e do movimento completo |

Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética (continua)

| 1º autor (ano) | Amostra (n) | Aspecto avaliado | Metodologia resumida | Parâmetros cinemáticos analisados |
|--|-------------|---|--|---|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | |
| Gali (2000) | 40 | Análise do levantar de obesos e normoponderais | ELITE, BTS (50Hz). Cadeira sem encosto, altura ajustável para joelho a 110°, velocidade auto-selecionada, braços cruzados. 10 repetições, 1 min pausa entre elas. | Valor angular de flexão do tronco no movimento de levantar |
| Gilleard (2008) | 12 | Análise cinemática da simetria do levantar nos planos frontal e transversal | Expert Vision, 8 câmeras (60Hz) Cadeira de altura ajustável, braços ao lado do corpo, velocidade auto-selecionada, 3 repetições. | ADM de quadril nos planos frontal e transverso |
| Hendershot (2015) | 9 | Análise cinemática lombossacral do levantar em amputados e em controles | Vicon, 23 câmeras (120Hz). Cadeira sem encostos, altura ajustável, joelhos a 90°, mãos nos quadris. | Duração do movimento, velocidade angular e ADM de flexão do tronco |
| Hughes (1996) | 18 | Análise cinemática do levantar de idosos | Peak Performance. Cadeira sem encostos, braços cruzados. | Duração e velocidade angular de quadril |
| Ikeda (1991) | 18 | Comparação da velocidade e dos picos angulares de quadril e joelho de idosos e jovens durante o movimento de levantar | Selspot, 4 câmeras (150Hz). Sujeitos descalços, cadeira sem encostos, altura ajustável a 80% da altura do joelho, pés afastados 10.2cm. Velocidade de 52bpm. 2 repetições. | Velocidade e pico de quadril e joelho durante o movimento de levantar |

Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética (continua)

| 1º autor (ano) | Amostra (n) | Aspecto avaliado | Metodologia resumida | Parâmetros cinemáticos analisados |
|--|-------------|---|--|--|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | |
| Johnson (2010) | 24 | Impacto da posição da cabeça na mobilidade e coordenação do tronco durante o levantar | Qualysis, 6 câmeras (100Hz). Cadeira de altura ajustável, joelhos a 85°, pés descalços. 4 ensaios de 6seg. | ADM de lombar e quadril |
| Johnson (2010) | 32 | Avaliação dos movimentos e mobilidade do tronco durante o levantar | Qualysis, 6 câmeras (100Hz). Cadeira de altura ajustável, joelhos a 85°, pés descalços e posicionados sobre marcação. 5 ensaios de 6seg. | ADM de lombar e quadril |
| Kinoshita (2015) | 31 | Efeito da altura do corrimão no movimento de levantar de jovens e de idosos | Vicon, 7 câmeras (100Hz). Joelhos a 90°, velocidade auto-selecionada. | Valor angular de flexão de quadril, joelho e tornozelo no seat-off |
| Krebs (1992) | 11 | Análise cinemática do tronco e pelve durante o levantar | 4 câmeras Sestipode (153Hz). Cadeira de altura ajustável para tibia perpendicular ao solo. Velocidade de 52bpm, braços cruzados. 2 repetições. | Pico de movimento, ADM e duração do movimento para tronco e pelve |
| Kwon (2014) | 16 | Efeito do taping lombar na cinemática lombopélvica durante o levantar | Vicon, 6 câmeras (100Hz). Cadeira ajustável, braços cruzados, joelhos a 90°. 3 tentativas, pausa 1min. | Pico de flexão lombar e do quadril e tilt pélvico |
| Leardini (2011) | 10 | Comportamento angular do tronco durante o levantar | Vicon, 8 câmeras (100Hz). Cadeira sem encostos e de | Valores angulares de rotação do tronco durante o movimento de |

Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética (continua)

| 1º autor (ano) | Amostra (n) | Aspecto avaliado | Metodologia resumida | Parâmetros cinemáticos analisados |
|--|-------------|---|--|--|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | |
| Leardini (2011) | | | altura ajustável, quadris e joelhos a 90°, pés paralelos. Velocidade auto-selecionada. | levantar |
| Park (2014) | 12 | Efeito da tensão de um cinto na cinemática pélvica durante o levantar | Vicon (100Hz). Velocidade auto-selecionada. Prática de 3min e descanso 1min entre repetições. | ADM pélvica |
| Parkinson (2013) | 29 | Efeito do gênero na análise cinemática da lombar durante o levantar | 3Space FASTRAK (25Hz). Cadeira altura fixa, coxas horizontais, pernas verticais ao chão, pés na largura dos ombros, alvo visual, 3 repetições em velocidade auto-selecionada. Lombar analisada em regiões superior (T12-L3) e inferior (L3-S2) e região única (combinada). | Pico de flexão e ADM lombar alta, baixa e combinada |
| Schenkman (1990) | 9 | Caracterização das fases do levantar | Selspot II, 4 câmeras (153Hz). Cadeira sem encostos, tornozelos dorsifletidos a 18°, braços cruzados, velocidade de 52bpm. 2 repetições. | Duração e identificação de quatro fases do levantar: momento de flexão, de transferência, extensão e estabilização. |
| Tully (2005) | 40 | Análise cinemática sagital de lombar e quadril durante o levantar | Câmera de vídeo (50Hz). Cadeira sem encostos, sujeitos descalços, braços cruzados, coxas horizontais. | Duração e valores angulares (início e fim, picos e ADM de lombar e quadril) nos percentuais de tempo do movimento completo |

Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética (continua)

| 1º autor (ano) | Amostra (n) | Aspecto avaliado | Metodologia resumida | Parâmetros cinemáticos analisados |
|--|-------------|--|--|--|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | |
| Turcot (2012) | 20 | Análise cinemática do levantar com ênfase na duração do movimento | Vicon, 12 câmeras (100Hz). Cadeira sem encostos, joelhos a 90°, tíbias verticais. 3 repetições. | Tempo médio total e do seat-off. Máximas flexão de tronco e inclinação lateral |
| Yu (2000) | 10 | Efeito da posição dos membros inferiores no movimento de levantar | Vídeo 2D. | Valores angulares de quadril, joelho e tornozelo durante o movimento de levantar |
| Movimento sentar e levantar | | | | |
| Alqhtani (2015) | 53 | Relação entre perfis cinemáticos de flexão da lombar (alta e baixa) e quadril e tarefas funcionais (erguer um objeto, sentar e levantar) | 4 acelerômetros (30Hz) (T12, L3, S1 e coxa). Sujeitos saudáveis, descalços, braços relaxados. | ADM lombar alta e baixa |
| Kuo (2009) | 34 | Análise cinemática sagital de coluna e quadril em duas alturas de cadeiras | PEAK Software, 1 câmera. Sujeitos descalços, cadeira sem encostos, altura ajustável a 100 e 80% a altura dos joelhos, velocidade auto-selecionada, 3 repetições. | Picos, valores angulares (início, lift-off e fim) e velocidade angular de tronco, lombar, quadril e joelho |
| Mourey (1998) | 12 | Análise e comparação das características cinemáticas do tronco durante o sentar e o levantar de jovens e idosos | 2 câmeras infravermelhas (100Hz). Cadeira com encosto. Braços cruzados, calcanhares a 10cm. Execução normal e rápida. | Duração e valores angulares do tronco durante o sentar e o levantar |

Tabela 2 - Síntese dos 28 estudos incluídos, organizados em ordem alfabética (conclusão)

| 1º autor (ano) | Amostra (n) | Aspecto avaliado | Metodologia resumida | Parâmetros cinemáticos analisados |
|--|-------------|--|---|--|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | |
| Nuzik (1986) | 55 | Avaliação da posição e deslocamento dos segmentos corporais | Câmera de vídeo Bolex (32Hz). Cadeira sem encostos, 46cm altura. | Valor angular tronco, pelve e quadril nos percentuais de tempo do movimento completo |
| Shum (2005) | 80 | Análise cinemática de lombar e quadril durante o sentar e o levantar em sujeitos saudáveis e com dor | 3D - FASTRAK. Cadeira sem encostos, altura ajustável. Sujeitos olhando a frente, braços ao lado do corpo, velocidade auto-selecionada. Levantar e sentar, 3 repetições. | Pico de flexão, ADM e velocidade de lombar, e quadril no sentar e no levantar |

Tabela 3 - Pontuação e o escore de cada estudo na avaliação da qualidade metodológica pela escala Downs and Black (1998) (continua)

| Primeiro autor (ano) | 01 | 02 | 03 | 06 | 07 | 09 | 10 | 11 | 12 | 16 | 18 | 20 | Nº de √ | % da qualidade | Alta qualidade |
|--|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|---------|----------------|----------------|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | | | | | | | | | | | | |
| Anan (2008) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | √ | 9 | 75,0 | Sim |
| Anan (2015) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Baer (1995) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | √ | 9 | 75,0 | Sim |
| Burnfield (2012) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Cacciatore (2014) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | x | 9 | 75,0 | Sim |
| Fotohabadi (2010) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | √ | 10 | 83,3 | Sim |
| Gali (2000) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | √ | 9 | 75,0 | Sim |
| Gilleard (2008) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | √ | 10 | 83,3 | Sim |
| Hendershot (2015) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Hughes (1996) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Ikeda (1991) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | x | x | 7 | 58,3 | Não |
| Johnson (2010) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | x | 9 | 75,0 | Sim |
| Johnson (2010) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | x | 9 | 75,0 | Sim |
| Kinoshita (2015) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | √ | 10 | 83,3 | Sim |
| Krebs (1992) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Kwon (2014) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | x | 9 | 75,0 | Sim |
| Leardini (2011) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | x | √ | 8 | 66,7 | Não |
| Park (2014) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Parkinson (2013) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | √ | 10 | 83,3 | Sim |
| Schenkman (1990) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Tully (2005) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |

Tabela 3 - Pontuação e o escore de cada estudo na avaliação da qualidade metodológica pela escala Downs and Black (1998) (conclusão)

| Primeiro autor (ano) | 01 | 02 | 03 | 06 | 07 | 09 | 10 | 11 | 12 | 16 | 18 | 20 | Nº de √ | % da qualidade | Alta qualidade |
|--|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|----|---------|----------------|----------------|
| Movimento de levantar-se da posição sentada | | | | | | | | | | | | | | | |
| Turcot (2012) | √ | √ | √ | √ | √ | x | √ | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Yu (2000) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | x | 9 | 75,0 | Sim |
| Movimento de sentar e levantar | | | | | | | | | | | | | | | |
| Alqhtani (2015) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | √ | 10 | 83,3 | Sim |
| Kuo (2009) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | √ | 10 | 83,3 | Sim |
| Mourey (1998) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | √ | √ | x | 8 | 66,7 | Não |
| Nuzik (1986) | √ | √ | √ | x | √ | √ | x | x | x | √ | x | x | 6 | 50,0 | Não |
| Shum (2005) | √ | √ | √ | √ | √ | √ | x | x | x | √ | √ | √ | 9 | 75,0 | Sim |

CrITÉRIOS da escala Downs & Black: (01) O objetivo e a hipótese estão claramente descritos? (02) Os principais resultados a serem medidos estão claramente descritos na introdução ou em materiais e métodos? (03) As principais características dos sujeitos incluídos estão claramente descritas? (06) Os principais achados estão claramente descritos? (07) O estudo estima a variabilidade dos dados nos principais achados? (09) As características dos participantes perdidos foram descritas? (10) Os verdadeiros valores de probabilidade para os principais resultados foram apresentados? (11) Os sujeitos convidados a participar do estudo foram representativos da população de onde foram recrutados? (12) Os sujeitos preparados para participarem do estudo foram representativos da população de onde foram recrutados? (16) Se algum dos resultados foi baseado em “dragagem de dados”, isso foi claro? (18) Os testes estatísticos utilizados foram adequados? (20) As medidas dos principais desfechos foram acuradas? Respostas aos critérios: √: Sim; X: Não.

Diante do fato de que, dos 28 estudos incluídos, 58% (n=16) deles apresentaram alta qualidade metodológica, pode-se considerar que a presente revisão sistemática apresenta alta qualidade de evidência ao sumarizar os protocolos e parâmetros cinemáticos utilizados na avaliação do movimento de sentar e levantar, uma vez que é muito improvável que pesquisas adicionais mudem os resultados apresentados (GUYATT et al., 2011).

4. DISCUSSÃO

Primeiramente os parâmetros cinemáticos serão explanados, seguidos dos aspectos que compõem os protocolos de avaliação. No que diz respeito aos parâmetros cinemáticos, o principal alvo de investigação dos estudos foi a descrição da estratégia do movimento por meio da análise da amplitude de movimento (ADM), tanto para o levantar (ALQHTANI et al., 2015; SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y., 2005) quanto para a combinação sentar e levantar (ANAN, MASAYA et al., 2008; GILLEARD; CROSBIE; SMITH, 2008; HENDERSHOT; WOLF, 2015; IKEDA et al., 1991; JOHNSON et al., 2010; JOHNSON; VAN EMMERIK, 2010; KREBS et al., 1992; PARK; YOO, 2014; PARKINSON et al., 2013; TULLY; FOTOHABADI; GALEA, 2005).

Muitos estudos consideram o tronco como um único corpo rígido e, portanto, relatam apenas a sua inclinação (GALLI et al., 2008; GALLI et al., 2000; KIM, S.-H. et al., 2014; KREBS et al., 1992). Esta análise já não parece esclarecedora o suficiente, de modo que, estudos mais recentes analisaram o tronco em dois segmentos (CROSBIE et al., 2013; LEARDINI et al., 2011; PARKINSON et al., 2013) e alguns repararam que a região lombar contribui de maneira significativa no movimento de levantar-se (ALQHTANI et al., 2015; CHRISTE et al., 2016). Alqhtani (2015) analisou a coluna lombar em duas porções e os valores das ADM da região inferior superaram a os valores da região superior tanto no sentar ($27^{\circ}\pm 14.9$; $17^{\circ}\pm 10^{\circ}$) quando no levantar ($26.6^{\circ}\pm 14.9^{\circ}$; $16.3^{\circ}\pm 10.2^{\circ}$) (ALQHTANI et al., 2015). Entretanto, não há descrição acerca dos níveis vertebrais ou parâmetros anatômicos que delimitam tais regiões.

Outra variável em evidência em 11 estudos é a duração do movimento de levantar (ANAN, M. et al., 2015; BAER; ASHBURN, 1995; CACCIATORE et al., 2011; FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010a; HENDERSHOT; WOLF, 2015; HUGHES; SCHENKMAN, 1996; KREBS et al., 1992; SCHENKMAN et al., 1990; TULLY et al., 2005; TURCOT et al., 2012) e de sentar e levantar (MOUREY et al., 1998), seja ela aplicada para todo o ciclo ou para eventos chave como o *seat-off*, a qual pode estar relacionada, e dessa forma variar, conforme a velocidade de execução do movimento decidida no protocolo de análise. Em se tratando de sujeitos saudáveis a duração do movimento de levantar ou sentar fica em torno de dois segundos (KERR et al., 1997). Os estudos que relatam execuções mais lentas comparam sujeitos saudáveis com acometidos por distúrbios em membros inferiores, como amputação transfemoral (HENDERSHOT; WOLF, 2015) e osteoartrite (ANAN, M. et al., 2015).

Ainda nesse sentido, apenas cinco estudos analisaram a velocidade angular do tronco (HENDERSHOT; WOLF, 2015), da lombar (KUO, Y. L.; TULLY; GALEA, 2009a; SHUM, G. L. et al., 2005) e do quadril (HUGHES; SCHENKMAN, 1996; IKEDA et al., 1991) ao executar o movimento de sentar e levantar. Por ser oriunda da duração do movimento, a velocidade também permite comparar grupos e compreender distinções entre eles. Tanto analisando a coluna lombar quanto o tronco, é possível entender que menores velocidades podem associar-se a disfunções, como observado por estudos em indivíduos com dor lombar (PEYDRO et al., 2011; SANCHEZ-ZURIAGA et al., 2011; SHUM, G. L. et al., 2005).

Relativamente aos protocolos de avaliação dos movimentos e, portanto, quanto à aquisição dos dados, a quase totalidade dos estudos incluídos optou metodologicamente pela utilização de sistemas optoeletrônicos para a avaliação do movimento de sentar e/ou levantar, sendo ALQHTANI et al. (2015) os únicos autores a utilizarem acelerômetros. Dentre os sistemas utilizados nota-se predomínio de opção por análises tridimensionais (3D). Tal escolha pode ser justificada pelo fato de que a avaliação 2D limita-se a somente um plano pré-definido, o plano de movimento, e qualquer medição de eventos fora deste plano estará sujeita a erros de perspectiva, reduzindo sua precisão. Ainda, cabe destacar, que mesmo atividades que parecem ser

bidimensionais podem envolver movimentos em mais de um plano, os quais serão negligenciados numa análise 2D. Além disso, o sistema 3D garante a quantificação precisa dos movimentos espaciais, pois elimina o erro de perspectiva; todavia, os procedimentos de filmagem e análise são mais complicados e os requisitos de equipamento também são maiores (MAYKUT et al., 2015).

No que diz respeito a taxa de amostragem utilizada para captura do movimento, apenas oito estudos fizeram aquisições com valores inferiores a 100Hz para avaliar o movimento de levantar (ANAN, MASAYA et al., 2008; CACCIATORE et al., 2011; GALLI et al., 2000; GILLEARD et al., 2008; PARKINSON et al., 2013; TULLY et al., 2005) e para a combinação sentar e levantar (ALQHTANI et al., 2015; NUZIK et al., 1986). Afora seis que não mencionaram esta informação (BAER; ASHBURN, 1995; FOTOOHABADI et al., 2010a; HUGHES; SCHENKMAN, 1996; KUO, Y. L. et al., 2009a; SHUM, G. L. et al., 2005; YU et al., 2000), 14 coletaram dados em frequências que abrangeram o espectro de 100 à 153Hz (ANAN, M. et al., 2015; BURNFIELD et al., 2012; HENDERSHOT; WOLF, 2015; IKEDA et al., 1991; JOHNSON et al., 2010; JOHNSON; VAN EMMERIK, 2010; KINOSHITA; KIYAMA; YOSHIMOTO, 2015; KREBS et al., 1992; KWON et al., 2014; LEARDINI et al., 2011; MOUREY et al., 1998; PARK; YOO, 2014; SCHENKMAN et al., 1990; TURCOT et al., 2012). Em geral, essas taxas de aquisição de dados contemplam frequências de quadros suficientemente altas, as quais asseguram que serão captados os mínimos deslocamentos lineares e angulares de uma articulação ou membro, bem como serão gravados eventos-chave em uma performance como o sentar e levantar. No entanto, um aumento na taxa de quadros também serve para melhorar a precisão das informações coletadas e, portanto, das medições temporais, por exemplo, as durações de fase de uma tarefa (PAYTON; BARTLETT, 2008).

Relativamente a execução dos movimentos é possível perceber que, dos 14 estudos que mencionaram as características da cadeira utilizada, 13 utilizaram uma espécie de banco, portanto uma superfície sem encosto para as costas e tampouco para os membros superiores, e, apenas Mourey et. al. (1998) fez uso de encosto para o tronco ao avaliar o sentar e o levantar. Cabe destacar, que a utilização de apoio para os membros superiores reduz a carga

sobre joelhos e quadris, bem como a diminui em 50% a força de extensão necessária para levantar da posição sentada (JANSSEN; BUSSMANN; et al., 2002). Ainda, segundo Janssen et. al. (2002), o encosto para as costas é uma estratégia para padronizar a posição inicial do movimento de levantar-se. Tais estratégias condicionam o sujeito a um posicionamento que pode diferir de sua postura habitual, assim, os autores assumem que o movimento não representará uma execução natural e fidedigna (JANSSEN; BUSSMANN; et al., 2002).

Neste contexto outro aspecto relevante é a altura da cadeira, ajustável em 14 estudos e fixa nos estudos de PARKINSON et al. (2013) e NUZIK et al. (1986). Fixar a altura da cadeira significa, por exemplo, posicionar quadris e joelhos de sujeitos mais altos em maior flexão, de modo que ao diminuir a altura do assento torna-se o movimento de levantar e sentar mais exigente e até mesmo inviável (JANSSEN; BUSSMANN; et al., 2002). Dessa forma, parece necessário personalizar a altura da cadeira. Anan et al. (2008 e 2015), Krebs et. al (1992) e Parkinson (2013) ajustaram conforme o posicionamento da perna, buscando sua verticalidade em relação ao solo. Enquanto outros autores optaram por visualizar a angulação dos joelhos fletidos em 85° (CACCIATORE et al., 2011; JOHNSON; VAN EMMERIK, 2010), 90° (HENDERSHOT; WOLF, 2015; KINOSHITA et al., 2015; LEARDINI et al., 2011) e 110° (GALLI et al., 2000). Também padronizando pela posição dos joelhos, Ikeda (1991) definiu por ideal 80% da altura do joelho, enquanto Kuo et. al. (2010) também trabalhou com idosos saudáveis e abriu uma janela de opções entre 80 e 100% sem maiores critérios (KUO, Y. L. et al., 2010). Contrariando essas escolhas, um estudo com idosos de 64 a 105 anos verificou que a altura mínima para o sucesso do movimento de levantar deve partir de 120% do comprimento da perna sujeito (WEINER et al., 1993). Ainda, sabe-se que, para adultos jovens, descer o assento de 115 a 65% da altura do joelho resulta no aumento da velocidade angular de flexão do tronco em quase 100% para que o sujeito consiga alcançar a posição em pé (SCHENKMAN; RILEY; PIEPER, 1996).

Outra característica vista nos protocolos estudados foi a velocidade de execução do movimento de sentar e/ou levantar relatada por 15 estudos (CACCIATORE et al., 2011; FOTOHABADI et al., 2010a; GALLI et al., 2000;

GILLEARD et al., 2008; IKEDA et al., 1991; KINOSHITA et al., 2015; KREBS et al., 1992; KUO, Y. L. et al., 2010; LEARDINI et al., 2011; MOUREY et al., 1998; PARK; YOO, 2014; PARKINSON et al., 2013; SCHENKMAN et al., 1990; SHUM, G. L. et al., 2005; TULLY et al., 2005), a qual só foi controlada por metrônomo e obedeceu a cadência de 52bpm nos estudos de Ikeda (1991), Krebs (1992) e Schenkman (1990). Em alguns estudos, os indivíduos são impedidos de realizar a tarefa na velocidade preferida, a fim de aumentar a reprodutibilidade dos dados, de modo que os sujeitos devem levantar ou sentar obedecendo a um ritmo. Tal condição impede que o sujeito aja naturalmente e, portanto, a execução não será espontânea e tampouco representativa. Em outros estudos a velocidade auto-selecionada pelo sujeito é adotada (CACCIATORE et al., 2011; FOTOHABADI et al., 2010a; GALLI et al., 2000; GILLEARD et al., 2008; KINOSHITA et al., 2015; KUO, Y. L. et al., 2010; LEARDINI et al., 2011; PARK; YOO, 2014; PARKINSON et al., 2013; SHUM, G. L. et al., 2005; TULLY et al., 2005), estratégia que busca uma execução próxima do padrão habitual e, com isso, mais fidedigna da realidade. Somente Mourey et. al (1998) referiu duas categorias de velocidade, sendo elas normal e rápida; todavia os critérios para a identificação destas não foi explanado.

A posição dos braços foi descrita em 13 estudos (ALQHTANI et al., 2015; ANAN, MASAYA et al., 2008; ANAN, M. et al., 2015; CACCIATORE et al., 2011; FOTOHABADI et al., 2010a; GALLI et al., 2000; GILLEARD et al., 2008; HENDERSHOT; WOLF, 2015; HUGHES; SCHENKMAN, 1996; KWON et al., 2014; MOUREY et al., 1998; SHUM, G. L. K.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. W., 2005; TULLY et al., 2005), onde observou-se que cruzá-los sobre os ombros foi a opção mais frequente, aparecendo em 10 estudos (ANAN, MASAYA et al., 2008; ANAN, M. et al., 2015; CACCIATORE et al., 2011; FOTOHABADI et al., 2010a; GALLI et al., 2000; HUGHES; SCHENKMAN, 1996; KWON et al., 2014; MOUREY et al., 1998; SCHENKMAN et al., 1990; TULLY et al., 2005). Ainda foram referidas as posições: mãos nos quadris (HENDERSHOT; WOLF, 2015), braços relaxados (ALQHTANI et al., 2015) e fixos ao lado do corpo (GILLEARD et al., 2008; SHUM, G. L. K. et al., 2005). O posicionamento dos braços influencia no deslocamento do centro de massa (NAGAMACHI, 2014). Por este motivo o estudo do movimento de sentar e levantar costuma ser feito com restrições à utilização dos braços. Normalmente

seu uso não é permitido nas pesquisas, embora seja um apoio extremamente comum entre idosos e também entre adultos jovens (KINOSHITA et al., 2015; NAGAMACHI, 2014). Além disso, restringir a sua posição altera consideravelmente o deslocamento angular do tornozelo, sugerindo que, com a restrição dos braços, são necessários maiores ajustes nos tornozelos para atingir a posição em pé (BLACHE et al., 2014).

5. CONCLUSÃO

Os parâmetros cinemáticos comumente analisados são a ADM e a duração do movimento. A utilização destas variáveis justifica-se como elemento fundamental para uma análise descritiva básica de qualquer movimento. Devido à complexidade desse tipo de análise, deve-se atentar para o raciocínio e os cálculos que geram as variáveis afim de que as análises possam ser interpretadas corretamente.

Quanto aos protocolos de aquisição dos dados cinemáticos, é notável e compreensível a preferência por sistema de vídeo tridimensionais. Tal escolha é mais onerosa e demanda análises complexas, todavia o resultado obtido por meio dela garante a aquisição de dados mais precisos e fiéis à realidade. Ainda, especificamente sobre o movimento de sentar e levantar, percebe-se a vantagem na utilização de um banco ajustável sem encostos; pois a personalização da altura do assento é imprescindível para que o indivíduo execute gestos condizentes com seu habitual. Relativamente aos membros superiores, sugere-se que estejam em uma posição auto-selecionada e, portanto, confortável e habitual. Em contra partida, a padronização da velocidade de execução do movimento é a melhor estratégia para facilitar análises e comparações. Da mesma forma também é indicada a padronização da posição dos membros inferiores para a redução de erros de medida.

Em suma, a revisão sistemática aqui apresentada pode contribuir para a escolha adequada do protocolo a ser utilizado em pesquisas científicas e demonstra as limitações ainda existentes quanto aos aspectos de determinação dos parâmetros cinemáticos analisados, estimulando a desenvolvimento de estudos que busquem suprir essas carências.

REFERÊNCIAS

- ALQHTANI, R. S. et al. Correlation of Lumbar-Hip Kinematics between Trunk Flexion and Other Functional Tasks. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 38, n. 6, p. 442-447, 2015.
- ANAN, M. et al. Effects of variation in cushion thickness on the sit-to-stand motion of elderly people. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 20, n. 1, p. 51-57, Feb 2008.
- ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 488-492, 2015.
- BAER, G. D.; ASHBURN, A. M. Trunk movements in older subjects during sit-to-stand. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, n. 9, p. 844-849, 1995.
- BLACHE, Y.; DE FONTENAY, B. P.; MONTEIL, K. The effects of seat height and foot placement on lumbar spine load during sit-to-stand tasks. **Ergonomics**, v. 57, n. 11, p. 1687-1695, Nov 2 2014.
- BONNET, V. et al. Optimal External Wrench Distribution During a Multi-Contact Sit-to-Stand Task. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, Mar 01 2017.
- BURNFIELD, J. M. et al. Kinematic and electromyographic analyses of normal and device-assisted sit-to-stand transfers. **Gait and Posture**, v. 36, n. 3, p. 516-522, 2012.
- CACCIATORE, T. W. et al. Prolonged weight-shift and altered spinal coordination during sit-to-stand in practitioners of the Alexander Technique. **Gait and Posture**, v. 34, n. 4, p. 496-501, 2011.
- CHRISTE, G. et al. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 10, p. 2060-2067, 7/5/ 2016.
- CROSBIE, J. et al. Do people with recurrent back pain constrain spinal motion during seated horizontal and downward reaching? **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 28, n. 8, p. 866-72, Oct 2013.
- DOWNS, S. H.; BLACK, N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. **Journal of Epidemiology and Community Health**, v. 52, n. 6, p. 377-384, 1998.
- FOTOOHABADI, M. R.; TULLY, E. A.; GALEA, M. P. Kinematics of rising from a chair: image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. **Physical Therapy**, v. 90, n. 4, p. 561-571, 2010.
- GALLI, M. et al. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. **Gait Posture**, v. 28, n. 1, p. 80-5, Jul 2008.
- GALLI, M. et al. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. **International Journal of Obesity**, v. 24, n. 11, p. 1488-1492, 2000.
- GILLEARD, W.; CROSBIE, J.; SMITH, R. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transverse plane kinematics and kinetics. **Gait & Posture**, v. 27, n. 1, p. 8-15, Jan 2008.
- GUYATT, G. et al. GRADE guidelines: 1. Introduction-GRADE evidence profiles and summary of findings tables. **J Clin Epidemiol**, v. 64, n. 4, p. 383-94, Apr 2011.

HEMMING, R. et al. Evaluating sagittal spinal posture during functional tasks: Can kinematics differentiate between non-specific chronic low back pain (NSCLBP) subgroups and healthy controls? **European Spine Journal**, v. 24, n. 6, p. S752, 2015.

HENDERSHOT, B. D.; WOLF, E. J. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. **Gait and Posture**, v. 42, n. 2, p. 204-209, 2015.

HIGGINS JPT; S, G. **Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions**. COLLABORATION, T. C. 2011.

HUGHES, M. A.; SCHENKMAN, M. L. Chair rise strategy in the functionally impaired elderly. **J Rehabil Res Dev**, v. 33, n. 4, p. 409-12, Oct 1996.

IKEDA, E. R. et al. Influence of age on dynamics of rising from a chair. **Physical Therapy**, v. 71, n. 6, p. 473-481, 1991.

JANSSEN, W. G.; BUSSMANN, H. B.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Phys Ther**, v. 82, n. 9, p. 866-79, Sep 2002.

JOHNSON, M. B. et al. Multi-segmental torso coordination during the transition from sitting to standing. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 3, p. 199-205, 2010.

JOHNSON, M. B.; VAN EMMERIK, R. E. A. The impact of head orientation on multi-segmental torso coordination during the transition from sitting to standing. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society, 2010. p.1373-1377.

KERR, K. M. et al. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 4, p. 236-245, Jun 1997.

KIM, S.-H. et al. Lumbopelvic motion during seated hip flexion in subjects with low-back pain accompanying limited hip flexion. **European Spine Journal**, v. 23, n. 1, p. 142-148, Jan 2014.

KINOSHITA, S.; KIYAMA, R.; YOSHIMOTO, Y. Effect of Handrail Height on Sit-To-Stand Movement. **Plos One**, v. 10, n. 7, Jul 24 2015.

KREBS, D. E. et al. Trunk kinematics during locomotor activities. **Phys Ther**, v. 72, n. 7, p. 505-14, Jul 1992.

KUO, F. C.; HONG, C. Z.; LIAU, B. Y. Kinematics and muscle activity of the head, lumbar and knee joints during 180 turning and sitting down task in older adults. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 1, p. 14-20, 2014.

KUO, Y. L.; TULLY, E. A.; GALEA, M. P. Kinematics of sagittal spine and lower limb movement in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. **Spine**, v. 35, n. 1, p. E1-E7, 2010a.

KWON, O. Y. et al. Effects of Taping the Lower Back on the Lumbopelvic Region and Hip Joint Kinematics During Sit-to-Stand. **Physical Therapy Korea**, v. 21, n. 4, p. 49-55, 2014 2014.

LEARDINI, A. et al. Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. **Clinical Biomechanics**, v. 26, n. 6, p. 562-571, 2011.

LORD, S. R. et al. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 57, n. 8, p. M539-43, Aug 2002.

MAYKUT, J. N. et al. CONCURRENT VALIDITY AND RELIABILITY OF 2D KINEMATIC ANALYSIS OF FRONTAL PLANE MOTION DURING RUNNING. **International Journal of Sports Physical Therapy**, v. 10, n. 2, p. 136-146, 2015.

- MOHER, D. et al. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. **PLoS Med**, v. 6, n. 7, p. e1000097, Jul 21 2009.
- MOUREY, F. et al. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **Age Ageing**, v. 27, n. 2, p. 137-46, Mar 1998.
- NAGAMACHI, M. Ergonomic aspects for assisting facilities to elderly people. **Gerontechnology**, v. 13, n. 2, p. 70, 2014.
- NUZIK, S. et al. Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. **Physical Therapy**, v. 66, n. 11, p. 1708-1713, 1986.
- PARK, S. Y.; YOO, W. G. Effect of wearing a tight waist belt on the sagittal kinematics of the pelvis during sit-to-stand. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 26, n. 3, p. 435-436, 2014.
- PARKINSON, S. et al. Upper and lower lumbar segments move differently during sit-to-stand. **Manual Therapy**, v. 18, n. 5, p. 390-394, 2013.
- PAYTON, C. J.; BARTLETT, R. M. Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences Guide. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 7, n. 1, p. 194-194, 03/01 2008.
- PEYDRO, M. F. et al. Kinetic and kinematic analysis of the «getting up from a chair» movement in patients with low back pain. **Rehabilitacion**, v. 45, n. 2, p. 99-105, 2011.
- SANCHEZ-ZURIAGA, D. et al. Reliability and validity of a new objective tool for low back pain functional assessment. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 36, n. 16, p. 1279-88, Jul 15 2011.
- SCHENKMAN, M. et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Phys Ther**, v. 70, n. 10, p. 638-48; discussion 648-51, Oct 1990.
- SCHENKMAN, M.; RILEY, P. O.; PIEPER, C. Sit to stand from progressively lower seat heights -- alterations in angular velocity. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 11, n. 3, p. 153-158, Apr 1996.
- SHUM, G. L.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 30, n. 17, p. 1998-2004, Sep 1 2005.
- TULLY, E. A.; FOTOHABADI, M. R.; GALEA, M. P. Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. **Gait and Posture**, v. 22, n. 4, p. 338-345, 2005.
- TURCOT, K. et al. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. **Gait Posture**, v. 36, n. 1, p. 68-72, May 2012.
- VAN TULDER, M. W.; KOES, B. W.; BOUTER, L. M. Conservative treatment of acute and chronic nonspecific low back pain. A systematic review of randomized controlled trials of the most common interventions. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 22, n. 18, p. 2128-56, Sep 15 1997.
- VANDER LINDEN, D. W.; BRUNT, D.; MCCULLOCH, M. U. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n. 6, p. 653-60, Jun 1994.
- WEINER, D. K. et al. When older adults face the chair-rise challenge. A study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly. **J Am Geriatr Soc**, v. 41, n. 1, p. 6-10, Jan 1993.
- YU, B. et al. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. **Clinical Biomechanics**, v. 15, n. 6, p. 449-455, Jul 2000.

CAPÍTULO 2

Relação entre a postura estática e os padrões de movimento da coluna lombar e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar

RESUMO

O objetivo deste estudo foi: (a) identificar características posturais estáticas através do ângulo de lordose lombar e de inclinação pélvica; (b) identificar a existência e, se houver, descrever o padrão de movimento da coluna lombar e da pelve durante a primeira fase da tarefa de sentar e levantar; e (c) correlacionar as características posturais estáticas e os padrões de movimento durante a tarefa estudada. Foram avaliados 46 indivíduos de ambos os sexos, todos submetidos à avaliação postural estática por fotogrametria, com o *software* DIPA[®] (Digital Image-based Postural Assessment), e à avaliação de 10 movimentos de “sentar e levantar”, pelo sistema análise de movimento BTS Smart-DX. Os valores angulares da curvatura lombar e da inclinação pélvica das quatro repetições centrais foram calculados no *software* MATLAB. Estes valores foram plotados em função do tempo da tarefa normalizado em diagramas de dispersão, permitindo a identificação dos padrões de movimento. As inclinações das retas permitiram classificar os padrões em: flexor ou extensor (para a coluna) e de inclinação anterior ou posterior (para a pelve). No SPSS 20.0, os ângulos da postura estática (oriundos do DIPA[®]) e os valores da inclinação da reta foram correlacionados utilizando o Coeficiente de Correlação de Spearman ($\alpha < 0,05$). Os resultados mostraram altas correlações positivas da variável *lombar estática* com as variáveis *lombar dinâmica sentar* e *pelve dinâmica sentar*, respectivamente nos grupos de indivíduos de pelve fisiológica ($\rho = 0,557$, $p = 0,01$; $\rho = 0,562$, $p = 0,02$), e pelve antevertida ($\rho = 0,524$, $p = 0,02$; $\rho = 0,504$, $p = 0,04$). Concluiu-se que é possível identificar padrões específicos de movimento da coluna lombar e da pelve durante a tarefa de sentar e levantar. Nos indivíduos com pelve antevertida e fisiológica há tendência à manutenção do padrão postural estático durante o movimento de sentar. Todavia, na amostra total, a postura estática da pelve tende a inverter-se durante o movimento de sentar.

Palavras-chave: fotogrametria, análise cinemática, coluna, pelve, sentar e levantar.

ABSTRACT

This is a correlational ex post facto research whose objectives were: (a) to identify static postural characteristics through the angle of lumbar lordosis and pelvic tilt; (b) identify the existence and, if any, describe the pattern of movement of the lumbar spine and pelvis during the first phase of the sit and stand task; and (c) correlate static postural characteristics and movement patterns during the task. We evaluated 46 individuals of both sexes, all of whom underwent static postural evaluation by photogrammetry, with DIPA© software (Digital Image-based Postural Assessment), and the evaluation of 10 sit-to-stand-to-sit movements with BTS Smart-DX. The angular values of the lumbar curvature and pelvic tilt of the four central repetitions were calculated in the MATLAB software. These values were plotted as a function of normalized task time in scatter diagrams, allowing the identification of movement patterns. The slopes of the lines allowed to classify the patterns in: flexor or extensor (for the spine) and of anterior or posterior slope (for the pelvis). In SPSS 20.0, the static posture angles (derived from the DIPA©) and the straight slope values were correlated using the Spearman Correlation Coefficient ($\alpha < 0.05$). The results showed large positive correlations of the static lumbar variable with the dynamic lumbar sit and dynamic pelvis sit, respectively in the groups of physiological pelvis individuals ($\rho = 0.557$, $p = 0.01$, $\rho = 0.562$, $p = 0.02$), and pelvis anteverts ($\rho = 0.524$, $p = 0.02$, $\rho = 0.504$, $p = 0.04$). It has been concluded that it is possible to identify specific patterns of movement of the lumbar spine and pelvis during the stand-to-sit task. In individuals with anteverted and physiological pelvis, there is a tendency to maintain the static postural pattern during the sitting movement. However, in the total sample, the static posture of the pelvis tends to reverse during the sitting movement.

Keywords: photogrammetry, kinematic analysis, spine, pelvis, sit-to-stand, stand-to-sit.

1. INTRODUÇÃO

A postura corporal provém da organização dos segmentos do corpo em favor de mantê-los alinhados. Tal alinhamento objetiva transferir a força gravitacional entre as estruturas adaptadas para suportar peso, permitindo, numa condição ideal, que o sistema musculoesquelético mova-se e funcione com eficiência máxima e mínima geração de esforço (KENDAL FP et al., 2007). Para tanto, uma postura adequada deve ser aquela que previne movimentos compensatórios, distribui adequadamente as cargas e conserva energia (MARQUES; HALLAL; GONÇALVES, 2010). Sua manutenção depende de uma complexa interação de mecanismos fisiológicos, os quais sofrem influências centrais e periféricas para garantir ao indivíduo a capacidade de ficar em pé, andar e interagir com o meio ambiente de forma segura e eficiente (KAPANDJI, 2008; MASSION, 1992).

Nesse âmbito, a coluna lombar e a cintura pélvica são comumente estudadas em conjunto (DOLPHENS et al., 2012; GARDOCKI; WATKINS; WILLIAMS, 2002; GELB et al., 1995; HABIBI et al., 2014; KIM, Y. B. et al., 2014). A curvatura sagital fisiológica da coluna lombar garante a este segmento mobilidade, flexibilidade, resistência aos esforços de compressão axial e estabilidade articular (BIENFAIT, 1995; KAPANDJI, 2008). Quanto à cintura pélvica, a orientação desta estrutura está intimamente relacionada ao posicionamento da coluna lombar e, conseqüentemente, ao alinhamento da coluna vertebral como um todo (DOLPHENS et al., 2012; GARDOCKI et al., 2002; GELB et al., 1995; HABIBI et al., 2014; KIM, Y. B. et al., 2014).

Assim como as características posturais vistas estaticamente representam a posição que o indivíduo escolhe ou a posição que sua estrutura anatômica permite, os movimentos também assumem importância biológica para o organismo, no sentido de que constituem os atos que solucionam problemas motores (HARBOURNE; STERGIOU, 2009; LOCKHART; STERGIOU, 2013). Portanto, tanto a forma do corpo (postura estática) quanto os movimentos corporais desempenham grande importância social, cultural, psicológica e evolutiva, pois é através da maneira de estar e mover-se, que o ser humano interage com o meio ambiente para alcançar objetivos

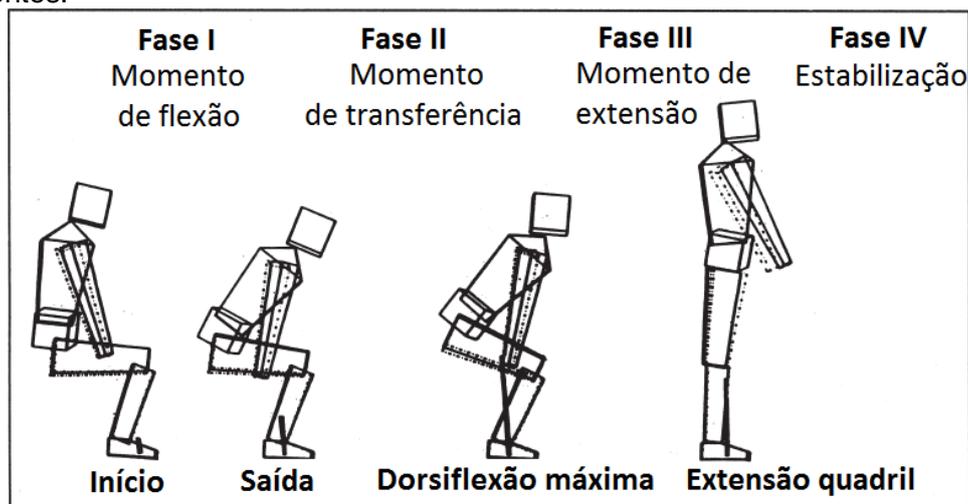
desejados ou satisfazer suas necessidades (HARBOURNE; STERGIOU, 2009; LOCKHART; STERGIOU, 2013).

Avaliar essas características é fundamental para a identificação de padrões de normalidade e de disfunção. A avaliação postural estática da curvatura lombar e da inclinação pélvica é muito abordada no âmbito científico (GOLDBERG et al., 2001; OLIVEIRA T et al., 2012; SEDREZ; CANDOTTI, 2013; VRTOVEC et al., 2012). Atualmente a técnica protagonista é a fotogrametria computadorizada, pois representa a união da fotografia digital com *softwares* que permitem a mensuração de ângulos, distâncias horizontais e verticais para finalidades diversas (SACCO et al., 2007; SEDREZ; CANDOTTI, 2013). Não obstante, a avaliação da coluna lombar e da pelve também pode ocorrer quando o indivíduo movimenta-se. Uma vez que, pelo fato de o movimento referir-se ao deslocamento do corpo e dos membros num determinado padrão espacial e temporal, ele é um comportamento observável e mensurável (HARBOURNE; STERGIOU, 2009). Uma forma de avaliar as características cinemáticas do movimento é a técnica de cinemetria, que fornece informação sobre a posição e orientação dos segmentos corporais, deslocamentos lineares e angulares, e velocidades e acelerações, desconsiderando as forças que o causam.

Recentemente estudos abordam com frequência a tarefa de sentar e levantar por ser um pré-requisito para caminhar e imprescindível para a independência funcional (FOTOHABADI; TULLY; GALEA, 2010b; TIEDEMANN et al., 2008). A maneira pela qual a tarefa de sentar e levantar é descrita depende do objetivo do estudo. Por exemplo, no estudo de Roebroek et. al. (1994), o movimento de levantar-se é definido como o deslocamento do centro de massa do corpo (CM) para cima, desde uma posição sentada até uma posição parada em pé sem perder o equilíbrio. Vander Linden et. al. (1994), definiram o movimento de levantar-se como um movimento de transição para a postura vertical que exige o movimento do CM de uma posição estável para uma posição menos estável sobre as extremidades inferiores estendidas. No entanto, a descrição mais popular foi dada por Schenkman et. al. (1990), que dividiram esse movimento em quatro fases (Figura 1). A fase I denomina-se *momento de flexão*, que começa com flexão do tronco e termina na retirada das nádegas do assento; nesta fase, para indivíduos saudáveis,

sabe-se apenas que a anteriorização do tronco é o resultado do deslocamento anterior e vertical do CM, de modo que o comportamento da pelve e da lombar são desconhecidos. A fase II é o *momento de transferência*, o qual começa com a retirada das nádegas e termina quando a dorsiflexão máxima do tornozelo é atingida. Nesta fase é conhecido o comportamento de anteversão da pelve, o qual se faz necessário para permitir a flexão do quadril que auxilia a anteriorização do tronco. A fase III ou *momento de extensão* segue a dorsiflexão máxima e termina quando os quadris param de estender. Finalmente a fase IV ou de *estabilização* começa logo depois que a velocidade de extensão do quadril chega a 0 grau por segundo, caracterizando o final do movimento com o alinhamento vertical de ombros, pelve e joelhos (SCHENKMAN et al., 1990).

Figura 1 - Fases do movimento de levantar-se da posição sentada analisadas em 4 momentos.



O retorno à posição sentada ainda não foi descrito como o movimento de levantar, todavia os raros estudos que analisaram esse retorno consideram as mesmas quatro fases de Schenkman no seu sentido inverso (ASHFORD; DE SOUZA, 2000; MILLOR et al., 2014).

Considerando os seguintes pressupostos: (i) o corpo humano apresenta diferentes formas; (ii) os indivíduos possuem um vasto repertório de movimento, variando na sua maneira de mover-se, seja no que se refere a um mesmo movimento realizado pelo mesmo indivíduo ou por indivíduos diferentes; e (iii) até onde se tem conhecimento não existe um entendimento

claro sobre as relações entre a postura estática e dinâmica; o objetivo desse estudo foi investigar a relação entre o padrão de movimento durante a tarefa de sentar e levantar e a postura estática da coluna lombar e da pelve.

2. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

2.1 Amostra

A amostra foi composta de 46 adultos jovens, com idade média de $25,3 \pm 4,6$ anos, sendo 65,2% (n=30) do sexo feminino e 34,8% (n=16) do sexo masculino. A massa corporal média dos participantes foi de $67,2 \pm 12,5$ kg, a estatura média foi de $168,0 \pm 8,4$ cm e o índice de massa corporal (IMC) de $23,4 \pm 3,2$ Kg/m². Esse tamanho amostral foi determinado no *software Gpower*® versão 3.1.7 (Kiel University, Alemanha) e definido com base na família de testes z (correlação de Pearson) admitindo um teste bicaudal, assumindo como hipótese nula uma correlação de 0,3 (ou seja, baseado em que qualquer correlação inferior a 0,3 pode ser considerada “inaceitável”), uma expectativa de correlação moderada ($r=0,5$), um $\alpha=0,05$ e um poder de 80%.

Os indivíduos deveriam preencher os seguintes critérios de inclusão: possuir idade cronológica entre 18 e 60 anos, possuir condições físicas de permanecer em ortostase sem auxílio e de realizar várias repetições do movimento de sentar e levantar, sem apoio ou uso de órtese. Os critérios de exclusão foram: comprometimento ortopédico conhecido, como relato de dor lombar e/ou nos membros inferiores de qualquer natureza no momento da coleta de dados ou presença de discrepância de membros inferiores que dificulte a realização da tarefa de sentar e levantar.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (CAEE 57442216.5.0000.5347).

2.2 Procedimentos de coleta

Somente participaram da coleta de dados àqueles indivíduos que concordaram participar do estudo, assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). A coleta consistiu em: (1) anamnese e avaliação antropométrica, (2) avaliação da postura estática (DIPA[®]) e (3) avaliação

cinemática (BTS Smart-DX), sempre nessa mesma ordem. Todas as avaliações foram realizadas no mesmo dia e os indivíduos apresentavam-se com os pés descalços, os cabelos presos e roupa de ginástica ou de banho. Todos os procedimentos utilizados estão descritos detalhadamente a seguir.

2.2.1 Anamnese e avaliação antropométrica

A anamnese consistiu no apontamento dos dados pessoais (nome e idade) e dos dados antropométricos (massa corporal e estatura dos indivíduos) de forma autorreferida. Entende-se que a fragilidade desse método de obtenção dos dados antropométricos não prejudicou a natureza do estudo, uma vez que apenas auxiliaram na caracterização da amostra.

2.2.2 Avaliação da postura estática

Foi utilizado o protocolo de avaliação postural do software DIPA[®] (FURLANETTO, T. et al., 2017). Para aquisição da fotografia foi utilizada uma câmera digital Sony (modelo Cyber-shot DSC-S40, 4.1 mega pixels, zoom ótico de 3x) acoplada a um tripé, com altura de 95 cm, distante horizontalmente 280 cm do indivíduo. Um fio de prumo foi posicionado dentro do campo de visão da máquina fotográfica, onde, com o indivíduo de perfil, o maléolo direito lateral estava na mesma profundidade que o fio de prumo.

Os registros fotográficos foram realizados no plano sagital, com os indivíduos na postura ereta na posição de perfil direito. O posicionamento dos membros superiores e inferiores também seguiu a determinação do protocolo DIPA[®] (FURLANETTO, T. et al., 2017). Antes dos registros fotográficos foi realizada a palpação e colocação de marcadores específicos do protocolo DIPA[®] nos pontos anatômicos de referência (PA) pelo mesmo avaliador, previamente treinado.

Embora o foco dessa avaliação seja a obtenção dos ângulos de inclinação pélvica e de lordose lombar, como o *software* DIPA[®] opera apenas com a utilização de todos os PA determinados em seu protocolo, foram palpados e marcados os seguintes PA: lóbulo da orelha, acrômio, espinha ilíaca pósterio-superior (EIPS), espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do joelho, maléolo externo e processos espinhosos das vértebras C7, T2, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 e S2. A Figura 2

ilustra todos os PA com seus respectivos marcadores, segundo o protocolo DIPA[®].

Figura 2 - Posição para o registro fotográfico da avaliação postural estática segundo o protocolo DIPA[®].

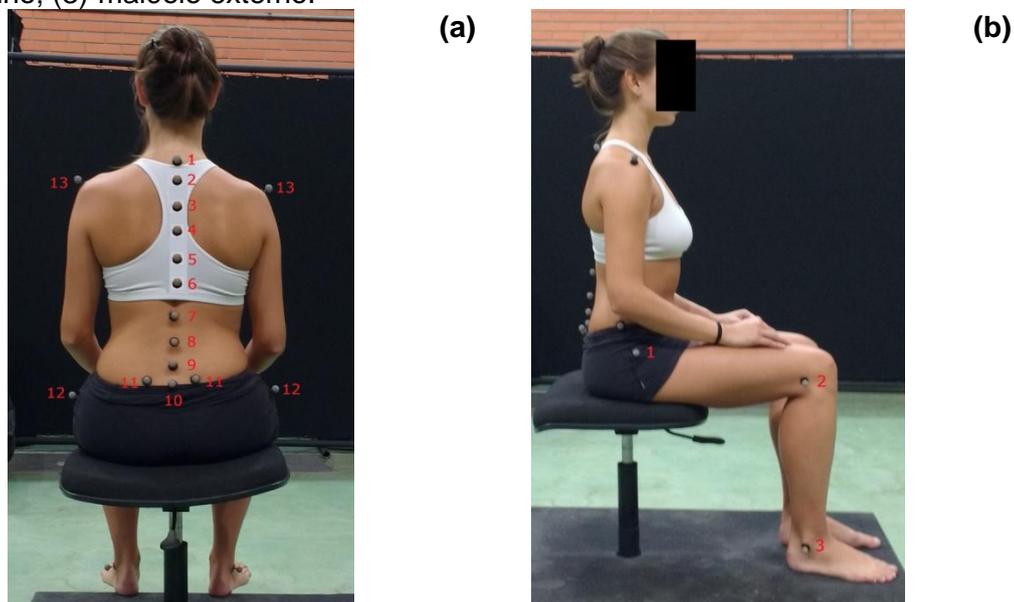


2.2.3 Avaliação cinemática

Para a avaliação cinemática da tarefa de sentar e levantar foi utilizado o sistema de cinemetria BTS Smart-DX (BTS Bioengineering, EUA) composto por 10 câmeras infravermelhas, com taxa de amostragem de 100Hz. Inicialmente executou-se o procedimento de calibração do espaço virtual que fornece os dados de posição dos marcadores estudados. Nessa etapa foi identificado o eixo de coordenadas global que serviu de referência para as coordenadas dos segmentos analisados digitalmente num segundo momento.

Para essa avaliação, foram utilizados os pontos anatômicos (PA) da fotogrametria: EIPS, EIAS, acrômios, trocânteres maiores dos fêmurs, epicôndilos laterais dos fêmurs e maléolos laterais, todos marcados nos lados direito e esquerdo dos indivíduos. Além disso, foram demarcados os processos espinhosos das vértebras C7, T2, T4, T6, T8, T10, T12, L2, L4 e S2 (Figura 3). Para a identificação desses PA foram utilizados os marcadores reflexivos específicos do sistema BTS Smart-DX.

Figura 3 - Imagem dos pontos de referência utilizados para a coleta dos dados cinemáticos (BTS Smart-DX), sendo observados no plano frontal (a): (1)-C7; (2)-T2; (3)-T4; (4)-T6; (5)-T8; (6)-T10; (7)-T12; (8)-L2; (9)-L4; (10)-S2; (11)-EIPS; (12)-trovão; (13)-acrômio; e no plano sagital (b): (1)-trovão; (2)-côndilo lateral do joelho; (3)-maléolo externo.



Para a execução da tarefa de sentar e levantar foi utilizado um banco com altura regulável, sem braços e sem encosto, o qual teve sua altura ajustada de forma que, ao sentar, o indivíduo permanecesse com os joelhos e os quadris em 90° e os pés apoiados no solo (CLAEYS et al., 2012a). O indivíduo devia estar descalço, com os pés paralelos e posicionados na largura dos ombros.

Para essa avaliação os indivíduos foram orientados a adotar uma postura em pé habitual, com os membros superiores em posição auto-selecionada (BOHANNON, 2012; CLAEYS et al., 2012a), de modo que, caso optassem por colocar as mãos sobre as coxas, foram orientados a realizar o movimento de sentar e levantar sem auxílio dos membros superiores, assim, apenas realizaram o deslizamento destes, sem apoiar, na região anterior da coxa durante a execução da tarefa de sentar e levantar. Além disso, os indivíduos foram instruídos a realizar uma pausa entre cada movimento, realizando um ciclo respiratório sempre que adotavam uma das posições (em pé ou sentado). Antes da gravação dos dados, os indivíduos foram orientados a praticar três ensaios, a fim de se familiarizarem com a tarefa e com o ambiente.

Após essa familiarização, foi solicitado aos indivíduos que realizassem dez movimentos completos de sentar e levantar com uma velocidade confortável (velocidade autorreferida). A coleta dos dados cinemáticos iniciava com o indivíduo em pé e a partir desta posição a tarefa de sentar e levantar era executada, sendo que entre cada movimento foi lembrada a realização da pausa através do ciclo respiratório.

Para que a avaliação da tarefa fosse o mais próximo da normalmente realizada, apenas a altura do assento e a posição dos pés foram padronizadas, pois em uma revisão da literatura sobre a tarefa de sentar e levantar foi descrito que tanto a altura do assento da cadeira quanto a posição dos pés são importantes, e que deixar de considerá-las pode conduzir a medições diversas no desempenho da tarefa de sentar e levantar (JANSSEN; BUSSMANN HB FAU - STAM; STAM, 2002). No entanto, restringir demasiadamente o movimento analisado, com o objetivo de controlar a variabilidade entre os indivíduos, pode gerar perdas importantes de componentes do movimento, além de resultar em observações da tarefa de sentar e levantar de uma maneira diferente da normalmente realizada (ETNYRE; THOMAS, 2007).

Toda a sequência de movimentos foi capturada e gravada com o sistema de cinemetria BTS Smart-DX (BTS Bioengineering, EUA), utilizando o *software* Smart Capture.

2.3 Processamento dos dados

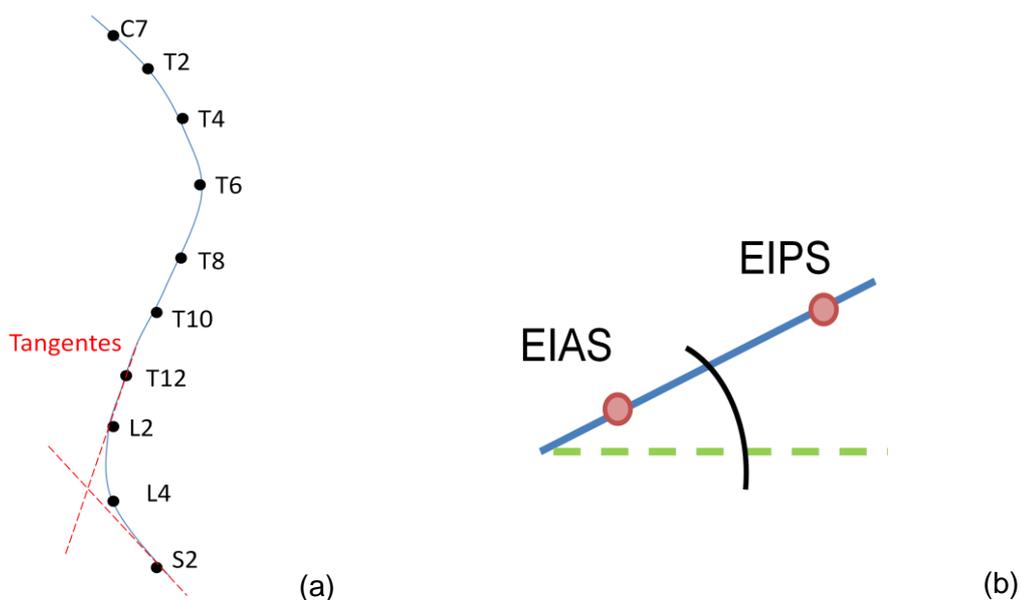
2.3.1 Processamento dos dados da fotogrametria

As fotografias extraídas dos vídeos foram digitalizadas no *software* DIPA[®] de avaliação postural, seguindo as recomendações do seu protocolo (FURLANETTO, T. et al., 2017). Após a digitalização dos pontos em cada imagem, o *software* forneceu um laudo com informações sobre a postura do avaliado.

Das informações constantes no laudo referentes ao plano sagital, as seguintes foram utilizadas: ângulo da lordose lombar, dado pelo ângulo formado pelas retas tangentes de T12 e S2; ângulo da inclinação pélvica, dado pelo ângulo de uma reta que uniu a espinha ilíaca pósterio superior direita e a

espinha íliaca ântero superior direita, com uma linha horizontal paralela ao solo (Figura 4). Assim, além dos valores angulares, foram também extraídas a classificação da pelve fornecida pelo laudo DIPA[®], de modo que a inclinação da pelve poderia ser classificada como fisiológica, retrovertida ou antevertida, na posterior fase de análise estatística. Assim, os ângulos de lordose lombar foram categorizados como fisiológicos quando entre 32° e 52°, valores maiores como lordose aumentada e valores menores como lordose diminuída. A inclinação da pelve foi classificada como fisiológica, quando o valor se encontrava entre 10° e 15°, retrovertida se o valor fosse menor de 10°, ou antevertida caso fosse maior que 15°.

Figura 4 - Desenho esquemático das variáveis posturais estáticas obtidas na avaliação sagital do DIPA[®]: (a) ângulo de lordose lombar; e (b) ângulo de inclinação pélvica.



2.3.2 Processamento dos dados cinemáticos

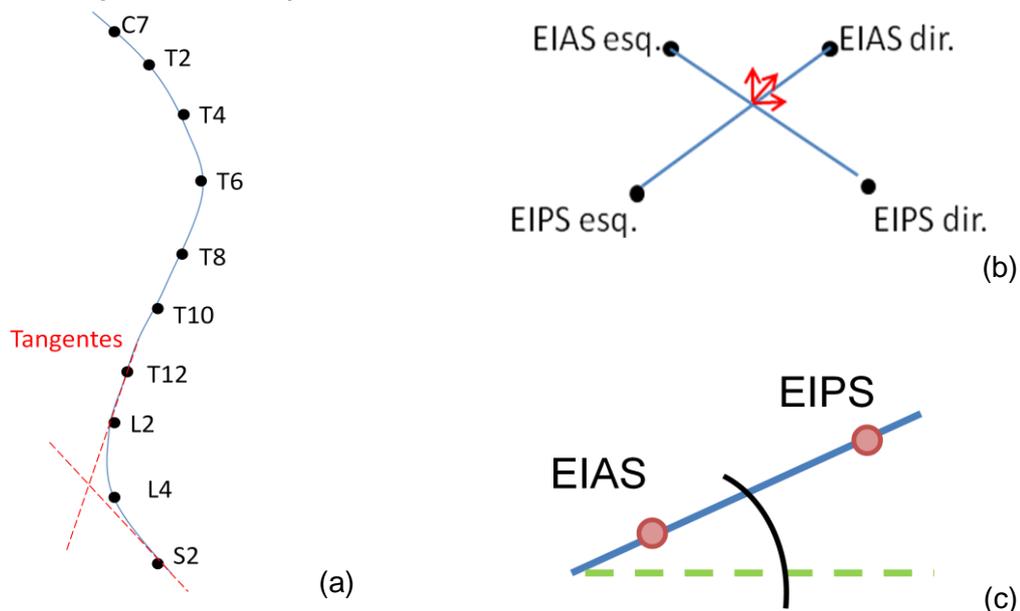
Para o processamento dos dados cinemáticos obtidos por meio do sistema de vídeo foram utilizados os *softwares* do pacote BTS Smart-DX e Matlab[®] (The Mathworks Inc., EUA). Inicialmente, no *software* BTS Smart-Tracker os PA foram identificados e digitalizados com base num modelo anatômico elaborado pelos autores. A seguir, no *software* BTS Smart-Analyser, os dados foram filtrados com filtro Butterworth de quarta ordem e frequência de corte de 4Hz, e submetidos ao protocolo de análise que transformou os dados

tridimensionais (3D) de coluna lombar e pelve em dados bidimensionais (2D). Nessa condição, os arquivos foram exportados para utilização no Matlab®.

Assim, os cálculos para a obtenção dos valores angulares da região lombar consideraram todos os pontos marcados nos processos espinhosos da coluna vertebral, a partir dos quais foi projetado um polinômio de terceira ordem a fim de representar a localização dos mesmos, estimando o posicionamento sagital da coluna vertebral. A partir dessa curva, foram traçadas retas tangentes aos pontos T12 e S2 para obtenção do ângulo da lordose lombar durante o movimento da tarefa de sentar e levantar (Figura 5a).

Já a avaliação da pelve foi realizada considerando os pontos anatômicos das EIPS e EIAS bilateralmente. Inicialmente foi encontrado o ponto central da pelve, no qual foi definido um sistema de coordenada cartesiana (x, y e z) e a partir do qual foi possível reconhecer o movimento pélvico (Figura 5b). Por meio da rotina matemática, a qual transformou os dados 3D em 2D, seu movimento foi considerado apenas no plano sagital, podendo ser de inclinação anterior e posterior relativamente a uma linha horizontal (Figura 5c).

Figura 5 - Desenho esquemático: (a) da obtenção do ângulo de curvatura lombar; (b) do esquema 3D para avaliar a pelve durante a tarefa de sentar e levantar; e (c) da obtenção do ângulo de inclinação pélvica.



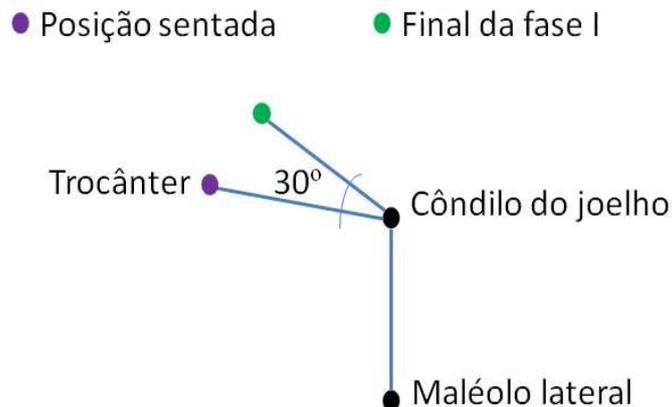
Em ambiente Matlab® foi criada uma rotina matemática que identificou o número de repetições a serem analisadas; neste caso, foram selecionadas as quatro repetições centrais. Tal estratégia baseou-se na hipótese de que nas execuções iniciais podem ser realizados ajustes posturais em busca da adaptação e nas finais movimentos desleixados em função do cansaço ou distrações. Com isso, buscou-se refinar os dados e garantir que as execuções centrais sejam aquelas mais próximas de um padrão de naturalidade dos indivíduos.

Assim, foram calculados os valores angulares da coluna lombar e da pelve durante a primeira fase do movimento de levantar, conforme descrição de Schenkman et al (1990). Seguindo a mesma lógica, mas em sentido inverso, foram calculados os ângulos da primeira fase do movimento de sentar, uma vez que na literatura não há recomendações para a determinação da primeira fase desse movimento.

Assume-se que a primeira fase do movimento de levantar e sentar conta com a estratégia elaborada pelo indivíduo, de modo que reflete as escolhas que estão de acordo com as suas características morfológicas. As fases subsequentes, por seguirem um esquema obrigatório de compensações e auxílios entre os segmentos (p. ex. anteversão pélvica e flexão de tronco conhecidas), provavelmente não serão influenciadas de maneira marcante pelas particularidades estruturais dos indivíduos.

Dessa forma, assumiu-se que a fase I ou *momento de flexão* do movimento de levantar inicia com a flexão do tronco e termina na retirada das nádegas do assento (SCHENKMAN et al., 1990). A identificação deste momento foi realizada pela análise da trajetória do trocânter do fêmur, o qual determinou a saída das nádegas, quando se deslocava superiormente 30° em relação ao côndilo lateral do joelho (Figura 6).

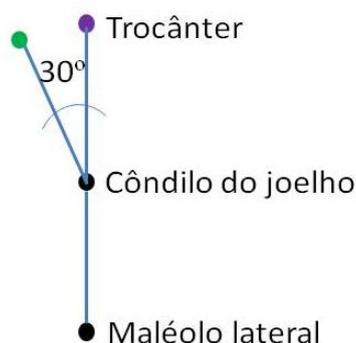
Figura 6 - Desenho esquemático dos cálculos para definição do término da 1ª fase do movimento de levantar da posição sentada considerando o deslocamento superior de 30° do marcador do trocâter femoral em relação ao côndilo do joelho.



O mesmo referencial anatômico foi determinante para a definição do final da primeira fase do movimento de sentar (Figura 7). Assim, partindo da posição em pé inicia-se a anteriorização do tronco, onde o deslocamento do trocâter em 30° para baixo, relativamente ao côndilo lateral do joelho, foi o marco para visualizar o fim do *momento de flexão* ao sentar.

Figura 7 - Desenho esquemático dos cálculos para definição do término da 1ª fase do movimento de sentar partindo da posição em pé, considerando o deslocamento inferior de 30° do marcador do trocâter femoral relativamente ao côndilo do joelho.

● Final da fase I ● Posição em pé

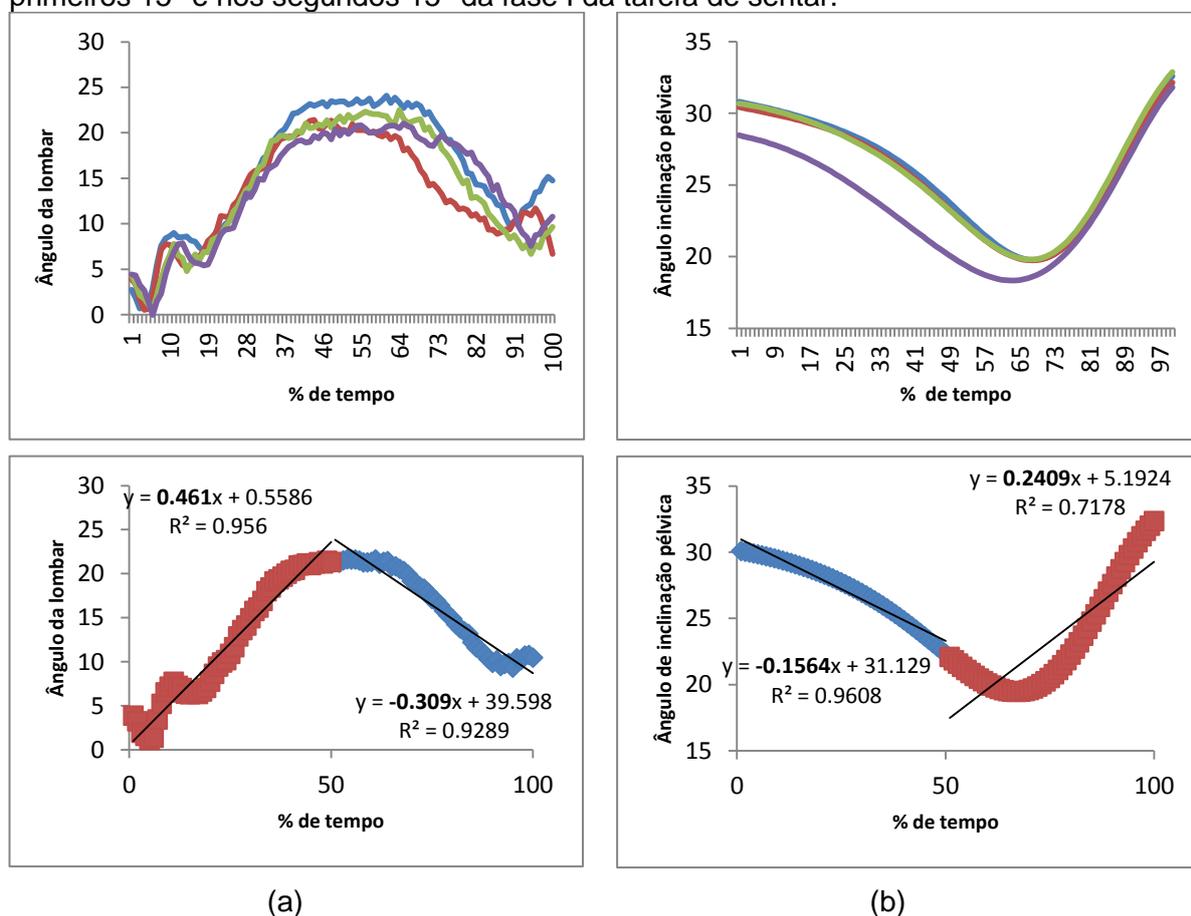


Portanto, todos os dados cinemáticos neste estudo são referentes à fase I, tanto para o movimento de sentar quanto para o movimento de levantar. Assim, a análise no Matlab® resultou na obtenção de quatro curvas que representam os valores angulares da coluna lombar ao longo da fase I do

movimento de sentar e do movimento de levantar. O mesmo foi obtido para os valores angulares de inclinação pélvica.

No *software Microsoft Office Excel 2000*, a partir das quatro curvas centrais foram obtidas as curvas médias de cada indivíduo, para cada segmento (lombar e pelve) e cada movimento (levantar e sentar). Para determinação da existência de um padrão de movimento, em cada segmento, tanto para o levantar quanto para o sentar, foi calculado o coeficiente de determinação (R^2) da curva média, referente aos 15° iniciais e 15° finais da fase I dos movimentos (Figura 8).

Figura 8. Exemplo das quatro curvas centrais e da curva média: a) do comportamento do ângulo lombar e b) do comportamento do ângulo de inclinação pélvica, obtidos nos primeiros 15° e nos segundos 15° da fase I da tarefa de sentar.



Aquelas curvas médias cujos valores de R^2 foram superiores a 0,4 foram submetidas à análise de regressão linear simples para obtenção da equação da reta ($y=ax+b$), cujos valores de inclinação dessa reta representam o comportamento da variável (ângulos da lombar e pelve) ao longo da tarefa. Ou

seja, nessa equação, o coeficiente de inclinação da reta (a) representa o padrão de movimento, onde: (1) valores positivos (reta ascendente), resultantes de valores angulares que aumentam, permitiram a classificação do movimento da coluna lombar como padrão extensor e da pelve como padrão de inclinação anterior; e (2) valores negativos (reta descendente), resultantes de valores angulares que diminuem ao longo da execução do movimento, permitiram a classificação do padrão da coluna lombar como flexor e da pelve como de inclinação posterior.

2.4 Análise estatística

Para a análise estatística os indivíduos foram agrupados em três grupos, a partir da postura estática da pelve, fornecida pelo DIPA[®]: Grupo com pelve fisiológica ($n=18$), Grupo com pelve antevertida ($n=16$) e Grupo com pelve retrovertida ($n=12$). Para fins das análises, as variáveis foram sempre denominadas: (1) quando referentes à avaliação estática, como “lombar estática” e “pelve estática”; e (2) quando referentes à avaliação dinâmica, como “lombar dinâmica sentar”, “lombar dinâmica levantar”, “pelve dinâmica sentar” e “pelve dinâmica levantar”.

Todas as análises foram realizadas em separado, para cada um dos três grupos, no SPSS versão 20.0. Inicialmente foi testada a normalidade dos dados com o Teste de Shapiro-Wilk. Como os dados não tiveram distribuição paramétrica foi utilizado Teste de Correlação de Spearman (ρ) para identificar a correlação entre os ângulos de lordose lombar e inclinação pélvica da postura estática com os coeficientes de inclinação das retas que representam o comportamento da coluna lombar e pelve durante a tarefa de sentar e levantar, respectivamente.

Os valores ρ foram classificados em correlação muito baixa (entre 0,0 e 0,1), baixa (entre 0,1 e 0,3), moderada (entre 0,3 e 0,5), alta (entre 0,5 e 0,7), muito alta (entre 0,7 e 0,9) e praticamente perfeita (entre 0,9 e 1), conforme (HOPKINS, 2000).

Ainda, foi realizado o Teste de Kruskal Wallis visando comparar os ângulos de lordose lombar e de inclinação pélvica da postura estática, bem como os coeficientes de inclinação entre os três grupos. O nível de significância adotado em todos os testes foi de 0,05.

3. RESULTADOS

A análise da avaliação postural estática demonstrou que, para a amostra total, o ângulo médio da curvatura lombar foi de 42,5° e que não houve diferença estatística entre os três grupos (grupos pelve retrovertida, fisiológica e antevertida) avaliados (Tabela 1). Já quanto ao ângulo de inclinação pélvica, houve diferença estatística entre os três grupos, sendo o menor valor encontrado no grupo com pelve retrovertida e o maior valor no grupo com pelve antevertida (Tabela 1).

Relativamente à análise do padrão de movimento, a partir das variáveis dinâmicas, não houve diferença estatística entre os três grupos (Tabela 1), de modo que, na amostra em geral, a coluna lombar apresentou um padrão flexor ao sentar e um padrão extensor ao levantar. Ou seja, em média, os indivíduos flexionaram a coluna lombar ao iniciar o movimento de sentar; em contrapartida, sua estratégia para levantar-se da posição sentada foi oposta, realizando uma extensão da lombar. Quanto à pelve, em ambos os movimentos de sentar e levantar houve um padrão de inclinação anterior.

Tabela 1 - Comparação da amostra estratificada pela classificação da postura estática da pelve.

| Variáveis analisadas | Amostra total (n=46) | Pelve retrovertida (n=12) | Pelve fisiológica (n=18) | Pelve antevertida (n=16) | Valor H (valor de p) |
|--|-------------------------|---------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| Ângulo lombar DIPA (°) | 42,5° (±4,0°) | 42,3° (±4,6°) | 42,1° (±3,0°) | 43,3° (±4,8°) | 0,630 (0,427) |
| Ângulo pelve DIPA (°) | 13,3° (±5,0°) | 6,8° (±2,0°) | 13,1° (±1,3°) | 18,5° (±2,8°) | 19,878 (0,000)* |
| Lombar dinâmica sentar (%% tempo) | -0,030 (±0,05) | -0,044 (±0,04) | -0,021 (±0,07) | -0,030 (±0,05) | 0,950 (0,330) |
| Lombar dinâmica levantar (%% tempo) | 0,040 (±0,14) | 0,024 (±0,16) | 0,041 (±0,13) | 0,051 (±0,14) | 2,207 (0,137) |
| Pelve dinâmica sentar (%% tempo) | 0,029 (±0,04) | 0,039 (±0,05) | 0,038 (±0,04) | 0,012 (±0,03) | 0,485 (0,486) |
| Pelve dinâmica levantar (%% tempo) | 0,175 (±0,21) | 0,172 (±0,18) | 0,227 (±0,23) | 0,120 (±0,19) | 1,043 (0,307) |

* Diferença significativa $p < 0,05$.

Quanto aos resultados dos testes de correlação, para a amostra total (n=46) encontrou-se apenas uma correlação negativa e moderada entre a *pelve estática* e a *pelve dinâmica sentar* (Tabela 2). No entanto, quando a amostra foi estratificada pela postura estática da pelve, encontraram-se altas correlações positivas entre a *lombar estática* e *lombar dinâmica sentar* e entre a *lombar estática* e a *pelve dinâmica sentar*, tanto no grupo pelve fisiológica quanto no grupo pelve antevertida (Tabela 2).

Tabela 2 - Correlação entre os valores angulares da postura estática e as inclinações das retas obtidas para a coluna lombar e pelve durante as tarefas de sentar e levantar.

| Variáveis correlacionadas | Pelve retrovertida (n=12) | Pelve fisiológica (n=18) | Pelve antevertida (n=16) | Amostra total (n=46) |
|--|---------------------------|--------------------------|--------------------------|------------------------|
| Lombar estática x Lombar dinâmica sentar | -0,313 (0,322) | 0,557* (0,016) | 0,562* (0,024) | 0,232 (0,121) |
| Lombar estática x Lombar dinâmica levantar | 0,406 (0,191) | -0,084 (0,739) | -0,222 (0,409) | 0,083 (0,583) |
| Lombar estática x Pelve dinâmica sentar | -0,263 (0,408) | 0,524* (0,026) | 0,504* (0,046) | 0,119 (0,433) |
| Lombar estática x Pelve dinâmica levantar | 0,161 (0,617) | -0,101 (0,690) | 0,383 (0,143) | 0,183 (0,223) |
| Pelve estática x Pelve dinâmica sentar | -0,315 (0,318) | -0,185 (0,462) | -0,250 (0,350) | -0,323* (0,029) |
| Pelve estática x Pelve dinâmica levantar | 0,161 (0,617) | -0,060 (0,813) | -0,109 (0,688) | -0,153 (0,311) |
| Pelve estática x Lombar dinâmica sentar | -0,263 (0,409) | -0,338 (0,170) | -0,340 (0,197) | 0,030 (0,845) |
| Pelve estática x Lombar dinâmica levantar | -0,483 (0,111) | -0,087 (0,732) | 0,034 (0,091) | 0,063 (0,676) |

* Correlação significativa (p<0,05)

4. DISCUSSÃO

Os resultados desse estudo apontam que (1) existem diferentes padrões de movimento da coluna lombar e da pelve durante a primeira fase da tarefa de sentar e levantar; e (2) tais padrões têm correlação com a postura estática durante o movimento de sentar, mas não demonstraram relacionar-se no movimento de levantar-se da posição sentada.

A análise do padrão de movimento da amostra total revelou que, em média, os indivíduos tendem a adotar uma postura de inclinação anterior da pelve ao sentar e ao levantar, corroborando com a literatura (ANAN, M. et al., 2015; CHOI, 2015; GALLI et al., 2008; KERR et al., 1997; NOZAWA; YAMAMOTO, 2012; SCHENKMAN et al., 1990). Segundo Galli (2000) o maior deslocamento anterior da pelve e do tronco ocorre justamente no início do movimento de levantar, pelo fato de que a cabeça está guiando o movimento; este fenômeno também pode ser visto no retorno à posição sentada. Outros estudos referem que para executar a atividade de levantar-se, a pelve deve ser inclinada para frente, a fim de flexionar a articulação do quadril; e, no intuito de levantar as nádegas do assento, o tronco deve ser flexionado para iniciar a extensão do quadril, reduzir a sobrecarga de extensão do joelho e projetar o centro de gravidade na base do suporte (ASAI et al., 2015; FUJIMOTO; CHOU, 2012; HAMAOU; ALAMINI-RODRIGUES, 2017; JANSSEN; BUSSMANN; et al., 2002; TULLY et al., 2005).

Nesse sentido, Nuzik et. al. (1986) estudou o movimento de levantar e o dividiu em duas fases, de flexão e extensão, sendo seu início definido pela extensão do joelho, no qual corresponde também à retirada das nádegas do assento, similar à classificação da fase I de Schenkman (1990), utilizada neste estudo. Segundo Schenkman (1990), inicialmente a pelve está em inclinação posterior em relação a um eixo vertical e, a seguir, ela gira anteriormente ao longo da primeira metade do ciclo de movimento. Esta opinião parece ser sustentada por Messier et. al. (2004), que explicam que a inclinação posterior da pelve só justifica-se quando há fraqueza da musculatura abdominal. Messier et al. (2004) também menciona que a anteriorização excessiva do tronco seria uma estratégia compensatória, a qual deveria ser protagonizada pela pelve; ainda defende que esta compensação revela a pelve posteriorizada como uma

base inadequada por sua incapacidade de anteverter e auxiliar o movimento dos demais segmentos.

Ainda quanto à amostra total, os indivíduos desse estudo adotam na coluna lombar um padrão extensor no início do movimento de levantar-se, e um padrão flexor ao sentar. Poucos estudos têm se detido na análise do movimento de sentar (CLAEYS et al., 2012b; HENDERSHOT; WOLF, 2015; KUO, Y. L.; TULLY; GALEA, 2009b; MOUREY et al., 1998; NUZIK et al., 1986; SCHENKMAN et al., 1990; SHUM, G. L. et al., 2005). Apesar de ser escasso o material que avalia a coluna lombar nesta atividade, considera-se que durante o movimento de sentar os padrões espelham-se ao levantar, e também são principalmente executados no plano sagital (SCHENKMAN et al., 1990; SHUM, G. L. K. et al., 2005).

Hendershot e Wolf (2015) descreveram que, ao se levantar de uma cadeira, ao contrário da flexão do quadril e extensão da lombar, a flexão da coluna lombar geralmente é considerada um padrão de movimento desfavorável. A maior parte dos estudos reporta que a lombar e quadris flexionam no início do movimento, numa proporção de 1:3, respectivamente (KUO, Y. L. et al., 2010; NUZIK et al., 1986; TULLY et al., 2005).

Entretanto, Parkinson (2013) sugere que para ser realizado com sucesso, o movimento de levantar deveria ser executado com o tronco em extensão. Esta recomendação considera que a extensão da coluna lombar também é fundamental. Todavia, achados cinemáticos demonstram que a flexão deste segmento é mais comumente realizada (SCHENKMAN et al., 1990; TULLY et al., 2005). Além disso, no ritmo lombopélvico normal, a pelve geralmente inicia o movimento de deslocamento anterior do tronco, enquanto as articulações do quadril e a coluna lombar normalmente flexionam simultaneamente (YOON et al., 2015). Assim, parece que a inclinação anterior do tronco, evento marcante na tarefa de sentar e levantar, consiste na coordenação acoplada da coluna lombar e da pelve (GRANATA; ENGLAND, 2006).

Quanto aos resultados de correlação, tanto o grupo pelve fisiológica quanto o grupo pelve antevertida, apresentaram correlação positiva entre as variáveis *lombar estática* e *lombar dinâmica sentar*. Este resultado traduz o fato de que quanto maior o valor angular lombar obtido na avaliação postural

estática, maior é a tendência de realizar um padrão extensor durante o início do movimento de sentar (Tabela 2; Figura A1). Esses mesmos grupos também apresentaram correlação positiva entre a postura estática da coluna lombar e a variável *pelve dinâmica sentar*. Este resultado sugere que quanto maior o ângulo da curvatura lombar obtido na avaliação postural estática, maior a tendência do indivíduo em iniciar o movimento de sentar com inclinação anterior da pelve (Tabela 2; Figura A2).

Inicialmente há uma tendência a associar estes achados com o conhecimento sobre o alinhamento lombopélvico e a relação íntima e direta entre as duas estruturas que o compõe (DOLPHENS et al., 2012; GARDOCKI et al., 2002; HABIBI et al., 2014). Todavia, esta justificativa não pode ser totalmente aplicada no presente estudo, pois todos os indivíduos da amostra possuem lombar com curvatura fisiológica. Entretanto, parece que não é necessária uma classificação de hiperlordose lombar para obter-se uma inclinação pélvica anterior durante o movimento. Além disso, dentro dos valores angulares classificados como fisiológicos, àqueles indivíduos com maiores curvaturas lombares foram também os que apresentaram maior inclinação pélvica anterior ao sentar.

Shum (2005) demonstrou a interação que lombar e pelve possuem quando em movimento, pois em seu estudo, quando os participantes saudáveis inclinavam o tronco à frente para sentar-se ou levantar-se, inicialmente a coluna lombar conduzia a pelve, mas antes que o tronco alcançasse a posição ereta, a coluna diminuía sua atuação e o final do movimento era, então, dominado pela pelve.

O complexo lombar-pelve-quadril forma uma importante ligação que contribui para a função dos membros inferiores e para a realização de múltiplos movimentos (KUO, Y. L. et al., 2010; TULLY; WAGH; GALEA, 2002). Qualquer movimento da pelve, por ser uma estrutura relativamente rígida, é dependente das articulações da coluna lombar e do quadril. Admite-se que o movimento da pelve e do quadril é sequencial, uma vez que inicialmente ocorre uma flexão de quadril e em seguida uma rotação da pelve, para atingir assim, o final da amplitude de movimento (TULLY et al., 2005). Nesse sentido, compreende-se que o movimento da coluna contribua juntamente com essa sequência de

movimentos. Já foi reportado que a flexão do tronco é realizada através do predominante movimento do quadril e não da coluna lombar (MYRTOS, 2012).

Ressalta-se que a postura corporal estática de um indivíduo não é arbitrariamente eleita por ele, uma vez que ela é influenciada por fatores congênitos e/ou do ambiente, como, por exemplo, a composição corporal, aspectos emocionais e atividades esportivas e da vida diária (GOLDBERG et al., 2001; SEDREZ; CANDOTTI, 2013; VRTOVEC et al., 2012). Partindo do pressuposto que esses aspectos moldam a postura, ou seja, moldam a posição e o alinhamento dos segmentos, faz sentido considerar como eles o fazem. No caso da curvatura lombar seu aumento será proporcional à ativação bilateral dos músculos extensores do tronco, mais especificamente da lombar. Este grupo muscular, juntamente com a ação bilateral dos flexores do quadril, também é fundamental para a inclinação anterior da pelve (KENDAL FP et al., 2007).

Assim, entendendo que, já na postura estática, estes grupos musculares atuam de maneira tão incisiva a ponto de moldar a posição da pelve em anteversão, espera-se uma atuação no mínimo semelhante em uma condição dinâmica. Choi (2015) confirma este raciocínio quando relata que, geralmente, sentar provoca uma inclinação pélvica anterior, causada pelo músculo flexor do quadril e os músculos extensores da parte posterior do tronco atuando como um "casal de força" para lordose lombar. Ainda, complementa que a ativação repetitiva aumentada dos extensores do tronco e do reto femoral pode induzir a uma maior curvatura lombar.

Ao considerar a amostra como um todo, sem divisão pelos grupos, houve uma correlação negativa entre as variáveis *pelve estática* e *pelve dinâmica sentar*. O grupo que, na postura estática, apresenta uma menor inclinação da pelve, tende a iniciar o movimento de sentar com maior inclinação deste segmento, ou seja, na execução do movimento, os indivíduos adotam um padrão inverso ao padrão da postura estática (Tabela 2; Figura A3).

Esta estratégia parece compreensível, uma vez que a anteriorização do tronco é obrigatória para a realização dos movimentos estudados, e é obtida de maneira eficaz quando associada à inclinação anterior da pelve. Especula-se que, possivelmente os indivíduos cuja postura inicial tende à inclinação

posterior possuem consciência corporal e condições físicas que permitem a adequação da postura para a inclinação anterior em prol de facilitar a tarefa.

Ainda, a posição de inclinação posterior pode estar associada à fraqueza de músculos extensores do tronco (MESSIER et al., 2004). Se este grupo muscular não é capaz de manter a pelve estaticamente em posição fisiológica (neutra) ou antevertida, tampouco teria condições de inverter esta postura durante o movimento. Todavia, a inversão do padrão não precisa, necessariamente, ocorrer pela coluna lombar, pois há um predomínio do movimento de quadril em relação ao movimento da coluna lombar (TULLY et al., 2005). Além disso, segundo Shum, Crosbie e Lee (2007) o quadril pode gerar mais força que a coluna lombar na transição de sentado para a posição em pé, uma vez que serve como um ponto pivô central para o corpo como um todo, permitindo movimentos do fêmur em relação à pelve, bem como do tronco e da pelve em relação ao fêmur. Esses possíveis movimentos do quadril, realizados ao mesmo tempo em que essa articulação sustenta o corpo, demanda de uma forte e específica ativação da musculatura que o circunda (NEUMANN, 2010). Um exemplo dessa musculatura é o reto femoral, muito envolvido na tarefa de sentar e levantar. Quando se apresenta superativado, bilateralmente, o reto femoral pode ser a chave para auxiliar na inversão do padrão estático de inclinação pélvica posterior para anterior no início do movimento de sentar (ASAI et al., 2015; NEUMANN, 2010).

5. CONCLUSÃO

A partir dos resultados desse estudo pode-se concluir que existe correlação entre a postura estática da coluna lombar e da pelve com os padrões de movimento durante a tarefa de sentar, o que sugere que a postura estática da coluna lombar e da pelve imprimem marcas no movimento de sentar.

De maneira geral, o padrão postural estático da coluna lombar tende a manter-se durante o movimento, ou seja, quanto maior o valor angular lombar obtido na avaliação postural estática, maior é a tendência de realizar um padrão extensor durante o início do movimento de sentar. A mesma tendência pode-se visualizar na relação entre a coluna lombar estática e a pelve

dinâmica, onde, quanto maior o ângulo da curvatura lombar obtido na avaliação postural estática, maior a tendência do indivíduo em iniciar o movimento de sentar com inclinação anterior da pelve. Ainda, a postura estática da pelve tende a inverter-se durante o início da execução do movimento de sentar, de modo que, quanto menor a inclinação da pelve estática, maior a tendência de sentar com inclinação anterior deste segmento.

REFERÊNCIAS

ANAN, M. et al. Do patients with knee osteoarthritis perform sit-to-stand motion efficiently? **Gait and Posture**, v. 41, n. 2, p. 488-492, 2015.

ASAI, H. et al. Relationship between the ability to perform the sit-to-stand movement and the maximum pelvic anteversion and retroversion angles in patients with stroke. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 4, p. 985-988, 2015.

ASHFORD, S.; DE SOUZA, L. A comparison of the timing of muscle activity during sitting down compared to standing up. **Physiother Res Int**, v. 5, n. 2, p. 111-28, 2000.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos**. São Paulo: Summus, 1995.

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

CHOI, B. Activation of the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in asymptomatic subjects during the sit-to-stand procedure. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 27, n. 3, p. 893-895.

CLAEYS, K. et al. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 22, n. 6, p. 821-8, Dec 2012a.

DOLPHENS, M. et al. A clinical postural model of sagittal alignment in young adolescents before age at peak height velocity. **Eur Spine J**, v. 21, n. 11, p. 2188-97, Nov 2012.

ETNYRE, B.; THOMAS, D. Q. Event standardization of sit-to-stand movements. **Physical therapy**, v. 87, n. 12, p. 1651-1666, 20071206 DCOM- 20080124 2007.

FOTOOHABADI, M. R.; TULLY, E. A.; GALEA, M. P. Kinematics of rising from a chair: image-based analysis of the sagittal hip-spine movement pattern in elderly people who are healthy. **Phys Ther**, v. 90, n. 4, p. 561-71, Apr 2010.

FUJIMOTO, M.; CHOU, L. S. Dynamic balance control during sit-to-stand movement: an examination with the center of mass acceleration. **J Biomech**, v. 45, n. 3, p. 543-8, Feb 02 2012.

FURLANETTO, T. et al. Evaluation of the precision and accuracy of the DIPA software postural assessment protocol. **European Journal of Physiotherapy**, v. 1, p. 1-6, 2017.

GALLI, M. et al. Quantitative analysis of sit to stand movement: experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. **Gait Posture**, v. 28, n. 1, p. 80-5, Jul 2008.

GARDOCKI, R. J.; WATKINS, R. G.; WILLIAMS, L. A. Measurements of lumbopelvic lordosis using the pelvic radius technique as it correlates with sagittal spinal balance and sacral translation. **Spine J**, v. 2, n. 6, p. 421-9, Nov-Dec 2002.

GELB, D. E. et al. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 20, n. 12, p. 1351-8, Jun 15 1995.

GOLDBERG, C. J. et al. Surface topography, Cobb angles, and cosmetic change in scoliosis. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 26, n. 4, p. E55-63, Feb 15 2001.

GRANATA, K. P.; ENGLAND, S. A. Stability of dynamic trunk movement. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 31, n. 10, p. E271-6, May 01 2006.

HABIBI, Z. et al. Lumbosacral sagittal alignment in association to intervertebral disc diseases. **Asian Spine J**, v. 8, n. 6, p. 813-9, Dec 2014.

HAMAOU, A.; ALAMINI-RODRIGUES, C. Influence of Cervical Spine Mobility on the Focal and Postural Components of the Sit-to-Stand Task. **Front Hum Neurosci**, v. 11, p. 129, 2017.

HARBOURNE, R. T.; STERGIOU, N. Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. **Physical Therapy**, v. 89, n. 3, p. 267-282.

HENDERSHOT, B. D.; WOLF, E. J. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. **Gait and Posture**, v. 42, n. 2, p. 204-209, 2015.

HOPKINS, W. G. Correlation coefficient: a new view of statistics. **Internet Society for Sport Science**, 2000.

JANSSEN, W. G.; BUSSMANN HB FAU - STAM, H. J.; STAM, H. J. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. **Physical therapy**, v. 82, n. 9, p. 866-879, 20020830 DCOM-20020919 2002.

KAPANDJI, A. **Fisiologia Articular**. São Paulo: Guanabara-koogan, 2008.

KENDAL FP et al. **Músculos provas e funções**. São Paulo: Manole, 2007.

KERR, K. M. et al. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 4, p. 236-245, Jun 1997.

KIM, Y. B. et al. A comparative analysis of sagittal spinopelvic alignment between young and old men without localized disc degeneration. **Eur Spine J**, v. 23, n. 7, p. 1400-6, Jul 2014.

KUO, Y. L.; TULLY, E. A.; GALEA, M. P. Video analysis of sagittal spinal posture in healthy young and older adults. **J Manipulative Physiol Ther**, v. 32, n. 3, p. 210-5, Mar-Apr 2009.

KUO, Y. L.; TULLY, E. A.; GALEA, M. P. Kinematics of sagittal spine and lower limb movement in healthy older adults during sit-to-stand from two seat heights. **Spine**, v. 35, n. 1, p. E1-E7, 2010.

LOCKHART, T.; STERGIU, N. NEW PERSPECTIVES IN HUMAN MOVEMENT VARIABILITY. **Annals of biomedical engineering**, v. 41, n. 8, p. 1593-1594, 2013.

MARQUES, N. R.; HALLAL, C. Z.; GONÇALVES, M. Características biomecânicas, ergonômicas e clínicas da postura sentada: uma revisão. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 17, p. 270-276, 2010.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium: interaction and coordination. **Prog Neurobiol**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992.

MESSIER, S. et al. Dynamic analysis of trunk flexion after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, n. 10, p. 1619-1624, Oct 2004.

MILLOR, N. et al. Kinematic parameters to evaluate functional performance of sit-to-stand and stand-to-sit transitions using motion sensor devices: a systematic review. **IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v. 22, n. 5, p. 926-36, Sep 2014.

MOUREY, F. et al. A kinematic comparison between elderly and young subjects standing up from and sitting down in a chair. **Age Ageing**, v. 27, n. 2, p. 137-46, Mar 1998.

MYRTOS, C. D. Low Back Disorders. Evidence-Based Prevention and Rehabilitation. **The Journal of the Canadian Chiropractic Association**, v. 56, n. 1, p. 76-76, 2012.

NEUMANN, D. A. Kinesiology of the hip: a focus on muscular actions. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 40, n. 2, p. 82-94, Feb 2010.

NOZAWA, R.; YAMAMOTO, S. The relationship of lower limb and trunk movements in sit-to-stand performed by the young and elderly. **Rigakuryoho Kagaku**, v. 27, n. 1, p. 31-35, 2012.

NUZIK, S. et al. Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study. **Physical Therapy**, v. 66, n. 11, p. 1708-1713, 1986.

OLIVEIRA T et al. Validity and Reproducibility of the Measurements Obtained Using the Flexicurve Instrument to Evaluate the Angles of Thoracic and Lumbar Curvatures of the Spine in the Sagittal Plane. **Rehabilitation Research and Practice**, v. 2012, p. 9, 2012.

PARKINSON, S. et al. Upper and lower lumbar segments move differently during sit-to-stand. **Manual Therapy**, v. 18, n. 5, p. 390-394, 2013.

ROEBROECK, M. E. et al. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 9, n. 4, p. 235-44, Jul 1994.

SACCO, I. et al. Confiabilidade da fotogrametria em relação a goniometria para avaliação postural de membros inferiores. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 11, p. 411-417, 2007.

SCHENKMAN, M. et al. Whole-body movements during rising to standing from sitting. **Phys Ther**, v. 70, n. 10, p. 638-48; discussion 648-51, Oct 1990.

SEDREZ, J. A.; CANDOTTI, C. T. Métodos não invasivos de avaliação postural da escoliose: Uma revisão sistemática. **Motricidade**, v. 9, p. 100-111, 2013.

SHUM, G. L. K.; CROSBIE, J.; LEE, R. Y. W. 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**, v. 30, n. 17, p. 1998-2004, 2005.

TIEDEMANN, A. et al. The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people. **Age Ageing**, v. 37, n. 4, p. 430-5, Jul 2008.

TULLY, E. A.; FOTOHABADI, M. R.; GALEA, M. P. Sagittal spine and lower limb movement during sit-to-stand in healthy young subjects. **Gait and Posture**, v. 22, n. 4, p. 338-345, 2005.

TULLY, E. A.; WAGH, P.; GALEA, M. P. Lumbofemoral rhythm during hip flexion in young adults and children. **Spine (Phila Pa 1976)**, v. 27, n. 20, p. E432-40, Oct 15 2002.

VANDER LINDEN, D. W.; BRUNT, D.; MCCULLOCH, M. U. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 75, n. 6, p. 653-60, Jun 1994.

VRTOVEC, T. et al. A review of methods for evaluating the quantitative parameters of sagittal pelvic alignment. **Spine J**, v. 12, n. 5, p. 433-46, May 2002.

WU, G. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **J Biomech**, v. 35, n. 4, p. 543-8, Apr 2002.

YOON, J. Y. et al. The effects of an exercise with a stick on the lumbar spine and hip movement patterns during forward bending in patients with lumbar flexion syndrome. **J Back Musculoskelet Rehabil**, v. 28, n. 2, p. 359-64, 2015.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

A partir dos resultados encontrados no Capítulo 1, caracterizado como estudo de revisão sistemática, que tinha como objetivo identificar quais são os protocolos e parâmetros cinemáticos utilizados na avaliação do movimento de sentar e levantar, conclui-se que os estudos que investigam os protocolos de coleta divergem quanto à localização de marcadores anatômicos, fixação da altura da cadeira e, portanto, posicionamento do sujeito, entre outros. Existe uma tendência a limitar o sujeito desde a velocidade de execução do movimento até a determinação da posição da cabeça através de alvos visuais, o que resulta numa estratégia que parece impedir a realização de movimentos naturais e, portanto, verdadeiros. Em suma, a revisão sistemática aqui apresentada (1) pode contribuir para a escolha adequada do protocolo a ser utilizado em pesquisas científicas e (2) demonstra as limitações ainda existentes quanto aos aspectos de determinação dos parâmetros cinemáticos analisados, estimulando a desenvolvimento de estudos que busquem suprir essas carências.

O Capítulo 2, caracterizado como um estudo observacional correlacional, demonstrou que existem distintos padrões de movimento quando indivíduos saudáveis executam as tarefas de sentar e levantar. Ainda, existe correlação entre postura estática da coluna lombar e pelve com o padrão de movimento da pelve, de modo que o movimento de sentar parece ser influenciado pelas características morfológicas de cada indivíduo.

LIMITAÇÕES E PERSPECTIVAS

A principal limitação do presente estudo foi a ausência de indivíduos com curvaturas lombares aumentadas e diminuídas na avaliação da postura estática, já que a totalidade dos componentes da amostra apresentava magnitudes dentro do padrão de normalidade da lordose lombar. Este aspecto limitou a extrapolação dos resultados e, portanto, as análises estatísticas. Ainda, relativamente à análise da tarefa de sentar e levantar, ressalta-se que a execução deste movimento em velocidade auto-selecionada, apesar de muito utilizada na literatura e com a promessa de evitar padrões distintos dos naturais de cada indivíduo, pode ter sido um fator de desvantagem. Julgamos que o controle da velocidade de execução dos movimentos teria sido uma estratégia facilitadora para a análise dos dados e teria permitido comparações interessantes para o enriquecimento do presente estudo.

Após a finalização deste estudo, cumprido o objetivo de identificar características posturais estáticas e padrões de movimento na tarefa de sentar e levantar, ambos referentes à coluna lombar e à pelve, bem como de verificar a força de associação destes dois aspectos, estáticos e dinâmicos, a principal perspectiva está na compreensão da causalidade desta relação. Além disso, é necessária a divulgação destas descobertas no meio científico, seja por meio de publicações em periódicos, seja por meio de apresentações em congressos, para possibilitar a utilização dessa temática em futuros estudos científicos.

Por fim, tem-se a perspectiva de ainda avaliar essa relação entre postura estática e padrões de movimento em populações distintas como adultos e idosos, além de testá-la em adultos com curvaturas classificadas nos extremos.

APÊNDICES

RESULTADOS COMPLEMENTARES

De forma a complementar os resultados do estudo 2, a seguir apresentam-se três figuras (Figura A1, A2 e A3) que ilustram os diagramas de dispersão das correlações entre a postura estática com os padrões de movimento.

Figura A1 - Correlações entre os ângulos da coluna *lombar*, na *postura estática*, com os coeficientes de inclinação da variável *lombar dinâmica sentar*: (a) do grupo pelve fisiológica e (b) pelve antevertida.

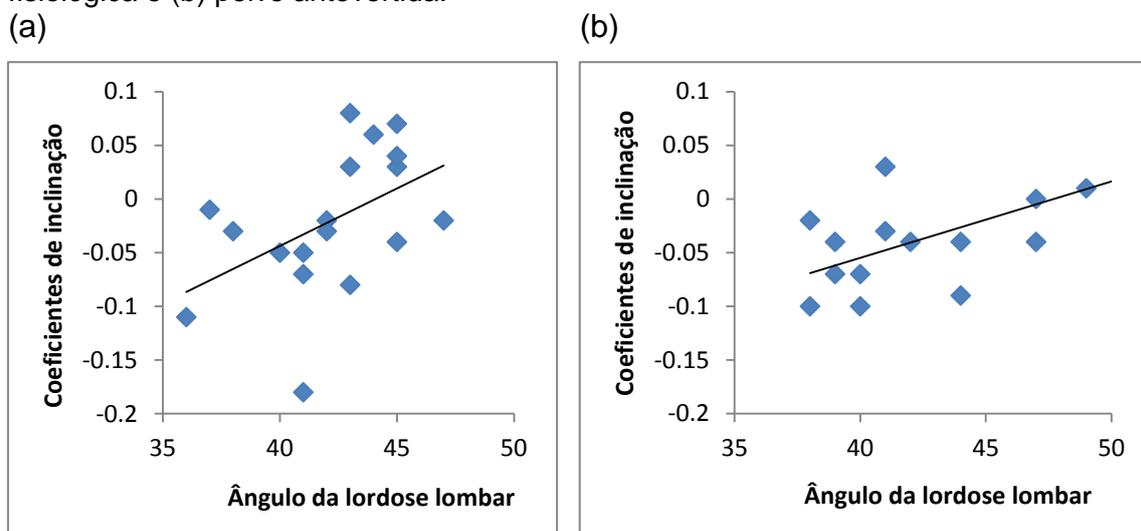


Figura A2 - Correlações entre os ângulos da coluna *lombar*, na *postura estática*, com os coeficientes de inclinação da variável *pelve dinâmica sentar*: (a) do grupo pelve fisiológica e (b) pelve antevertida.

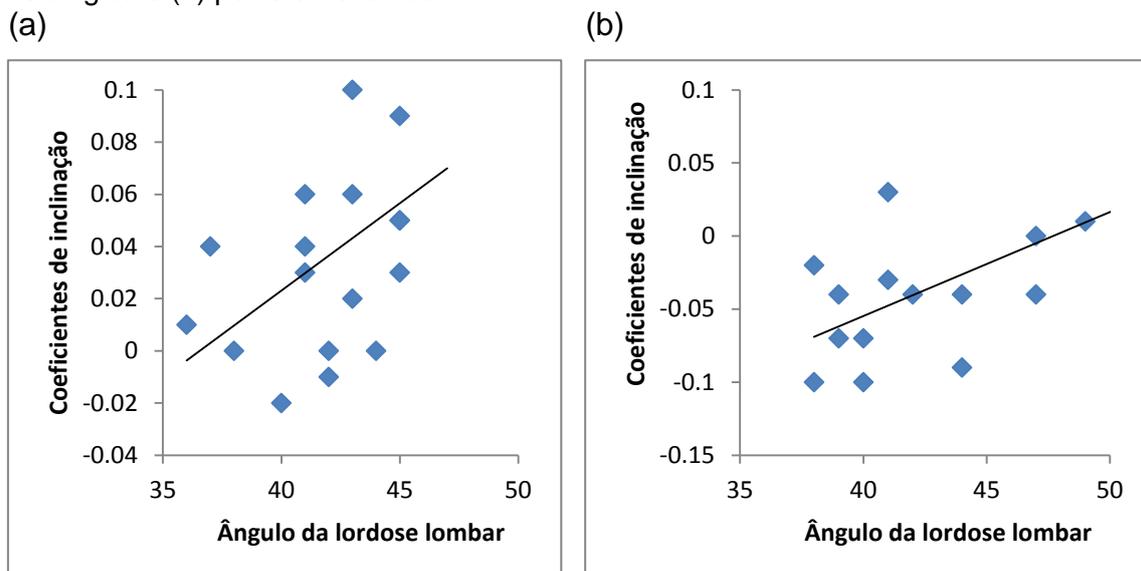
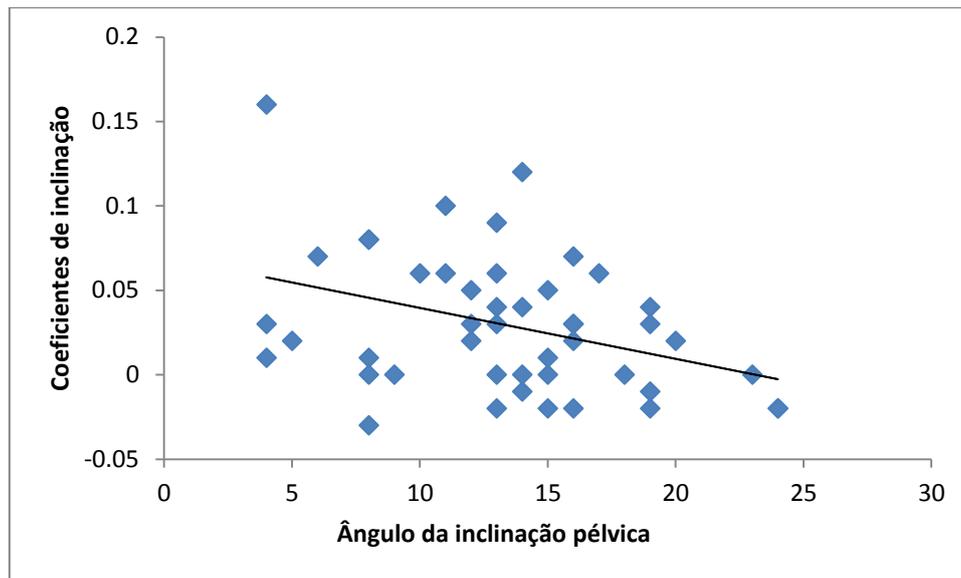


Figura A3 - Correlação entre os ângulos da inclinação pélvica, na *postura estática*, com os coeficientes de inclinação da variável *pelve dinâmica sentar* para a amostra total.



REFERÊNCIAS DA INTRODUÇÃO GERAL

KNUDSON, D. **Fundamentals of Biomechanics**. 2. Springer, 2007.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the Musculo-Skeletal System**. 2. Chichester, UK: Wiley, 1999.

AMADIO, A. C. C., P. H. LOBO DA; SACCO, ISABEL C. N.; SERRÃO, J. C. INTRODUÇÃO À ANÁLISE DO MOVIMENTO HUMANO -DESCRIÇÃO E APLICAÇÃO DOS MÉTODOS BIOMECÂNICOS DE MEDIÇÃO. **Rev. Bras. Fisioter.**, v. 3, n. 2, p. 41-54, 1999.

DALL, P. M.; KERR, A. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. **Appl Ergon**, v. 41, n. 1, p. 58-61, Jan 2010. ISSN 1872-9126.

KERR, K. M. et al. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 12, n. 4, p. 236-245, Jun 1997. ISSN 1879-1271.

BOHANNON, R. W. Measurement of Sit-to-Stand Among Older Adults. **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v. 28, n. 1, 2012. ISSN 0882-7524.

DUNCAN, R. P.; LEDDY, A. L.; EARHART, G. M. Five Times Sit to Stand Test Performance in Parkinson Disease. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 92, n. 9, p. 1431-1436, 2011. ISSN 0003-9993.

MATHIAS, S.; NAYAK, U. S.; ISAACS, B. Balance in elderly patients: the "get-up and go" test. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 67, n. 6, p. 387-9, Jun 1986. ISSN 0003-9993,

WHITNEY, S. L. et al. Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. **Phys Ther**, v. 85, n. 10, p. 1034-45, Oct 2005. ISSN 0031-9023 .

HENDERSHOT, B. D.; WOLF, E. J. Persons with unilateral transfemoral amputation have altered lumbosacral kinetics during sitting and standing movements. **Gait and Posture**, v. 42, n. 2, p. 204-209, 2015.

CORRÊA, U. C. et al. A prática constante-aleatória e o processo adaptativo de aprendizagem motora: efeitos da quantidade de prática constante. **2007**, v. 21, n. 4, 2007-12-01 2007. ISSN 1981-4690.

HASE, K. et al. Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults. **Exp Brain Res**, v. 158, n. 1, p. 18-27, Sep 2004. ISSN 0014-4819 (Print).

ETNYRE, B.; THOMAS, D. Q. Event standardization of sit-to-stand movements. **Physical therapy**, v. 87, n. 12, p. 1651-1666, 20071206 DCOM- 20080124 2007.