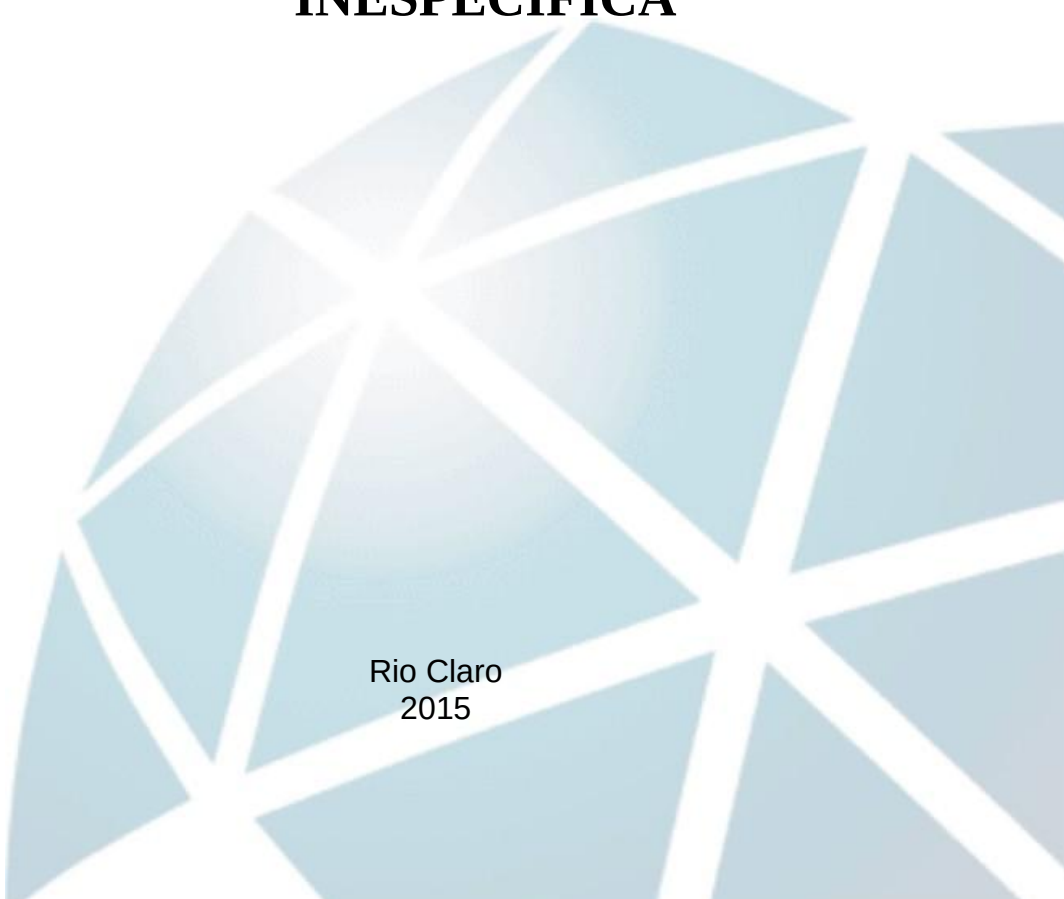

MESTRADO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS

ÂNGELA KAZUE MORITA

**PADRÃO DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS
DO TRONCO EM INDIVÍDUOS COM E SEM
DOR LOMBAR RECORRENTE
INESPECÍFICA**



Rio Claro
2015

ÂNGELA KAZUE MORITA

**PADRÃO DE ATIVAÇÃO DOS MÚSCULOS DO TRONCO EM
INDIVÍDUOS COM E SEM DOR LOMBAR RECORRENTE
INESPECÍFICA**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista, *Campus* de Rio Claro como requisito para a obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias – Área: Tecnologias e Desempenho Humano.

Orientador: Prof. Livre-Docente Marcelo Tavella Navega

Co-orientadora: Prof^a Dr^a Nise Ribeiro Marques

Rio Claro
2015

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por me proporcionar meios para atingir várias conquistas, entre eles o trabalho e os amigos que com ele surgem. Agradeço aos meus pais, Tadashi e Kazuko, por me ensinarem, sem palavras, que a dedicação, a responsabilidade e o respeito ao próximo são essenciais para se viver bem.

Obrigada aos meus colegas do Centro de Estudos da Educação e da Saúde, que se mobilizaram para a realização deste trabalho. Em especial, agradeço à Dinha, Josiane, Janaína, Andréia, Camila, Deborah, Cecília e Andréa, por agregarem positivamente no trabalho e na vida. Agradeço à minha supervisora, Prof^a Dr^a Ana Cláudia Vieira Cardoso, por apoiar o desenvolvimento dos profissionais sob sua chefia.

Agradeço aos membros da banca examinadora, Prof^a Dr^a Cristiane Rodrigues Pedroni e Prof^a Dr^a Karina Gramani Say, pelas contribuições dadas a este trabalho e por serem professoras fisioterapeutas de extrema competência.

Sou muito grata pela colaboração da co-orientadora deste estudo e companheira de trabalho, Prof^a Dr^a Nise Ribeiro Marques. Obrigada Nise, pela paciência para ensinar e pelas diversas colaborações no desenvolvimento desta pesquisa. Tenho certeza que prosperará como professora universitária e pesquisadora.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega, pela oportunidade de desenvolver este projeto de mestrado, que era um querer guardado desde os anos de graduação. Agradeço pelos ensinamentos, que sempre de maneira clara, direcionaram as várias ideias envolvidas neste trabalho, e por possibilitar o enriquecimento da pesquisa na área da reabilitação.

Por fim, agradeço ao Leandro Ragni, que sempre me apoiou e me faz acreditar que, apesar dos “contras”, os “prós” sempre valem à pena.

RESUMO

Estudos pregressos apontam que pessoas com dor lombar recorrente apresentam diminuição da rigidez intervertebral e, como mecanismo compensatório, aumentam a co-contracção muscular do tronco para restaurar a estabilidade. A constante hiperativação muscular do tronco pode ser a causa da menor resistência muscular localizada dos eretores da espinha encontrada nesta população, assim como, preceder a modificação dos ajustes posturais antecipatórios. Nesse sentido, o objetivo deste estudo foi comparar o padrão de ativação muscular do tronco entre indivíduos saudáveis e sujeitos com dor lombar recorrente, ao executarem os testes de provocação da fadiga muscular dos eretores da espinha (teste de Biering-Sorensen) e de perturbação postural (teste de flexão do ombro). Participaram do estudo, 19 sujeitos com dor lombar recorrente (7 homens; 12 mulheres; $38,53 \pm 8,12$ anos; $68,35 \pm 12,18$ kg; $1,66 \pm 0,09$ m) e 19 pessoas saudáveis (7 homens; 12 mulheres; $40,42 \pm 8,63$ anos; $69,57 \pm 12,76$ kg; $1,64 \pm 0,07$ m). Os sinais eletromiográficos dos músculos oblíquo interno (OI), reto abdominal (RA), multífido (MU) e iliocostal lombar (IL), todos bilaterais, foram coletados durante o teste de Biering-Sorensen. Para o teste de flexão de ombro, foram coletados os sinais eletromiográficos do OI e MU bilaterais, RA, IL e deltoide anterior unilaterais, ipsilateral ao membro superior elevado. O tempo de reação (*onset*) muscular foi calculado para o teste de perturbação postural. Para o teste de Biering-Sorensen, foram calculados, o *slope* da frequência mediana do MU e IL; o *Root Mean Square* (RMS) dos músculos OI, RA, MU e IL; e o índice de co-contracção do OI/MU e RA/IL. O RMS foi normalizado pela contracção isométrica voluntária máxima. Sujeitos com dor lombar, no teste de perturbação postural, apresentaram respostas mais rápidas do OI contralateral ($p = 0,016$) ao membro superior elevado, em comparação aos sujeitos saudáveis. Na comparação entre os lados, foi encontrada diferença significativa somente entre o *onset* do OI contralateral e ipsilateral ($p = 0,043$) de sujeitos saudáveis. No teste de Biering-Sorensen, sujeitos saudáveis apresentaram maior índice de co-contracção do OI/MU ($p = 0,006$) e amplitude de ativação do OI ($p = 0,019$), ambos do lado direito, quando comparados aos sujeitos com dor lombar. Não foram observadas diferenças entre os grupos para os indicadores de fadiga muscular ($p > 0,05$). Os resultados apontam que sujeitos saudáveis apresentam respostas assimétricas entre os lados do OI, enquanto sujeitos com dor lombar apresentam respostas simétricas, quando submetidos à perturbação postural. O aumento da co-contracção muscular do tronco pode ser a causa da simetria na ativação do OI. Já, durante o teste de Biering-Sorensen, esta amostra clínica diminuiu a ativação do OI e a co-contracção do OI/MU, do lado direito. Sugere-se que a

modulação da co-contracção dos músculos antagonistas do tronco de sujeitos com dor lombar recorrente seja diferente de sujeitos saudáveis e que as estratégias são modificadas de acordo com as características da tarefa, sendo que as que envolvem a provocação da fadiga muscular tendem a gerar diminuição da co-contracção; enquanto as de perturbação postural tendem a provocar respostas de maior rigidez do tronco.

Palavras-chave: Dor lombar. Ajustes posturais antecipatórios. Fadiga muscular. Contração muscular.

ABSTRACT

Previous studies show that people with recurrent low back pain have decreased intervertebral stiffness and, as a compensatory mechanism, increase muscle co-contraction of the trunk to restore stability. The constant trunk muscle hyperactivation may be the cause of lower muscular endurance of the erector spinae found in this population, as well as precede the modification of anticipatory postural adjustments. In this context, the objective of this study was to compare the pattern of trunk muscle activation between healthy subjects and subjects with recurrent low back pain, when perform the muscle fatigue provocation test of the erector spinae (Biering-Sorensen test) and postural disturbance test (shoulder flexion test). Nineteen subjects with recurrent low back pain (7 men, 12 women; 38.53 ± 8.12 years; 68.35 ± 12.18 kg; 1.66 ± 0.09 m) and 19 healthy subjects (7 men, 12 women; 40.42 ± 8.63 years; 69.57 ± 12.76 kg; 1.64 ± 0.07 m) participated in this study. The electromyographic signals from the internal oblique muscles (IO), rectus abdominis (RA), multifidus (MU) and lumbar iliocostalis (LI), all bilateral, were collected during the Biering-Sorensen test. For shoulder flexion test were collected electromyographic signals OI and bilateral MU, RA, LI and unilateral anterior deltoid, ipsilateral to dominant upper limb. The muscle onset was calculated for posture perturbation test. For the Biering-Sorensen test the slope of the median frequency of MU and LI; the Root Mean Square (RMS) of IO muscles, RA, MU and L; and the co-contraction index HI / MU and RA / IL were calculated. The RMS was normalized by the maximal voluntary isometric contraction. Subjects with low back pain showed faster response of the contralateral IO ($p = 0.016$) to the dominant upper limb compared to healthy subjects, in postural disturbance test. Comparing the sides, significant differences were found only between the contralateral and ipsilateral IO onset ($p = 0.043$) in healthy subjects. In the test Biering-Sorensen, healthy subjects showed higher co-contraction index IO/MU ($p = 0.006$) and IO activation amplitude ($p = 0.019$), both on the right side when compared to subjects with low back pain. There were no differences between groups for muscle fatigue indicators ($p > 0.05$). The results show that healthy subjects have asymmetrical responses between sides of IO, while subjects with low back pain have symmetrical responses when subjected to postural disturbance. The increase of the trunk muscle co-contraction can be the cause of symmetry in OI activation. However during the Biering-Sorensen test this clinical sample decreased activation IO and co-contraction of the IO/MU, the right side. It is suggested that the modulation of the co-contraction of antagonistic trunk muscles of subjects with recurrent low back pain is different from healthy subjects and strategies are modified

according to the characteristics of the task, and those involving the provocation of muscle fatigue tend to generate decrease in co-contraction; while postural disturbances tend to cause a greater stiffness of the trunk responses.

Key-words: Low back pain. Anticipatory postural adjustments. Muscle fatigue. Muscle contraction.

SUMÁRIO

	Páginas
1. APRESENTAÇÃO	9
2. INTRODUÇÃO	10
3. ARTIGOS.....	13
3.1. Artigo I	13
3.2. Artigo II	38
5. REFERÊNCIAS	57

1. APRESENTAÇÃO

Esta dissertação de mestrado foi desenvolvida no Laboratório de Avaliação Musculoesquelética da Faculdade de Filosofia e Ciências/UNESP – *Campus* de Marília, e é composta de introdução e dois artigos científicos. Em consonância com as regras do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias, os artigos foram redigidos de acordo com as normas dos periódicos: *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* e Revista Brasileira de Reumatologia. Assim, este material é composto pelas seguintes seções:

- **Introdução.**

- **Artigo I:** Estratégias de controle neuromuscular antagonista durante o teste de Biering-Sorensen em indivíduos com dor lombar recorrente e pessoas saudáveis.

Ângela Kazue Morita, Nise Ribeiro Marques, Marcelo Tavella Navega.

Artigo a ser submetido para *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*.

- **Artigo II:** Resposta antecipatória do oblíquo interno em pessoas saudáveis e indivíduos com dor lombar recorrente.

Ângela Kazue Morita, Nise Ribeiro Marques, Marcelo Tavella Navega.

Artigo a ser submetido para Revista Brasileira de Reumatologia.

2. INTRODUÇÃO

A dor lombar é uma síndrome frequente (DELITTO et al., 2012) e de natureza multifatorial (CANDOTTI et al., 2008; HEYDARI et al., 2010) que afeta 6,8% da população mundial em algum momento da vida (CANDOTTI et al., 2008). Trata-se de um importante problema de saúde mundial, com consequências sócio-econômicas significantes e está associada a altos custos, ausência no trabalho e comprometimento funcional (GARCIA et al., 2011; SUNG, 2013).

Estima-se que de 60 a 90% das pessoas apresentarão um episódio de lombar aguda ao longo de sua vida. Destes, 30% progredirão para uma disfunção dolorosa crônica (LADEIRA, 2011). Na maioria dos casos, o episódio de dor lombar aguda se resolve dentro de duas a quatro semanas (HIDES, JULL, RICHARDSON, 2001). Claramente, a probabilidade de recuperação nas condições crônicas é consideravelmente menor, comparada às condições agudas (GARCIA et al., 2011), o que torna necessário o desenvolvimento de estudos para a melhor compreensão e tratamento da dor lombar crônica.

Com base na história clínica e exame físico, pacientes com dor lombar podem ser classificados em 3 categorias: dor lombar inespecífica; dor lombar associada com radiculopatia ou estenose vertebral; dor lombar associada com outra causa específica relacionada à coluna. Não são recomendados a utilização de exames de imagem radiográficos (raio-x, tomografia computadorizada ou ressonância magnética), escaneamento ósseo, *spect*, discografia ou bloqueios neurais para o diagnóstico da dor lombar inespecífica, exceto nos casos em que há uma forte evidência de que haja uma causa específica (AIRAKSINEN et al., 2006; CHOU et al., 2007).

A dor lombar crônica inespecífica (DLCI) é definida como dor e disfunção que persistem por mais de 3 meses sem causa clara e específica (PINTO et al., 2011) e correspondem a mais de 85% dos casos de dor lombar (CHOU et al., 2007). Não existem evidências concretas quanto à presença ou ausência de relação causal entre achados radiográficos e DLCI (VAN TULDER et al., 1997). Uma minoria dos casos de dor lombar tem causas específicas, como hérnia de disco (4% dos casos), fratura compressiva (4%), espondilite anquilosante (0,3% a 5%), estenose vertebral (3%), câncer (0,7%) e síndrome da cauda equina (0,04%) (AIRAKSINEN et al., 2006).

A recomendação europeia para o manejo da DLCI (AIRAKSINEN et al., 2006) aponta como principais intervenções conservadoras a terapia cognitiva e comportamental, exercícios terapêuticos supervisionados e orientação educativa aos pacientes, abordando de modo

multidisciplinar os aspectos biopsicossociais desta síndrome. Além disso, sugeriu-se a necessidade de desenvolver ferramentas para melhorar a classificação e a identificação de subgrupos de pacientes com dor lombar e também, desenvolver formas de avaliar as capacidades física e funcional para compreender as relações entre disfunção relatada e comprometimento físico apresentados por esta população.

Neste sentido, os recursos de investigação da dor lombar foram aprimorados, entre eles destacam-se a eletromiografia, dinamometria (CANDOTTI et al., 2008; MCCOOK, VICENZINO e HODGES, 2009) e análise cinemática (BUTLER, HUBLEY-KOZEY e KOZEY, 2013). Estes recursos, geralmente, estão associados a testes clínicos, funcionais e de capacidade física e quantificam o desempenho dos sujeitos avaliados (NELSON-WONG e CALLAGHAN, 2010; BUTLER, HUBLEY-KOZEY e KOZEY, 2013). Ainda, questionários como o de Incapacidade Roland Morris (BUTLER, HUBLEY-KOZEY e KOZEY, 2013), *Oswestry Disability Index* e *Fear Avoidance Beliefs Questionnaire* (FABQ) (ABREU et al., 2008) foram aplicados para quantificar a capacidade funcional de sujeitos com dor lombar, as possíveis influências quanto à interpretação do estímulo doloroso no processo de recuperação e a eficácia autorrelatada dos procedimentos terapêuticos (AIRAKSINEN et al., 2006; DELITTO et al., 2012).

O desenvolvimento das pesquisas ao longo dos anos tornou evidente a relação entre estrutura muscular e dor lombar crônica e, atualmente, há um consenso de que os músculos desempenham papel fundamental nesta síndrome (O'SULLIVAN, TWOMEY e ALLISON, 1998; HEYDARI et al., 2010). Esta relação entre dor lombar e disfunção muscular justificaria o fato de exercícios físicos serem recomendados para sujeitos com DLCI, porém as revisões de literatura apontam a necessidade da melhora da qualidade metodológica para que as evidências sejam conclusivas (VAN MIDDELKOOP et al., 2011; WELLS et al., 2013).

Estudos pregressos apontaram que sujeitos com dor lombar apresentam menor resistência muscular localizada dos músculos eretores da espinha, comparados aos sujeitos sem dor lombar (TSUBOI, EGAWA e MIYAZAKI, 1994; GRANATA e SLOTA, 2004; CANDOTTI et al., 2008; HEYDARI et al., 2010). O teste de Biering-Sorensen associado à eletromiografia foi amplamente empregado nesta investigação por se tratar de um teste de fácil execução e baixo custo, além de empregar uma carga proporcional à capacidade física de cada indivíduo avaliado (NG, RICHARDSON e JULL, 2005; CANDOTTI et al., 2008; MANNION et al., 2011).

Estudos realizados previamente sugeriram que a alteração do controle dos músculos do tronco poderia favorecer o surgimento da DLCI, embora o mecanismo exato permaneça

não esclarecido (PANJABI, 1992; HALL et al., 2009; SCHINKEL-IVY, NAIRN e DRAKE, 2013).

Neste contexto, alguns estudos registraram que em sujeitos sem dor lombar, os ajustes posturais antecipatórios estavam presentes, por meio da ativação dos músculos transversos do abdômen e oblíquo interno, previamente à perturbação gerada pelo movimento de elevação do membro superior. Já sujeitos com dor lombar apresentaram atrasos significativos na ativação destes músculos durante a mesma tarefa (HODGES e RICHARDSON, 1996, 1999). Esses autores sugeriram que a função estabilizadora proporcionada pelos músculos profundos estaria comprometida na presença de dor lombar e a não resolução desta disfunção muscular seria responsável pelas recidivas da dor, tornando-a crônica (HODGES e RICHARDSON, 1996; MASSÉ-ALARIE et al., 2012; VASSELJEN et al., 2012; LOMOND et al., 2015).

Outros estudos encontraram um aumento na co-contração dos músculos antagonistas flexores e extensores do tronco em sujeitos com dor lombar (NELSON-WONG e CALLAGHAN, 2010; BUTLER, HUBLEY-KOZEY e KOZEY, 2013; OOMEN, REEVES e PRIESS, 2015). Este mecanismo foi considerado uma adaptação funcional para garantir a estabilidade do tronco e reduzir a sua amplitude de movimento, tornando-o mais rígido e menos susceptível às lesões (VAN DIEËN, 2003; GRANATA e SLOTA, 2004; FREDDOLINI, STRIKE e LEE, 2014).

Nesse sentido, novos estudos podem contribuir para a compreensão das estratégias musculares adaptativas encontradas em pessoas com DLCI. A identificação de fatores modificáveis, sejam causais ou que contribuam para a manutenção dos sintomas, em pacientes com dor lombar podem corroborar para a seleção de intervenções terapêuticas mais eficazes no processo de reabilitação.

3. ARTIGOS

3.1. Artigo I – Regidido conforme as normas da *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*.

Estratégias de controle neuromuscular antagonista durante o teste de Biering-Sorensen em indivíduos com dor lombar recorrente e pessoas saudáveis.

Ângela Kazue Morita¹, Nise Ribeiro Marques², Marcelo Tavella Navega³.

1. Aluna de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias do Instituto de Biociências – Unesp – *Campus* de Rio Claro. Avenida 24 A, nº 1515. Bairro: Bela Vista. CEP: 13506-900 - Rio Claro/SP, Brasil.

2. Professora Doutora do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Filosofia e Ciências – Unesp – *Campus* de Marília. Av. Hygino Muzzi Filho, 737. Bairro: Mirante. CEP: 17.525-000 – Marília/SP, Brasil.

3. Professor Livre Docente do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias do Instituto de Biociências – Unesp – *Campus* de Rio Claro. Avenida 24 A, nº 1515. Bairro: Bela Vista. CEP: 13506-900 - Rio Claro/SP, Brasil.

Professor Livre Docente do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Filosofia e Ciências – Unesp – *Campus* de Marília. Av. Hygino Muzzi Filho, 737. Bairro: Mirante. CEP: 17.525-000 – Marília/SP, Brasil.

Endereço para correspondência:

Centro de Estudos da Educação e da Saúde – CEES/Unesp. Avenida Vicente Ferreira, 1278 –
Bairro Cascata. CEP 17515-901. Marília/SP – Brasil

E-mail: angela.morita@yahoo.com.br

Telefone: 55 (014) 3402-1320 Fax: 55 (014) 3433-0231

RESUMO

CONTEXTUALIZAÇÃO: indivíduos com dor lombar recorrente aumentam a co-contração muscular do tronco para compensar a instabilidade lombar. A hiperativação muscular do tronco associada à fadiga muscular dos eretores da espinha podem causar a recidiva dos sintomas.

OBJETIVOS: comparar o padrão de ativação dos músculos agonistas e antagonistas do tronco e as manifestações mioelétricas da fadiga muscular, entre sujeitos com e sem dor lombar recorrente inespecífica, durante a provocação da fadiga dos eretores da espinha.

MÉTODOS: participaram do estudo 19 sujeitos com dor lombar recorrente, de causa inespecífica (7 homens, 12 mulheres, 38.53 ± 8.12 anos, 68.35 ± 12.18 kg, 1.66 ± 0.09 m), e 19 sujeitos saudáveis (7 homens, 12 mulheres, 40.42 ± 8.63 anos, 69.57 ± 12.76 kg, 1.64 ± 0.07 m). O sinal eletromiográfico dos músculos oblíquo interno, multífido lombar, reto abdominal e iliocostal lombar, bilaterais, foram captados durante a execução do teste de Biering-Sorensen.

RESULTADOS: o grupo sem dor lombar apresentou maior índice de co-contração do oblíquo interno/multífido lombar ($p = 0.006$) e amplitude de ativação do oblíquo interno ($p = 0.019$), ambos do lado direito, quando comparado ao grupo experimental. Não foram observadas diferenças entre os grupos para os indicadores de fadiga muscular ($p > 0.05$).

CONCLUSÃO: os achados do presente estudo demonstraram que sujeitos com dor lombar apresentam menor recrutamento dos músculos abdominais profundos, diante da provocação da fadiga dos eretores da espinha, quando comparados aos saudáveis. Contudo, não houve diferença entre os sujeitos com e sem dor lombar para os indicadores de fadiga muscular, o que pode apontar que ambos os grupos são semelhantes quanto à capacidade dos eretores da espinha em resistir à fadiga.

Palavras-chaves: muscle contraction, muscle fatigue, electromyography, low back pain, abdominal muscles.

1. INTRODUÇÃO

A estabilização intervertebral é garantida por três subsistemas interdependentes: muscular ou ativo; articular ou passivo; e neural. A função do sistema de estabilização é redistribuir e dissipar as forças atuantes, de maneira instantânea, quando há mudanças na postura ou cargas externas estáticas ou dinâmicas [1,2].

A disfunção dos subsistemas, decorrente da dor ou lesão, pode comprometer a habilidade do sistema neuromuscular em receber e executar comandos neurais, coordenar, adequar e fornecer respostas precisas sobre a tensão muscular. A instabilidade é caracterizada pela perda da rigidez articular [3], que leva a ocorrência de movimentos intervertebrais excessivos e danos ainda maiores nos elementos neurais e estruturas passivas [2,4]. As consequências da instabilidade tornam necessário um comportamento muscular adaptativo, por meio do aumento da co-contração dos músculos do tronco [4].

A co-contração é definida como a ativação simultânea e deliberada de dois grupos musculares antagonistas com o objetivo de estabilizar a articulação [5]. Em um sistema de controle íntegro, a estratégia do aumento da contração agonista-antagonista dos músculos do tronco não é necessária em todas as atividades [6]. Estudos pregressos sobre o padrão de ativação neuromuscular encontraram maior co-contração dos músculos flexores e extensores lombares [7-10], além de maior coeficiente de rigidez do tronco [11,12] em pessoas com dor lombar, ao executarem diferentes tarefas, quando comparadas aos participantes saudáveis. Esta estratégia adaptativa tem o objetivo de aumentar a estabilidade do tronco e diminuir a sua amplitude de movimento, evitando a piora ou surgimento da dor e novas lesões [1,4,10].

Além das alterações de ativação muscular, alguns estudos sugerem que a causa da dor lombar pode estar relacionada à menor resistência muscular localizada dos eretores da

espinha, uma vez que esta população clínica apresenta manifestações precoces da fadiga muscular, quando comparada às pessoas saudáveis, ao serem testadas [13-15].

O teste de Biering-Sorensen é um instrumento de avaliação da resistência muscular dos eretores da espinha, amplamente utilizado na investigação da fadiga muscular de pessoas com dor lombar [13,14,16,17]. Neste teste, a resistência é gerada pela massa corporal do indivíduo, sujeitando todos os avaliados a uma carga similar e proporcional a sua força. É considerado um dos testes mais apropriados para populações clínicas, além do baixo custo e fácil execução [17,18].

A fadiga muscular pode alterar o mecanismo de controle neuromuscular e afetar a rigidez produzida pela contração ativa dos músculos que sustentam a coluna [1], assim como, a constante hiperativação muscular do tronco, decorrente do aumento da co-contração, poderia ser a causa da menor resistência dos eretores da espinha [9]. Estas alterações podem contribuir para recorrência da dor lombar, visto que, mesmo em pacientes assintomáticos, os níveis de co-contração não são normalizados [7,9]. O melhor entendimento das alterações neuromusculares envolvidas na dor lombar recorrente poderia aprimorar as condutas terapêuticas para o seu tratamento.

Na tentativa de colaborar com novas evidências sobre a possível relação entre resistência muscular localizada dos eretores da espinha e modulação da co-contração muscular do tronco, o presente estudo teve o objetivo de comparar o padrão de ativação (co-contração e ativação) dos músculos agonistas e antagonistas do tronco, entre pessoas com e sem dor lombar, ao se provocar a fadiga muscular localizada dos eretores da espinha. O segundo objetivo deste estudo foi comparar as manifestações mioelétricas da fadiga muscular, entre pessoas com e sem dor lombar. Esperava-se que sujeitos com dor lombar sejam menos resistentes à fadiga muscular dos eretores da espinha, em comparação às pessoas saudáveis. Ainda, esperava-se que o desencadeamento da fadiga muscular provoque maiores níveis de

co-contração dos músculos avaliados, assim como maiores valores de ativação muscular em indivíduos com dor lombar, em comparação aos participantes saudáveis.

2. MÉTODOS

2.1. Participantes.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local (processo número: 0948/2014) e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Participaram desta pesquisa, 38 indivíduos sedentários, divididos em dois grupos: grupo controle, formado por 19 participantes saudáveis, com idades entre 27 e 53 anos; grupo experimental, formado por 19 participantes com dor lombar recorrente inespecífica, com idades entre 26 e 56 anos. Em ambos os grupos, o número de mulheres (12) e homens (7) foram os mesmos. As amostras foram homogêneas quanto às características antropométricas (Tabela 1). Todos os participantes foram recrutados de dentro de uma universidade e de uma clínica escola da comunidade. Para participar do estudo, os voluntários não poderiam apresentar dor lombar de causa específica; obesidade ($\text{IMC} \geq 30 \text{ Kg.m}^2$); deformidades vertebrais que acarretassem perda de função; histórico de cirurgia lombar; histórico de doença neuromuscular ou articular; incapacidade para compreender e executar as tarefas; gestação atual ou parto que tenha ocorrido nos 6 meses prévios à participação do estudo; e presença de outra patologia dolorosa crônica. O grupo experimental foi composto por participantes que relataram pelo menos 2 episódios de dor lombar nos 3 meses prévios à avaliação do estudo, além de apresentarem-se aptos para a realização dos testes. Foram incluídos no grupo controle indivíduos que não apresentaram dor lombar nos últimos 12 meses. Uma avaliação clínica foi realizada para identificar os fatores de não inclusão deste estudo.

2.2. Procedimentos

Os procedimentos para coleta de dados foram realizados em uma única visita ao ambiente de coleta. Inicialmente, foram registrados os dados referentes às variáveis antropométricas e a caracterização do sintoma álgico (frequência e gravidade). A intensidade da dor foi quantificada por meio da escala visual analógica (EVA), em que 0 cm corresponde à ausência de dor e 10 cm, à pior dor possível [7]. O Questionário de Incapacidade Rollad Morris foi aplicado para avaliar a capacidade funcional dos participantes com dor lombar. Os resultados podem variar entre 0 a 24, sendo que zero corresponde à ausência de incapacidade e 24 a uma incapacidade severa causada pela dor lombar [7]. O *Fear Avoidance Beliefs Questionnaire* (FABQ) abordou os aspectos cognitivos comportamentais, como o medo, as crenças e os comportamentos de evitação dos indivíduos com dor lombar em relação à atividade física e trabalho. O escore obtido na subescala do FAB-*Work* varia de 0 a 42 pontos e na subescala do FABQ-*Physical* varia de 0 a 24 pontos, e quanto maior o escore, mais negativa é a percepção da influência da dor lombar sobre estes domínios [19].

2.3. Eletromiografia

Eletrodos retangulares duplos (Ag/AgCl) de superfície e autoadesivos (3M do Brasil, Sumaré, BRA), com área de 1 cm² e distância inter-eletrodo de 2 cm, foram posicionados, bilateralmente, ao longo das fibras dos músculos: oblíquo interno (OI), 2 cm inferior e medial às espinhas ilíacas ântero-superiores [20]; fibras superiores do reto abdominal (RA), 3 cm acima do cicatriz onfálica e 2 cm laterais à linha média [21]; multífido lombar (MU), ao nível do processo espinhoso de L5, sobre a linha formada pela espinha ilíaca pósterio-superior e o espaço intervertebral de L1 e L2; e iliocostal lombar (IL), a um dedo de largura medial e paralelo à linha formada pela espinha ilíaca pósterio-superior e o ponto mais inferior da 12^a costela, ao nível do processo espinhoso de L2 [22].

A superfície cutânea foi previamente preparada por meio da tricotomia e aplicação de álcool, sobre a pele limpa, com uso de uma gaze, para reduzir a impedância da pele [22].

Os sinais biológicos foram captados por meio do eletromiógrafo de modelo EMG 830C (EMG System do Brasil, São José dos Campos, BRA) de 8 canais, software EMG Lab (EMG System do Brasil, São José dos Campos, BRA), programado com frequência de amostragem de 2000 Hz e ganho total de 2000 vezes (20 vezes no eletrodo e 100 vezes no equipamento). O módulo de rejeição comum do equipamento era maior do que 100 dB, a impedância do sistema igual a 109 Ohms e taxa de ruído do sinal menor do que 3 μ V.

2.4. Contração isométrica voluntária máxima

As contrações isométricas voluntárias máximas (CIVM) dos músculos flexores, rotadores e extensores do tronco foram repetidas 3 vezes cada, com duração de 4 s e repouso de 2 minutos [23]. Para os testes de flexão e rotação de tronco para a direita e esquerda, os participantes foram posicionados sentados em uma cadeira adaptada para o teste, com os pés e o tronco fixados por meio de faixas de velcro (Figura 1). No teste de flexão, o participante deveria tentar flexionar o tronco superior, no plano sagital, contra a resistência oferecida pelo velcro, posicionado abaixo da altura das axilas. No teste de rotação, foi solicitado ao participante que realizasse a rotação do tronco no plano horizontal, contra a resistência oferecida pelo velcro, posicionado obliquamente sobre o tronco. No teste de extensão, os participantes foram posicionados em decúbito ventral, com a pelve e os membros inferiores fixados por cintos sobre uma maca de avaliação. Foi solicitado ao participante que estendesse o tronco no plano sagital contra a resistência oferecida pelo velcro, localizada abaixo da altura das axilas.

2.5. Teste de Biering-Sorensen

Para a realização deste teste, os participantes foram posicionados em decúbito ventral, com a borda superior da crista ilíaca posicionada no limite superior de um suporte de madeira e o tronco apoiado sobre uma superfície removível (Figura 2A). A pelve e os membros inferiores foram fixados por meio de cintos presos na região média do músculo glúteo máximo e adjacentes às articulações dos joelhos e tornozelos [13]. Almofadas foram utilizadas sob as espinhas ilíacas e as pernas para proporcionar melhor conforto e estabilidade. Ao iniciar o teste, o apoio sob o tronco foi removido e os participantes foram orientados a cruzarem os membros superiores à frente do tórax e a realizarem a extensão do tronco até a amplitude máxima confortável (Figura 2B). A suspensão do tronco deveria ser mantida pelo máximo de tempo possível, até atingir a exaustão [14]. Os participantes foram encorajados verbalmente para obterem o desempenho máximo e o tempo foi registrado por um cronômetro, enquanto o sinal eletromiográfico era coletado.

2.6. Análise de dados

O sinal eletromiográfico foi processado em ambiente Matlab (Mathworks®, Natick, USA) por meio de um filtro *Butterworth* passa-banda de 20 a 500 Hz e filtro *notch* de 60Hz.

A análise do sinal eletromiográfico foi realizada no domínio do tempo, por meio do valor de *Root Mean Square* (RMS), e no domínio da frequência, com base na Frequência Mediana (FM), utilizando a Transformada Rápida de *Fourier*. Para o cálculo do RMS e da FM foram utilizadas janelas móveis de 1 s com *overlap* de 0,5 s. Os valores de RMS foram normalizados pelo valor da CIVM.

A fadiga muscular foi analisada por meio do *slope* da FM, que se trata do coeficiente de inclinação da reta de regressão linear dos valores de FM encontrados ao longo do teste de Biering-Sorensen.

O percentual de co-contracção foi calculado utilizando a seguinte equação:

$$\% \text{ Co-contracção} = 2 \times \frac{\text{Área Comum A \& B}}{\text{Área A} + \text{Área B}} \times 100$$

onde, % Co-contracção é o percentual de co-contracção entre dois músculos antagonistas; área A é a curva suavizada da atividade eletromiográfica do músculo A; área B é a curva suavizada da atividade eletromiográfica do músculo B; área comum entre A&B é a curva comum da atividade eletromiográfica do músculo A e do músculo B [24]. Para a obtenção da curva suavizada, o sinal eletromiográfico foi retificado pelo método de onda completa e suavizado utilizando um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 6Hz.

Os pares de músculos antagonistas foram formados de acordo com a sua função. Por serem considerados estabilizadores profundos do tronco, o MU foi analisado junto ao OI [25-29] e o segundo agrupamento foi formado pelo IL e RA, pois são músculos superficiais e executam função dinâmica [25,27].

2.7. Análise estatística

A análise estatística foi realizada no pacote estatístico PASW *Statistics* 18(SPSS inc.). A normalidade dos dados foi testada por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. As variáveis com distribuição normal foram comparadas entre os grupos por meio do teste *t-Student* para amostras independentes. As variáveis com distribuição não-normal foram comparadas entre os grupos por meio do teste de *Mann-Whitney*. O nível de significância foi ajustado em $p < 0.05$.

3. RESULTADOS

3.1. Caracterização do grupo experimental.

Os sujeitos do grupo com dor lombar relataram apresentar esta disfunção dolorosa há 9.11 ± 7.83 anos (variação de 1 a 25 anos), e entre estes, 15.78% necessitaram de atendimento médico e 26.31 % fizeram uso de medicação, por causa da lombalgia. A intensidade média da dor lombar, mensurada pela EVA no momento da avaliação, foi de 2.23 ± 2.86 cm. O Questionário de Incapacidade Rolland Morris obteve pontuação média de 3.21 ± 2.55 pontos, que representa 13.37 % da sua pontuação máxima. A subescala trabalho do FABQ foi pontuada em 10.78 ± 10.17 pontos e a subescala atividade física foi pontuada em 10.26 ± 8.38 pontos.

3.2. Teste de resistência: desempenho e variáveis eletromiográficas.

Não foi encontrada diferença significativa ($p= 0.38$) entre os grupos para o tempo de manutenção do teste de Biering-Sorensen. O grupo experimental e o controle atingiram, em média, $97.31 (\pm 37.11)$ s e $111.68 (\pm 59.88)$ s, respectivamente.

Foram encontradas diferenças significativas, entre os grupos controle e experimental, para as variáveis RMS normalizado do músculo OI do lado direito ($p= 0.019$) e índice de co-contracção OI/MU, também para o lado direito ($p= 0.006$). Para ambas as variáveis, o grupo controle obteve maior valor médio em comparação ao experimental (Tabelas 2 e 3).

Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para o comportamento da FM dos eretores da espinha, obtidos ao longo do teste de Biering-Sorensen (Tabela 4).

4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar o padrão de ativação dos músculos agonistas e antagonistas do tronco, ao se induzir a fadiga muscular localizada dos eretores da espinha, entre pessoas saudáveis e sujeitos com dor lombar recorrente inespecífica, bem como, comparar as manifestações mioelétricas da fadiga muscular entre estes grupos. Os resultados demonstraram que pessoas saudáveis tiveram maior ativação do OI direito, assim como, índices mais elevados de co-contração dos músculos OI e MU do lado direito, quando comparadas aos sujeitos com dor lombar. Não foram observadas diferenças significativas entre os grupos quanto ao comportamento (*slope*) da FM dos músculos flexores e extensores do tronco, na presença de fadiga dos eretores da espinha. Os achados apresentados contrariam as hipóteses previamente estabelecidas, visto que era esperado maior co-contração dos músculos analisados e menor resistência muscular localizada dos eretores da espinha em sujeitos com dor lombar.

4.1. Fadiga muscular dos eretores da espinha

Apesar da premissa de que sujeitos com dor lombar crônica apresentam menor resistência muscular localizada dos eretores da espinha, em comparação às pessoas saudáveis [13-15], alguns estudos [16,30,31], com metodologia semelhante ao presente trabalho, também não encontraram diferenças quanto à fadiga muscular, entre os grupos com e sem dor lombar.

Os protocolos de avaliação utilizados parecem influenciar os resultados. Estudos que empregaram protocolos com carga adicional aos eretores lombares, referente a uma porcentagem da CIVM de extensão do tronco, e tempo pré-definido de até 120 s [13] encontraram menor resistência de algum músculo eretor lombar no grupo experimental,

quando comparado ao controle [13-15]. Já protocolos que consideraram a exaustão voluntária como critério de interrupção do teste de Biering-Sorensen, como o utilizado no presente estudo, não obtiveram diferenças entre os grupos controle e experimental, para as variáveis eletromiográficas analisadas [16,30,31].

Embora a principal justificativa da menor resistência muscular ser fundamentada no predomínio de fibras do tipo II nos eretores da espinha de pessoas com dor lombar, a análise por meio da histomorfometria não revelou diferenças entre sujeitos saudáveis e com dor lombar, quanto à proporção do número de fibras ou da área ocupada pelas fibras do tipo I e II [16]. No presente estudo, selecionamos o critério de exaustão pelo fato da manutenção prolongada da posição do teste exigir maior atividade das fibras do tipo I, caracterizadas por serem mais resistentes à fadiga muscular localizada [32].

Assim, sugere-se que sujeitos com dor lombar recorrente e de causa inespecífica, sedentários e com baixos escores para dor e incapacidade funcional não sejam diferenciados dos sujeitos saudáveis quanto à capacidade dos eretores da espinha em resistir à fadiga, ao executarem o teste de Biering-Sorensen até a exaustão voluntária. Propõe-se que para esta população clínica, a investigação da fadiga muscular por meio do teste de Biering-Sorensen necessita de uma carga adicional contra os eretores da espinha.

4.2. Co-contração dos músculos antagonistas do tronco

A dor recorrente e as lesões teciduais da coluna lombar limitam a participação das estruturas posteriores do tronco em proporcionar rigidez, tornando a coluna instável [33]. Em tarefas que não envolvem a provocação da fadiga muscular do tronco, sujeitos com dor lombar são caracterizados por adotarem o mecanismo compensatório de aumento da ativação e da co-contração dos músculos do tronco em níveis mais elevados do que pessoas saudáveis [7-10]. Já na tarefa executada no presente estudo, que envolve a provocação da fadiga dos

músculos localizados na região da dor, não provocou a mesma compensação, visto que o aumento da co-contracção e da activação do antagonista foi inferior no grupo com dor lombar, em comparação aos saudáveis.

Embora a activação muscular antagonista produza uma força de direcção oposta aos músculos agonistas, e isto aparentemente venha a desfavorecer a acção agonista e parecer prejudicar o tempo de sustentação da tarefa de resistir à fadiga, uma quantidade mínima de activação antagonista é necessária para otimizar a produção de torque dos músculos agonistas. Para esta finalidade, em sujeitos saudáveis, a co-contracção é modulada constantemente pelo sistema nervoso central, com o objetivo de equilibrar as forças opostas geradas pelos músculos agonistas e antagonistas do tronco, durante toda a tarefa, a fim de favorecer a sua execução [5].

Os resultados do presente estudo relacionados ao aumento da activação antagonista no grupo controle corroboram com os achados de Granata e Slota [1]. Os autores verificaram que, ao provocar a fadiga dos eretores da espinha, por meio de levantamentos sucessivos de peso, ocorreu um aumento significativo da actividade eletromiográfica dos músculos abdominais. A ocorrência de fadiga dos eretores da espinha modificaria a rigidez muscular do tronco e prejudicaria a capacidade deste agrupamento muscular em estabilizar a coluna vertebral. Caso a fadiga não seja severa, o recrutamento compensatório do antagonista bastaria para restaurar a estabilidade. Apesar de este mecanismo contribuir para aumentar a carga de compressão vertebral e aumentar os riscos de lesão, em sistemas íntegros, o aumento concomitante da estabilidade é superior ao aumento da sobrecarga produzida sobre a coluna [34].

Em relação aos achados sobre o OI, evidências apontaram que o transversos do abdômen e a porção inferior do OI estabilizam a coluna lombar e a pelve por meio do tensionamento da fáscia toracolombar e aumento da pressão intra-abdominal, tornando a

coluna mais rígida [20,29,35-38]. A fáscia toracolombar une as bainhas aponeuróticas dos músculos abdominais profundos com a bainha que envolve o MU, IL e longuíssimo [29]. A união anatômica do OI e MU poderia justificar a maior co-contração entre estes músculos e, apesar da diferença ser significativa entre os grupos apenas para o lado direito, a co-contração para o lado esquerdo também foi maior no grupo controle.

Além da relação cinesiológica acima apresentada, outro argumento baseia-se na modulação da ativação muscular em resposta à demanda da tarefa. Um estudo encontrou que em atividades que exigem esforços submáximos, como o necessário para executar o teste de Biering-Sorensen (40-50% da CIVM de extensão do tronco), o recrutamento dos músculos abdominais profundos é suficiente para proporcionar estabilidade e que somente as atividades que exigem força muscular máxima requerem o recrutamento dos músculos superficiais [6].

A diferença encontrada apenas para o lado direito poderia ter relação com a assimetria no tempo de ativação entre os lados do OI, observada nos ajustes posturais antecipatórios de pessoas saudáveis [39-41]. A maior responsividade do OI direito às perturbações posturais poderia estar associada com a sua maior ativação no teste de Biering-Sorensen. Uma segunda suposição seria uma possível tendência à rotação do tronco durante a execução do teste.

Em relação à população com dor lombar, muitos estudos apontam alterações no padrão de ativação dos músculos abdominais profundos, tais como atraso no tempo de ativação [20,35,36], menor ativação automática em posturas instáveis [38] ou em variações posturais [42], quando comparada aos sujeitos saudáveis, além de melhora clínica ao treinar a contração seletiva destes músculos [25,26]. O possível prejuízo da ativação isolada dos músculos abdominais profundos poderia ser causada pelo aumento generalizado da co-contração muscular do tronco, que afetaria o recrutamento muscular seletivo [4].

A diminuição da ativação dos músculos antagonistas do tronco também foi observada ao se provocar a instabilidade lombar imediata, por meio do alongamento estático e de longa

duração (10 minutos) das estruturas posteriores do tronco [33]. Constatou-se que na presença de instabilidade, até mesmo em tarefas isométricas submáximas de curta duração (10s), dos flexores e extensores do tronco, a estratégia utilizada foi de diminuir a ativação dos antagonistas. Em situações de instabilidade crônica, este seria o mecanismo adotado em tarefas que demandam resistência muscular por maior período de tempo.

Os resultados do presente estudo contribuem com evidências que apontam que as estratégias selecionadas pelo controle neuromuscular, com o objetivo de regular a rigidez do tronco, são diferenciadas na presença de dor lombar e que estas estratégias não são fixas, e pelo contrário, variam conforme as características da tarefa. Segundo alguns autores [34], a estratégia de aumentar a ativação do antagonista parece ser determinada pelo risco de lesão envolvido na tarefa, em que atividades com alta sobrecarga sobre o tecido vertebral fazem com que haja uma diminuição da co-ativação a fim de reduzir a carga adicional produzida pela contração muscular. Neste sentido, o teste de Biering-Sorensen poderia impor aos sujeitos com dor lombar uma sobrecarga suficiente, em que aumentar a ativação do antagonista não seria vantajoso em um sistema instável.

O presente trabalho apresenta como limitação não ter considerado a localização da dor lombar para análise. Seriam necessárias amostras maiores de sujeitos com dor lombar bilateral e unilateral para que uma análise mais específica pudesse ser realizada, considerando a influência da localização do sintoma álgico sobre as manifestações eletromiográficas. Sugere-se que os próximos estudos incluam a análise dos músculos dos membros inferiores que possam contribuir com o desempenho no teste de Biering-Sorensen, assim como, controlem a rotação do tronco.

5. CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que, durante o teste de avaliação da resistência muscular localizada dos eretores da espinha, sujeitos com dor lombar apresentam menor ativação do OI e menor índice de co-contração OI/MU, observados somente no lado direito, em comparação aos sujeitos saudáveis. A demanda do teste de Biering-Sorensen até a exaustão tornou necessário o recrutamento do oblíquo interno, em sistemas de controle neuromuscular íntegro, enquanto esta estratégia não foi observada no grupo com dor lombar. Ainda, os indicadores de fadiga muscular não apontaram diferenças entre os grupos com e sem dor lombar, o que poderia indicar que ambos os grupos sejam semelhantes quanto à capacidade dos eretores da espinha em resistir à fadiga, ao executarem o teste de Biering-Sorensen até a exaustão voluntária.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Granata KP, Slota GP. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors*. 2004; 46(1): 81-91.
2. Panjabi MM. The stabilizing System of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992; 5(4): 383-89.
3. Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *Eur J Radiol*. 2013; 82(1): 118-26.
4. Van Dieen JH, Selen LPJ, Cholewicki J. Trunk muscle activation on low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003; 13(4): 333-51.
5. Duchateau J, Baudry S. The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014; 24(6): 780-8.

6. Mccook, D.T.; Vicenzino, B.; Hodges, P.W. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(5): 754-62.
7. Butler HL, Hubley-Kozey CL, Kozey JW. Changes in electromyographic activity of trunk muscles within the sub- acute phase for individuals deemed recovered from a low back injury. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(2): 369-77.
8. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(4): 778-86.
9. D'Hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall H, Macdonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; .23(1): 173–81.
10. Freddolini M, Strike S, Lee RYW. The role of trunk muscles in sitting balance control in people with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014; 24(6): 947-53.
11. Hodges P, van den Hoorn W, Dawson A, Cholewicki J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J Biomech.* 2009; 42(1): 61-6.
12. Freddolini M, Strike S, Lee RYW. Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. *Hum Mov Sci.* 2014; 36: 70-9.
13. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1994; 69(4): 361-6.
14. Candotti CT, Loss JF, Pressi AMS, Castro FAS, Torre ML, Melo MO, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Phys Ther.* 2008; 88(9): 1061-67.

15. Heydari A, Nargol AVF, Jones APC, Humphrey AR, Greenough CG. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain. *Eur Spine J.* 2010; 19(7): 1145–52.
16. Crossman K, Mahon M, Watson PJ, Oldham JA, Cooper RG. Chronic low back pain-associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined "adverse" fiber-type composition. *Spine.* 2004; 29(6): 628-34.
17. Ng JKF, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther.* 1997; 77(9): 954-61.
18. Mannion AF, O’Riordan D, Dvorak J, Masharawi Y. The relationship between psychological factors and performance on the Biering-Sorensen back muscle endurance test. *Spine J.* 2011; 11(9): 849-57.
19. Abreu AM, Faria CDCM, Cardos SMV, Teixeira-Salmela LF. Versão brasileira do Fear Avoidance Beliefs Questionnaire. *Cad Saúde Pública.* 2008; 24(3): 615-23.
20. Massé-Alarie H, Flamand VH, Moffet H, Schneider C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res.* 2012; 218(1): 99-109.
21. Clark KM, Holt LE, Sinyard J. Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *J Strenght Cond Res.* 2003; 17(3); 475-83.
22. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Stegeman DF, et al. Recommendations for sensor locations on individual muscles. *Senian.* [Acesso em: 20 set. 2013]. Disponível em:< <http://www.seniam.org> >.
23. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010; 20(1): 10-6.

24. Candotti CT, Carvalho KV, La Torre M, Noll M, Varella M. Ativação e co-contração dos músculos gastrocnêmio e tibial anterior na marcha de mulheres utilizando diferentes alturas de saltos. *Rev Bras Cienc Esporte*. 2012; 34(1); 27-39.
25. O'Sullivan PB, Twomey L, Allison GT. Abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998; 27(2): 114-24.
26. Hides JA, Jull GA, Richardson CA. Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine*. 2001; 26(11): 243–8.
27. Hall L, Tsao H, Macdonald D, Coppieters M, Hodges PW. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009; 19(5):763–77.
28. Hides J, Stanton W, Mendis MD, Sexton M. The relationship of transversus abdominis and lumbar multifidus clinical muscle tests in patients with chronic low back pain. *Man Ther*. 2011; 16(6): 573-7.
29. Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L, Schleip R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *J Anat*. 2012; 221(6): 507–36.
30. Pitcher MJ, Behm DG, Mackinnon SN. Neuromuscular fatigue during a modified Biering-Sørensen test in subjects with and without low back pain. *J Sports Sci Med*. 2007; 6(4): 549-59.
31. Beneck GJ, Baker LL, Kulig K. Spectral analysis of EMG using intramuscular electrodes reveals non linear fatigability characteristics in persons with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013; 23(1):70-7.
32. Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol*. 1986; 60(4): 1179-85.

33. Lee N, Kang H, Shin G. Use of antagonist muscle EMG in the assessment of neuromuscular health of the low back. *J Physiol Anthropol*. 2015; 34(1): 6p.
34. Granata KP, Marras WS. Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*. 2000; 25(11): 1398-404.
35. Hodges P, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine*. 1996; 21(22): 2640-50.
36. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999; 80(9): 1005-12.
37. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Man Ther*. 1999; 4(2): 71-86.
38. Rasouli O, Arab AM, Amiri M, Jaberzadeh S. Ultrasound measurement of deep abdominal muscle activity in sitting positions with different stability levels in subjects with and without chronic low back pain. *Man Ther*. 2011; 16: 388-393.
39. Morris SL, Lay B, Allison GT. Transversus abdominis is part of a global not local muscle synergy during arm movement. *Hum Mov Sci*. 2013; 32(5):1176-85.
40. Davarian S, Maroufi N, Ebrahimi E, Parnianpour M, Farahmand F. Normal postural responses preceding shoulder flexion: co-activation or asymmetric activation of transversus abdominis? *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2014; 27(4): 545-51.
41. Massé-Alarie H, Beaulieu LD, Preuss R, Schneider C. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait Posture*. 2015; 41(2): 440-7.
42. Miura T, Yamanaka M, Ukishiro K, Tohyama H, Saito H, Samukawa M et al. Individuals with chronic low back pain do not modulate the level of transversus abdominis muscle contraction across different postures. *Man Ther*. 2014; 19(6): 534-40.

TABELAS

Tabela 1. Dados antropométricos (média $\pm$ desvio padrão).

Variáveis	Grupo Controle (n= 19)	Grupo com dor lombar (n= 19)	p
Idade (anos)	40.42 $\pm$ 8.63	38.53 $\pm$ 8.12	0.491
Massa corporal (Kg)	69.57 $\pm$ 12.76	68.35 $\pm$ 12.18	0.765
Estatura (m)	1.64 $\pm$ 0.07	1.66 $\pm$ 0.09	0.370
IMC (Kg/m ²)	25.74 $\pm$ 3.87	24.52 $\pm$ 3.18	0.296

IMC= Índice de Massa Corporal.

Tabela 2. Comparação dos valores do RMS normalizado (%) obtidos durante o teste de Biering-Sorensen (média $\pm$ desvio padrão).

Músculo	Grupo Controle	Grupo Experimental	p
OI D	61.65 $\pm$ 40.05	34.63 $\pm$ 26.27	0.019*
OI E	24.31 $\pm$ 20.02	28.48 $\pm$ 23.10	0.555
RA D	30.94 $\pm$ 29.59	38.90 $\pm$ 31.17	0.425
RA E	33.83 $\pm$ 28.64	31.39 $\pm$ 26.96	0.789
MU D	103.44 $\pm$ 28.04	105.38 $\pm$ 31.82	0.843
MU E	101.14 $\pm$ 19.50	104.64 $\pm$ 28.22	0.659
IL D	100.89 $\pm$ 38.29	94.45 $\pm$ 28.53	0.561
IL E	97.34 $\pm$ 31.02	93.48 $\pm$ 29.52	0.697

OI= oblíquo interno; RA= reto abdominal; MU= multífido lombar; IL= iliocostal lombar; D= direito; E= esquerdo. * p < 0.05.

Tabela 3. Comparação dos índices de co-contracção (%) obtidos durante o teste de Biering-Sorensen (média $\pm$ desvio padrão).

Músculos	Grupo Controle	Grupo Experimental	p
OI/MU D	38.37 $\pm$ 16.62	24.59 $\pm$ 11.76	0.006*
OI/MU E	33.05 $\pm$ 15.20	26.97 $\pm$ 13.08	0.093
RA/IL D	19.07 $\pm$ 10.11	20.37 $\pm$ 15.31	0.630
RA/IL E	22.41 $\pm$ 14.92	20.77 $\pm$ 15.83	0.511

OI= oblíquo interno; RA= reto abdominal; MU= multífido lombar; IL= iliocostal lombar; D= direito; E= esquerdo. * p < 0.05.

Tabela 4. Comparação dos coeficientes de inclinação da reta dos valores de FM obtidos durante o teste de Biering-Sorensen (média $\pm$ desvio padrão).

Músculo	Grupo Controle	Grupo Experimental	p
MU D	- 0.58 $\pm$ 0.77	- 0.93 $\pm$ 0.83	0.184
MU E	- 0.79 $\pm$ 0.56	- 0.58 $\pm$ 0.51	0.211
IL D	- 0.45 $\pm$ 0.38	- 0.41 $\pm$ 0.51	0.825
IL E	- 0.27 $\pm$ 0.42	- 0.51 $\pm$ 0.45	0.099

OI= oblíquo interno; RA= reto abdominal; MU= multífido lombar; IL= iliocostal lombar; D= direito; E= esquerdo.

LEGENDA DAS FIGURAS

Figura 1. Cadeira adaptada para os testes de contração voluntária máxima.

Figura 2. Posição inicial do teste de Biering-Sorensen (A). Execução do teste de Biering-Sorensen (B).

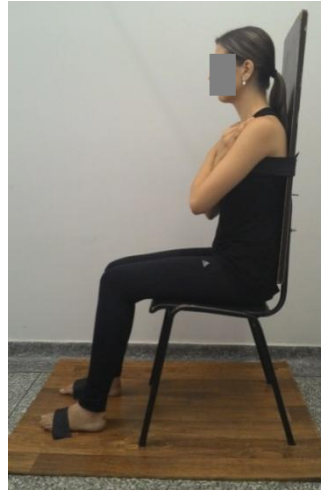


Figura 1

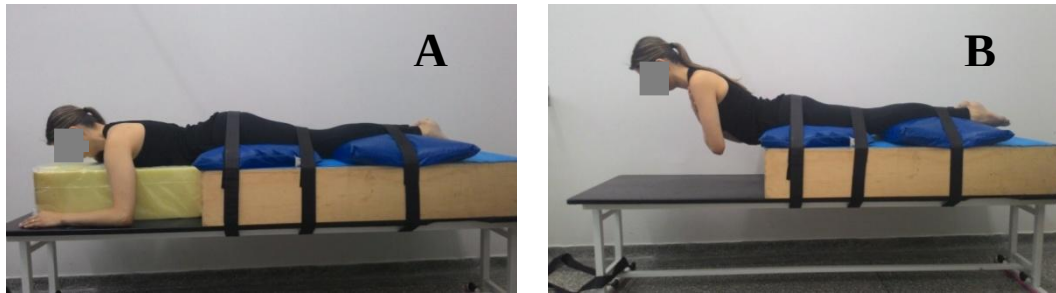


Figura 2

3.2. Artigo II – Redigido conforme as normas Revista Brasileira de Reumatologia.

Resposta antecipatória do oblíquo interno em pessoas saudáveis e indivíduos com dor lombar recorrente.

Ângela Kazue Morita¹, Nise Ribeiro Marques², Marcelo Tavella Navega³.

1. Aluna de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias do Instituto de Biociências – Unesp – *Campus* de Rio Claro.

2. Professora Doutora do Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Filosofia e Ciências – Unesp – *Campus* de Marília.

3. Professor Livre Docente do Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias do Instituto de Biociências – Unesp – *Campus* de Rio Claro.

Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Faculdade de Filosofia e Ciências – Unesp – *Campus* de Marília.

Endereço para correspondência:

Centro de Estudos da Educação e da Saúde – CEES/Unesp. Avenida Vicente Ferreira, 1278 – Bairro Cascata. CEP 17515-901. Marília/SP – Brasil

E-mail: angela.morita@yahoo.com.br

Telefone: 55 (014) 3402-1320

Não há conflito de interesse.

Título abreviado: Resposta antecipatória do tronco na dor lombar recorrente.

RESUMO

Objetivos: comparar o tempo de reação (*onset*) muscular do tronco, entre sujeitos saudáveis e com dor lombar recorrente, frente à desestabilização postural; ainda, nesta mesma condição, comparar o *onset* muscular do tronco, entre os lados ipsilateral e contralateral ao membro superior dominante, nos sujeitos saudáveis e com dor lombar.

Métodos: participaram deste estudo, 38 sujeitos sedentários e de ambos os gêneros, divididos em: grupo com dor lombar (n= 19) e grupo de sujeitos saudáveis (n= 19). Todos os participantes executaram o teste de perturbação postural, correspondente à rápida elevação do membro superior dominante. Os sinais eletromiográficos do oblíquo interno (OI) e multífidos (MU) foram coletados bilateralmente, enquanto os sinais do reto abdominal, iliocostal e deltoide anterior foram coletados unilateralmente, ipsilateral ao membro superior dominante.

Resultados: na comparação entre os grupos, sujeitos com dor lombar apresentaram respostas mais rápidas do OI contralateral ($p= 0,016$), em comparação aos sujeitos saudáveis, ao sofrerem à desestabilização postural. Sujeitos saudáveis apresentaram diferença significativa entre o *onset* do OI ipsilateral e contralateral ($p= 0,043$), que foram, respectivamente, o primeiro e o último músculo ativado durante esta tarefa; não foram encontradas diferenças entre os lados do OI ($p= 0,513$) e MU ($p= 0,232$) para os sujeitos com dor lombar e este grupo ativou todos os músculos flexores seguidos dos extensores do tronco.

Conclusão: a dor lombar recorrente provoca alteração das respostas motoras provocadas pela perturbação postural. As adaptações neuromusculares da dor lombar recorrente parecem favorecer as rápidas respostas do OI contralateral, quando a perturbação postural é provocada pela rápida elevação do membro superior dominante.

Palavras-chaves: ajustes posturais antecipatórios, estabilidade, dor lombar, músculos abdominais.

1. INTRODUÇÃO

A estabilidade é definida como uma estimativa da tolerância do sistema musculoesquelético à ocorrência de lesões. Em relação ao tronco, a estabilidade depende da habilidade do controle neuromuscular em limitar os padrões de deslocamento intervertebrais excessivos, com a finalidade de evitar lesões estruturais da coluna vertebral, prevenir a ocorrência de dor e incapacidade funcional.^{1,2} A instabilidade ocorre com a diminuição da rigidez do tronco, que provoca movimentos inadequados, como segmentos vertebrais hipermóveis, e favorece o surgimento de danos teciduais.³

O controle neuromuscular íntegro coordena e corrige os micromovimentos articulares.¹ Estudos pregressos verificaram que a desestabilização postural, provocada pela elevação do membro superior, é controlada por meio de uma resposta pré-programada dos músculos do tronco. Mudanças no recrutamento motor, tais como o atraso no tempo de reação muscular, poderiam resultar numa proteção inadequada às estruturas que compõem a coluna vertebral.⁴⁻⁸

Com base nos estudos sobre o padrão de ativação muscular do tronco, Hodges e Richardson⁴ desenvolveram uma das teorias mais estudadas e empregadas clinicamente para o tratamento da dor lombar.⁹ Esta teoria apoiou-se na capacidade do transversos do abdômen e oblíquo interno (OI) em estabilizar a coluna lombar por meio do tensionamento da fáscia toracolombar. Este mecanismo aumentaria a pressão intra-abdominal e tornaria a coluna mais rígida.^{4,8,10-12}

Em pessoas saudáveis, a ativação dos músculos abdominais profundos antecederia a ativação de qualquer outro músculo do tronco e seria inespecífica quanto ao sentido da desestabilização.⁴ Já o recrutamento antecipatório dos músculos superficiais ocorreria quando o seu torque é oposto ao sentido das forças reativas que agem sobre a coluna, iniciando um

movimento preparatório para “amortecer” estas forças. O atraso da ativação dos músculos abdominais profundos foi considerado um déficit do controle motor automático em garantir o aumento da rigidez segmentar, e foi apontada como uma das principais causas do desenvolvimento e recorrência da dor lombar.^{4,5,10}

Porém, atualmente, há uma tendência entre os estudos que refuta o pressuposto da estabilização proporcionada pela ativação bilateral antecipatória do transverso do abdômen e OI.¹³⁻¹⁷ Segundo estes autores, não existe uma função diferenciada entre os músculos profundos e superficiais do tronco e todos reagiriam ao estímulo perturbatório com a finalidade de neutralizar as forças reativas. Isto, em conjunto com as baixas de evidências sobre a efetividade do treinamento isolado dos músculos abdominais profundos em modificar o tempo dos ajustes posturais antecipatórios, também levam à contestação da teoria da estabilização.^{13,17,18}

Ao se considerar a dor lombar recorrente como um importante problema de saúde pública¹⁹ e que os mecanismos causais e de recidiva do sintoma álgico permanecem não esclarecidos, novos estudos se fazem necessários para esclarecer as lacunas presentes na literatura e tornar efetivas as estratégias de reabilitação dos pacientes acometidos por esta síndrome. Observa-se que a investigação bilateral do tempo de reação muscular do tronco foi pouco estudada em sujeitos com dor lombar recorrente^{8,20} e em sua maioria, foram realizadas somente com sujeitos saudáveis.¹³⁻¹⁶

Desta forma, o objetivo do presente estudo foi comparar, em situação de desestabilização postural, o tempo de reação muscular do tronco entre sujeitos saudáveis e com dor lombar recorrente inespecífica. Ainda, nesta mesma condição, teve-se como objetivo, comparar o tempo de reação muscular do tronco, entre os lados ipsilateral e contralateral ao membro superior dominante, nos sujeitos saudáveis e com dor lombar. Espera-se que sujeitos

com dor lombar apresentem padrão de recrutamento muscular do tronco diferente de pessoas saudáveis e que a sequência de ativação esteja relacionada com o sentido do movimento.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1. Participantes.

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa local (processo número: 0948/2014) e todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Participaram deste estudo, 38 indivíduos sedentários, divididos em dois grupos: grupo controle, formado por 19 participantes saudáveis, com idades entre 27 e 53 anos; grupo experimental, formado por 19 participantes com dor lombar recorrente inespecífica, com idades entre 26 e 56 anos. Em ambos os grupos, o número de mulheres (12) e homens (7) foram os mesmos. As amostras foram homogêneas quanto às características antropométricas (Tabela 1). Todos participantes foram recrutados de dentro de uma universidade e a partir de listas de espera de uma clínica escola da comunidade.

Para participar do estudo, os voluntários não poderiam apresentar dor lombar de causa específica; restrição para realizar a flexão completa de ombro do lado dominante; obesidade ($IMC \geq 30 \text{ Kg.m}^2$); deformidades vertebrais que acarretassem perda de função; histórico de cirurgia lombar; histórico de doença neuromuscular ou articular; incapacidade para compreender e executar as tarefas; gestação atual ou parto que tenha ocorrido nos 6 meses prévios à participação do estudo; e presença de outra patologia dolorosa crônica. O grupo experimental foi composto por participantes com relato de pelo menos 2 episódios de dor lombar nos 3 meses prévios à avaliação do estudo, além de se apresentarem aptos para a realização dos testes. Foram incluídos no grupo controle indivíduos que não apresentaram dor

lombar nos últimos 12 meses. Uma avaliação clínica foi realizada para identificar os fatores de não inclusão deste estudo.

2.2. Procedimentos

Os procedimentos para coleta de dados foram realizados em uma única visita ao ambiente de coleta. Inicialmente, foram registrados os dados referentes às variáveis antropométricas, a dominância manual e a caracterização do sintoma álgico (frequência e gravidade). A intensidade da dor foi quantificada por meio da escala visual analógica (EVA), em que 0 cm corresponde à ausência de dor e 10 cm, à pior dor possível.²¹ O Questionário de Incapacidade Rollad Morris foi aplicado para avaliar a capacidade funcional dos participantes com dor lombar. Os resultados podem variar entre 0 a 24, sendo que zero corresponde à ausência de incapacidade e 24 a uma incapacidade severa causada pela dor lombar.²¹ O *Fear Avoidance Beliefs Questionnaire* (FABQ) abordou os aspectos cognitivos comportamentais dos indivíduos com dor. O escore obtido na subescala do FAB-*Work* varia de 0 a 42 pontos e na subescala do FABQ-*Physical* varia de 0 a 24 pontos, e quanto maior o escore, mais negativa é a percepção da influência da dor lombar sobre estes domínios.²² Os participantes com suspeita de dor lombar associada à radiculopatia foram submetidos à avaliação dos reflexos tendinosos, da força muscular e da sensibilidade dos membros inferiores, e também, aos testes de Laségue e manobra de Valsava. Esta avaliação consiste na identificação de casos de dor lombar com origem específica.

2.3. Eletromiografia

Eletrodos retangulares duplos (Ag/AgCl) de superfície e autoadesivos (3M do Brasil, Sumaré, BRA), com área de 1 cm² e distância inter-eletrodo de 2 cm, foram posicionados, bilateralmente, ao longo das fibras musculares do OI e multífido lombar (MU), e

unilateralmente, do mesmo lado do membro superior dominante, sobre as fibras superiores do reto abdominal (RA), iliocostal lombar (IL) e deltoide anterior (DA).

Os eletrodos foram posicionados sobre o OI, a 2 cm inferior e medial às espinhas ilíacas ântero-superiores;⁸ RA, a 3 cm acima da cicatriz onfálica e 2 cm laterais à linha média;²³ MU, ao nível do processo espinhoso de L5, sobre a linha formada pela espinha ilíaca pósterio-superior e o espaço intervertebral de L1 e L2; e IL, a um dedo de largura medial e paralelo à linha formada pela espinha ilíaca pósterio-superior e o ponto mais inferior da 12ª costela, ao nível do processo espinhoso de L2; e DA, a um dedo de largura distal e anterior ao acrômio.²⁴ O local onde é fixado o eletrodo sobre o OI também é captado o sinal do transverso do abdômen, uma vez que as suas fibras são unidas neste ponto.²⁵ No presente estudo, considerou-se apenas o OI, por se tratar de um músculo mais superficial e mais adequado para a eletromiografia de superfície.

A superfície cutânea foi previamente preparada, por meio da tricotomia e aplicação de álcool, sobre a pele limpa, com uso de uma gaze, para reduzir a impedância da pele.²⁴

Os sinais biológicos foram captados por meio do eletromiógrafo de modelo EMG 830C (EMG System do Brasil, São José dos Campos, BRA) de 8 canais, software EMG Lab (EMG System do Brasil, São José dos Campos, BRA), programado com frequência de amostragem de 2000 Hz e ganho total de 2000 vezes (20 vezes no eletrodo e 100 vezes no equipamento). O módulo de rejeição comum do equipamento era maior do que 100 dB, a impedância do sistema igual a 109 Ohms e taxa de ruído do sinal menor do que 3 µV.

2.4. Teste de perturbação postural

O teste de perturbação postural proposto por Hodges e Richardson (1996)⁴ foi adaptado no presente estudo, em que o membro superior elevado foi o dominante, ao invés da padronização pelo lado direito empregada por estes autores. O participante deveria realizar a

flexão do ombro a partir da posição vertical relaxada, com os membros superiores ao lado do corpo, até atingir o arco de 180°, com extensão completa de cotovelo.^{4,8} Os indivíduos foram orientados a realizarem o movimento o mais rápido possível, priorizando a velocidade do movimento, ao invés da precisão. Nesse sentido, a velocidade não foi controlada por dispositivo, pois a restrição comportamental imposta por este poderia produzir uma variação da sequência temporal da contração dos músculos posturais.⁴ O movimento foi iniciado após o comando verbal do avaliador. Previamente à avaliação, os participantes foram familiarizados com a execução do teste. As tentativas foram repetidas dez vezes.

2.5. Análise de dados

O sinal eletromiográfico foi processado em ambiente Matlab (Mathworks®, Natick, USA) por meio de um filtro *Butterworth* passa-banda de 20 a 500 Hz. O sinal foi retificado pelo método de onda completa e suavizado utilizando um filtro passa baixa *Butterworth* de 4ª ordem, com frequência de corte de 6Hz, para criação do envoltório linear.

Para a detecção do tempo de reação muscular (*onset* muscular) foi utilizado o método do limiar, considerando o início da ativação o momento em que houver uma alteração de dois desvios padrão em relação à linha de base.⁴ O intervalo de tempo considerado antecipatório foi de 100 ms antes até 50 ms após o início da ativação do deltoide anterior.⁴ No presente estudo, os valores negativos e positivos indicam que o *onset* ocorreu, respectivamente, antes e depois do início da ativação do deltoide anterior.

2.6. Análise estatística

A análise estatística foi realizada no pacote estatístico PASW *Statistics* 18 (SPSS inc.). A normalidade dos dados foi testada por meio do teste de Shapiro-Wilk. O teste t-*Student*

para amostras independentes foi aplicado para a comparação das variáveis eletromiográficas. O nível de significância foi ajustado em $p < 0,05$.

3. RESULTADOS.

3.1. Caracterização do grupo experimental.

Os sujeitos do grupo com dor lombar relataram apresentar esta disfunção dolorosa há $9,11 \pm 7,83$ anos (variação de 1 a 25 anos), e entre estes, 15,78% necessitaram de atendimento médico e 26,31 % fizeram uso de medicação, por causa da lombalgia. A intensidade média da dor lombar, mensurada pela EVA no momento da avaliação, foi de $2,23 \pm 2,86$ cm. O Questionário de Incapacidade Rolland Morris obteve pontuação média de $3,21 \pm 2,55$ pontos, que representa 13,3 % da sua pontuação máxima. A subescala trabalho do FABQ foi pontuada em $10,78 \pm 10,17$ pontos (25,6 %) e a subescala atividade física foi pontuada em $10,26 \pm 8,38$ pontos (42,7 %). Houve um participante com o membro superior esquerdo dominante no grupo controle e dois no experimental. Dois participantes foram suspeitos de apresentar dor lombar associada à radiculopatia, porém ao serem avaliados pelos pesquisadores, foram classificados como dor lombar de origem inespecífica.

3.2. Onset muscular

Na comparação dos valores de *onset* entre os grupos, houve diferença significativa para o OI contralateral ($p= 0,016$) ao membro superior elevado (Tabela 2), em que o grupo experimental apresentou resposta mais rápida em relação ao controle.

Na comparação dos valores de *onset* entre os lados contralateral e ipsilateral ao membro superior elevado, dentro de cada grupo, houve diferença significativa apenas para o OI do grupo controle ($p= 0,043$), em que o lado ipsilateral foi ativado antes do contralateral.

Nesta análise, não foram encontradas diferenças significativas entre os lados do OI ($p= 0,513$) e MU ($p= 0,232$) para os sujeitos com dor lombar (Figura 1).

4. DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi investigar o início do tempo de reação dos músculos do tronco, ao se gerar uma perturbação postural, em pessoas saudáveis e sujeitos com dor lombar recorrente. Todos os valores médios de *onset* de ambos os grupos ocorreram dentro do intervalo antecipatório. Como esperado, os resultados demonstraram que ambos os grupos adotaram diferentes estratégias de ativação dos músculos analisados, ao elevarem rapidamente o membro superior dominante. Os sujeitos com dor lombar ativaram todos os músculos abdominais previamente aos músculos extensores lombares. Já o grupo controle apresentou o OI ipsilateral e o contralateral, respectivamente, como o primeiro e último músculo ativados nesta tarefa, o que acarretou na diferença significativa ao comparar os lados do OI neste grupo. Na comparação entre os grupos, sujeitos com dor lombar apresentaram uma resposta mais rápida do OI contralateral, o que tornou próximo os tempos de reação muscular entre o OI ipsilateral e contralateral neste grupo.

No grupo controle, a diferença no *onset* entre os lados contralateral e ipsilateral do OI sugere que não houve uma ativação simétrica destes músculos, o que pode ser considerado satisfatório, tendo em vista a característica unilateral da atividade de desestabilização. Este achado corrobora com outros autores^{14-16,26} e contesta a teoria da estabilização proposta por Hodges e Richardson.⁴

Nos estudos pioneiros sobre a estabilização lombar,^{4,5} o sinal eletromiográfico foi captado unilateralmente, do lado esquerdo do tronco, durante a elevação do membro superior direito. A partir destes resultados, os autores sugeriram que a contração bilateral do transversos

do abdômen estabilizaria o tronco, por meio do tensionamento da fáscia toracolombar. Ainda, propôs-se que a co-contração dos músculos abdominais profundos antecederia o tempo de reação de qualquer outro músculo do tronco e não dependeria do sentido da desestabilização postural.^{4,5}

Entretanto, assim como encontrado em estudos prévios,^{14-16,26} a presente análise bilateral do sinal eletromiográfico dos músculos do tronco permitiu identificar um padrão assimétrico do tempo de reação do OI em indivíduos saudáveis. É bem estabelecido na literatura que transverso do abdômen e as fibras inferiores do OI estão entrelaçadas medialmente à espinha ilíaca ântero-superior e desempenham ações semelhantes.^{11,25} Desta forma, observa-se que os músculos abdominais profundos também participam do controle da orientação postural do tronco por meio de um padrão diagonal de recrutamento muscular.¹⁵ Sugere-se que a sequência de ativação muscular ocorra de acordo com o sentido das forças reativas, com o objetivo de neutralizá-las, e que tanto os músculos profundos como os superficiais do tronco desempenham esta função.

Já indivíduos com dor lombar recorrente apresentaram respostas simétricas entre os lados do OI, visto que ativam mais rapidamente o OI contralateral ao membro superior elevado, quando comparados ao grupo controle. As estratégias de restrição de movimento adotadas pelos pacientes com dor lombar, com a finalidade de evitar a piora ou surgimento do sintoma álgico e novas lesões,^{27,28} podem justificar os achados do presente estudo.

O aumento da atividade dos músculos ventrais e dorsais do tronco é o principal mecanismo utilizado pela população clínica com dor lombar para manter a rigidez do tronco e diminuir a sua amplitude de movimento.^{21,29,30} Mesmo com a remissão do sintoma álgico, esse aumento da ativação é mantido.^{21,27} Alguns autores^{31,32} propõem que a pré-ativação agonista-antagonista tem a função de favorecer a capacidade de reação muscular a um

estímulo de desestabilização postural, assim como, minimizar o seu atraso eletromecânico ao facilitar respostas motoras rápidas.

Nesse sentido, o aumento da atividade muscular do tronco, presente nos participantes com dor lombar, poderia ser a causa, tanto da resposta muscular simétrica entre os lados do OI, como das rápidas respostas de ativação dos músculos abdominais encontradas neste grupo. Lariviere et al.³³ apontam que o sintoma álgico leva à ocorrência de ajustes posturais mais rápidos, possivelmente resultado de uma estratégia preventiva quanto ao aumento da dor.

Diferente do proposto por alguns autores,^{4,5} a rápida elevação do membro do superior parece gerar forças reativas em extensão do tronco, uma vez que os músculos abdominais são os primeiros a serem ativados. Além disso, sugere-se que o possível aumento da atividade muscular do tronco, no grupo com dor lombar, faz com que os movimentos ocorram somente no plano sagital, uma vez que todos os músculos abdominais foram ativados e em seguida, os músculos eretores lombares. Já no grupo controle, a mesma tarefa pode ter levado a ocorrência de movimentos nos planos sagital e transversal, com ações musculares em flexão e rotação do tronco.

Desta forma, sujeitos saudáveis são caracterizados pela assimetria das respostas do OI quando uma desestabilização é gerada pelo rápido movimento de flexão do ombro dominante. Sujeitos com dor lombar apresentam respostas rápidas de ativação dos músculos sinergistas abdominais. Isto implica, na prática clínica, na inadequação do teste de perturbação postural como instrumento de avaliação de tratamentos baseados na co-contração dos músculos abdominais profundos.³⁴ Este fato justificaria a ausência de modificações no tempo de reação muscular do tronco, após protocolos com exercícios de estabilização lombar.^{13,17,35} Ainda, segundo uma revisão de literatura, mudanças no tempo de reação do transverso do abdômen não tendem a estar associadas com as melhoras clínicas encontradas nestes pacientes.¹⁸ Os

resultados da intervenção, baseados na co-contracção dos músculos abdominais profundos, poderiam ser melhor avaliados por meio de testes funcionais que impliquem em aumento de torque muscular do tronco.

O presente estudo apresenta como limitação a ausência da análise bilateral dos músculos RA e IL, em consequência do número de canais do eletromiógrafo. Ainda, não foi realizada a investigação do índice de co-contracção durante o teste de perturbação postural. Sugere-se que os próximos estudos incluam a análise cinemática durante o teste de perturbação postural, para identificar o sentido e a amplitude dos movimentos do tronco, e relacionar os resultados com a seleção dos músculos recrutados.

5. CONCLUSÃO

Frente a um estímulo de desestabilização postural gerada por um movimento de elevação do membro superior dominante, o sistema de controle neuromuscular íntegro produz respostas assimétricas dos músculos OI contralateral e ipsilateral, enquanto na presença de dor lombar recorrente, as respostas são simétricas, com rápida ativação dos músculos abdominais, seguido dos músculos extensores lombares.

6. REFERÊNCIAS

1. Panjabi MM. The stabilizing System of the spine. Part I. Function, múltiplos , adaptation, and enhancement. J Spinal Disord. 1992; 5(4): 383-89.
2. Granata KP, Slota GP. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. Hum Factors. 2004; 46(1): 81-91.

3. Izzo R, Guarnieri G, Guglielmi G, Muto M. Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *Eur J Radiol.* 2013; 82(1): 118-26.
4. Hodges P, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. *Spine.* 1996; 21(22): 2640-50.
5. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80(9): 1005-12.
6. Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait Posture.* 2005; 22(4): 295-301.
7. Hall L, Tsao H, Macdonald D, Coppieters M, Hodges PW. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(5):763–77.
8. Masse´-Alarie H, Flamand VH, Moffet H, Schneider C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res.* 2012; 218(1): 99-109.
9. Yamato TP, Maher CG, Saragiotto BT, Hancock MJ, Ostelo RW, Cabral CM et al. Pilates for low back pain. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015; 73p.
10. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominais in lumbo-pelvic stability? *Man Ther.* 1999; 4(2): 71-86.
11. Willard FH, Vleeming A, Schuenke MD, Danneels L, Schleip R. The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations. *J Anat.* 2012; 221(6): 507–36.
12. Mccook, D.T.; Vicenzino, B.; Hodges, P.W. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009; 19(5): 754-62.

13. Allison GT. Abdominal muscle feedforward activation in patients with chronic low back pain is largely unaffected by 8 weeks of core stability training. *J Physiother.* 2012; 58(3): 200.
14. Morris SL, Lay B, Allison GT. Corset hypothesis rebutted – transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. *Clin Biomech.* 2012; 27(3): 249-54.
15. Morris SL, Lay B, Allison GT. Transversus abdominis is part of a global not local muscle synergy during arm movement. *Hum Mov Sci.* 2013; 32(5):1176-85.
16. Davarian S, Maroufi N, Ebrahimi E, Parnianpour M, Farahmand F. Normal postural responses preceding shoulder flexion: co-activation or asymmetric activation of transverse abdominis? *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014; 27(4): 545-51.
17. Lomond KV, Jacobs JV, Hitt JR, DeSarno MJ, Bunn JY, Henry SM. Effects of low back pain stabilization or movement system impairment treatments on voluntary postural adjustments: a randomized controlled trial. *Spine J.* 2015; 15(4):596-606.
18. Wong AY, Parent EC, Funabashi M, Kawchuk GN. Do changes in transversus abdominis and lumbar multifidus during conservative treatment explain changes in clinical outcomes related to nonspecific low back pain? A systematic review. *J Pain.* 2014; 15(4):377.e1–377.e35
19. Ladeira CE. Evidence based practice guidelines for management of low back pain: physical therapy implications. *Rev Bras Fisioter.* 2011; 15(3): 190-9.
20. Massé-Alarie H, Beaulieu LD, Preuss R, Schneider C. Task-specificity of bilateral anticipatory activation of the deep abdominal muscles in healthy and chronic low back pain populations. *Gait Posture.* 2015; 41(2):440-7.

21. Butler HL, Hubley-Kozey CL, Kozey JW. Changes in electromyographic activity of trunk muscles within the sub- acute phase for individuals deemed recovered from a low back injury. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(2): 369-77.
22. Abreu AM, Faria CDCM, Cardos SMV, Teixeira-Salmela LF. Versão brasileira do Fear Avoidance Beliefs Questionnaire. *Cad Saúde Pública.* 2008; 24(3): 615-23.
23. Clark KM, Holt LE, Sinyard J. Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises. *J Strenght Cond Res.* 2003; 17(3); 475-83.
24. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Rau G, Disselhorst-Klug C, Stegeman DF, et al. Recommendations for sensor locations on individual muscles. *Senian.* [Acesso em: 20 set. 2013]. Disponível em:< <http://www.seniam.org> >.
25. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(5):477-89.
26. Allison GT, Morris SL, Lay B. Feedforward responses of transverses abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008; 38(5): 228-37
27. D'Hooze R, Hodges P, Tsao H, Hall H, Macdonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; .23(1): 173–81.
28. Freddolini M, Strike S, Lee RYW. Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. *Hum Mov Sci.* 2014; 36: 70-9.
29. Van Dieen JH, Selen LPJ, Cholewicki J. Trunk muscle activation on low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003; 13(4): 333-51.

30. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013; 23(4): 778-86.
31. Freddolini M, Strike S, Lee RYW. The role of trunk muscles in sitting balance control in people with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2014; 24(6): 947-53.
32. Oomen NMCW, Reeves NP, Priess MD , van Dieën JH. Trunk muscle coactivation is tuned to changes in task dynamics to improve responsiveness in a seated balance task. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015; 25: 765-72.
33. Larivière C, Butler H, Sullivan MJ, Fung J. An exploratory study on the effect of pain interference and attentional interference on neuromuscular responses during rapid arm flexion movements. *Clin J Pain.* 2013; 29(3): 265-75.
34. Brooks C, Kennedy S, Marshall PW. Specific trunk and general exercise elicit similar changes in anticipatory postural adjustments in patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Spine.* 2012; 37(25): E1543-50.
35. Vasseljen O, Unsgaard-Tøndel M, Westad C, Mork PJ. Effect of core stability exercises on feed-forward activation of deep abdominal muscles in chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Spine.* 2012; 37(13): 1101-8.

TABELAS

Tabela 1. Dados antropométricos (média $\pm$ desvio padrão).

Variáveis	GC (n= 19)	GE (n= 19)	p
Idade (anos)	40,42 $\pm$ 8,63	38,53 $\pm$ 8,12	0,491
Massa corporal (Kg)	69,57 $\pm$ 12,76	68,35 $\pm$ 12,18	0,765
Estatura (m)	1,64 $\pm$ 0,07	1,66 $\pm$ 0,09	0,370
IMC (Kg/m ²)	25,74 $\pm$ 3,87	24,52 $\pm$ 3,18	0,296

GC= grupo controle; GE= grupo experimental; IMC= Índice de Massa Corporal.

Tabela 2. Comparação dos valores de *onset* (ms) obtidos durante o teste de perturbação postural (média $\pm$ desvio padrão).

Músculo	Grupo Controle	Grupo Experimental	P
OI ip	- 49,21 $\pm$ 100,81	- 61,35 $\pm$ 99,75	0,711
OI co	+ 19,72 $\pm$ 101,25	- 44,72 $\pm$ 45,33	0,016 *
MU ip	- 13,63 $\pm$ 25,52	- 11,16 $\pm$ 25,38	0,767
MU co	- 29,71 $\pm$ 33,39	- 20,65 $\pm$ 22,67	0,334
RA ip	- 34,11 $\pm$ 185,55	- 79,43 $\pm$ 162,03	0,428
IL ip	+ 4,24 $\pm$ 52,30	+ 11,18 $\pm$ 34,58	0,633

OI= oblíquo interno; RA= reto abdominal; MU= multífido lombar; IL= Iliocostal lombar; ip= ipsilateral; co= contralateral; * p < 0,05.

FIGURA 1

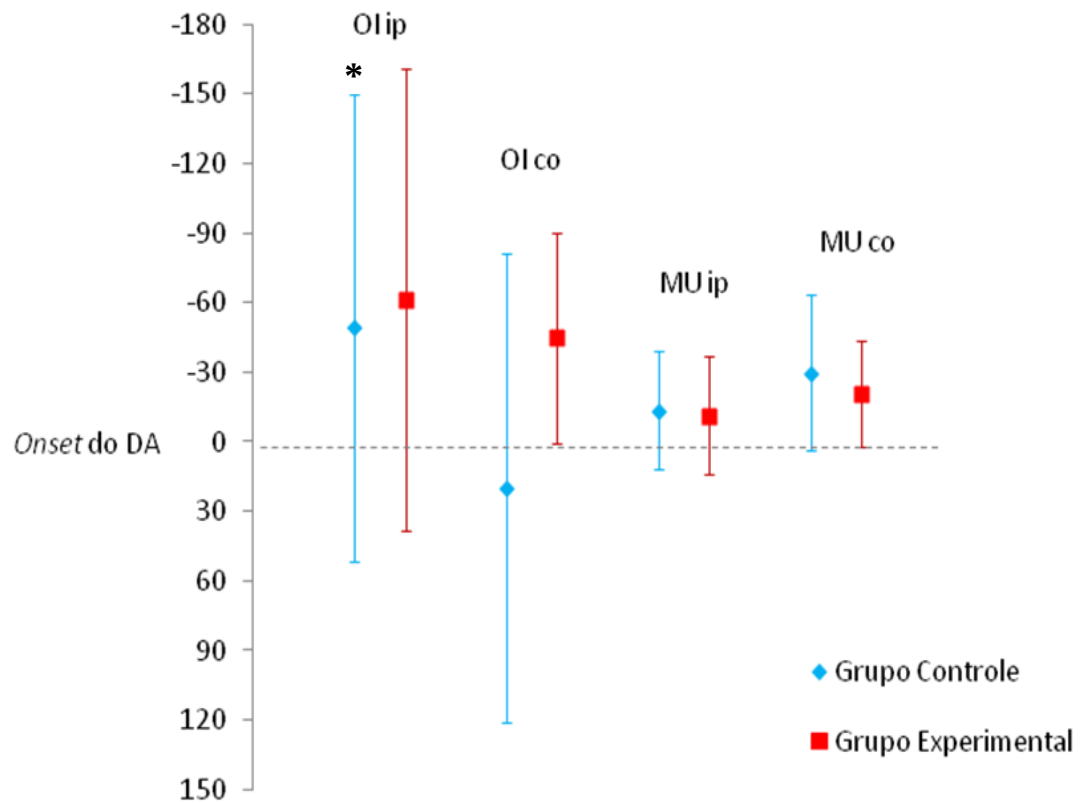


Figura 1. Valores médios e de desvio padrão do *onset* do oblíquo interno (OI) e multífido (MU), ipsilateral (ip) e contralateral (co) ao membro superior elevado, em relação ao *onset* do deltóide anterior (DA), durante o teste de perturbação postural. * $p < 0,05$ na comparação entre os lados do OI para o grupo controle.

REFERÊNCIAS

ABREU A.M.; FARIA, C.D.C.M; CARDOS, S.M.V.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F. Versão brasileira do Fear Avoidance Beliefs Questionnaire. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 24, n.3, p. 615-23, 2008.

AIRAKSINEN, O.; BROX, J.I.; CEDRASCHI, C.; HILDEBRANDT, J.; KLABER-MOFFETT, J.; KOVACS, F.; MANNION, A.F.; REIS, S.; STAAL, J.B.; URSIN, H.; ZANOLI, G. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. **European Spine Journal**, v. 15, Suppl.2, p. 192-300, 2006.

BUTLER H.L.; HUBLEY-KOZEY C.L.; KOZEY, J.W. Changes in electromyographic activity of trunk muscles within the sub- acute phase for individuals deemed recovered from a low back injury. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 23, p. 369–377, 2013.

CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F.; PRESSI, A.M.S.; CASTRO, F.A.S.; TORRE, M.L.; MELO, M.O.; ARAÚJO, L.D.; PASINI, M. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. **Physical Therapy**, v. 88, p. 1061-1067, 2008.

CHOU, R.; QASEEM, A.; SNOW, V.; CASEY, D.; CROSS JR, J.T.; SHEKELLE, P.; OWENS, D.K. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. **Annals of Internal Medicine**, v. 147, p. 478-491, 2007.

DELITTO A.; GEORGE S.Z.; VAN DILLEN L.R.; WHITMAN J.M.; SOWA G.; SHEKELLE P.; DENNINGER T.R.; GODGES J.J. Low back pain. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 42, n.4, 58 p., 2012.

FREDDOLINI M.; STRIKE S.; LEE RYW. Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. **Human Movement & Science**, v. 36, p. 70-79, 2014.

GARCIA, A.N.; GONDO, F.L.B.; COSTA, R.A.; CYRILLO, F.N.; SILVA, T.M.; COSTA, L.C.M.; COSTA, L.O.P. Effectiveness of the back school and mckenzie techniques in patients

with chronic non-specific low back pain: a protocol of a randomised controlled trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 12, n. 179, 7 p., 2011.

GRANATA, K.P.; SLOTA, G.P. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. **Human Factors**, v. 46, n. 1, p. 81-91, 2004.

HALL, L.; TSAO, H.; MACDONALD, D.; COPPIETERS, M.; HODGES, P.W. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 19, p. 763–77, 2009.

HEYDARI, A.; NARGOL, A.V.F.; JONES, A.P.C.; HUMPHREY, A.R.; GREENOUGH, C.G. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain. **Europe Spine Journal**, v. 19, p. 1145–1152, 2010.

HIDES, J.A.; JULL, G.A.; RICHARDSON, C.A. Long-Term Effects of Specific Stabilizing Exercises for First-Episode Low Back Pain. **Spine**, v. 26, n. 11, p. 243–248, 2011.

HODGES, P.; RICHARDSON, C.A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. **Spine**, v. 21, n. 22, p. 2640-2650, 1996.

HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, p. 1005-1012, 1999.

LADEIRA, C.E. Evidence based practice guidelines for management of low back pain: physical therapy implications. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 15, n. 3, p. 190-9, 2011.

LOMOND K.V.; JACOBS J.V.; HITT J.R.; DESARNO M.J.; BUNN J.Y.; HENRY S.M. Effects of low back pain stabilization or movement system impairment treatments on voluntary postural adjustments: a randomized controlled trial. **Spine Journal**, v.15, n.4, p. 596-606, 2015.

MANNION, A.F.; O'RIORDAN, D.; DVORAK, J.; MASHARAWI, Y. The relationship between psychological factors and performance on the Biering-Sørensen back muscle endurance test. **The Spine Journal**, v. 11, p. 849-857, 2011.

MASSE'-ALARIE, H.; FLAMAND, V.H.; MOFFET, H.; SCHNEIDER, C. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. **Experimental Brain Research**, v. 218, p. 99-109, 2012.

MCCOOK, D.T.; VICENZINO, B.; HODGES, P.W. Activity of deep abdominal muscles increases during submaximal flexion and extension efforts but antagonist co-contraction remains unchanged. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 19, p. 754-762, 2009.

NELSON-WONG E, CALLAGHAN JP. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 20, n. 2, p. 256-263, 2010.

NG, J.K.F.; RICHARDSON, C.A.; JULL, G.A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. **Physical Therapy**, v. 11, p. 954-961, 1997.

OOMEN N.M.C.W.; REEVES N.P.; PRIESS M.D.; VAN DIEËN J.H. Trunk muscle coactivation is tuned to changes in task dynamics to improve responsiveness in a seated balance task. **Journal of Electromyography Kinesiology**, v. 25, p. 765-772, 2015.

O'SULLIVAN, P.B.; TWOMEY, L.; ALLISON, G.T. Abdominal muscle recruitment in patients with chronic back pain following a specific exercise intervention. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 27, n. 2, p. 114-124, 1998.

PANJABI, M.M. The stabilizing System of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. **Journal of Spinal Disorders**, v. 5, n. 4, p. 383-389, 1992.

PINTO, R.Z.; FERREIRA, P.H.; FRANCO, M.R.; FERREIRA, M.C.; FERREIRA, M.L.; TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; OLIVEIRA, V.C.; MAHER, C. The effect of lumbar posture

on abdominal muscle thickness during an isometric leg task in people with and without non-specific low back pain. **Manual Therapy**, v. 16, p. 578-584, 2011.

SCHINKEL-IVY A.; NAIRN B.C.; DRAKE J.D.M. Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. **Journal of Electromyography Kinesiology**, v. 23, n. 4, p. 778-786, 2013.

SUNG, P.S. Disability and back muscle fatigability changes following two therapeutic exercise interventions in participants with recurrent low back pain. **Medical Science Monitor**, v. 19, p. 40-48, 2013.

TSUBOI, T.; SATOU, T.; EGAWA, K.; IZUMI, Y.; MIYAZAKI, M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 69, p. 361-366, 1994.

VAN DIEEN J.H.; SELEN L.P.J.; CHOLEWICKI J. Trunk muscle activation on low-back pain patients, an analysis of the literature. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 13, p. 333-351, 2003.

VAN MIDDELKOOP, M.; RUBINSTEIN, S.M.; KUIJPERS, T.; VERHAGEN, A.P.; OSTELO, R.; KOES, B.W.; VAN TULDER, M. A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. **European Spinal Journal**, v. 20, p. 19-39, 2011.

VAN TULDER, M.W.; ASSENDELFT, W.J.; KOES, B.W.; BOUTER, L.M. Spinal radiographic findings and nonspecific low back pain. A systematic review of observational studies. **Spine**, v. 22, p. 427-434, 1997.

VASSELJEN O.; UNSGAARD-TØNDEL M.; WESTAD C.; MORK PJ. Effect of core stability exercises on feed-forward activation of deep abdominal muscles in chronic low back pain: a randomized controlled trial. **Spine**, v.37, n. 13, p. 1101-1108, 2012.

WELLS, C.; KOLT, G.S.; MARSHALL, P.; HILL, B.; BIALOCERKOWSKI, A. Effectiveness of Pilates exercise in treating people with chronic low back pain: a systematic review of systematic reviews. **BMC Medical Research Methodology**, v. 13, n. 7, 12 p., 2013.